



**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**SEGMENTAÇÃO DA ARTÉRIA AORTA EM SEQUÊNCIAS DE
IMAGENS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR CARDÍACA**

**GUSTAVO MAGALHÃES GONDIM
THIAGO ZUCONI VIANA**

Brasília – DF
Dezembro de 2008

**GUSTAVO MAGALHÃES GONDIM
THIAGO ZUCONI VIANA**

**SEGMENTAÇÃO DA ARTÉRIA AORTA EM SEQUÊNCIAS DE
IMAGENS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR CARDÍACA**

**Trabalho de Conclusão de Curso
submetido à Universidade de Brasília, como
requisito parcial para obtenção do título de
Engenheiro Eletricista.**

**Orientadores: Professora Juliana Fernandes Camapum
Professor João Luiz Azevedo de Carvalho**

Brasília - DF
Dezembro de 2008

**GUSTAVO MAGALHÃES GONDIM
THIAGO ZUCONI VIANA**

**Segmentação da artéria aorta em seqüências de imagens de ressonância
magnética nuclear cardíaca**

**Trabalho de Conclusão de Curso
submetido à Universidade de Brasília, como
requisito parcial para obtenção do título de
Engenheiro Eletricista.**

Banca Examinadora

Juliana Fernandes Camapum, ENE/UnB/PhD.

João Luiz Azevedo de Carvalho, ENE/UnB/ PhD.

Alexandre Ricardo Soares Romariz, ENE/UnB/PhD.

Brasília - DF
Dezembro de 2008

FICHA CATALOGRÁFICA

VIANA, T. Z., GONDIM, G. M.

Segmentação da artéria aorta em seqüências de imagens de ressonância magnética nuclear cardíaca

[Distrito Federal] 2008.

xiii, 98p., 297mm (ENE/FT/UnB, Engenharia Elétrica, 2008).

Projeto Final de Graduação – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica

1. Processamento de Imagens Médicas	2. Ressonância Magnética Nuclear
3. Segmentação de Imagens	4. Artéria Aorta
5. Estimacão de Movimento	6. Morfologia
I. ENE/FT/UnB	II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

VIANA, T. Z., GONDIM, G. M. (2008). *Segmentação da artéria aorta em seqüências de imagens de ressonância magnética nuclear cardíaca*. Projeto final de Graduação, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 98p.

CESSÃO DE DIREITOS

NOME DOS AUTORES: Thiago Zuconi Viana e Gustavo Magalhães Gondim

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Segmentação da artéria aorta em seqüências de imagens de ressonância magnética nuclear cardíaca.

GRAU/ANO: Bacharel em Engenharia Elétrica/2008.

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias deste Projeto Final de Graduação e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de graduação pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

Thiago Zuconi Viana

Gustavo Magalhães Gondim

Dedicatória(s)

Dedico esse trabalho à minha família que sempre foi minha fortaleza, porto seguro, fazendo dos meus sonhos nossos sonhos.

Gustavo Magalhães Gondim

Dedico esse trabalho à minha família e amigos pela ajuda inestimável nos momentos difíceis e pela alegria compartilhada a cada pequeno passo cumprido.

Thiago Zuconi Viana

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à minha família, Euna, Osvaldo e Luana pelo amor, carinho, apoio, confiança e cumplicidade que foram condição primordial e inspiração para que o projeto de ser engenheiro se tornasse realidade.

À minha namorada Camilla pelo carinho, amor e compreensão nas horas em que mais precisei.

Fica meu agradecimento especial também aos grandes amigos que fiz ao longo do curso de engenharia elétrica na UnB, provavelmente a herança mais importante que levarei do curso, e, sem os quais, a concretização desse projeto não seria possível. Ao amigo Zuconi companheiro de curso e de projeto pelo apoio, companheirismo e tantas horas passadas no GPDS.

Aos nossos orientadores Juliana e João pelo apoio constante, confiança e disponibilidade ao longo de toda a elaboração do projeto. Também ao professor Adson pela inspiração e incentivo à elaboração de nosso tema.

Finalmente, agradeço a Deus por me abençoar e me tornar capaz, não deixando que eu desanimasse ao longo dessa trajetória.

Gustavo Magalhães Gondim

Aos nossos orientadores, Professora Juliana Fernandes Camapum e Prof. João Luiz Azevedo de Carvalho, pelo incentivo, simpatia e presteza no auxílio às atividades e discussões sobre o andamento e normatização deste projeto. Obrigado também ao Prof. Adson Ferreira da Rocha por ter nos guiado com indicações e sugestões na etapa inicial deste trabalho.

Agradeço à minha família pelo carinho, apoio, confiança e cumplicidade que foram condição primordial e inspiração para que o projeto de ser engenheiro se tornasse realidade.

Fica meu mais sincero agradecimento a todos os meus grandes amigos que me incentivaram durante o decorrer deste curso. Lembrando em especial dos amigos que fiz ao longo do curso de engenharia elétrica na UnB, sem os quais a concretização desse projeto não seria possível. Ao amigo Gondim pela paciência, companheirismo e compreensão durante os longos dias de elaboração deste projeto.

Por fim, agradeço a Deus pela proteção no dia de ontem e no dia de hoje, por estar comigo em todos os momentos, me guiando, abençoando e dando força, tornando todo sonho uma realidade possível.

Thiago Zuconi Viana

RESUMO

O diagnóstico de inúmeras patologias cardíacas é realizado a partir do estudo das câmaras e estruturas diversas que compõem o coração. Para a elaboração deste estudo, na maior parte das vezes, é realizado um método manual de delimitação das estruturas cardíacas.

O presente trabalho apresenta a descrição de algoritmos, compostos de técnicas de processamento de imagens, que têm por objetivo implementar a segmentação automática da artéria aorta em exames realizados em um aparelho de ressonância magnética nuclear.

Faz parte do escopo do trabalho apresentar uma análise da fisiologia do coração bem como apresentar um estudo sobre os princípios envolvidos num exame de ressonância magnética nuclear.

Este é um projeto que visa auxiliar médicos especialistas a elaborarem diagnósticos precisos de patologias cardíacas a partir da investigação das características anatômicas de estruturas cardíacas como a artéria aorta.

Durante a etapa do pré-processamento, faz-se o estudo de uma seqüência de quadros consecutivos de um determinado batimento cardíaco, obtendo-se uma estimação de movimento entre os pixels desses quadros. A partir desse procedimento, obtém-se um quadro que apresenta menos movimento relativo entre os pixels. Em seguida, faz-se a implementação da correção gamma (γ), seguida da aplicação de um filtro de alto-reforço do tipo *FIR* (*Finite Impulse Response*) e outro do tipo *LoG* (*Laplacian of Gaussian*). O próximo passo é constituído da segmentação propriamente dita através da limiarização de níveis de cinza. Finalmente, realiza-se a extração do contorno da artéria aorta.

O segundo método proposto difere do primeiro pelo fato de que não foi feita a estimação de movimento, mas sim a escolha de um quadro com boa riqueza de detalhes da estrutura da artéria aorta. O restante da etapa do pré-processamento foi equivalente ao do primeiro método. Neste método a segmentação foi feita utilizando-se multi-crescimento de regiões seguida da segmentação *watershed* para fazer a extração do contorno. Neste método foi feito o uso do programa SAPPI (Sistema de Auxílio à Pesquisa em Processamento de Imagens).

As bordas da artéria obtidas são sobrepostas às imagens originais para verificação dos resultados do estudo. Quando comparadas com as imagens originais, pôde-se verificar, até mesmo visualmente, o êxito na delimitação da borda da artéria

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1: Passos fundamentais em processamento de imagem	1
Figura 2.1: Esquema das quatro cavidades do coração humano	7
Figura 2.2: Principais estruturas do coração	8
Figura 2.3: O caminho do sangue.....	9
Figura 2.4: Fluxo sanguíneo no coração e nos grandes vasos, durante o ciclo cardíaco	13
Figura 2.5: Eventos do ciclo cardíaco mostrando a onda P, complexo QRS e onda T	14
Figura 2.6: Onda característica do ECG	14
Figura 3.1: Representação do movimento de precessão do próton	21
Figura 3.2: Estados de energia do próton de Hidrogênio em um campo magnético.....	23
Figura 3.3: Seleção do corte e variação do campo eletromagnético	26
Figura 3.4: Espessura do corte a partir da largura de banda	26
Figura 3.5: Aplicação do gradiente Gy.....	27
Figura 3.6: Aplicação do gradiente Gx.....	28
Figura 3.7: Comparação entre imagens de RM obtida através de contraste.	30
Figura 3.8: Relação entre T1 e T2.....	31
Figura 3.9: Diagrama de pulsos de uma seqüência <i>spin echo</i>	34
Figura 3.10: Sequência de pulso 2DFT	36
Figura 3.11: Geração da imagem a partir do espaço K	37
Figura 3.12: Sequência de pulso em aquisições em espiral	38
Figura 4.1: Ilustração esquemática de uma imagem digital.....	41
Figura 4.2: Fluxograma para o processamento de imagens.....	46
Figura 5.1: Projecção do corte realizado referente a uma imagem de ressonância magnética..	48
Figura 5.2: Diagrama de blocos do algoritmo de segmentação com detecção e rejeição de quadros com movimento. curto-circuito.....	50
Figura 5.3: Seleção de quadros de um mesmo ciclo para análise de movimento	52
Figura 5.4:Estimação do filtro óptico entre quadros consecutivos.	52
Figura 5.5: Imagens após redução de ruído	53
Figura 5.6: Imagem resultante da média dos quadros não eliminados interpolada (512x512 pixels).....	54
Figura 5.7: Diferentes padrões de correção <i>gamma</i>	55
Figura 5.8: Histograma da imagem média.....	56
Figura 5.9: Análise <i>pixel a pixel</i> realizada na ferramenta <i>Imtool</i> .no <i>MatLab</i>	57

Figura 5.10: Imagem após redução de ruídos (correção <i>gamma</i>).	57
Figura 5.11: Histograma da imagem média após correção <i>gamma</i>	58
Figura 5.12: Filtragem de auto-reforço.	59
Figura 5.13: Resultado da aplicação do filtro de alto-reforço do tipo <i>LoG</i>	60
Figura 5.14: Fechamento morfológico em escala de cinza.	62
Figura 5.15: Histogramas.	63
Figura 5.16: Imagem Binarizada.	64
Figura 5.17: Imagem apresentando componentes conectados com rótulos diferentes.	65
Figura 5.18: Região da artéria aorta	66
Figura 5.19: Segmentação.	67
Figura 5.20: Resultados obtidos	69
Figura 5.21: Diagrama de blocos do algoritmo de segmentação com detecção	70
Figura 5.22: Pré-processamento	72
Figura 5.23: Imagem resultante da etapa de pré-processamento	73
Figura 5.24: Multi-crescimento de regiões	74
Figura 5.25: Segmentação <i>watershed</i> .	76
Figura 5.26: Método de segmentação da aorta ascendente utilizando imagens isoladas, multi crescimento de regiões e <i>watershed</i> .	76
Figura 5.27: Resultados obtidos	78
Figura A.1: Dilatação do primeiro quadrado a partir de dois elementos estruturantes distintos.	87
Figura A.2: Exemplo de erosão morfológica.	87
Figura A.3: Implementação da abertura morfológica.	89
Figura A.4: Implementação do fechamento morfológico.	89
Figura A.5: Dilatação em nível de cinza.	91
Figura A.6: Erosão em nível de cinza.	92
Figura A.7: Resultados das operações morfológicas sobre a imagem.	93
Figura A.8: Interpolação bicúbica.	95
Figura A.9. Interpolação bicúbica	95
Figura A.10: Aplicação de filtros passa altas com diferentes frequências de corte	96
Figura A.11: Implementação de diferentes filtros passa-altas.	97
Figura A.12: Passos básicos para filtragem de imagem.	97
Figura A.13: Representação do filtro <i>LoG</i> e sua máscara 5X5.	98

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1: A relação da velocidade da onda do pulso com a elasticidade da aorta.....	16
Tabela 3.1: Valores de T1 e T2 para tecidos e órgãos diversos.....	31
Tabela 5.1: Parâmetros do escaneamento	47

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	Objetivos e metas	3
1.2	Estrutura do documento	4
2	FISIOLOGIA DO CORAÇÃO	6
2.1	Localização	6
2.2	Forma e características básicas	6
2.3	Morfologia	7
2.4	O arranjo dos vasos sanguíneos	8
2.5	A funcionalidade de cada parte do coração.....	9
2.6	O ciclo cardíaco	11
2.7	O pulso e a aorta.....	15
2.8	Variabilidade da frequência cardíaca	16
2.9	Variabilidade do volume sistólico.....	17
3	PRINCÍPIOS E APLICAÇÕES DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR.....	19
3.1	Histórico.....	19
3.2	RMN como método de diagnóstico.....	20
3.3	Hidrogênio	21
3.4	<i>Spin</i>	22
3.5	O exame de RMN	23
3.5.1	Amplificador de RF.....	24
3.5.2	Gradientes.....	25
3.6	Mecanismos de contraste T1, T2 e T2*	29
3.7	Parâmetros TR e TE.....	31
3.8	Sequências de pulsos.....	33
3.8.1	<i>Spin Echo</i>	33
3.8.2	<i>Gradient Echo</i>	35
3.9	Espaço K e Aquisições <i>2DFT</i>	35
3.10	Sequências de pulso em espiral.....	38
4	PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS.....	40
4.1	Imagens Digitais	40
4.2	Imagens Médicas.....	41
4.3	Classificação dos métodos de processamento.....	43
4.4	Estrutura geral dos métodos de segmentação.....	44

5	DESCRIÇÃO DO MÉTODO PROPOSTO PRA SEGMENTAÇÃO	47
5.1	Método de segmentação da aorta ascendente com detecção e rejeição de quadros com movimento utilizando elementos conectados e limiarização	49
5.1.1	Etapa de pré-processamento	50
5.1.1.1	Redução de ruído através da média de quadros de um mesmo ciclo cardíaco.....	51
5.1.1.2	Ampliação da imagem através de interpolação bicúbica.....	54
5.1.1.3	Aguçamento da borda da artéria aorta.....	54
5.1.2	Estágio de segmentação.....	62
5.1.2.1	Extração do contorno.....	66
5.1.3	Aplicação do método de segmentação com detecção e rejeição de quadros utilizando as imagens originais (128x128 pixels).....	68
5.2	Método de segmentação da aorta ascendente utilizando imagens isoladas, multi-crescimento de regiões e <i>watershed</i>	70
5.2.1	Etapa de pré-processamento	70
5.2.2	Estágio de segmentação.....	73
5.2.3	Aplicação do método de segmentação da aorta ascendente utilizando imagens isoladas, multi-crescimento de regiões e <i>watershed</i> utilizando imagens originais (128x128)	77
6	CONCLUSÕES	79
6.1	Propostas para trabalhos futuros	80
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	81
	APÊNDICE	86
A.1	Morfologia	86
A.1.1	Dilatação.....	86
A.1.2	Erosão.....	87
A.1.3	Abertura.....	89
A.1.4	Fechamento	89
A.1.5	Gradiente morfológico	90
A.2	Operadores morfológicos em níveis de cinza.....	90
A.2.1	Dilatação.....	91
A.2.2	Erosão.....	91
A.2.3	Abertura e Fechamento	92
A.3	Interpolação bicúbica	94
A.4	Filtros	96
A.4.1	Filtros <i>FIR</i> passa-altas	96
A.4.2	Filtros <i>LoG</i>	97

1. INTRODUÇÃO

Métodos para diagnósticos de patologias diversas, análises clínicas de parâmetros e morfologia humanos têm sido realizados nos dias de hoje, principalmente, através de aquisição de imagens em duas ou três dimensões. Alguns dos meios mais comumente usados para estes fins são: raios-X, tomografia computadorizada, ecocardiograma e ressonância magnética.

Com a disponibilização de imagens digitais, geradas por tomografias computadorizadas, ressonância magnética e ultra-sonografia, por exemplo, a pesquisa na área de processamento de imagens médicas cresceu exponencialmente. As aplicações são inúmeras, abrangendo desde o auxílio ao diagnóstico médico a sistemas de arquivamento e transmissão de imagens por meio de redes de comunicação [1].

Na engenharia elétrica e ciência da computação, processamento de imagens consiste no processamento de sinais onde o sinal de entrada é uma imagem enquanto o de saída pode ser uma imagem ou um conjunto de parâmetros e características relacionados a uma imagem. O processamento de imagens constitui técnicas que tentam extrair informações das imagens, como textura, densidade, volume e área, por exemplo. As técnicas que tratam da compressão, reconstrução e detecção de bordas em objetos, também são do escopo do processamento de imagens [1].

O interesse em métodos de processamento de imagens digitais decorre de duas áreas principais de aplicação: melhoria de informação visual para a interpretação humana e o processamento de dados de cenas para percepção automática através de máquinas [2].

Na Figura 1.1 pode-se observar o modelo de um sistema de processamento de imagens:

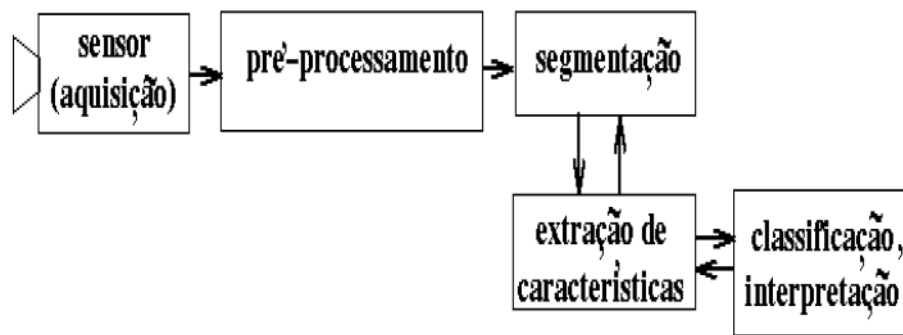


Figura 1.1 Passos fundamentais em processamento de imagem [3].

O presente trabalho propõe um estudo direcionado para a etapa de segmentação de imagens, que pode ser definida como sendo um método computacional que divide a imagem de entrada em partes ou objetos constituintes usando atributos como forma textura, cor, movimento dentre outros [2].

Um campo do processamento de imagens extremamente pesquisado atualmente é a segmentação de órgãos e estruturas em imagens cardíacas. O presente trabalho apresenta um estudo feito através da implementação de um algoritmo que realiza a segmentação da artéria aorta, a maior e mais importante artéria cardíaca, em imagens obtidas através de um exame de ressonância magnética.

Técnicas de segmentação como as utilizadas neste trabalho podem auxiliar no diagnóstico de doenças graves como o aneurisma da aorta, definido como uma dilatação anormal, localizada e permanente de uma artéria como consequência de um enfraquecimento de sua parede, ou de uma solitação anormal sobre a estrutura normal da parede da artéria [4]. A estenose aórtica, patologia do coração definida como uma abertura incompleta da valva aórtica, gerando um gradiente pressórico sistólico entre o ventrículo esquerdo e a raiz da artéria aorta [5]. Outra doença seria a coarctação da aorta, patologia que se caracteriza por um estreitamento segmentar da artéria aorta, geralmente localizado a montante da emergência da artéria subclávia esquerda e, em dois terços das crianças, leva ao desenvolvimento de hipertensão arterial [6].

Grande parte do diagnóstico de patologias cardíacas pode ser realizado graças à capacidade do exame de ressonância da visualização em três dimensões e em tempo real. É com a utilização destas propriedades, por exemplo, que se pode monitorar a variabilidade do fluxo sanguíneo no coração a cada batimento. Variabilidade esta que mede o volume de sangue ejetado pelo ventrículo a cada batimento cardíaco, é o chamado volume sistólico. A importância do estudo deste parâmetro de variabilidade se dá pelo fato de que através da análise de como o valor do volume ejetado varia batimento a batimento é possível se obter informações a respeito do controle autonômico do sistema nervoso sobre o sistema cardio-respiratório.

No presente estudo, as aquisições foram realizadas em tempo real justamente para poder mensurar este volume. O volume é medido a partir da área obtida na segmentação

multiplicando-se este valor pela velocidade de fluxo calculada pela diferença de fase entre duas imagens consecutivas.

A variabilidade do volume sistólico, ou seja, a variação do volume de sangue ejetado pelo coração a cada batimento cardíaco, fornece informação sobre o sistema nervoso autônomo, conectando a variabilidade da frequência cardíaca com a variabilidade da pressão sanguínea e a variabilidade de retorno venoso. Tal variável pode ser medida de maneira não invasiva por meio de ressonância magnética, usando a técnica de contraste de fase em tempo real com aquisições em espiral [7] e [8]. O fluxo sanguíneo é calculado multiplicando a área de seção da artéria aorta pela velocidade média do sangue. No entanto, devido à baixa resolução das imagens adquiridas em tempo-real, e aos diversos artefatos associados ao uso de aquisições em espiral, o cálculo da área de seção da aorta se mostra um desafio. O presente estudo apresenta o desenvolvimento de um método para segmentação da parede da artéria aorta em imagens de ressonância magnética cardíaca, com o objetivo de melhorar a precisão na medição da variabilidade do volume sistólico, oferecendo assim uma ferramenta inédita para o estudo do controle autonômico sobre o sistema cardiorrespiratório.

No presente trabalho é também apresentado um estudo dos exames de ressonância magnética bem como dos princípios envolvidos na aquisição dos sinais envolvidos nesta tecnologia.

1.1 OBJETIVOS E METAS

O principal objetivo do presente trabalho é propor um algoritmo, usando o *software MatLab*, capaz de realizar a segmentação automática de bordas da artéria aorta, permitindo o cálculo do volume sistólico associado a cada batimento cardíaco.

Com o intuito de atingir o objetivo proposto, traçou-se um conjunto de metas a serem cumpridas:

- pré-processamento das imagens, reduzindo o ruído presente na maioria dos quadros;
- segmentação automática do diâmetro da artéria aorta em exames de ressonância magnética;

- minimizar a influência do operador ou médico afim de reduzir a variabilidade nas bordas obtidas a partir dos exames;
- propor a comparação dos resultados obtidos com resultados obtidos a partir de segmentações manuais;
- propor a implementação completa do algoritmo utilizando-se o *software MatLab*.

1.2 ESTRUTURA DO DOCUMENTO

O presente trabalho é constituído de seis capítulos. Este é o primeiro composto de uma visão geral dos assuntos que constituirão o documento e da introdução ao tema a ser abordado.

O segundo capítulo apresenta uma análise fisiológica do coração, descrevendo suas principais estruturas, com ênfase à artéria aorta, e a função de cada uma delas no funcionamento cardíaco, apresentando as principais etapas do ciclo cardíaco e fazendo um estudo sobre a variabilidade cardíaca, uma das principais motivações para realização de um projeto como esse.

O terceiro capítulo fornece uma visão sobre os princípios envolvidos em ressonância magnética nuclear. Descreve-se como se dá seu funcionamento na obtenção de imagens bem como etapas do processo de formação destas e os principais componentes do equipamento que possibilitam a aquisição dos sinais.

No quarto capítulo é feita uma análise sobre os princípios e a origem do conceito processamento de imagens, sua aplicação na área médica e por fim uma descrição dos métodos de processamento e segmentação utilizados no trabalho, nas etapas de pré e pós processamento.

O quinto capítulo apresenta todo o procedimento feito no estudo, mostrando a aplicação de cada método utilizado e uma análise detalhada sobre a motivação da realização de cada passo experimental. São mostradas as imagens resultantes de cada etapa, possibilitando assim a observância do efeito de cada ferramenta de processamento sobre a imagem cardíaca original.

O sexto capítulo destina-se a apresentar as conclusões sobre o projeto feito bem como sugestões de aplicações diversas do algoritmo e propostas para desenvolvimento de projetos futuros nas áreas de conhecimento abordadas ao longo do projeto.

Finalmente, é apresentado um Apêndice, onde é dada uma abordagem aos princípios de morfologia matemática, interpolação bicúbica além dos princípios envolvidos nos filtros de alto-reforço utilizados no estudo.

2. FISILOGIA DO CORAÇÃO

O desenvolvimento de algoritmos para detectar o contorno de partes do coração requer o conhecimento básico de suas estruturas, formas e cortes utilizados nas rotinas clínicas. Assim, este capítulo procura dar ao leitor uma melhor compreensão da estrutura e fisiologia desse órgão tão importante para o corpo humano, trazendo alguns conceitos básicos, sua estrutura interna e o ciclo cardíaco.

2.1. LOCALIZAÇÃO

O coração situa-se na cavidade torácica, atrás e ligeiramente à esquerda do osso do esterno, acima do músculo diafragma sobre o qual em parte repousa. Sua maior porção se encontra à esquerda do plano mediano do corpo, disposto obliquamente de forma que a base é medial e o ápice lateral. O maior eixo do coração, denominado eixo longitudinal (da base ao ápice), é oblíquo e forma um ângulo de aproximadamente 40° com o plano horizontal e também com o plano mediano do corpo [9, 10].

2.2. FORMA E CARACTERÍSTICAS BÁSICAS

Um coração adulto é do tamanho aproximado de um punho fechado e pesa em média cerca de 400g, medindo cerca de 12 cm de comprimento por 8 a 9 cm de largura. É um órgão muscular e oco, formado por um tipo de tecido especial, denominado tecido muscular estriado cardíaco, que o reveste [11].

Ele tem a forma aproximada de um cone truncado, apresentando uma base, um ápice e faces. Sua base não tem uma delimitação nítida. Isto porque corresponde à área ocupada pelas raízes dos grandes vasos da base do coração, isto é, vasos através dos quais o sangue chega ou sai do coração [9].

2.3. MORFOLOGIA

Quando as paredes do coração são abertas, verifica-se a existência de septos, subdividindo-o em quatro câmaras ou cavidades distintas. O septo horizontal (ou septo átrio-ventricular) divide o coração em duas porções, superior e inferior. Na porção superior encontra-se o septo sagital (ou septo inter-atrial), que a divide em duas câmaras: átrios direito e esquerdo. Na porção inferior encontra-se o septo sagital (ou septo interventricular), que a divide em duas câmaras: ventrículos direito e esquerdo. O septo átrio-ventricular possui dois orifícios, um à direita e outro à esquerda, chamados óstios átrio-ventriculares direito e esquerdo, os quais possibilitam a comunicação do átrio direito com o ventrículo direito e do átrio esquerdo com o ventrículo esquerdo. Eles são providos de dispositivos que permitem a passagem do sangue somente do átrio para o ventrículo: são as valvas átrio-ventriculares (vide Figura 2.1).

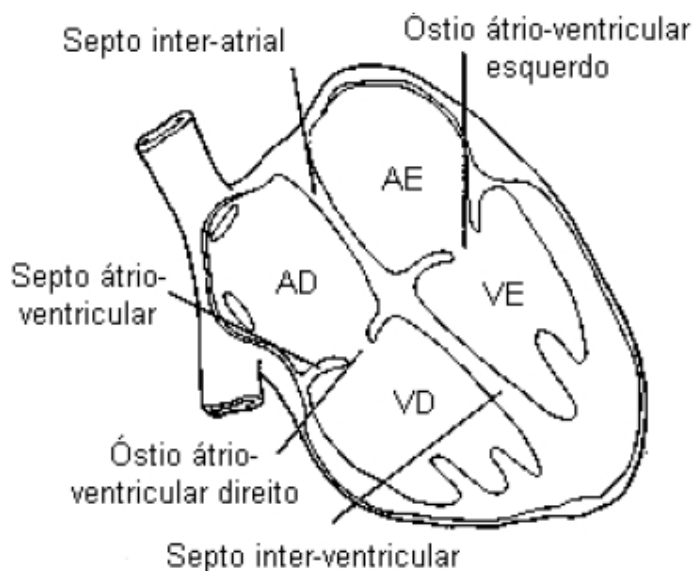


Figura 2.1 – Esquema das quatro cavidades do coração humano [9].

Para a total separação entre essas quatro câmaras (dois átrios e dois ventrículos) que constituem a cavidade interna do coração, existem orifícios entre os átrios e ventrículos com dispositivos orientadores da corrente sanguínea que são chamadas de valvas ou válvulas. As valvas que separam o átrio direito do ventrículo direito e o átrio esquerdo do ventrículo esquerdo são chamadas, respectivamente de valva tricúspide e valva mitral. Essas e outras válvulas cardíacas podem ser observadas na Figura 2.2 [12]. Suas respectivas funções e localizações serão discutidas mais adiante.

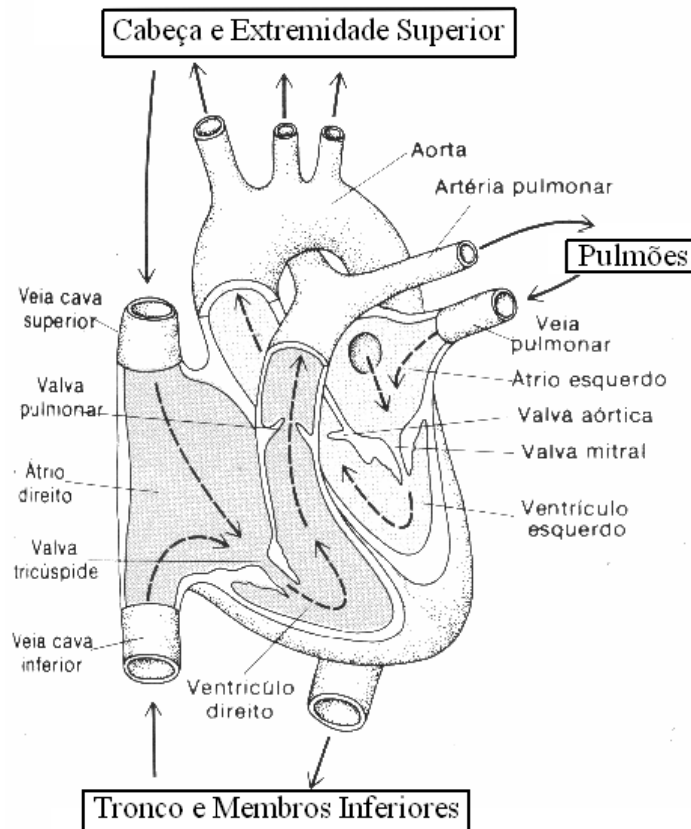


Figura 2.2 - Principais estruturas do coração. Adaptado de [11].

2.4. O ARRANJO DOS VASOS SANGUÍNEOS

Além dos vasos que chegam e saem do coração, no átrio direito desembocam a veia cava superior e a veia cava inferior. No átrio esquerdo desembocam as veias pulmonares, em número de quatro (duas de cada pulmão). Do ventrículo direito sai o tronco pulmonar, que após curto trajeto bifurca-se em artérias pulmonar direita e esquerda, para os respectivos pulmões. Do ventrículo esquerdo sai a artéria aorta, que se dirige inicialmente para cima e depois para trás e para a esquerda, formando assim o arco aórtico (vide Figura 2.2) [12].

Ao nível dos orifícios de saída do tronco pulmonar e da aorta, respectivamente no ventrículo direito e esquerdo, existem dispositivos para impedir o retorno do sangue por ocasião do enchimento dos ventrículos (diástole ventricular): são a valva do tronco pulmonar e a valva aórtica. Cada uma dessas valvas é constituída por três válvulas semilunares.

As veias cava superior e inferior são os vasos responsáveis por trazer ao átrio direito o sangue proveniente do corpo humano, pobre em oxigênio. Do átrio por sua vez, o sangue segue para o ventrículo direito, de onde é bombeado através da artéria pulmonar para os pulmões. Esse sangue realiza as trocas gasosas nos pulmões, e retorna rico em oxigênio pela veia pulmonar até o átrio esquerdo. Do átrio esquerdo o sangue passa para o ventrículo esquerdo, de onde é bombeado para o restante do corpo, através da aorta. Depois disso, o ciclo recomeça, com o sangue retornando do restante do corpo humano para o coração [13]. A Figura 2.3 apresenta a direção e o caminho que o sangue percorre dentro do coração e após ser bombeado para o restante do corpo.

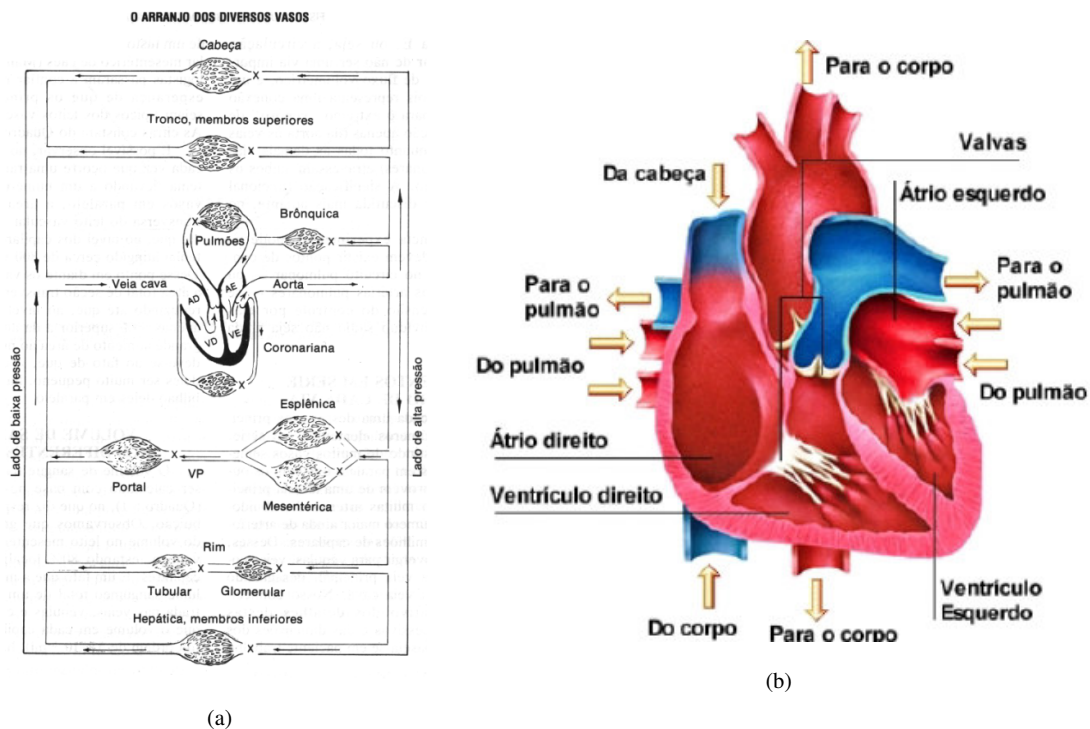


Figura 2.3 - O caminho do sangue no sistema cardiovascular: (a) arranjo das vias paralelas por onde a circulação passa da aorta à veia cava. [14]; (b) o coração em corte de quatro câmaras [15].

2.5. A FUNCIONALIDADE DE CADA PARTE DO CORAÇÃO

A função principal do coração é impulsionar o sangue nos vasos do sistema circulatório. Assim, seu funcionamento é semelhante ao de uma bomba e é dividido em etapas, que compõem o ciclo cardíaco [10].

Essa “bomba” contrátil-propulsora chamada coração é formada, na realidade, por duas bombas distintas: uma é o coração direito, que bombeia o sangue para os pulmões e a outra é o coração esquerdo, que bombeia o sangue para as outras partes do corpo. Cada um desses “dois corações” é formado por duas câmaras separadas: o átrio e o ventrículo, já citados anteriormente. Como visto, não há comunicação direta entre esses dois lados do coração. Entre o ventrículo e o átrio de cada um dos lados há uma válvula que separa completamente as duas cavidades.

Os átrios funcionam como bombas de reforço, que forçam a passagem de sangue adicional para os ventrículos, antes que ocorra a contração ventricular. Isso aumenta a eficiência ventricular. Então, os ventrículos direito e esquerdo contraem-se com grande força, bombeando o sangue para os pulmões e para a circulação sistêmica, respectivamente. Dessa forma, o sangue flui ao longo de um circuito contínuo, que é o sistema circulatório [16].

Tendo a responsabilidade de bombear o sangue para todo o corpo, os ventrículos são a fonte principal de potência para gerar o movimento do sangue através do sistema vascular. Portanto, os ventrículos são chamados de bombas de potência. Ainda, se compararmos os dois ventrículos, o ventrículo esquerdo realiza mais trabalho, e sua parede apresenta, normalmente, mais que o dobro da espessura da parede do ventrículo direito. Outro fato é que o ventrículo esquerdo, em sua função sistólica, é responsável por bombear o sangue oxigenado para a artéria aorta e, conseqüentemente, para todos os tecidos, incluindo o próprio miocárdio, através das artérias coronárias [17].

As quatro válvulas cardíacas participam do ciclo cardíaco com a função de orientar o fluxo sanguíneo, não deixando o sangue fluir para trás, e garantindo que ele siga unicamente para frente quando o coração contrai. A válvula tricúspide impede o refluxo do sangue do ventrículo direito para o átrio direito e a válvula mitral impede o refluxo do ventrículo esquerdo para o átrio esquerdo, enquanto as válvulas pulmonar e aórtica, respectivamente, impedem o refluxo para os ventrículos direito e esquerdo do sangue dos sistemas pulmonar e arterial sistêmico. Essas valvas exercem funções idênticas às das válvulas de qualquer bomba de compressão, pois nenhuma bomba desse tipo pode funcionar eficientemente se houver fluxo em ambos os sentidos [16].

2.6. O CICLO CARDÍACO

Agora que já discutimos toda a anatomia e as funções de cada parte que forma o coração, é possível reunir todas essas informações em uma seqüência de eventos que denomina-se ciclo cardíaco.

O ciclo cardíaco é a seqüência de fatos que acontece a cada batimento cardíaco. Ciclicamente, o coração se contrai e relaxa. Na fase da contração ou sístole, o sangue é ejetado na direção das artérias. Quando relaxa, recebe o sangue proveniente das veias, na fase chamada diástole [18].

O sangue, ao atingir o átrio direito, trazido pelas grandes veias, é forçado pela contração atrial a passar pela válvula tricúspide enchendo o ventrículo direito. O ventrículo direito bombeia o sangue através da válvula pulmonar para a artéria pulmonar e, daí para os pulmões e, finalmente, pelas veias pulmonares, para o átrio esquerdo. A contração do átrio esquerdo força o sangue a passar pela válvula mitral para o ventrículo esquerdo, de onde, pela válvula aórtica, atinge a aorta e, por essa artéria, atinge toda a circulação sistêmica (vide Figura 2.2 e 2.3 (b)) [16].

Depois que a válvula aórtica se fecha, a pressão aórtica cai lentamente, durante toda a diástole, porque o sangue armazenado nas artérias elásticas distendidas flui continuamente pelos vasos periféricos e volta às veias. Antes que o ventrículo se contraia novamente, a pressão aórtica cai novamente até cerca de dois terços de sua pressão máxima.

A curva de pressão da artéria pulmonar é similar a da aorta, com a diferença de que as pressões são cerca de um sexto dos valores aórticos [17].

O ciclo cardíaco pode assim ser dividido nas seguintes etapas (Figura 2.4):

a) Fim da diástole: ao fim da diástole, as válvulas mitral e tricúspide situadas entre os átrios e os ventrículos estão abertas enquanto as válvulas aórtica e pulmonar estão fechadas. O sangue flui para o coração durante a diástole, enchendo os átrios e ventrículos. A velocidade do enchimento diminui à medida que os ventrículos se distendem. E especialmente quando a frequência cardíaca é baixa, as cúspides das válvulas atrioventriculares (AV) deslocam-se em direção à posição de fechamento. A pressão nos ventrículos permanece baixa.

b) Sístole atrial: a contração do átrio impulsiona um volume de sangue adicional para os ventrículos aumentando sua eficiência, porém cerca de 70% do enchimento ventricular ocorre passivamente durante a diástole. Os orifícios da veia cava superior e inferior e das veias pulmonares são estreitados pela contração do miocárdio atrial que os circunda. Desta forma, a inércia do sangue que se movimenta para o coração tende a manter sangue em seu interior. Entretanto, existe algum refluxo para as veias durante a sístole atrial.

c) Sístole ventricular: a sístole ventricular pode claramente ser dividida em duas fases distintas, como apresentado a seguir:

i. **Contração Ventricular Isovolumétrica:** essa fase perdura até a abertura das valvas aórticas e pulmonares. Inicialmente as válvulas mitral e tricúspide estão fechadas, o músculo ventricular se encurta relativamente pouco, mas a pressão intraventricular aumenta rapidamente à medida que o miocárdio pressiona o sangue no interior do ventrículo. Esse período dura até que as pressões nos ventrículos esquerdo e direito excedam as pressões na aorta e na artéria pulmonar fazendo com que suas válvulas se abram. Durante a contração isovolumétrica, as válvulas AV formam um abaulamento em direção aos átrios, causando pequena e rápida elevação da pressão atrial.

ii. **Expulsão Ventricular:** no instante em que a pressão do ventrículo esquerdo ultrapassa a pressão diastólica na aorta e a do ventrículo esquerdo ultrapassa a pressão diastólica da artéria pulmonar, abrem-se as válvulas aórtica e pulmonar e começa a fase de expulsão ventricular. Inicialmente a ejeção ventricular é rápida tornando-se mais lenta à medida que a sístole progride. A pressão intraventricular aumenta até um máximo e depois começa a diminuir gradualmente até o término da sístole ventricular. No fim da sístole, a pressão aórtica excede a intraventricular, porém, devido à inércia, o sangue continua seu movimento durante um curto período. As válvulas AV são puxadas para baixo pela contração do miocárdio ventricular causando uma queda na pressão intra-atrial. Ao final da sístole, cerca de 50 ml de sangue ainda permanecem em cada ventrículo.

d) Início da Diástole: essa fase inicia-se quando o músculo do miocárdio ventricular está completamente contraído e a pressão intraventricular que já se encontra em declínio começa a diminuir mais rapidamente, período chamado de protodiástole. Esse processo termina quando a inércia do sangue ejetado é superada e as válvulas aórtica e pulmonar se fecham, provocando vibrações transitórias no sangue e nas paredes dos vasos sanguíneos. Após o fechamento das válvulas, a pressão nos ventrículos continua a cair rapidamente durante a fase

do relaxamento isométrico dos ventrículos. Esse relaxamento termina quando a pressão ventricular atinge valor abaixo da pressão atrial e as válvulas AV se abrem, permitindo o enchimento dos ventrículos novamente. Inicialmente o enchimento é rápido, diminuindo quando a contração ventricular seguinte se aproxima. Nesse ponto, a pressão intra-atrial cai para depois se elevar até a próxima sístole atrial.

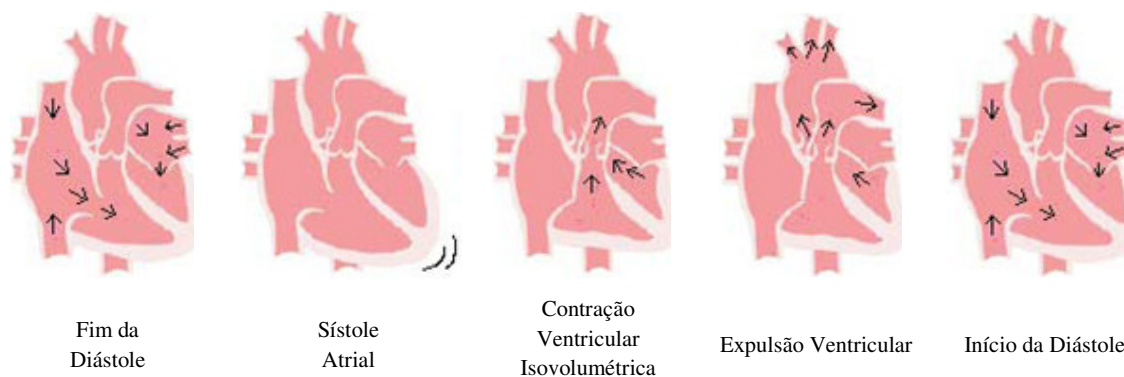


Figura 2.4 – Fluxo sanguíneo no coração e nos grandes vasos, durante o ciclo cardíaco [15].

Um clínico, ao examinar o coração, pode notar os períodos de sístole e diástole pelas bulhas cardíacas. Normalmente, dois sons são ouvidos durante cada ciclo cardíaco. O primeiro é baixo, ligeiramente prolongado (primeira bulha), causado pelas vibrações produzidas pelo fechamento súbito das válvulas mitral e tricúspide no início da sístole ventricular. O segundo é mais curto, agudo (segunda bulha), causado pelas vibrações associadas ao fechamento das válvulas aórtica e pulmonar, logo após o final da sístole ventricular. Uma terceira bulha suave e grave é ouvida no terço inicial da diástole em muitos indivíduos jovens e normais. Ela coincide com o período de enchimento rápido do ventrículo, e é provavelmente consequência das vibrações provocadas pelo influxo do sangue [18].

A Figura 2.5 mostra os diferentes eventos durante o ciclo cardíaco para o lado esquerdo do coração. Os três traçados superiores mostram as variações da pressão na aorta, no ventrículo e átrio esquerdos. O quarto traçado mostra as variações do volume ventricular e a o quinto traçado mostra a curva de um eletrocardiograma (ECG).

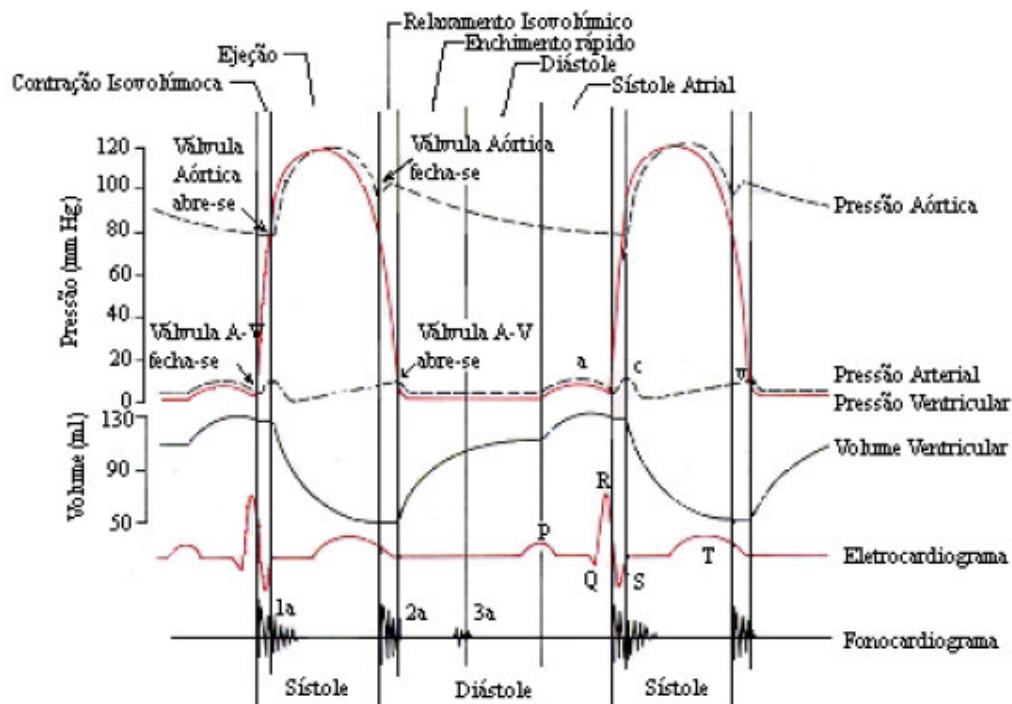


Figura 2.5 – Eventos do ciclo cardíaco mostrando a onda P, complexo QRS e onda T [19].

O eletrocardiograma (ECG) é um exame, amplamente utilizado nos diagnósticos cardíacos, que estuda a atividade elétrica no coração. Ele mostra em sua saída uma forma de onda bastante característica, através da qual é possível acompanhar as fases do ciclo cardíaco, o ritmo e o intervalo das contrações. Dessa forma, pode-se identificar cardiopatias diretamente associadas a estes parâmetros. O sinal de ECG também pode ser utilizado como um meio de sincronizar outros exames, através dos quais são obtidos outros parâmetros importantes. A Figura 2.6 ilustra a forma de onda comum do ECG, com a correspondência às fases do ciclo cardíaco:

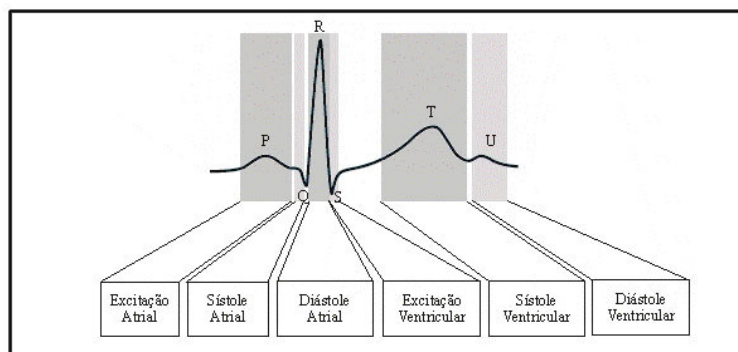


Figura 2.6 - Onda característica do ECG. Adaptado de [20].

Na Figura 2.6 pode-se observar as principais componentes da onda de ECG [18]:

- i) Onda P: corresponde ao início do ciclo cardíaco e despolarização do átrio;
- ii) Intervalo PR: representa o tempo durante o qual o sinal elétrico é conduzido pelas paredes do átrio e através do nódulo AV;
- iii) Complexo QRS: corresponde à despolarização dos ventrículos e repolarização dos átrios;
- iv) Onda T: representa a repolarização ventricular.

O ECG é, portanto, uma importante ferramenta importante para diagnósticos relacionados ao coração.

2.7. O PULSO E A AORTA

O pulso é um parâmetro relativamente simples de ser medido. O pulso, gerado pelo fluxo sanguíneo durante a ejeção rápida do sangue pelo ventrículo no momento da sístole, propaga-se através das artérias do corpo humano, e pode ser mais facilmente percebido em alguns pontos particulares, como nas artérias localizadas nos punhos e nas laterais do pescoço. Como o pulso é gerado por cada contração do ventrículo, ele pode ser usado como um indicador da frequência cardíaca e do ritmo das contrações do ventrículo – se estas ocorrem de forma regular ou irregular. Dessa forma, algumas cardiopatias, como a arritmia, podem ser identificadas através da observação do pulso.

Durante a sístole ventricular, a entrada de sangue na aorta faz com que sua parede se distenda e sua pressão se eleve, como mostra a curva de pressão aórtica na Figura 2.5. Então, ao final da sístole, depois que cessa a ejeção de sangue pelo ventrículo esquerdo e que a válvula aórtica se fecha, a distensão elástica da aorta mantém uma pressão elevada na artéria, mesmo durante a diástole. A pressão sanguínea normal, na aorta, é de cerca de 100 mmHg [17].

O sangue ejetado para a aorta durante a sístole não apenas impulsiona o sangue dos vasos para frente como também estabelece uma onda de pressão que se propaga ao longo das artérias. A onda de pressão expande as paredes arteriais à medida que se propaga, e essa expansão é palpável como um pulso. A velocidade com que a onda de pressão se movimenta,

de aproximadamente 4 m/s na aorta, independe e é muito mais rápida do que a velocidade do fluxo sanguíneo. Com o avançar da idade, as artérias se tornam mais rígidas, e a onda do pulso se movimenta ainda mais rápido. Esse avanço pode ser observado na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 - A relação da velocidade da onda do pulso com a elasticidade da aorta.*

Idade (anos)	Velocidade média da onda do pulso (m/s)	Elasticidade da aorta (aumento percentual do volume arterial por mmHg de elevação da pressão arterial)
5	5,2	0,47
20	6,2	0,33
40	7,2	0,24
70	8,3	0,18

*Dados de Keele e Neil, em Samson Wright's Applied Physiology, 11º ed. Oxford University Press, 1965.

Depois que a válvula aórtica se fecha, a pressão aórtica cai lentamente, durante toda a diástole, visto que o sangue armazenado nas artérias elásticas distendidas flui continuamente pelos vasos periféricos e volta às veias. Antes que o ventrículo se contraia novamente, a pressão aórtica cai novamente até cerca de dois terços de sua pressão máxima.

A intensidade do pulso é determinada pela pressão diferencial, apresentando pouca relação com a pressão média. Por isso, ele continua fraco no caso de choque. Durante ou após um exercício, o aumento do volume sistólico causa um pulso forte. O pulso se torna especialmente forte na insuficiência aórtica, com isso a força de expulsão sistólica pode causar uma leve palpitação na cabeça a cada batimento cardíaco. O pulso na insuficiência aórtica é chamado pulso de colapso de Corrigan ou de “martelo de água” [14].

2.8. VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

A variabilidade da frequência cardíaca (*heart rate variability*, ou HRV) constitui um reflexo dos vários fatores psicológicos que determinam o ritmo normal do coração. Na verdade, ele fornece um meio poderoso de observar a relação entre os sistemas nervosos parassimpático e simpático. No caso da frequência cardíaca, os ramos simpático e parassimpático controlam o ritmo dos batimentos do coração atuando diretamente no módulo sino-atrial que é nosso marca-passo natural.

Portanto a análise de sinais de HRV é importante quando se estuda o sistema nervoso autônomo porque ajuda a avaliar o equilíbrio entre as influências simpática e parassimpática no ritmo cardíaco. O ramo simpático do sistema nervoso aumenta a frequência cardíaca, implicando em intervalos mais curtos entre batimentos, enquanto o ramo parassimpático desacelera o ritmo cardíaco, resultando em intervalos maiores entre os batimentos. Assim, a variabilidade da frequência cardíaca pode ser medida com base nos intervalos entre batimentos, os quais são mais facilmente observados como intervalos R-R. O intervalo R-R é o intervalo entre duas ondas R consecutivas (vide Figura 2.6).

O intervalo R-R é inversamente proporcional à frequência cardíaca. Quando se está relaxado, o coração bate mais lentamente. Porém, quando uma pessoa sofre um estímulo emocional ou começa a realizar uma atividade que requer mais energia, o organismo se ajusta a sua nova realidade de modo a corrigir deficiências metabólicas que possam surgir ou para poder oferecer recursos para uma reação à nova situação. Assim, a respiração fica mais forte, e a frequência cardíaca mais rápida. Quando o estímulo acaba, o organismo volta a relaxar e a respiração e a frequência cardíaca diminuem. Quem controla essa variação na respiração e na frequência cardíaca, entre outras coisas é o sistema nervoso autônomo [21].

É baseando-se na informação sobre os instantes dos batimentos cardíacos que se constrói o sinal R-R, que é o sinal de HRV que descreve o intervalo entre batimentos consecutivos ao longo do tempo. Como é o sistema nervoso autônomo que controla o ritmo cardíaco, é possível obter, a partir da análise da variação dos intervalos entre os batimentos, um indicador sobre a atuação dos ramos simpático e parassimpático do sistema nervoso sobre o nódulo sino-atrial. Dessa forma, pode-se diagnosticar patologias no sistema nervoso, mesmo que estas estejam relacionadas a outros órgãos do corpo humano.

2.9. VARIABILIDADE DO VOLUME SISTÓLICO

Volume sistólico é o volume de sangue ejetado pelo ventrículo a cada batimento cardíaco. A variabilidade do volume sistólico, assim como a variabilidade da frequência cardíaca, fornece informações sobre o controle autonômico do sistema nervoso sobre o sistema cardiorrespiratório. Em vez do volume sistólico, normalmente mede-se o débito cardíaco, que é o total de sangue bombeado pelo ventrículo por minuto. No entanto, nesse

caso perde-se a informação sobre a variabilidade dessa variável, pois o débito cardíaco consiste em uma média ao longo de vários batimentos.

A variabilidade do volume sistólico fornece informação sobre o sistema nervoso autônomo, conectando a variabilidade da frequência cardíaca com a variabilidade da pressão sanguínea e a variabilidade de retorno venoso. Atualmente, não existem métodos estabelecidos para a medição da variabilidade do volume sistólico. Métodos recentes de ressonância magnética são capazes de medir o débito cardíaco integrando-se o volume de fluxo de sangue ao longo dos ciclos cardíacos [22, 23], no entanto essas técnicas não são capazes de medir o volume ejetado pelo ventrículo a cada batimento.

Para se medir variabilidade do volume sistólico, que mostra a variação do volume ejetado pelo ventrículo batimento por batimento, é preciso usar aquisições de imagem em tempo-real [7, 8]. O objetivo é medir volume ejetado. Com a segmentação da aorta proposta nesse trabalho, é possível medir a área de seção interna da aorta. A velocidade do sangue que atravessa a área de seção transversal da aorta pode ser medida por meio de ressonância magnética com a técnica de contraste de fase [24]. Multiplicando a velocidade média pela área de seção transversal da aorta obtém-se o fluxo sanguíneo. Integrando o fluxo sanguíneo ao longo de um batimento cardíaco, obtém-se o volume de sangue que passou pela aorta durante um determinado batimento cardíaco.

Esse volume corresponde ao volume total ejetado pelo ventrículo naquele batimento (menos uma pequena fração, que vai para as artérias coronárias). Medindo-se a variabilidade desse volume, ou seja, como esse valor varia batimento a batimento, é possível extrair informações a respeito do controle autônomo do sistema nervoso.

As técnicas de segmentação das paredes da aorta propostas neste trabalho têm, portanto, o objetivo de melhorar a precisão com a qual se mede a variabilidade do volume sistólico, oferecendo assim uma ferramenta inédita para o estudo do controle autônomo sobre o sistema cardiorrespiratório.

3. PRINCÍPIOS E APLICAÇÕES DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

O presente capítulo tem por objetivo apresentar um breve histórico e os princípios básicos envolvidos na ressonância magnética nuclear para que se possa entender de uma forma mais consistente suas limitações, seus resultados e suas aplicações. Do mesmo modo, descreve-se como se constitui o processo de formação de imagens para diagnósticos médicos utilizando-se esse método.

3.1. HISTÓRICO

Ressonância magnética nuclear (RMN) é o termo usado para conceituar a técnica criada na década de 40 para análises químicas e biológicas e para investigações em nível molecular, obtendo-se estudos sobre determinadas funções fisiológicas e imagens dinâmicas da densidade dos prótons constituintes de algum tecido ou órgão. Dois cientistas americanos foram os precursores na implementação de experimentos utilizando-se os princípios da RMN. Felix Bloch e Edward Purcell descobriram que ao se inserir um núcleo em um determinado campo eletromagnético, aquele passa a ser capaz de absorver energia numa determinada faixa de radiofrequência do espectro eletromagnético e em seguida é capaz de reemitir-la quando transferido para seu nível energético inicial [25]. Em 1952, por este trabalho eles receberam o prêmio Nobel em física. Duas décadas depois, em 1973, Lauterbur descreveu como aplicando gradientes de campo magnético seria possível formar imagens por ressonância magnética como as geradas por raio-X. Por esta descoberta ele recebeu, juntamente com Mansfield, o prêmio Nobel de medicina em 2003.

As imagens obtidas utilizando o princípio de ressonância magnética, *magnetic resonance imaging* (MRI), foram introduzidas na década de 80 em rotinas clínicas e amplamente utilizadas para a obtenção de diagnósticos clínicos anatômicos devido à sua alta resolução espacial e à ótima capacidade de contraste em tecidos moles. O hidrogênio apresenta um papel primordial na realização desse tipo de imagens graças, principalmente, à sua alta concentração presente no corpo humano e à propriedade de *spin* de seus prótons. Nos itens subsequentes é feita uma análise das propriedades do hidrogênio e um estudo sobre o conceito de *spin*.

3.2. RMN COMO MÉTODO DE DIAGNÓSTICO

Comparada a outros equipamentos de diagnóstico, a ressonância magnética nuclear se apresenta de forma bem mais eficaz quando da determinação do contraste entre tecidos macios. Fazendo, assim, de suas principais áreas de aplicações: neurológica, cardiovascular e oncológica (para diagnósticos de pacientes com câncer). Ao contrário da tomografia computadorizada e do raio-X, um equipamento ressonância magnética não faz uso de radiação ionizante, usando, em vez disso, campos magnéticos com intensidades extremamente elevadas, comumente 1.5T e 3.0T, como meio de se obter os dados para a elaboração de um exame.

Aparelhos de ressonância magnética apresentam algumas características que podem ser consideradas como pontos negativos quando se compara esse método com tomografia computadorizada, raio-X e medicina nuclear, por exemplo. A primeira delas é o nível de ruído do equipamento durante a realização do exame que causa desconforto, sendo preciso, na maior parte das vezes, a utilização de protetores auriculares durante a realização dos protocolos de exames, já que o nível de ruído pode chegar a 130 dB, ruído equivalente a um jato pousando [26].

Outra limitação é o formato cilíndrico do magneto, fato este que impossibilita que pacientes portadores de claustrofobia façam exames de ressonância, tendo em vista o espaço reduzido a que o paciente fica limitado, o formato de um longo tubo do magneto e a duração média da realização dos exames que pode chegar a quarenta minutos.

O forte campo eletromagnético ao qual ficam submetidos os objetos ou pessoas dentro da sala do magneto é outra característica que deve ser analisada com muita atenção. Os magnetos supercondutores, tipo mais comercializado nos dias de hoje, produzem campos com intensidade magnética que variam de 1,5 T a 3,0 T. Tendo em vista que essa intensidade é suficiente para atrair grandes objetos que contenham materiais ferromagnéticos, como cadeiras, cilindros de oxigênio, enceradeiras e cadeiras de rodas para dentro do magneto, deve-se treinar os operadores que terão acesso à sala do equipamento para evitar acidentes relacionados com a atração de objetos para dentro do mesmo, prevenindo que acidentes possam ser provocados por um efeito “míssil” desses objetos para dentro do magneto. Outra limitação provocada por campos magnéticos dessa natureza é a impossibilidade da realização

de exames em pacientes que tenham algum tipo de prótese metálica ou marca-passo, devido às propriedades ferromagnéticas dos materiais que compõem esses aparelhos.

3.3. HIDROGÊNIO

Os prótons de Hidrogênio que compõem os tecidos e órgãos apresentam, individualmente, um pequeno campo eletromagnético, e estão todos girando sobre seu próprio eixo. Devido à sua orientação aleatória, o resultado da soma de todos os vetores de momentos do dipolo magnético será nulo. Ao se aplicar um campo magnético externo, os prótons passam a funcionar como ímãs e se alinham com o campo aplicado, fazendo com que o vetor campo magnético deixe de ser nulo [27]. Esse alinhamento produz um vetor de magnetização M_0 na direção do campo eletromagnético. Ao se aplicar o campo B_1 , os núcleos dos átomos alteram seus níveis energéticos graças à absorção da radiação de rádio frequência, RF, aplicada. Desse modo, alinhados ao campo B_1 , os prótons passam a apresentar uma modificação na direção do eixo de rotação, apresentando um movimento de precessão ao longo dos eixos do campo B_0 , como ilustrado na Figura 3.1.

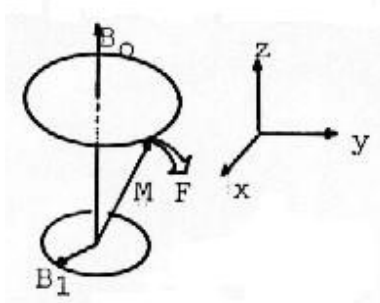


Figura 3.1: Representação do movimento de precessão do próton, onde M é o vetor magnetização B_0 é o campo eletromagnético fornecido pelo magneto e B_1 o campo ortogonal provocado pelo pulso de RF.

Para que se possa explicar o motivo pelo qual se toma como base de estudo o próton do átomo de hidrogênio faz-se necessário uma explicação sobre a definição de momento angular intrínseco ou *spin*. Como citado anteriormente, a base do fenômeno da ressonância magnética parte do princípio de que os prótons dos núcleos dos átomos possuem *spins* característicos. Sem a presença do momento angular, o núcleo não apresentaria o movimento de precessão quando colocado em um campo eletromagnético, conseqüentemente sem o movimento de precessão não haveria ressonância.

3.4. SPIN

Spin é uma propriedade intrínseca da partícula atômica assim como massa e carga. O *spin* das partículas não pode ser aumentado ou diminuído. Cada partícula precessa ao redor de seu próprio eixo gerando um campo eletromagnético. Os elétrons possuem um campo magnético de *spin* maior do que outras partículas. De fato, o campo magnético formado por prótons e nêutrons é tão fraco que produz pouco efeito. Entretanto, a somatória de todos os *spins* de todas as partículas no átomo contribui para aumentar o campo magnético usado em ressonância magnética nuclear [28].

Denomina-se de *spin* nuclear o momento angular total do núcleo. O momento angular do núcleo é determinado pelo *spin* dos prótons que não estão pareados dentro do núcleo e pelo momento angular orbital dos nêutrons e prótons [27]. As projeções do momento angular, designado por **I**, em relação a um eixo de quantização são determinadas pelos possíveis valores que o número quântico magnético **I** pode assumir. O número quântico **I** pode assumir valores como 0 (zero), múltiplos de 1/2, ou valores inteiros, diferindo assim do número quântico do elétron por exemplo que sempre assume o valor de 1/2. Desse modo, existem somente três tipos de núcleo no que se refere à característica do *spin*: se o número de massa do átomo (número de prótons somado ao número de nêutrons) for ímpar, **I** será um múltiplo de 1/2; se o número de massa e o número atômico do átomo (quantidade de prótons) forem ambos pares, o número quântico será 0; por último se o número de massa for ímpar mas o número atômico for par, **I** será um número inteiro. Por exemplo, o núcleo de ¹H que possui somente um próton, tem um número quântico de *spin* **I** = 1/2, com duas orientações possíveis **I** = 1/2 ou **I** = - 1/2 . As imagens médicas geradas pela RMN são obtidas pela ressonância do próton do hidrogênio porque outros núcleos não só têm menor sensibilidade, mas também são encontrados em muita menor concentração no corpo humano. Alguns núcleos como o ¹⁶O têm **I** = 0 e, por isso, são insensíveis à presença de um campo magnético.

A aplicação de um campo magnético estático B_0 sobre um sistema de *spins* nucleares produz uma interação entre o sistema e o campo magnético. Segundo a mecânica quântica, um núcleo com *spin* **I** vai receber $2\mathbf{I} + 1$ valores discretos de energia. Temos a energia dada pela seguinte relação [29].

$$E_m = -B_0 m \mathbf{I} \gamma \hbar \quad [3.1]$$

Em que γ é a razão giromagnética (para o H = 42,577 MHz/T), \hbar é a constante de Planck ($1,055 \times 10^{-34}$ Ws²) e B_0 é um campo magnético na direção do eixo z. Observa-se que, no caso do hidrogênio, têm-se dois valores possíveis para a energia do próton. Uma ilustração sobre esses dois níveis energéticos é mostrada na Figura 3.2:

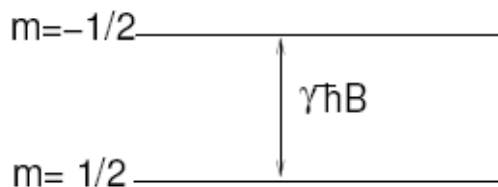


Figura 3.2: Estados de energia do próton de Hidrogênio em um campo magnético.

A relação entre a intensidade de campo eletromagnético e a faixa de radiofrequência correspondente é determinada pela denominada equação de *Larmor*, demonstrada pelo físico irlandês Joseph Larmor:

$$w = \gamma \cdot B_0 \quad [3.2]$$

Onde w é a frequência angular de precessão do próton, γ é a taxa giromagnética e B_0 é a densidade de campo magnético externo.

Em RMN lidam-se com quantidades de energia muito inferiores às presentes em Raio-X ou mesmo presentes na luz visível. Como conseqüência, tendo em mente que a energia de uma onda eletromagnética é diretamente proporcional à sua frequência, as frequências em questão também apresentam valores muito menores [30].

3.5. O EXAME DE RMN

Um exame de ressonância é constituído basicamente por três procedimentos. O primeiro deles é posicionar o paciente em um campo magnético uniforme B_0 , dessa forma os *spins* dos prótons dos átomos de hidrogênio do paciente irão se alinhar na direção correspondente a esse campo. Em seguida, emitir um pulso de RF, campo B_1 perpendicular a B_0 , e centrado na frequência de *Larmor*. Como conseqüência dessa aplicação, os *spins* dos prótons de hidrogênio em ressonância com o pulso de RF se alinham com o campo B_1 . Finalmente, utilizando-se bobinas nas regiões do corpo onde a investigação está sendo feita, capta-se o sinal emitido pelos prótons ao se realinharem com o campo B_0 [27].

Durante o último passo descrito para a confecção de um exame de ressonância magnética, pode-se analisar a anatomia do corpo graças ao fato de que cada parte do mesmo apresenta uma determinada quantidade de hidrogênio em sua composição e seus prótons apresentam tempos de realinhamento distintas, desse modo, é possível distinguir os tecidos e órgãos que o compõem através dos diferentes valores do sinal captado pelas bobinas posicionadas nas regiões a serem investigadas.

Um problema que surge após a última etapa da elaboração do exame de ressonância é como restringir o sinal recebido a somente alguma parte do corpo. Em outras palavras, o sinal gerado terá origem de todas as partes do corpo e não somente da parte a ser examinada. Essa limitação é solucionada através do processo de posicionamento espacial que possibilita a criação da imagem. Esse processo requer a utilização de bobinas posicionadoras, as chamadas bobinas de gradiente.

Um gradiente em qualquer direção (x , y ou z) é definido como sendo uma variação do campo eletromagnético ao longo de alguma dessas direções, sendo a linear a forma de variação mais comum. Dessa forma, na prática o gradiente seria sinônimo de uma variação espacial do campo. As bobinas de gradiente causam perturbações na homogeneidade do campo eletromagnético, fato esse que permite a determinação da informação espacial a partir do sinal recebido e a localização do mesmo, pois a frequência de precessão de cada spin está associada ao campo magnético percebido por ele. Essa variação no campo eletromagnético apresenta ordem de magnitude muito inferior à intensidade de campo externo, entretanto, é significativa o bastante para a determinação espacial [30].

Nos subitens que se seguem, são apresentadas as estruturas e os princípios envolvidos na realização dessas três etapas descritas.

3.5.1.AMPLIFICADOR DE RF

O sistema de transmissão de radiofrequência, consiste em um sintetizador de RF, um amplificador de potência e uma bobina de transmissão. Esse dispositivo é construído no corpo do magneto. A potência do transmissor é variável podendo apresentar picos de 35 KW ou sendo capaz de manter uma potência média de 1 KW. O *receiver* é constituído de uma bobina, um pré-amplificador e um sistema de processamento de sinais. Apesar de ser possível realizar

o *scan* usando a bobina integrada para transmissão e recepção, se a região a ser investigada for pequena, a melhor qualidade de imagem é obtida utilizando-se uma bobina menor. Existe uma grande variedade de bobinas para se posicionar em volta do local a ser investigado como cabeça, joelho ou coluna [26].

Estudos recentes em RMN permitiram o desenvolvimento de arranjos de bobinas multi-canais, *phased array coils*, que são utilizadas em paralelo de forma a obter relações sinal-ruído mais eficientes para os estudos realizados, permitindo uma resolução de imagem mais elevada.

3.5.2.GRADIENTES

As bobinas de gradiente são três grupos de bobinas de fios condutores embalados em torno de cilindros de fibra de vidro localizados na carcaça do magneto. A corrente elétrica flui por essas bobinas de gradiente, e é ligada e desligada muito rapidamente e, conseqüentemente, produz a expansão e contração das bobinas de gradiente. Essa expansão e contração criam o som de pequenas batidas durante a varredura [28].

As bobinas são posicionadas de forma ortogonal entre si cada uma correspondendo a um eixo, x , y e z em um sistema de coordenadas tridimensional. Para cortes axiais, a bobina ao longo do eixo z , (G_z) é usada para seleção de corte. Nesse caso é ela quem determina qual porção ao longo do corpo será investigada. Esse processo é feito de maneira que, variando o campo eletromagnético ao longo do eixo z , cada porção do corpo passará a ser submetida a um campo magnético ligeiramente distinto, conseqüentemente, cada porção apresentará uma frequência de *Larmor* diferente. O que se faz, finalmente, é gerar um pulso de RF em ressonância com a precessão dos *spins* localizada na porção (fatia, ou corte) a ser investigada, já que cada posição espacial ao longo do eixo z estará associada à uma frequência de precessão distinta. O pulso de RF é portanto centrado na frequência de precessão da posição z que se deseja estudar, e abrange uma determinada faixa de frequências. Assim, a largura de banda do pulso determinará a espessura da fatia a ser selecionada. A largura de banda pode ser mensurada, observando-se a transformada de Fourier do pulso de RF em questão. Conseqüentemente, quanto maior for a largura de banda, maior será a espessura do corte selecionado. Em contrapartida, tem-se uma relação diretamente proporcional entre a largura

de banda e a relação sinal ruído do sinal, SNR, de modo que quanto mais estreito o corte, menor será a SNR obtida [30]. Nas Figuras 3.3 e 3.4 pode-se observar como se dá a seleção do corte e a espessura do mesmo.

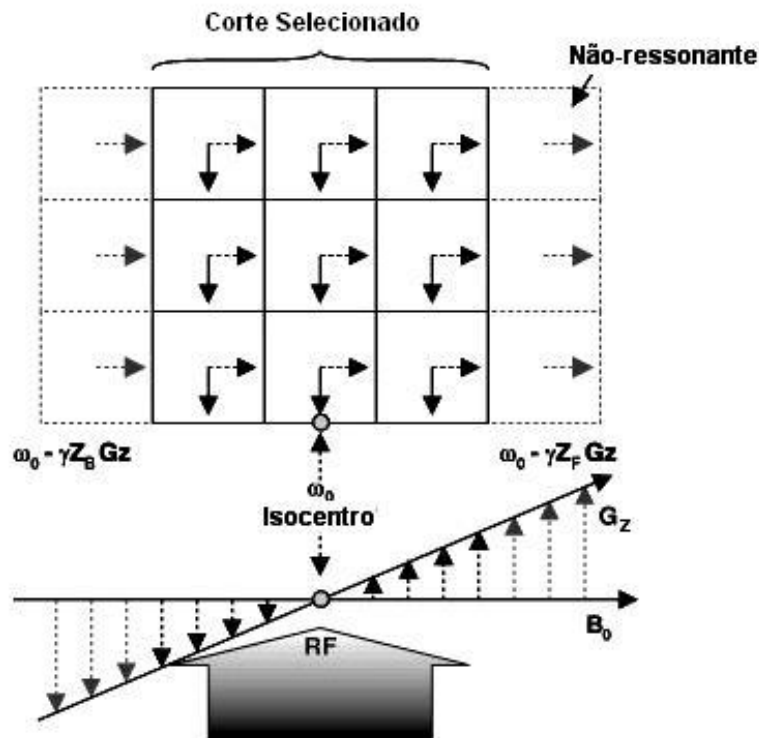


Figura 3.3: Seleção do corte e variação do campo eletromagnético.

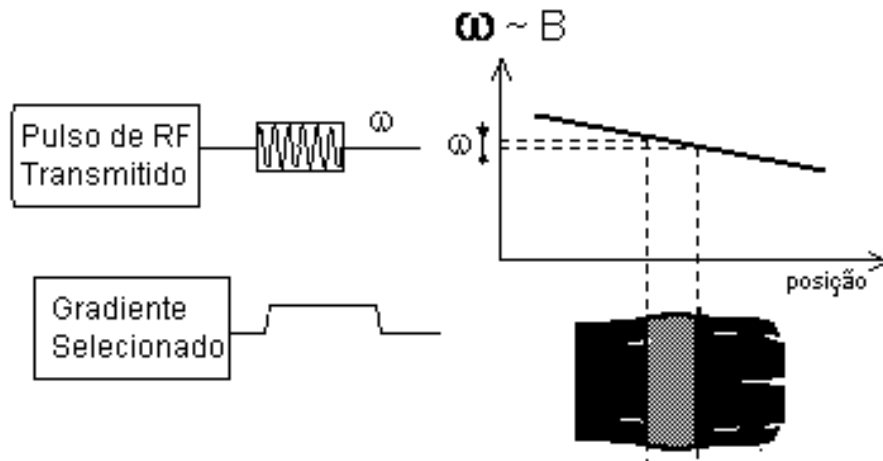


Figura 3.4: Espessura do corte a partir da largura de banda.

Após a etapa de seleção do corte a ser estudado, é preciso determinar as características dos elementos que compõem cada porção deste corte, ou seja, ainda não se tem informação

especial dos elementos que compõem o mesmo. Para este fim, são utilizados os outros dois gradientes: G_x e G_y .

A aplicação do gradiente ao longo do eixo y , G_y , é feita, em cortes axiais, para codificar, na fase dos *spins*, a informação espacial ao longo do eixo y . Isto é denominado “*phase-encode*”, é o próximo passo para que se possa determinar a posição espacial dos sinais medidos durante a aquisição dos dados de RMN.

Tomando-se a porção selecionada como uma matriz de três linhas e três colunas pode-se ter uma ilustração de como os gradientes irão agir. No caso do gradiente na direção y , tem-se que o papel desempenhado por ele é determinar diferentes fases para cada linha do corte. Isso é feito aplicando-se um pequeno gradiente de campo na direção y , de forma que cada linha de *voxels* (do inglês *volume elements*, ou elementos de volume) irá apresentar prótons com *spins* em fases diferentes. Imediatamente em seguida, o gradiente G_y é desligado e as linhas do corte selecionado começam a apresentar a mesma frequência de precessão, entretanto, os vetores de magnetização mantêm as fases que foram geradas com a aplicação do gradiente. A Figura 3.5 auxilia a visualização desses eventos.

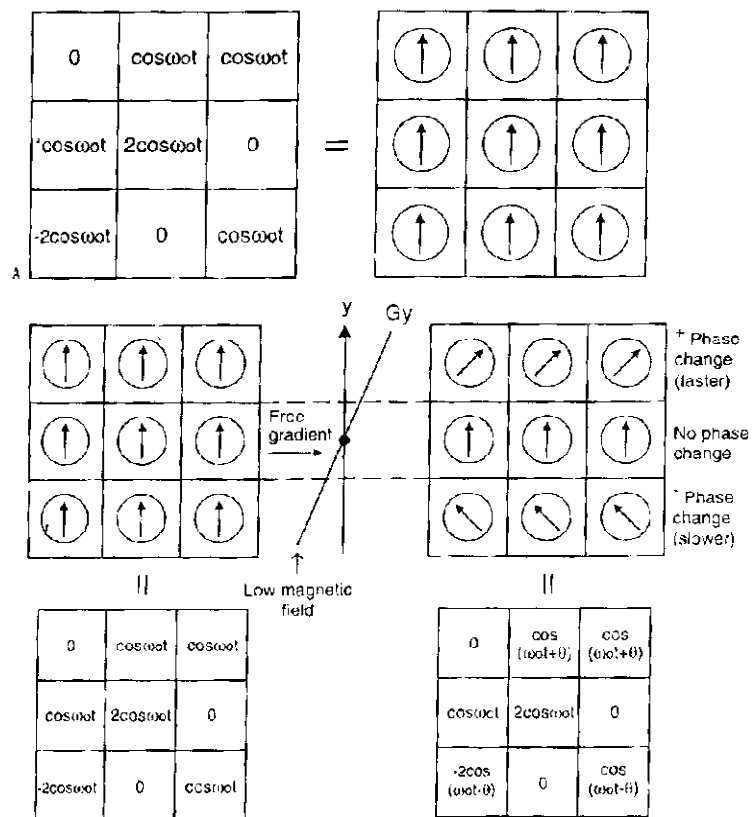


Figura 3.5: Aplicação do gradiente G_y .

Depois de se determinarem a posição e largura do corte, e de diferenciar as linhas desse corte (na fase dos *spins*), a etapa final é distinguir as colunas da matriz que representa a imagem do corte. Essa é a função desempenhada pelo gradiente G_x , que codifica, na frequência dos spins, a informação espacial ao longo do eixo x . Esse processo é chamado “*frequency-encode*” e é detalhado a seguir.

Logo após a aplicação do gradiente G_y , os prótons voltam a apresentar a mesma frequência de precessão. Com a aplicação de um gradiente na direção x os prótons nas diversas colunas do corte serão submetidos a campos eletromagnéticos com intensidades ligeiramente distintas. Prótons submetidos a campos eletromagnéticos distintos apresentam frequências de precessão diferentes, dessa forma o gradiente G_x é o que permite a diferenciação das diferentes colunas da matriz que representa a imagem do corte. A Figura 3.6 seguinte ajuda a visualizar a influência do gradiente G_x nos spins dos prótons das diversas colunas da matriz. Assim utilizando-se os gradientes G_x e G_y , pode-se localizar, dentro do corte inicialmente selecionado pelo gradiente G_z a coordenada (x,y) associada ao sinal medido, por meio de sua frequência e fase, respectivamente.

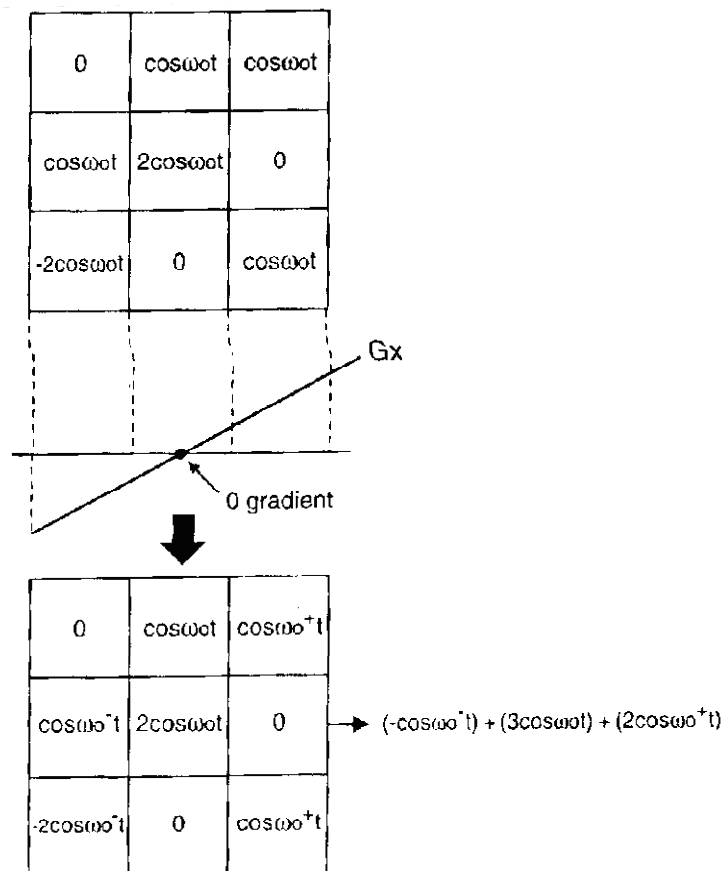


Figura 3.6: Aplicação do gradiente G_x .

Para a determinação espacial com os três gradientes, de modo a obter informação que possa ser usada para formar uma imagem, conforme descrito acima, é importante que o pulso de RF e os gradientes sejam aplicados numa ordem específica, para que seja obtido, nesta ordem, a seleção de corte, seguida pelo *phase-encode*, e finalmente o *frequency-encode* [27]. O modo e a ordem como as bobinas de RF e as de gradiente são ligadas e desligadas definem a idéia de seqüência de pulsos.

Os diferentes protocolos utilizados nos diversos tipos de exames que podem ser realizados com um aparelho de ressonância magnética são elaborados a partir de uma rotina de pulsos de RF e gradientes. Essas rotinas são definidas justamente pelas seqüências de pulsos descritas anteriormente.

3.6. MECANISMOS DE CONTRASTE T1, T2 E T2*

Após determinados os protocolos (seqüências de pulsos) a serem utilizados, utilizam-se técnicas de contraste para se avaliar cada tipo de tecido e órgão especificamente. Essa técnica é feita avaliando-se o chamado tempo de relaxamento dos *spins* dos prótons.

Durante o processo de criação de imagem, após o pulso de RF ser desligado, tem-se um processo de relaxamento, mecanismo pelo qual a magnetização vai voltar lentamente ao estado inicial de equilíbrio (alinhada com B_0). A taxa com a qual um núcleo volta ao seu estado de energia mais baixo é chamada de *relaxamento* e é inicialmente descrita por sua constante de tempo (T). Temos T1 (tempo de relaxamento longitudinal- *spin-lattice* ou rotação quadratura) e T2 (tempo de relaxamento transversal- *spin-spin* ou rotação) [28].

Na Figura 3.7 observa-se diferentes tipos de contrastes para um mesmo corte axial do cérebro. Estes diferentes tipos de contrastes podem ser obtidos alterando os parâmetros de TE (tempo de eco) e TR (tempo de repetição) da seqüência de pulso. Tais parâmetros são discutidos em maior detalhe mais adiante. Cada tipo de contraste oferece ao médico diferentes informações sobre os tipos de tecidos sendo estudados (ex: massa cinzenta, massa branca, tumor, etc.).

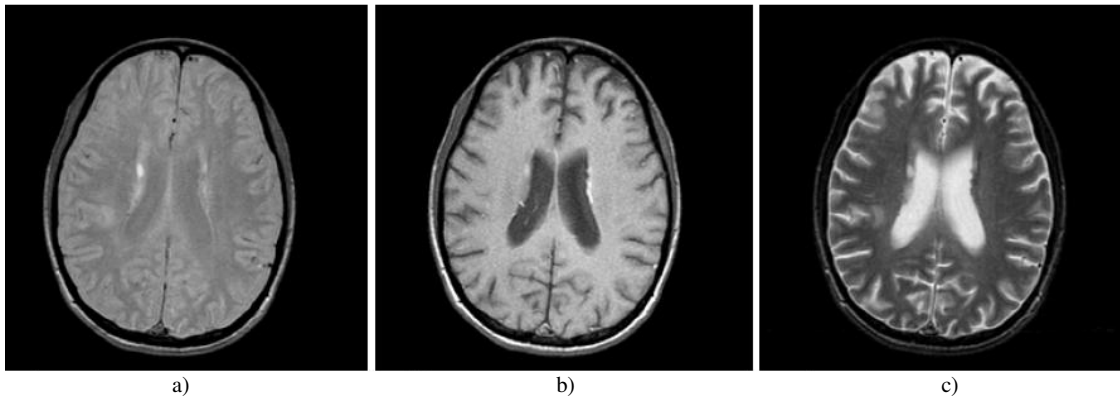


Figura 3.7 – Comparação entre imagens de RM obtida através de contraste. Em a) densidade protônica; b) T1 e c) T2 (modificado – [31]).

A influência das interações *spin-spin* depende do grau de proximidade dos *spins* em relação aos adjacentes, sendo ligada à propriedade de cada tecido. Para um átomo em particular, esses tempos de relaxação variam de composto para composto. Por exemplo, o hidrogênio tem um tempo de relaxação muito mais curto em lipídios (ou gorduras) do que na água. Tempos de relaxação podem também variar de acordo com a condição local do tecido. Desse modo pode-se obter o contraste desejado entre os tecidos.

Em T1, a gordura é tipicamente clara e os fluidos são escuros. Isso significa que a gordura tem um T1 curto e os fluidos um tempo de T1 maior, ou seja, quanto mais rápida for a dissipação de energia mais clara a imagem.

A componente M_{xy} decresce rapidamente a uma taxa caracterizada por T2, onde:

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T2} \quad [3.3]$$

M_z começa, vagarosamente, a se restaurar ao longo do eixo z à uma taxa caracterizada por T1:

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T1}) \quad [3.4]$$

Observa-se na Figura 3.8, que o decaimento do chamado T2 para o plano *xy* é bem mais rápido do que a recuperação do tempo de relaxação longitudinal T1 para o plano *z*. Essa característica das curvas exponenciais é explicada por dois fatores que acabarão fazendo com que os *spins* saiam novamente de fase: interações entre *spins* individuais (inogeneidades internas) e inogeneidade do campo magnético externo do equipamento.

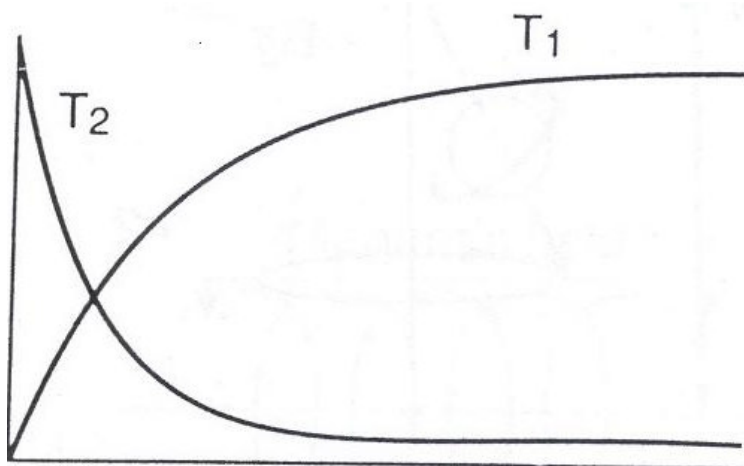


Figura 3.8: Relação entre T1 e T2.

A seguir são mostrados alguns valores para T1 e T2 para diferentes tipos de tecido na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Valores de T1 e T2 para tecidos e órgãos diversos

Tipo de Tecido	Valor aproximado de T1 em ms	Valor aproximado de T2 em MS
<u>Tecidos</u> Adiposos	240-250	60-80
Sangue desoxigenado	1350	50
Sangue oxigenado	1350	200
Fluido cérebro-espinhal (similar à água pura)	2200-2400	500-1400
Massa cerebral cinzenta	920	100
Massa branca cerebral	780	90
Fígado	490	40
Rins	650	60-75
<u>Músculos</u>	860-900	50

3.7. PARÂMETROS TR, TE

Para a aquisição de toda a informação necessária para a reconstrução de uma imagem completa de RMN, são necessárias inúmeras repetições da seqüência de pulsos, ou seja, diversos “*phase-encodes*” (de 128 a 512, em geral). Para alterar o contraste obtido nesta imagem (ex: contraste T1, contraste T2, contraste de densidade protônica), alteram-se os valores de tempo de eco (TE) e tempo de repetição de pulso (TR). TE e TR são parâmetros da

seqüência de pulso, e podem facilmente serem alterados. A grosso modo, TE define quanto tempo se espera entre a excitação (pulso de RF) e a leitura dos dados (durante o *frequency-encode*), enquanto TR define o tempo entre duas excitações consecutivas.

Diferente de T1 e T2 que são características intrínsecas do tecido, logo fixas, TR e TE podem ser controlados e ajustados pelo operador. Variando TR e TE pode-se controlar o peso dos parâmetros T1 e T2 no contraste da imagem, dependendo da aplicação clínica [30].

O tempo de repetição de pulso (TR) identifica o intervalo de tempo entre duas transmissões de pulso de RF, ou seja, controla o grau de magnetização longitudinal que pode ser recuperado antes de ser recuperado o próximo pulso de excitação [28].

$\uparrow TR \rightarrow$ Recuperação total da magnetização longitudinal $\rightarrow \uparrow SNR$

$\downarrow TR \rightarrow$ Recuperação parcial da magnetização longitudinal $\rightarrow \downarrow SNR$

Tem-se que SNR define a chamada relação sinal-ruído do sistema, que é dada pela razão entre o sinal captado pela bobina receptora e o ruído apresentado no momento da medida do sinal. O ruído é característica inerente do sistema provocado, principalmente, pela presença do paciente dentro do magneto

A constante de tempo varia de acordo com o seguinte processo até chegar ao valor de TR [30]:

1. Quando $t=0$, o vetor de magnetização aponta para a direção z, chamado $M_z = M_0$.
2. Imediatamente após $t=0$, o vetor passa para o plano xy, sem componente na direção do eixo z, temos $M_{xy} = M_0$.
3. Com o passar do tempo e ao atingir $t = TR$, temos uma recuperação da magnetização ao longo do eixo z, e uma perda gradativa de magnetização no plano xy. Se neste momento, aplicarmos outro pulso, o vetor de magnetização que existe neste momento em z, voltará ao plano xy. Entretanto, a magnitude deste vetor não será a mesma do estado inicial antes da transmissão. Neste momento o novo vetor será dado por:

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-TR/T1}) \quad [3.5]$$

O tempo de eco (TE) é o tempo entre a transmissão do pulso de RF e a recepção do sinal de RF, ou seja, controla o grau de magnetização transversa que pode declinar antes de colher-se um eco [32].

Em vez de se medir o sinal logo após a aplicação do pulso de RF, espera-se um tempo e em seguida realiza-se a medida. É justamente esse tempo que é definido por TE. Se a medida do sinal é feita logo após a aplicação do pulso de RF sem que haja tempo para o sinal decair, o sinal captado será equivalente à magnetização original plotada no eixo xy . Entretanto, ao se esperar TE, temos que o sinal captado será variado de acordo com a fórmula de T2 para $t = TE$:

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2} \quad [3.6]$$

3.8. SEQUÊNCIA DE PULSOS

A seqüência de pulso é uma série de eventos compreendendo pulsos de RF, formas de onda de gradientes e aquisições de dados durante um estudo de ressonância. O propósito da seqüência de pulsos é manipular o vetor magnetização de forma a produzir o sinal desejado. Inseridos neste contexto estão os parâmetros TE e TR [33].

A combinação da ativação das bobinas de RF com a utilização das bobinas de gradiente e o ritmo com o qual elas são ativadas e desligadas vão gerar os protocolos para cada seqüência de pulsos. Essas seqüências serão determinadas a partir de cada tipo específico de tecido e densidade protônica.

Duas seqüências de grande relevância para o escopo do presente trabalho são os protocolos de *spin echo* e *gradient echo*.

3.8.1. ECOS DE SPIN

Uma seqüência de pulso *spin echo* pode ser descrita por uma série de procedimentos, a cada intervalo TR. O primeiro deles é a aplicação de um pulso de RF de 90°, associado a um gradiente (ex: Gz), para a excitação seletiva de corte. A próxima etapa é a aplicação de um

pulso de 180° para correção da fase (cancelamento do relaxamento $T2^*$) no momento equivalente a $TE/2$. Durante a última etapa correspondente a essa seqüência, faz-se a leitura do sinal no momento equivalente a TE [34].

Essa série de eventos é repetida a cada intervalo TR . A cada repetição realizada, tem-se o preenchimento de uma linha do espaço K graças à diferença de fase aplicada pelas bobinas de gradiente de *phase-encode*, ou seja, a cada repetição uma linha da matriz transformada de Fourier é preenchida. A função do pulso de 180° aplicado é corrigir a heterogeneidade do campo eletromagnético, de forma que se possa obter um eco que será ponderado em função de $T2$ e não de $T2^*$.

Na Figura 3.9 apresenta-se o diagrama de pulsos para a realização de uma seqüência de *spin echo*.

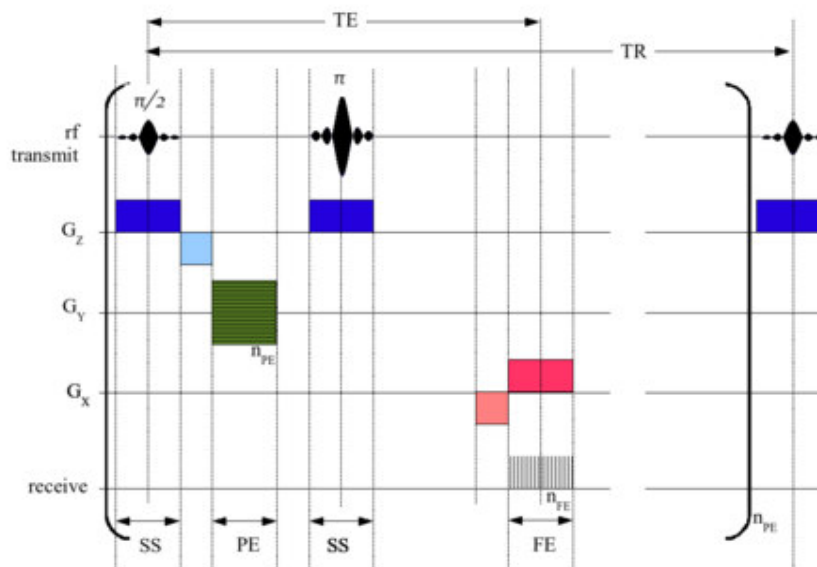


Figura 3.9: Diagrama de pulsos de uma seqüência *spin echo*.

Uma limitação de seqüências de *spin echo* geradas a partir de $T2$ é gerar TR muito longos resultando em tempo de aquisição impraticáveis. Enquanto seqüências de *spin echo* podem ser utilizadas em rotinas clínicas para se obter imagens anatômicas com boa qualidade dependentes de $T1$, imagens determinadas a partir do parâmetro $T2$ de contraste são feitas a partir de seqüências mais rápidas do que a *spin echo* [34].

3.8.2. ECO DE GRADIENTE

A seqüência de *gradient echo* difere da seqüência de *spin echo* pela ausência do pulso de 180° para correção da fase e pelo pulso de giro ser, em geral, muito inferior a 90°. O ângulo de magnetização transversal menor do que 90° reduz a magnetização no plano transversal, já que nesse caso o vetor magnetização transversal seria dado em função do seno do ângulo aplicado, ou seja [35]:

$$M_{xy} = \text{sen}(\alpha) M_0 \quad [3.7]$$

A consequência prática dessa redução é uma recuperação mais rápida da magnetização longitudinal, fato que permite TR e TE menores e, conseqüentemente, um tempo de aquisição menor. Com a redução no tempo de recuperação da magnetização longitudinal, obtêm-se aquisições mais rápidas e um sinal de amplitude maior no caso de um TR menor. Nesse caso, processo de excitação é feito antes da magnetização se recuperar completamente.

O ângulo do vetor magnetização do plano transversal que determinará a fração de magnetização nesse plano, a qual produz o sinal de RMN e a quantidade de magnetização que irá restar no plano longitudinal. Se esse ângulo diminui, a magnetização residual no plano longitudinal será maior e a recuperação da magnetização para um dado T1 e TR será mais completa. Em contrapartida, outro resultado da diminuição desse ângulo é a diminuição da magnetização transversal, o que implica SNR mais baixa [26].

3.9. ESPAÇO K E AQUISIÇÕES 2DFT

O sinal de RMN se apresenta na forma de amplitude *versus* tempo enquanto que os dados transformados se encontram na forma de amplitude *versus* freqüência. Essa transformação de domínio é feita utilizando-se a ferramenta matemática da transformada de Fourier, que permite converter um sinal no domínio do tempo para o domínio da freqüência. A transformação para o domínio da freqüência se torna interessante à medida que, num sinal de RMN, a posição espacial é determinada a partir de valores distintos de freqüência de precessão determinados a partir da aplicação dos gradientes. A grande maioria dos exames de RMN, atualmente, é feita a partir da transformada de Fourier em duas ou três dimensões, *2DFT* ou *3DFT* [28].

Como discutido anteriormente, uma imagem é composta de frequências espaciais com diferentes orientações e amplitudes. A transformada de Fourier em duas dimensões permite expressar essas ondas como uma matriz de frequências espaciais: é o chamado espaço K. Frequências espaciais mais baixas são representadas no centro do espaço K, enquanto que as frequências maiores são representadas na periferia. Os gradientes de fase e frequência são utilizados para codificar a informação espacial da imagem no espaço K. Na sequência *2DFT* (Figura 3.10), um pulso de RF e um gradiente são aplicados para determinação espacial do corte. Logo em seguida, gradientes de *phase-encode* e *frequency-encode* são utilizados para codificar as informações espaciais das imagens nas linhas e colunas do espaço K.

Um exame de RMN *2DFT* é obtido adquirindo-se uma matriz composta de M sinais amostrado N vezes (Ex: $M \times N = 256 \times 256$). Cada sinal é obtido de um diferente parâmetro de fase, e as várias amostras de cada sinal são obtidas ao longo do período de leitura, realizada durante o *frequency-encode*. A imagem correspondente a essa matriz é obtida calculando-se sua transformada de Fourier bidimensional. Cada imagem pode ser vista como uma representação bidimensional do corte selecionado [33]. O processo da transformada de Fourier reconstrói as informações de imagem a partir das frequências e fases detectadas em imagem utilizável.

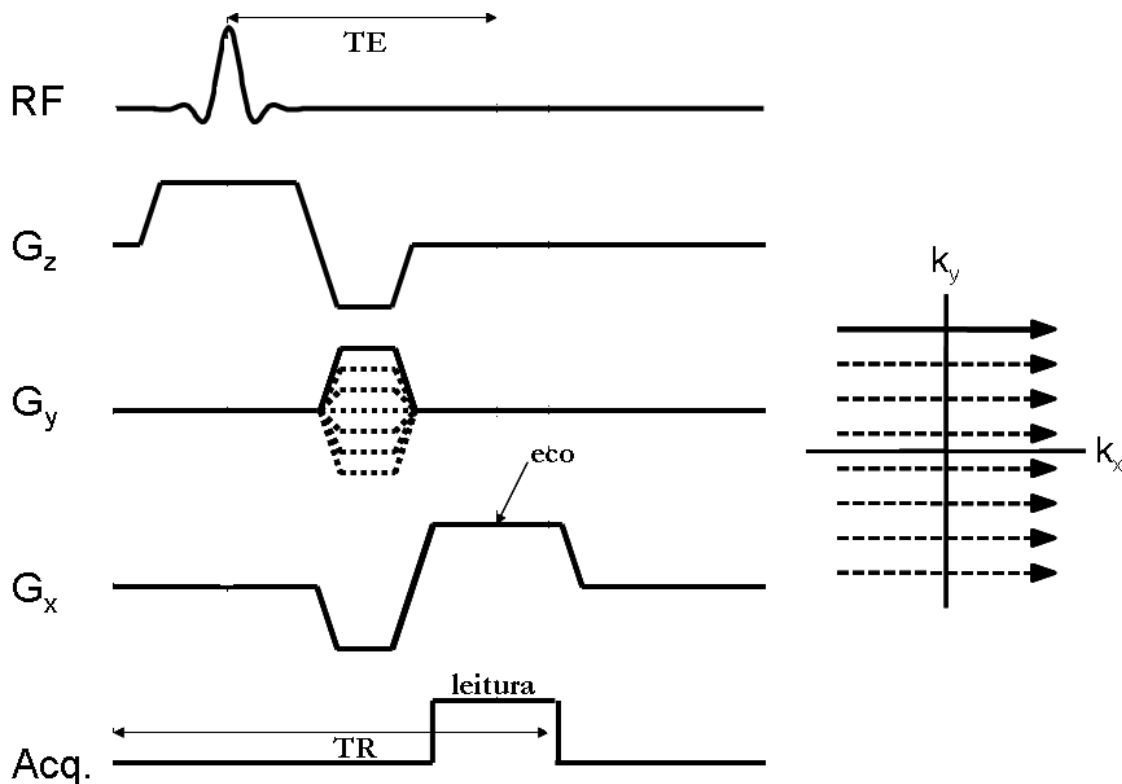


Figura 3.10: Sequência de pulso *2DFT*.

Como ressaltado nos parágrafos anteriores, espaço K é o espaço de imagem temporário onde os dados provenientes dos sinais digitalizados da ressonância magnética são armazenados durante a aquisição dos mesmos. Ao final da aquisição os dados são processados matematicamente a fim de produzir a imagem final. Conseqüentemente o espaço K armazena os dados não processados antes da reconstrução [36].

Durante o processo de aquisição de dados num exame de ressonância, o armazenamento dos mesmos é feito de forma organizada na matriz do espaço K. O eixo de fase é determinado pelo eixo K horizontal, enquanto que o vertical determina o eixo K de frequência.

Durante cada TR, uma linha do espaço K é preenchida com dados de codificação tanto de fase quanto de frequência, até que todas as linhas sejam preenchidas e a seqüência esteja terminada. Após a localização espacial dos dados de coleta e armazenamento, estes dados estarão prontos para serem transformados em imagens. Deve-se deixar claro que o espaço K não corresponde em momento algum à imagem. Desta forma, a linha superior do espaço K não corresponde à primeira linha de *pixels* da imagem [28].

A transformação é feita a partir da transformada de Fourier bidimensional da matriz de dados da imagem. Pode-se observar a seguir na Figura 3.11 o efeito da transformada de Fourier sobre o sinal de imagem obtido.

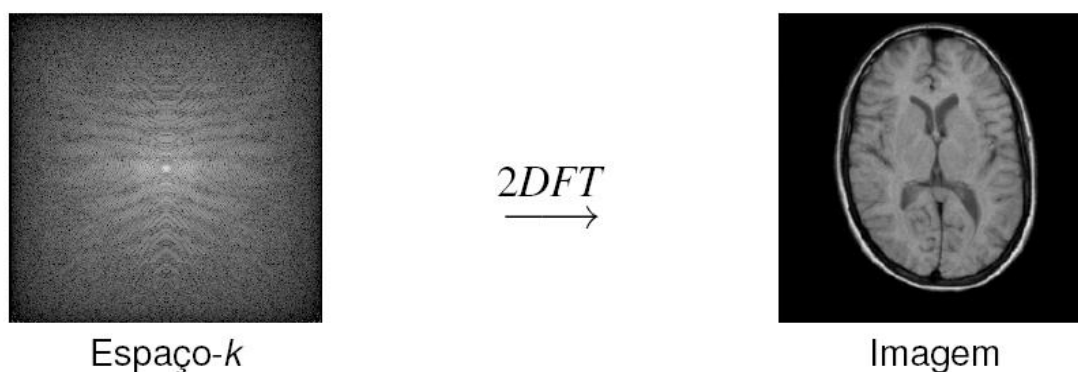


Figura 3.11: Geração da imagem a partir do espaço K.

3.10. SEQUÊNCIAS DE PULSO EM ESPIRAL

As imagens utilizadas no presente estudo foram geradas utilizando aquisições em espiral com o objetivo principal de redução do tempo total de aquisição. Posto isso, fica evidente a necessidade de se analisarem e conceituarem aquisições deste tipo realizadas em equipamentos de ressonância magnética.

Aquisições em espiral consistem em utilizar os gradientes G_x e G_y oscilatórios, de forma que a trajetória ao longo do espaço K se dê em forma de curvas espirais (Figura 3.12), ao invés de linhas como ocorria na seqüência $2DFT$. Desse modo, é possível realizar aquisições mais rápidas que as adquiridas através da $2DFT$, pois esse método possibilita a varredura de k_x e k_y simultaneamente, até mesmo com uma única excitação, não sendo preciso realizar-se vários *phase-encodes* [31].

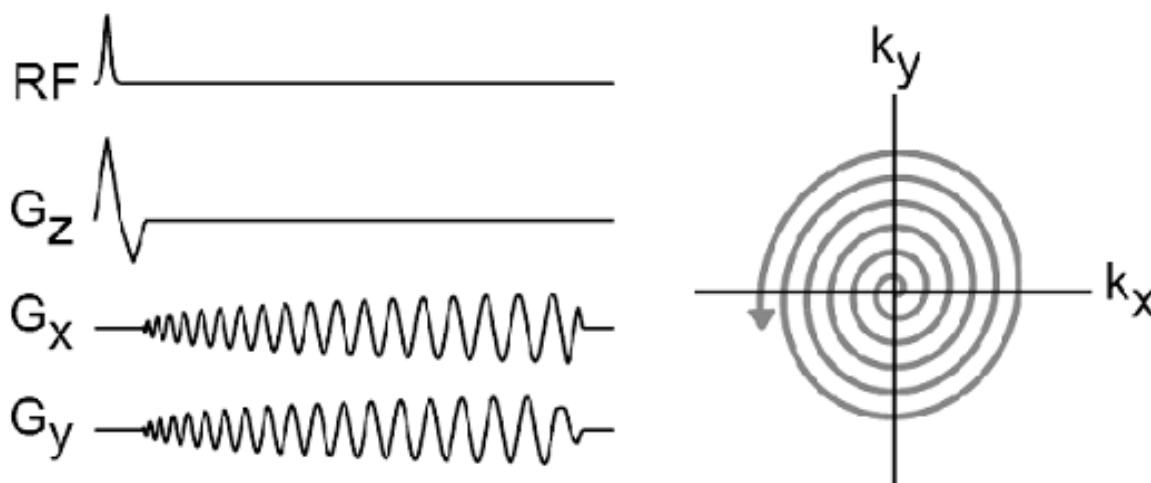


Figura 3.12: Sequência de pulso em aquisições em espiral

Em contrapartida, esta é uma técnica mais sensível aos efeitos de *off-resonance*, que são causados por pequenos desvios da frequência de precessão esperada, devido principalmente à blindagem eletrônica, como observado em moléculas de gordura, e a diferentes susceptibilidades magnéticas apresentadas pelos diversos tecidos e órgãos. Este último evento é também responsável por perda de sinal. Outra possível causa do efeito de *off-resonance* são as imperfeições ou não-linearidades apresentadas pelo campo eletromagnético gerado pelo magneto e gradientes. Finalmente, o surgimento das chamadas *eddy currents* constituem mais uma causa do aparecimento de efeitos de *off-resonance*. *Eddy currents* surgem em estruturas condutoras nos aparelhos de ressonância quando são realizadas

mudanças na amplitude do campo magnético aplicado, isto é, quando os gradientes são ligados e desligados. O decaimento dessas correntes provoca efeitos de *off-resonance*.

Nos casos em que se precisa adquirir imagens em tempo real, é necessário adquirir toda a imagem em apenas 50 a 200 ms, o que significa que é preciso reduzir o tempo de aquisição a alguns poucos TR's. Neste caso, aquisições em espiral oferecem a vantagem de permitir adquirir uma imagem completa em apenas um ou poucos TR's, enquanto a técnica *2DFT* exigiria dezenas de TR's. No entanto, independente da trajetória utilizada, a restrição do tempo de aquisição compromete a resolução espacial do exame.

A aquisição das imagens utilizadas neste trabalho foram realizadas utilizando apenas 8 TR's, totalizando 56 ms de aquisição, e apresentaram, devido a este motivo, uma resolução espacial reduzida. Para que fosse possível contornar esta limitação, seria necessária a utilização de um número maior de interlaces de espirais e, conseqüentemente, um maior período de aquisição, impossibilitando assim a aquisição em tempo real, que é importante para que se possa medir o volume sistólico correspondente a cada batimento cardíaco. Além disso, devido ao uso de trajetórias espirais, as imagens apresentam artefatos de *off-resonance* (borramento) e também de sobreposição ("*aliasing*"). Estes últimos se apresentam na forma de pequenos "tornados" que se sobrepõem à imagem.

4. PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS

Este capítulo tem como objetivo familiarizar o leitor com alguns conceitos, termos e padrões básicos utilizados na área de processamento de imagens. Com esse intuito, ele se inicia fornecendo uma descrição dos princípios básicos envolvidos na aquisição de imagens e suas aplicações na área da medicina. Em seguida, apresenta os métodos e as técnicas de processamento de imagens mais comuns.

O presente capítulo expõe uma descrição sobre os detalhes dos métodos de segmentação utilizados no desenvolvimento deste projeto.

4.1. IMAGENS DIGITAIS

Com a disponibilização de imagens digitais - geradas por ressonância magnética, tomografias computadorizadas e ultra-sonografia - a pesquisa sobre processamento de imagens médicas cresceu exponencialmente. As aplicações das imagens processadas são inúmeras, abrangendo desde o auxílio ao diagnóstico médico até sua utilização em sistemas de arquivamento e transmissão de imagens por meio de redes de comunicação [1].

Um computador trabalha com números discretos, não podendo assim representar diretamente funções. Desta forma, para que o computador possa operar com imagens, elas precisam primeiramente ser convertidas para dados numéricos discretos. Para fazer a conversão, a imagem é subdividida em uma grade. Essa grade é chamada de "imagem matriz" e cada elemento da matriz é chamado de *pixel* (*picture element*). Cada *pixel* carrega a informação sobre a sua posição espacial e sobre o nível de cinza associado a essa função.

Desta forma, a imagem é amostrada espacialmente e a amplitude de cada elemento é quantizada em um número finito de níveis de cinza. Cada *pixel* é representado por $f(x, y)$, onde f é a intensidade do *pixel* e (x, y) define a posição espacial do *pixel* ao longo do eixo Cartesiano, cuja origem é definida no primeiro *pixel* do canto superior esquerdo da imagem.

A quantidade de linhas e colunas da matriz é representada por $M \times N$, respectivamente. A quantidade total de *pixels* na imagem é dada por $M \cdot N$ (quantidade de linhas vezes quantidade de colunas). A Figura 4.1 ilustra o formato de uma imagem digital. À esquerda está a imagem, de uma matriz 4×4 . À direita, os valores numéricos correspondentes aos vários

níveis de cinza de cada célula dessa matriz. Observe que o nível 255 representa o branco, e quanto mais próximo de zero (preto) é o valor do *pixel*, mais escura fica a imagem [37].

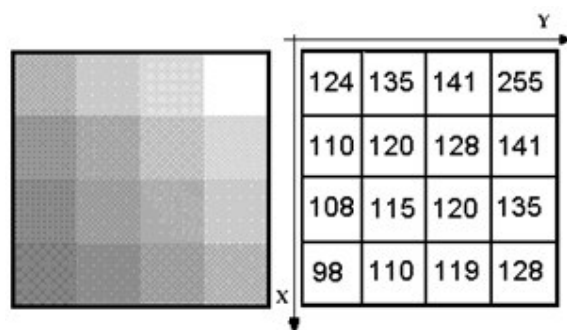


Figura 4.1 - Ilustração esquemática de uma imagem digital [37].

4.2. IMAGENS MÉDICAS

O imageamento clínico pode ser realizado através de métodos invasivos e não invasivos. Os métodos invasivos caracterizam-se pela introdução de um líquido ou instrumento no interior do corpo humano. Nesta categoria incluem-se as angiografias e as imagens de medicina nuclear, como tomografia. Os métodos não invasivos englobam os raios X simples, a RMN (ressonância magnética nuclear), a tomografia computadorizada de raio-X e a ultra-sonografia, por exemplo [38].

No caso de imagens médicas, o nível de cinza traduz certas propriedades do órgão na imagem. Com a ressonância magnética são geradas imagens representando cortes finos de qualquer parte do corpo, de qualquer ângulo, de forma não. Nas imagens de RMN especificamente, os tecidos aparecem na imagem com diferentes níveis de iluminação. Os tecidos que são ricos em água são bastante brilhosos, tecidos com pouca água são escuros. Os ossos quase não são vistos enquanto tecidos como os músculos, ligamentos, tendões e órgãos podem ser reconhecidos claramente em tons de cinza, sem contar que grandes volumes de sangue podem ser facilmente detectados por sua alta concentração de água.

A imagem por ressonância magnética fundamenta-se, no domínio médico, na medida do magnetismo nuclear das substâncias que compõem os tecidos biológicos. Esta técnica de investigação originou-se de um fenômeno físico descoberto em 1946, chamado de ressonância magnética nuclear (RMN), empregada inicialmente nos estudos da química e da bioquímica graças à espectroscopia.

As imagens por ressonância magnética foram introduzidas nos anos 80 em rotinas clínicas, e amplamente utilizadas para a obtenção de imagens clínicas anatômicas devido a sua alta resolução espacial e a ótima capacidade de contraste em tecidos moles.

Atualmente, a ressonância magnética encontra-se como uma das ferramentas mais poderosas para a geração de imagens médicas, possuindo uma série de vantagens sobre outras técnicas visto que é possível a visualização de estruturas anatômicas com alta relação sinal-ruído sem necessidade de exposição à radiação. Contudo, existe uma característica que pode ser considerada problemática nas imagens de RMN, a variação temporal do nível de ruído. Segundo [38] e [39], as distorções em imagens médicas podem ser divididas em duas categorias:

- i Devido a fatores físicos dos dispositivos e equipamentos de imagem, incluindo as limitações da reconstrução matemática das imagens.
- ii Devido às características anatômicas-biológicas dos pacientes.

Em ressonância, existem duas formas de se adquirir dados dinâmicos (vídeos): CINE e tempo-real.

Aquisições CINE são sincronizadas usando o sinal de eletrocardiograma (ECG) ou um pletismógrafo. A cada batimento cardíaco adquire-se uma pequena fração dos dados para cada um dos quadros temporais. No final da aquisição juntam-se os dados de cada batimento para formar um conjunto completo de dados para cada quadro temporal. Por isso, o vídeo resultante cobre apenas um ciclo cardíaco, mas na verdade reflete dados adquiridos durante vários ciclos cardíacos (para isso, supõe-se que o ciclo cardíaco é razoavelmente periódico). A vantagem das aquisições CINE é que possibilita adquirir imagens com alta resolução, já que pode-se segmentar a aquisição em dezenas de batimentos cardíacos.

Já a aquisição em tempo-real consiste em adquirir uma imagem completa no menor tempo possível (50-200 *ms*). A aquisição é feita ininterruptamente e de forma assíncrona com o ciclo cardíaco. Cada quadro temporal é adquirido por completo, para só então iniciar-se a aquisição do próximo. A aquisição de cada quadro temporal leva apenas uma pequena fração do ciclo cardíaco. Isso possibilita fazer vídeos de vários ciclos cardíacos consecutivos, ao invés de apenas um ciclo cardíaco "médio" como é obtido com a técnica CINE. Por outro lado, como a imagem tem que ser adquirida por completo em poucos milissegundos, a resolução dessa técnica normalmente é mais baixa. Além disso, faz-se necessário o uso de

técnicas de aquisição rápidas, como as trajetórias em espiral. Tal trajetória tem a desvantagem de apresentar mais artefatos de *aliasing* e *off-resonance* do que a trajetória *2DFT*.

4.3. CLASSIFICAÇÃO DOS MÉTODOS DE PROCESSAMENTO

Doenças em órgãos complexos como o coração requerem ferramentas de análise adequadas para o diagnóstico, a terapia e o acompanhamento do paciente, fazendo com que a aplicação de processamento de imagens em exames médicos seja cada vez mais utilizada. Com o avanço e conseqüente popularização dos exames médicos baseados na obtenção e análise de imagens, surgem cada vez mais métodos de processamentos [40].

Com isso, a classificação dos métodos de segmentação passa a se tornar uma tarefa difícil de ser realizada, pois os métodos propostos geralmente constituem-se de um conjunto de técnicas e cada um destes métodos pode ser classificado de uma forma diferente, dependendo do tipo de classificação ou da característica analisada para realizar a classificação.

Pode-se apontar duas características importantes que devem ser levadas em conta na análise de métodos de segmentação de imagens. Primeiramente, os métodos existentes podem ser classificados, de uma forma geral, não quanto à forma como realizam a detecção dos parâmetros em si, mas em relação ao nível de intervenção do usuário nessa detecção. Assim, eles podem ser classificados como manuais, semi-automáticos e automáticos. Uma segunda característica é que os métodos geralmente obedecem a um modelo geral de um algoritmo de processamento e segmentação de imagens, e é composto por três etapas: pré-processamento, extração de parâmetros e classificação/pós-processamento [41].

Nos métodos manuais, toda a segmentação é realizada manualmente pelo operador do programa. Os métodos deste tipo normalmente operam apenas na obtenção dos parâmetros, que são extraídos desta segmentação manual. Métodos manuais foram os primeiros propostos e datam da década de 70. Porém, por terem como característica um grande grau de subjetividade intra e inter-observador, e com o avanço das técnicas de processamento de imagens, eles perderam espaço para os métodos semi-automáticos e automáticos.

Os métodos semi-automáticos contam com a interação do operador durante a segmentação. Esta interação pode ser realizada de várias formas e depende da natureza do

método de segmentação. Por exemplo, o usuário pode delimitar uma região para que o programa realize a segmentação; um limiar ótimo para segmentação pode ser informado pelo operador; ou pontos específicos para auxiliar na segmentação. Independente da forma da interação do operador, todas as interações possuem um grau de subjetividade, tanto intra-observador quanto inter-observador. Este grau de subjetividade varia de método para método, e é dependente do tipo de interação exigida pelo algoritmo.

A categoria de métodos automáticos é a que recebe mais atenção ultimamente. Ela tem como um dos seus objetivos a minimização do grau de subjetividade na extração dos parâmetros das imagens, ou seja, quanto menor for a interação e participação do operador no processo de segmentação e extração destes parâmetros, melhor será o algoritmo no sentido de alcançar este objetivo. Além da minimização da subjetividade, os métodos automáticos são normalmente mais ágeis na detecção e muitas vezes eliminam rotinas tediosas resultantes da interação do operador com o programa de segmentação [13].

O desenvolvimento de um método automático de reconstrução das funções cardíacas é um trabalho bastante laborioso. Mesmo que as imagens de RMN permita uma alta razão sinal-ruído em comparação com técnicas não radiantes como ultra-sonografia, complicações surgem por distúrbios no fluxo sanguíneo, respiração e outras funções cardíacas naturais. Adicionando a presença de ruído e artefatos na reconstrução da imagem, a estrutura cardíaca não é representada perfeitamente [42].

A literatura especializada, em geral, considera a segmentação automática uma das tarefas mais difíceis no processamento de imagens digitais. Um algoritmo de segmentação robusto favorece a solução bem sucedida de um problema de imageamento. Por outro lado, algoritmos de segmentação fracos ou com vícios de programação podem levar a erros nos processos de segmentação, representação, reconhecimento e interpretação [43].

4.4. ESTRUTURA GERAL DOS MÉTODOS DE SEGMENTAÇÃO

Após a aquisição das imagens médicas, segue o processamento para realce, segmentação e reconhecimento de suas estruturas, procedimentos estes que auxiliam especialistas no diagnóstico médico. O interesse em métodos de processamento de imagens digitais decorre de duas áreas principais de aplicação: melhoria de informação visual para a

interpretação humana e o processamento de dados de cenas para percepção automática através de máquinas [2].

Existem vários métodos de segmentação propostos. Contudo, não existe um método universal, ou seja, um método de segmentação único para todos os tipos de imagem. A seleção de uma técnica apropriada depende do tipo de imagem e da área de aplicação.

Entre as áreas de pesquisa em imagens médicas, se destaca a segmentação de órgãos e estruturas cardíacas pela presença intensa e dinâmica desta técnica na atualidade. Segmentar significa fracionar ou dividir um objeto em várias partes. Em processamento de imagens, segmentação é definida como um método computacional que divide uma imagem de entrada em partes ou objetos constituintes, usando atributos como forma, textura, cor e movimento, entre outros [2].

Assim, através da segmentação é possível identificar em uma imagem regiões cujas propriedades são semelhantes, seguindo critérios estabelecidos. As imagens segmentadas são mais fáceis de trabalhar, porque elas são versões simplificadas das originais que preservam as características principais. Além disso, através das imagens segmentadas é possível obter medidas automáticas como distâncias, áreas e volumes.

Mesmo com toda a diversidade existente entre os vários métodos de segmentação, pode-se notar um modelo geral que representa a estrutura de um sistema de visão computacional utilizado em processos de segmentação de imagens. Segundo este modelo, a primeira etapa de um sistema para segmentação é o pré-processamento da imagem. Nesta etapa, a imagem é preparada para a extração efetiva da borda. Normalmente, são aplicadas técnicas com o objetivo de realçar os elementos utilizados na detecção da borda. Tais técnicas incluem a aplicação de filtros - tanto espaciais quanto temporais; aumento da imagem através de interpolação; padronização e realce de pixels e de regiões específicas na imagem [41].

O primeiro passo após a obtenção da imagem digital é o pré-processamento da imagem. A função chave do pré-processamento é melhorar a imagem de forma a aumentar as chances de sucesso dos processos seguintes. Tipicamente, as técnicas que envolvem o pré-processamento são: realce de contraste, aumento do tamanho da imagem através de interpolação, redução de ruído e isolamento de regiões cuja textura indique a probabilidade de informação alfanumérica [2]. O pré-processamento destina-se a uma simplificação das imagens, reduzindo o ruído existente nestas, buscando assim facilitar a segmentação.

Gonzalez [2] apresenta o fluxograma da Figura 4.2 como passos fundamentais no processamento de imagens.

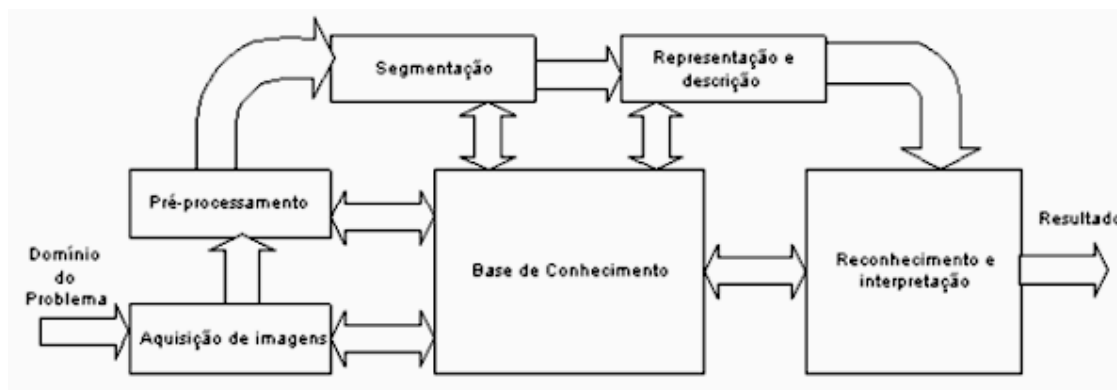


Figura 4.2 - Fluxograma para o processamento de imagens.

Na etapa de segmentação, a extração de parâmetros é realizada através de técnicas clássicas de processamento de imagem. O objetivo é extrair parâmetros espaciais ou temporais, que caracterizem a borda do objeto.

No domínio espacial, são utilizadas técnicas para extração de parâmetros como aplicação do gradiente, aplicação do limiar, obtenção dos cruzamentos por zero resultante da aplicação do Laplaciano e identificação de pontos-chave na estrutura observada, como o centro de uma região. As técnicas temporais podem ser utilizadas para realçar características dos *pixels* candidatos à borda, utilizando-se informações relativas a outros quadros (*frames*) para detectar variações características nestes *pixels*.

As diversas técnicas de segmentação e os operadores morfológicos utilizados neste trabalho foram apresentados nos trabalhos diversos como [2, 12, 13, 43]. No apêndice deste estudo, é feita uma abordagem aos princípios e operações básicas de morfologia matemática em processamento de imagens.

5. DESCRIÇÃO DO MÉTODO PROPOSTO PARA SEGMENTAÇÃO

A qualidade da visualização, manipulação e análise de estruturas médicas em diversas situações dependem da qualidade da segmentação e classificação dos dados. Devido a esse fato e à dificuldade de se obter uma solução geral e robusta, a segmentação e classificação continuam sendo áreas de intensa pesquisa em processamento de imagens médicas [44, 45, 46].

O presente projeto visa à elaboração de um algoritmo de *MatLab* que seja capaz de realizar a detecção automática das bordas da artéria aorta através da segmentação de imagens cardíacas obtidas por meio de um equipamento de ressonância magnética. Neste capítulo faz-se uma abordagem descritiva sobre as técnicas e princípios utilizados para se alcançar esse objetivo.

As imagens analisadas neste projeto foram adquiridas por *Carvalho et al.* (2008) em um sistema *GE Signa 3T EXCITE HD* com um gradiente de amplitude 40 *mT/m* e *Slew Rate* de 150 *T/m/s*. Mais detalhes a respeito da seqüência de pulsos utilizada para adquirir as imagens podem ser vistos na Tabela 5.1 e na referência [8]. O plano de corte foi prescrito perpendicular à aorta ascendente, posterior às bifurcações que alimentam as coronárias, mas anterior às bifurcações que alimentam as carótidas. Na Figura 5.1 observa-se o plano de corte adotado. A resolução das imagens originais é *83x83 pixels*, sendo essas redimensionadas para *128x128 pixels* através de interpolação de Fourier [8].

Tabela 5.1 - Parâmetros do escaneamento.

Ângulo de flip	Velocidade máxima medida	Campo de visão	Resolução	Interlaces de espiral	Leitura	TR	Resolução Temporal	quadros/seg
10°	200 cm/s	25~6 cm	3 mm	4	4 ms	7 ms	56 ms	18 fps

**Dados de Carvalho, J. L. A., Carvalho, H. S., Nayak, K. S. (2008). *Assessment of stroke volume variability using real-time spiral phase contrast*, 16th Scientific Meeting, International Society for Magnetic Resonance in Medicine, p. 383.

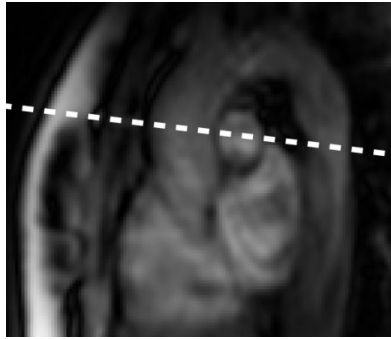


Figura 5.1 – Projeção do corte realizado perpendicularmente à aorta ascendente.

Durante a aquisição das imagens de ressonância magnética analisadas neste projeto, foram registrados os instantes dos batimentos cardíacos com o auxílio de um eletrocardiograma. Assim, foi possível separar as imagens de acordo com os ciclos cardíacos correspondentes, além de tornar possível a reconstrução do sinal de variabilidade do volume sistólico e do sinal de variabilidade da frequência cardíaca.

Neste trabalho são propostos dois métodos para o processo de obtenção da borda da artéria aorta, que são:

- Método de segmentação da aorta ascendente com detecção e rejeição de quadros com movimento, utilizando elementos conectados e limiarização.
- Método de segmentação de imagens isoladas, utilizando crescimento de regiões e *watershed*.

Durante o estágio de pré-processamento realizado em ambos os métodos foram encontradas algumas dificuldades para a aplicação dos filtros e elementos morfológicos. Percebeu-se que grande parte dessa dificuldade se devia a resolução da imagem utilizada (*128x128 pixels*), considerada baixa se comparada a imagens médicas tradicionais. A baixa resolução da imagem dificulta a separação de regiões próximas e reduz a robustez dos algoritmos empregados. Desta forma, ambos os métodos foram realizados de duas formas diferentes:

- i. Utilizando as imagens em seu tamanho original (*128x128 pixels*).
- ii. Utilizando as imagens ampliadas por interpolação bicúbica para *512x512 pixels*.

A ampliação da imagem foi realizada para solucionar as dificuldades citadas no parágrafo anterior e como uma base para trabalhos futuros que possam vir a utilizar imagens de maior resolução. Os resultados obtidos foram satisfatórios e notou-se que as bordas adquiridas em ambos os tipos de imagem foram muito próximos. Contudo, foi observada uma maior robustez nos resultados com imagens ampliadas, visto que os parâmetros de corte e janelamento dos filtros empregados na etapa de pré-processamento tinham menor interferência na segmentação realizada, podendo ser menos precisos. Assim, o resultado obtido com imagens ampliadas pode ser considerado mais robusto a pequenas variações das imagens estudadas. Porém, deve-se atentar para o fato de que a imagem redimensionada sofre uma perda de qualidade e detalhes, por isso foi necessário a utilização de um filtro de alto-reforço extra para realizar um maior realce das bordas da aorta para segmentação.

Cada um dos métodos propostos será detalhadamente explicado nas seções seguintes. Tendo como base o algoritmo utilizado para as imagens ampliadas, visto que é mais completo e ao fim de cada método será mostrado como foi realizada a segmentação das imagens com resolução original e seus resultados.

5.1. MÉTODO DE SEGMENTAÇÃO DA AORTA ASCENDENTE COM DETECÇÃO E REJEIÇÃO DE QUADROS COM MOVIMENTO UTILIZANDO ELEMENTOS CONECTADOS E LIMIAÇÃO

A primeira etapa desse método, chamado de pré-processamento, consiste em aplicar uma seqüência de operações para mudança do tamanho da imagem, redução de ruído e elevação do contraste. Na segunda etapa ocorre a segmentação da aorta através de limiarização e detecção de componentes conectados. Por último, a extração da borda é feita utilizando operações de vizinhança. O algoritmo utilizado é mostrado na Figura 5.2. As etapas e as técnicas utilizadas no método de segmentação serão explicadas nas seções deste capítulo.

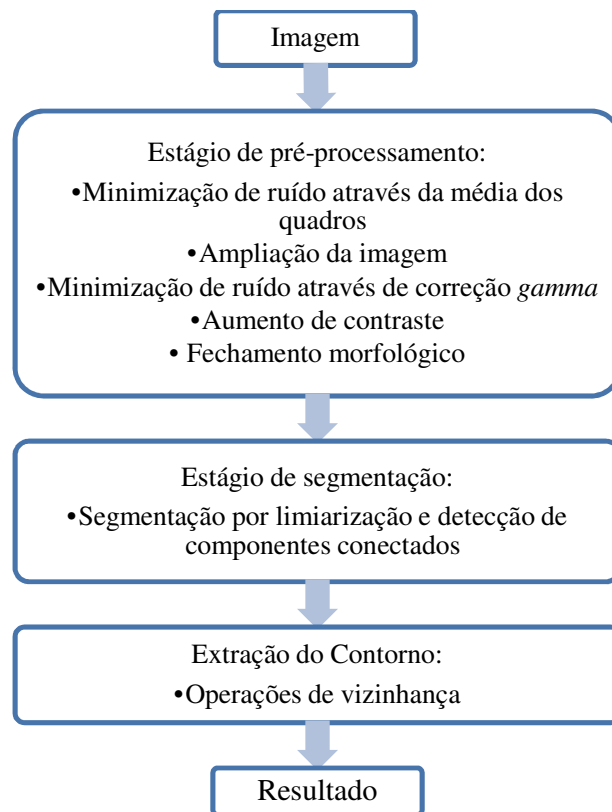


Figura 5.2 – Diagrama de blocos do algoritmo de segmentação com detecção e rejeição de quadros com movimento.

5.1.1. ETAPA DE PRÉ-PROCESSAMENTO

Como ocorre em diversas situações onde é aplicado um método de processamento de imagens para extração de parâmetros de interesse, é necessário primeiro realizar um pré-processamento. Esse pré-processamento tem como objetivo preparar a imagem para facilitar a extração dos parâmetros.

As imagens utilizadas neste trabalho foram adquiridas de forma rápida (em tempo real), deixando-as com uma qualidade que pode ser considerada baixa para exames RMN. Assim a etapa de pré-processamento torna-se indispensável para uma adequada extração de contornos.

O estágio de pré-processamento foi constituído das seguintes etapas:

- Redução de ruído através da média de quadros.
- Ampliação da imagem.

- Redução de ruído pela correção *gamma*.
- Aumento de contraste.
- Fechamento morfológico.

No primeiro passo do pré-processamento foi realizada a minimização de ruído através do cálculo da média dos quadros com menor movimento.

5.1.1.1. REDUÇÃO DE RUÍDO ATRAVÉS DA MÉDIA DE QUADROS DE UM MESMO CICLO CARDÍACO

Várias técnicas diferentes são utilizadas, como aplicar a média dos *pixels* entre quadros adjacentes no mesmo ciclo cardíaco (utilizando o quadro anterior e o quadro seguinte ao quadro atual) ou entre quadros correspondentes ao mesmo instante do ciclo cardíaco, mas de ciclos diferentes. Para isso, os quadros devem ser obtidos de forma sincronizada, o que normalmente é realizado com o auxílio do eletrocardiograma, de forma a garantir que os quadros em ciclos diferentes correspondam, de forma mais próxima possível, ao mesmo ponto no ciclo cardíaco.

Para dar início a essa primeira etapa do método proposto, foi realizado um agrupamento dos quadros referentes a cada ciclo cardíaco, para então serem selecionados os quadros para eliminação dentro de cada ciclo. Essa separação das imagens referentes a cada ciclo foi realizada já durante o processo de obtenção das imagens, com a ajuda de um eletrocardiograma. À medida que as imagens eram obtidas, a cada curva R do eletrocardiograma se considerava um novo ciclo cardíaco.

Com o objetivo de calcular o movimento da aorta entre quadros consecutivos foi desenvolvido um estudo do movimento relativo entre eles. Esse processo foi realizado de forma que para cada conjunto de quatro quadros consecutivos a estimação de movimento é calculada entre o segundo e o primeiro quadro, em seguida entre o terceiro e o segundo quadro, e assim por diante. Esses quadros consecutivos podem ser selecionados aleatoriamente dentro de um mesmo ciclo cardíaco, bastando-se escolher o quadro inicial. Foi verificado que usualmente as melhores imagens para segmentação de cada ciclo estão entre o terceiro e o décimo quadro. Uma seqüência de quadros selecionados para o estudo de movimento é mostrado na Figura 5.3.

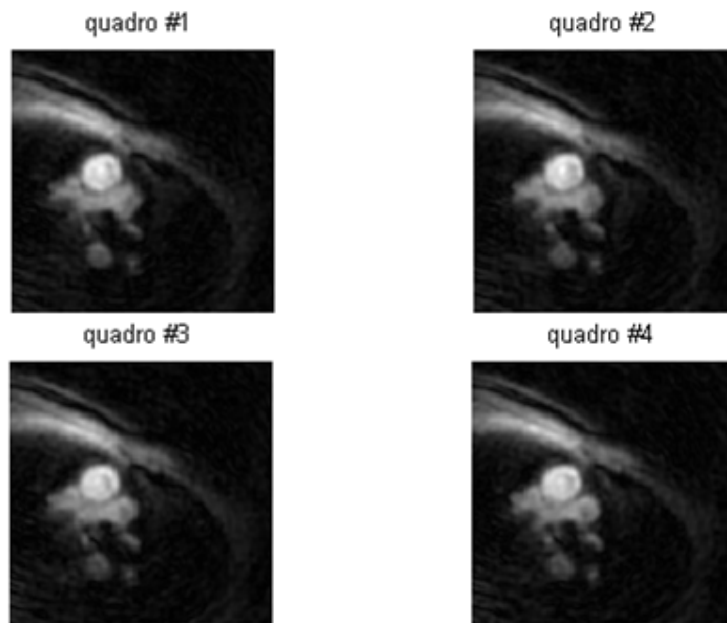


Figura 5.3 - Seleção de quadros de um mesmo ciclo para análise de movimento.

Tendo os quadros selecionados, calcula-se o fluxo óptico (*optical flow*) [12] desses quatro quadros consecutivos com o objetivo de encontrar os movimentos resultantes que ocorrem entre pelo menos dois quadros. O fluxo óptico é montado com os vetores de movimento obtidos por essa estimação. Na Figura 5.4 é possível observar um exemplo de fluxo óptico obtido.

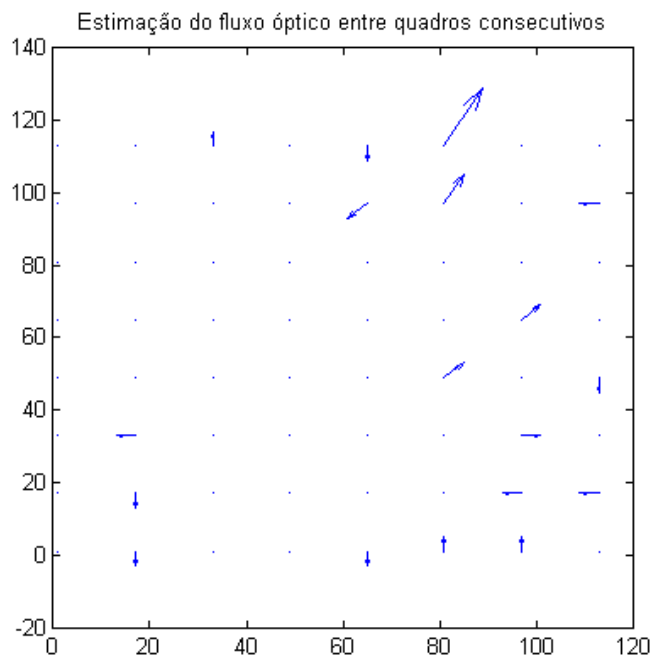


Figura 5.4 - Estimação do fluxo óptico entre quadros consecutivos.

Então, após ter feito a detecção de movimento, o objetivo agora é encontrar os quadros com maior movimento e eliminá-los para prevenir a degradação na imagem média final. Para isso, primeiro calculou-se o módulo de cada vetor resultante de movimento e em seguida foi executada a soma absoluta de todos os módulos encontrados. Um único valor para cada fluxo óptico foi gerado e utilizado no processo de eliminação [12]. Assim, foram removidos os dois quadros que apresentaram maior movimento e foi realizada a média dos dois quadros restantes. Dessa forma, cada ciclo é representado pelo quadro médio.

A região de alta intensidade (clara) mais ao centro da imagem corresponde a aorta, que se encontra ligeiramente envolvida em uma região de menor intensidade (escura), correspondente à parede da aorta. A Figura 5.5 apresenta o resultado obtido após a etapa de redução de ruído através de médias, onde se pode observar que a imagem resultante sofreu o processo de suavização sem perda de definição da borda. Além disso, devido à grande diferença nos tons de cinza da aorta e do restante da imagem, a média das imagens possibilita um realce da região da aorta em relação ao resto da imagem.

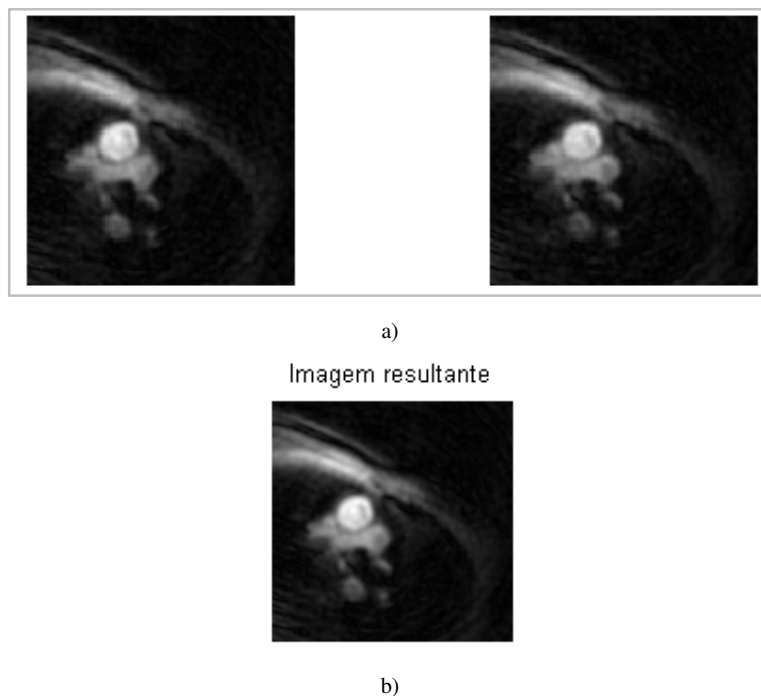


Figura 5.5 – Imagens após redução de ruídos. (a) Imagens com menor movimento.

(b) Imagem resultante da média dos quadros com menor movimento

5.1.1.2.AMPLIAÇÃO DA IMAGEM ATRAVÉS DE INTERPOLAÇÃO BICÚBICA

Em seguida a esta etapa de eliminação de ruído através da média das imagens, foi realizada a ampliação da mesma através do método de interpolação bicúbica. Maiores detalhes sobre este métodos estão mostrados no Apêndice.

O resultado obtido através dessa interpolação pode ser verificado na Figura 5.6.



Figura 5.6 - Imagem resultante da média dos quadros não eliminados interpolada (512x512 pixels).

5.1.1.3.AGUÇAMENTO DA BORDA DA ARTÉRIA AORTA

Após a primeira etapa de eliminação do ruído e a ampliação da imagem, foram aplicados filtros de aguçamento para evidenciar a forma do objeto a ser detectado, no caso presente, a borda da artéria aorta.

Devido ao baixo contraste em algumas regiões, a borda aorta pode não ser totalmente detectada visualmente nessas regiões. Em imagens de ressonância magnética, por exemplo, com 256 níveis de cinza, a diferença de intensidade entre o sangue e a parede do ventrículo é da ordem de apenas 7-10 níveis em imagens de boa qualidade e 3-5 níveis na maioria das imagens [47].

O ruído na imagem pode, assim, ter a mesma amplitude do contraste da borda, dificultando a localização e segmentação da área de interesse. O problema de ruído é particularmente grave em imagens pequenas, pois pode juntar partes que deveriam ser separadas na segmentação.

A etapa seguinte constitui-se de um processo contínuo de melhora do contraste das imagens visando realçar a cavidade da artéria aorta em relação ao resto da imagem. Para isso foi aplicado filtro que visa eliminar o ruído presente na imagem e evidenciar a borda da aorta.

A primeira ferramenta usada para realce de contraste e alta redução de ruídos foi uma técnica simples, chamada correção *gamma*, utilizada para acentuar os contornos das imagens. Essa técnica consiste na aplicação de uma transformação linear para modificar os valores dos níveis de cinza da imagem original. Esse artifício é utilizado para corrigir o contraste de imagens que se apresentem muito escuras ou borradas. Na Figura 5.7 são mostradas representações do efeito da correção *gamma* com este sendo maior, menor ou igual a 1 (um).

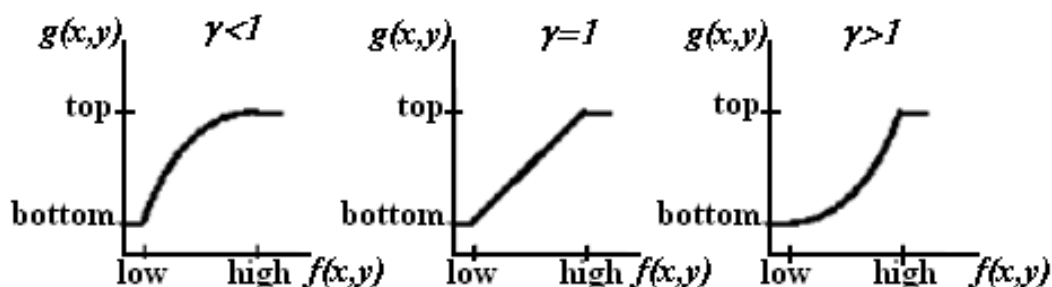


Figura 5.7 - Diferentes padrões de correção *gamma*.

Sendo $f(x, y)$ a imagem de entrada e $g(x, y)$ a imagem de saída.

Nota-se que para $\gamma < 1$ os níveis de cinza entre os pontos de corte (*top* - superior e *bottom* - inferior) tem um leve ganho. Para $\gamma > 1$ aconteceria uma leve queda nos níveis de cinza dentro dos pontos de corte. Ambos os casos não seriam interessantes no presente trabalho, visto que no primeiro poderia ocorrer a junção da aorta com as regiões vizinhas que possuem um tom de cinza muito próximo e, no segundo caso, perder-se-iam muitos detalhes referentes à borda. Sendo assim, utilizou-se um *gamma* igual a 1 ($\gamma = 1$), de forma que os *pixels* dentro do intervalo de corte selecionado não apresentaram modificações em seus níveis de cinza entre si.

Os valores dos limiares podem ser encontrados por meio da função densidade de probabilidade acumulada (FDA), que pode ser encontrada por meio do histograma de cada imagem (Figura 5.8). Os valores de limiar a serem utilizados nessa etapa foram estipulados através de uma análise da imagem e do seu histograma. Para análise diretamente da imagem foi utilizada uma ferramenta do *MatLab* chamada *Imtool*. Através desta foi possível analisar o valor de cinza de cada *pixel* da imagem (Figura 5.9), podendo-se assim determinar a faixa de nível de cinza do ruído e a faixa que não deveria ser alterada referente a área preferencial da borda. Em seguida, o histograma foi analisado para ver a interferência destes cortes na imagem. Com isso, o nível corte de cinza inferior (*low*) estabelecido foi 60 e o superior (*high*) 230, lembrando que os níveis de cinza dos *pixels* variam de 0 a 255. Esses níveis foram levados para zero (*bottom*) e 250 (*top*).

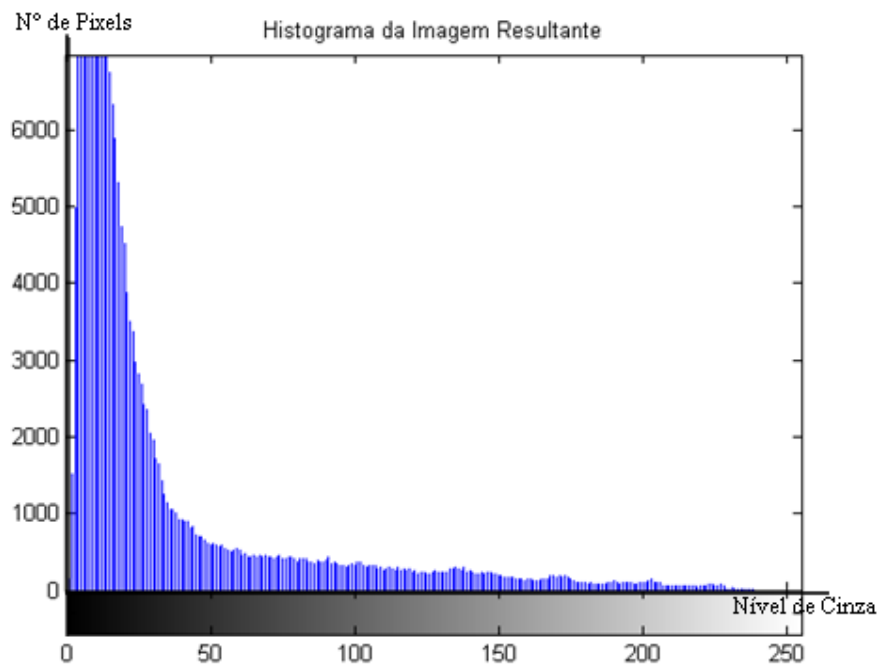


Figura 5.8 – Histograma da imagem média.

8	190	191	190	186	181	175	166	155	143	131	119	107	95	84	75	67	60	55	50	47	45	43	42	40	39	37	36	35	33	32	31	30	
5	187	188	186	183	178	171	163	153	141	129	118	106	94	84	75	68	62	56	52	49	47	46	44	42	41	39	38	36	34	33	32	31	
2	184	185	183	180	174	168	160	150	138	127	116	105	94	83	75	68	63	58	54	51	49	48	46	44	43	41	40	38	36	34	32	31	
0	182	182	180	176	171	164	157	147	136	125	114	103	93	83	75	69	64	59	56	53	51	50	48	47	45	43	41	39	37	35	33	32	
8	179	179	176	173	167	161	153	144	133	122	112	102	92	83	75	69	64	60	57	55	53	52	51	49	47	45	43	41	39	36	35	33	
6	177	176	173	169	164	157	149	140	130	120	110	100	91	82	75	70	65	61	58	57	55	54	53	51	50	48	46	43	41	38	36	34	
5	174	173	170	165	160	153	146	137	127	117	108	99	90	82	75	70	66	62	60	58	57	57	55	54	52	50	48	45	43	40	37	35	
3	171	169	166	161	155	149	142	133	123	114	105	97	88	81	75	70	66	63	61	60	59	59	57	56	54	52	50	47	45	42	39	36	
0	169	166	162	157	151	144	137	129	120	111	103	94	87	80	74	70	67	64	62	61	61	60	59	58	56	54	52	49	47	44	41	38	
8	166	162	158	153	146	140	133	124	116	107	100	92	85	79	74	70	67	65	63	63	62	62	61	60	59	57	55	52	49	45	42	39	
6	162	158	154	148	142	135	128	120	112	104	97	90	84	78	74	70	68	66	65	64	64	64	63	62	61	59	57	54	51	48	44	41	
3	159	154	149	143	137	131	124	117	109	102	95	89	83	78	74	71	69	67	66	66	66	66	66	65	64	62	60	57	53	50	46	43	
9	155	150	144	139	132	126	120	113	106	99	93	87	82	77	74	72	70	69	68	68	69	69	68	68	66	65	62	59	56	52	49	45	
5	150	145	140	134	128	122	115	109	103	97	92	86	82	78	75	73	71	71	70	71	71	72	71	70	69	68	65	62	59	55	51	47	
2	146	140	135	129	123	117	112	106	101	95	91	86	82	79	76	74	74	73	73	73	74	75	74	74	73	71	68	65	62	58	54	50	
7	142	136	131	125	119	114	109	104	99	94	90	86	83	80	78	77	77	76	76	77	78	79	78	78	76	75	72	69	65	61	57	53	
3	137	132	126	121	116	111	106	102	98	94	91	88	85	83	81	81	81	81	81	81	82	82	83	83	82	81	79	76	73	69	65	61	57
8	133	127	122	117	113	109	105	101	98	95	92	90	87	86	85	85	86	86	87	87	88	87	87	87	85	83	81	77	74	69	65	61	

Figura 5.9 – Análise *pixel a pixel* realizada na ferramenta *Imtool* do *Matlab*.

Observa-se na Figura 5.10 o efeito da correção *gamma* aplicada às imagens em estudo. Comparando-se com a imagem original (Figura 5.6), percebe-se claramente uma grande redução no ruído com a manutenção dos níveis de cinza dentro dos cortes determinados e um ligeiro incremento do brilho na região da aorta a ser segmentada.

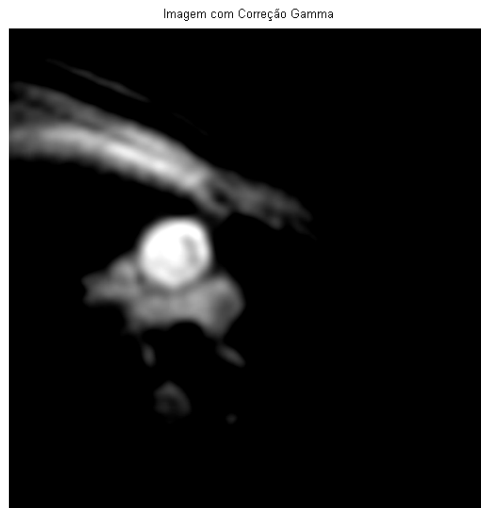


Figura 5.10 - Imagem após redução de ruídos (correção *gamma*).

Um histograma das imagens após a correção *gamma* aplicada é mostrado a seguir na Figura 5.11. Comparando-se esse histograma com o apresenta na Figura 8.8 (imagem original) Pode-se reparar como a grande quantidade dos *pixels* de baixa amplitude (escuros)

foram levados a zero, reduzindo-se o ruído que era formado basicamente por *pixels* de baixa amplitude. Nota-se ainda como os valores intermediários e de grande amplitude foram praticamente inalterados, mantendo a qualidade da área que se deseja segmentar.

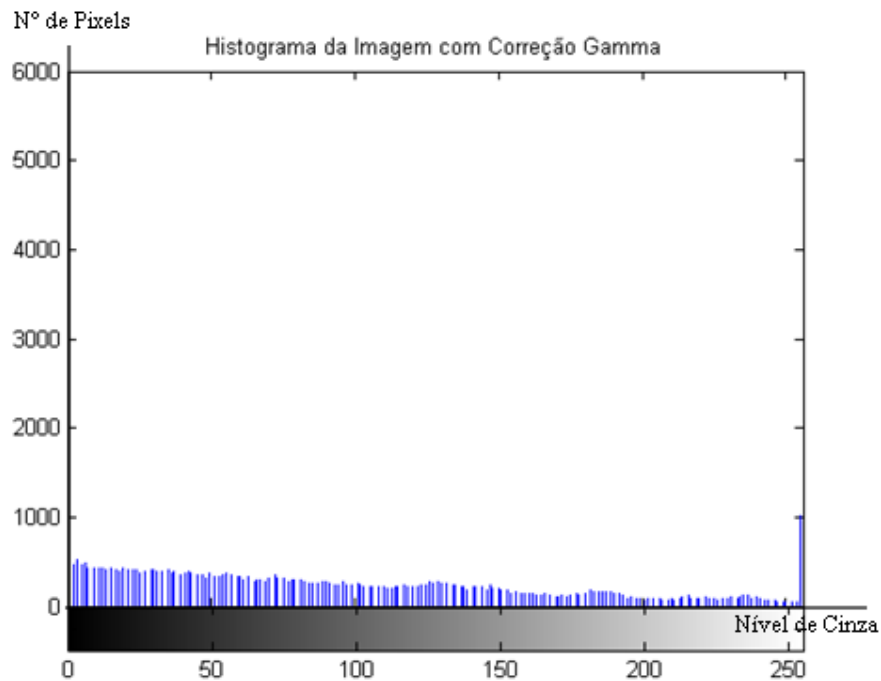


Figura 5.11 - Histograma da imagem média após correção *gamma*.

O próximo passo do ajuste de contraste foi a aplicação de um filtro de alto-reforço para realçar a diferença de intensidade entre a aorta e as paredes ao seu redor. O resultado do processo de filtragem (convolução no domínio espacial) é adicionado à imagem original. Logo, mediante a utilização de um filtro passa-alta, é possível reforçar as componentes de altas frequências que dizem respeito à região da aorta, segundo a equação.

$$g(x, y) = f(x, y) + \alpha \cdot [h(x, y) * f(x, y)] \quad [5.1]$$

onde:

- $g(x, y)$ é a função bidimensional resultante da aplicação do filtro de alto-reforço;
- $f(x, y)$ é a função bidimensional original;
- $h(x, y)$ é a resposta ao impulso que define o filtro passa-altas, dada por

$$h(x, y) = \sum_{u=0}^M \sum_{v=0}^N b_{(u,v)} \delta[x - u] \delta[y - v], \text{ sendo} \quad [5.2]$$
 - u e v as coordenadas da matriz b ;
 - $b_{(u,v)}$ é a matriz de coeficientes da máscara;
- α é um escalar (os melhores resultados foram obtidos com α igual a 1).

O filtro de alto-reforço implementado utilizou um filtro passa-altas do tipo *FIR*. Com a aplicação desse filtro foi possível atenuar as componentes de baixa frequência da transformada de Fourier do sinal da imagem realçando as bordas e detalhes da imagem cardíaca, os quais são caracterizados por apresentarem componentes de alta frequência. Na Figura 5.12 seguinte percebe-se o efeito da aplicação do filtro nas imagens cardíacas, mostrando a imagem filtrada e sua correspondente soma com a original.

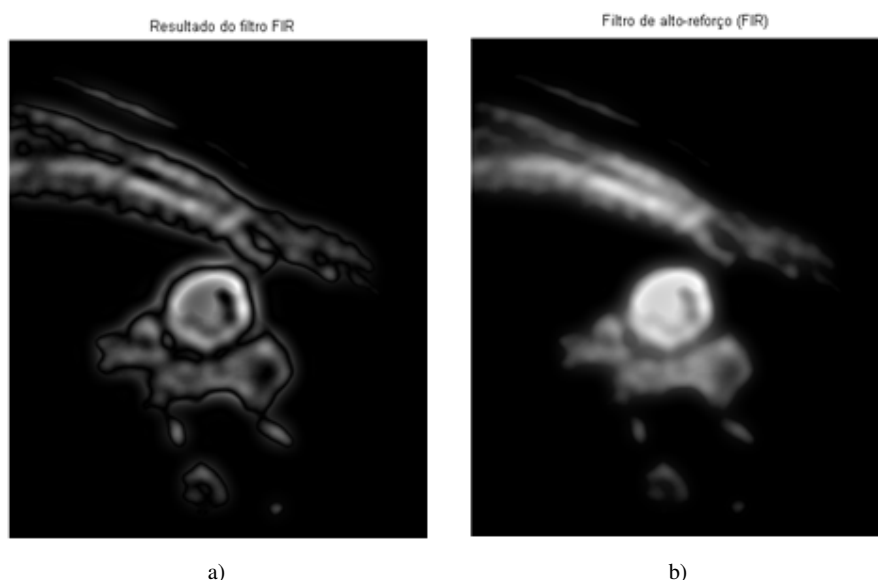


Figura 5.12 - Filtragem de auto-reforço. (a) Resposta da convolução do filtro *FIR* com a imagem da Figura 5.10. (b) Resultado da soma da convolução com a imagem original.

Uma limitação do filtro *FIR* consiste no fato de que, ao realçar componentes de alta frequência, ele também realça ruídos presentes na imagem. Esse fato pode ser observado na Figura 5.12-(b) ao se verificar uma espécie de mancha em volta das regiões de alta frequência.

Essa espécie de borramento da imagem foi o fator limitante para a aplicação de outras etapas de pré-processamento nas imagens de resolução mais baixa (128×128). Ao se utilizar mais um filtro de alto-reforço para realçar ainda mais as bordas, essa mancha gerada acabava por se fundir com a região da aorta, não possibilitando a correta segmentação da região. Contudo, nas imagens ampliadas não só foi possível a utilização de mais uma etapa de pré-processamento como isso se tornou necessário para melhorar segmentação e torná-la mais robusta.

O procedimento seguinte da etapa de pré processamento utilizado nas imagens de 512×512 foi a aplicação de um filtro do tipo *LoG* (Laplaciano do Gaussiano) na imagem.

Dentro de vários operadores derivativos de segunda ordem, o *LoG* tem sido um dos mais utilizados, especialmente em detecção de bordas [48].

O *Laplaciano*, derivada de segunda ordem, realça as bordas enquanto que o *Gaussiano* suaviza o ruído. Desse modo, foi possível determinar as fronteiras entre os objetos componentes da imagem. Uma limitação observada pela aplicação do filtro *LoG* foi que após sua aplicação as fronteiras obtidas foram duplicadas, ou seja, as bordas passaram a apresentar limites externos e internos. Essa duplicação ocasionou a fusão da região da aorta com as áreas ao redor nas imagens originais (128×128). Assim, esta etapa não foi aplicada nestas imagens, mas apenas nas imagens 512×512 .

Esse resultado era de certa forma esperado, já que a derivada de segunda ordem do sinal detecta variações positivas e negativas presentes na borda. O resultado da aplicação do filtro pode ser visualizado na Figura 5.13.

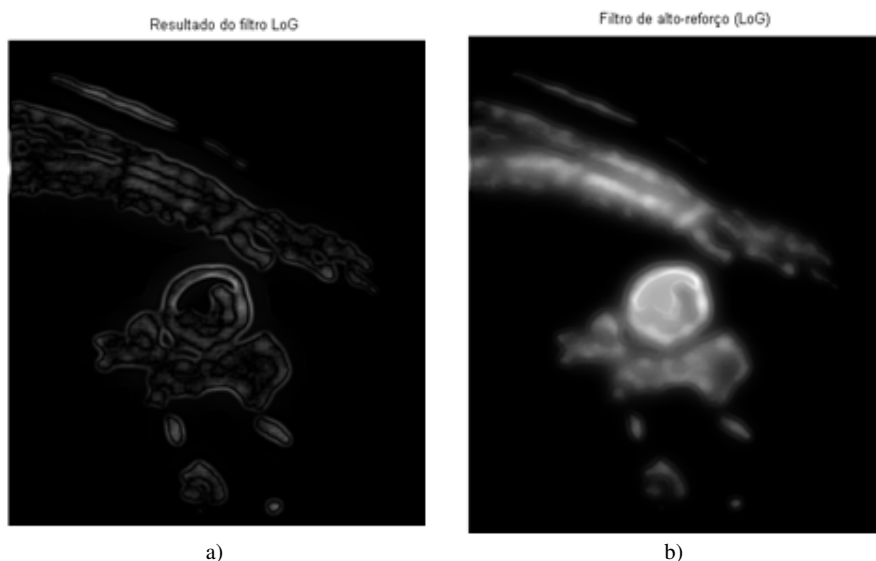


Figura 5.13 - Resultado da aplicação do filtro de alto-reforço do tipo *LoG* em imagens 512×512 .

a) Filtragem *LoG*. b) Resultado da aplicação do filtro *LoG*.

Como qualquer filtro de alto-reforço, o filtro de alto-reforço utilizando um passa-alta do tipo *LoG* pode ser representado pela seguinte equação:

$$g(x, y) = f(x, y) + \beta \cdot LoG(f(x, y)), \quad [5.3]$$

onde:

- $g(x,y)$ é a função bidimensional resultante da aplicação do filtro de alto-reforço;
- $f(x,y)$ é a função bidimensional original;
- $LoG(x,y)$ é a função bidimensional resultante da aplicação do passa-alta;
- β é um escalar (os melhores resultados foram obtidos com β igual a 1).

A função de transferência de um filtro LoG é dada por:

$$\nabla^2 h(r) = \left(\frac{r^2 - 2\sigma^2}{\sigma^4} \right) \exp\left(-\frac{r}{2\sigma^2}\right), \quad [5.4]$$

onde:

- $r = \sqrt{x^2 + y^2}$; [5.5]
- σ é o desvio padrão.

No apêndice é apresentada uma descrição dos efeitos da aplicação de cada filtro separadamente, o estabelecimento dos parâmetros de cada um, bem como os princípios envolvidos em cada tipo de filtro aplicado.

Há outros fatores que dificultam o processo de segmentação neste tipo de aplicação. A intensidade em cada *pixel* nas imagens não depende apenas do tipo de tecido, mas também da velocidade do sangue que flui na região, um fator que contribui para que haja diferenças de intensidade em uma mesma estrutura. É comum também a existência de diferentes estruturas descritas por *pixels* de intensidades muito semelhantes. As imagens podem ainda conter interferências causadas pela movimentação do paciente no momento da aquisição do exame, muitas vezes ocorrendo também ruídos decorrentes do processo de aquisição [49].

Com o objetivo de eliminar o máximo de ruído ainda existente e deixar a imagem o mais uniforme possível, com maior diferença entre os níveis de cinza das diferentes regiões, fez-se necessário a aplicação do fechamento morfológico em escala de cinza que está detalhado no Apêndice A.1.4. Assim, um elemento estruturante em formato diamante (losango) foi selecionado. Seu raio foi escolhido de forma que fosse pequeno o bastante para manter os detalhes do contorno da aorta e grande o suficiente para deixar a imagem mais uniforme, como apresenta a Figura 5.14. Este processo é importante para realizar uma adequada limiarização no próximo estágio.

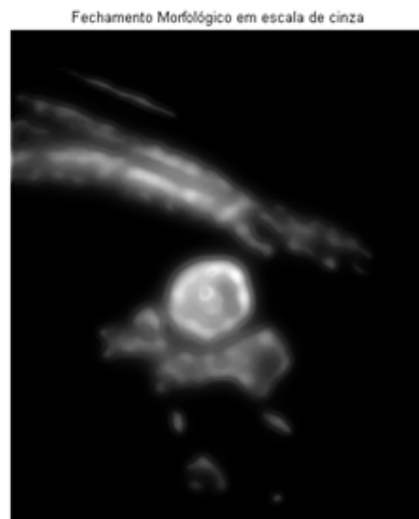


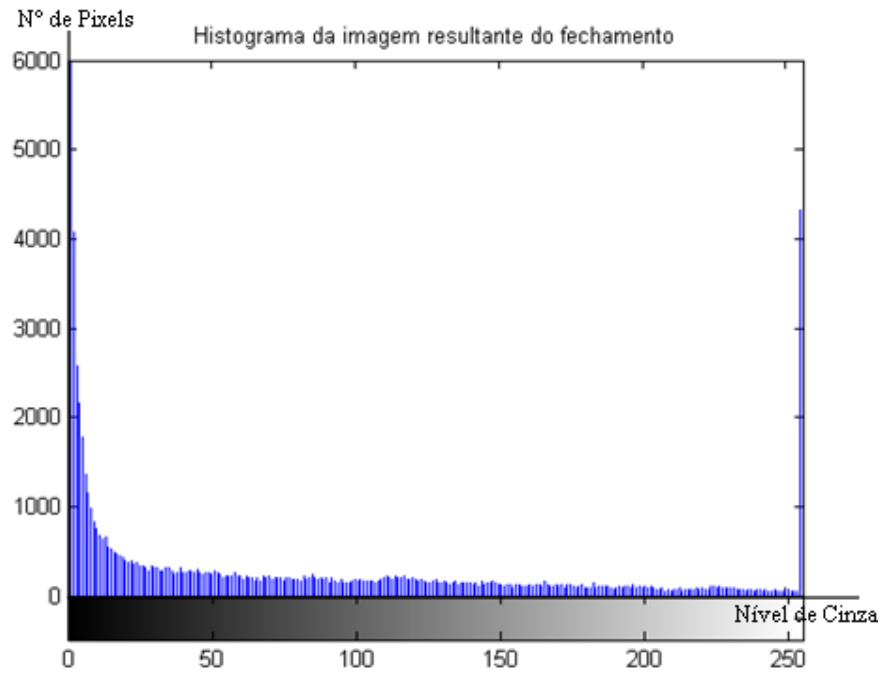
Figura 5.14 - Fechamento morfológico em escala de cinza.

5.1.2. ESTÁGIO DE SEGMENTAÇÃO

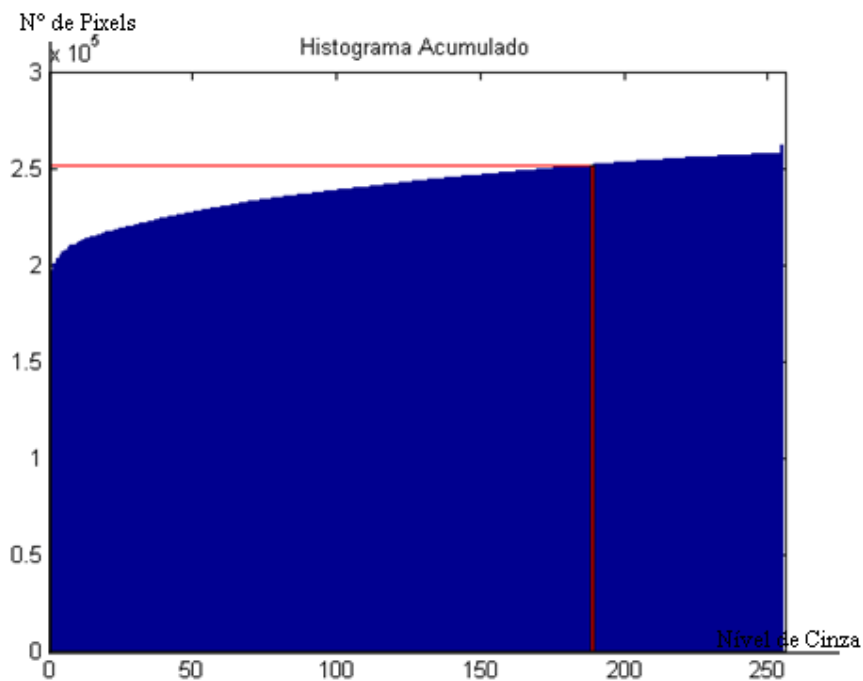
O principal objetivo do método de segmentação é particionar a imagem em regiões ou subconjuntos homogêneos. Esta tarefa se torna mais fácil quando a imagem é pré-processada por técnicas de realce.

Como visto anteriormente, existem várias técnicas de segmentação presentes na literatura. O método aqui proposto adotou um algoritmo de segmentação composto por duas etapas: limiarização e detecção de componentes conectados. Embora a limiarização pareça ser uma operação bastante simples, a qualidade da imagem limiarizada depende da escolha do valor de limiar (T), sendo fundamental a definição adequada de T .

Para a realização deste cálculo, primeiramente foi realizado o histograma da imagem resultante do processo de fechamento morfológico em níveis de cinza, como apresenta a Figura 5.15.



a)



b)

Figura 5.15 – Histogramas. (a) Histograma da imagem resultante do fechamento morfológico (Figura 5.14).

(b) Histograma acumulado referente a (a).

A escolha do valor do limiar T foi realizada de tal forma que a probabilidade deste nível seja de 96%, ou seja, 96% dos *pixels* da imagem possuem nível de cinza abaixo de T . Este valor foi determinado de maneira experimental. Assim, *pixels* com intensidade maior ou igual a este limiar recebem como intensidade o valor 1 e *pixels* com intensidade menor que

este limiar recebem o valor 0 (zero), dividindo a imagem entre objeto (1) e fundo (0). Aplicou-se o mesmo limiar T para todas as imagens desta pesquisa. A Figura 5.16 mostra a imagem binarizada.



Figura 5.16 - Imagem Binarizada.

O próximo passo consiste em identificar cada objeto da imagem binarizada e detectar aquele que representa a aorta. Para isso, percorre-se a imagem *pixel a pixel* para encontrar os componentes conectados e rotular cada objeto encontrado. Utilizou-se um fator de conectividade de quatro elementos e cada componente conectado foi rotulado com um valor inteiro distinto. Os *pixels* do fundo da imagem foram rotulados com o valor zero, os *pixels* rotulados com o valor 1 compõem o primeiro objeto, os *pixels* rotulados com o valor 2 compõem o segundo objeto, e assim por diante. Após essa rotulação, cada objeto identificado foi preenchido com uma cor diferente para melhor visualização, como mostrado na Figura 5.17. O número de componentes conectados variou usualmente de 5 a 12 regiões durante os testes realizados.

Componentes Conectados com Rótulos Diferentes



Figura 5.17 - Imagem apresentando componentes conectados com rótulos diferentes.

O objetivo agora é identificar qual deles representa a aorta. Logo, a aorta foi identificada como a maior região situada mais próxima do centro da imagem. Foi necessário a utilização de dois parâmetros para se identificar a aorta em todos os testes realizados. O primeiro parâmetro considerado foi a área das regiões obtidas, porém em alguns casos a região laranja (correspondente a parede peitoral) era maior que a aorta e em outros casos menor, fazendo com que fosse necessário um segundo parâmetro de comparação, no caso, a distância em relação ao centro. Utilizando-se essas duas técnicas foi possível identificar corretamente a região pertencente à aorta em todas as imagens segmentadas.

Em seguida, a região da aorta foi completamente preenchida totalmente com o valor 1 (branco), e os *pixels* das demais regiões receberam o valor zero, para restar somente a região da cavidade na imagem binária, como mostra Figura 5.18. Esse preenchimento, além de selecionar o objeto desejado, também preenche possíveis buracos que aparecem no interior da área da aorta durante o processo de segmentação.

Região da Cavidade Ascendente da Aorta

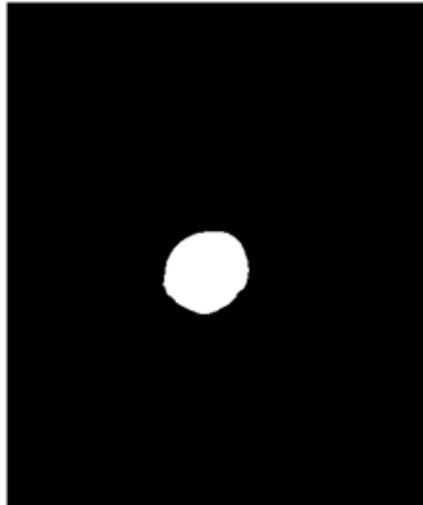
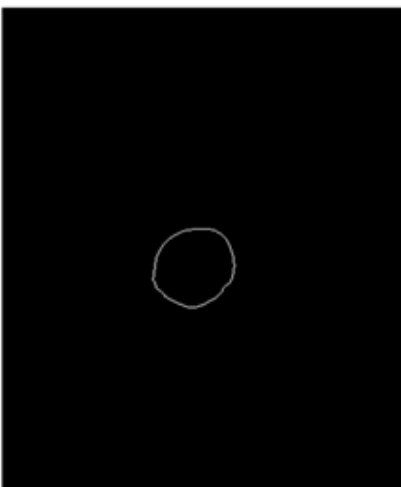


Figura 5.18 - Região da artéria aorta.

5.1.2.1.EXTRAÇÃO DO CONTORNO

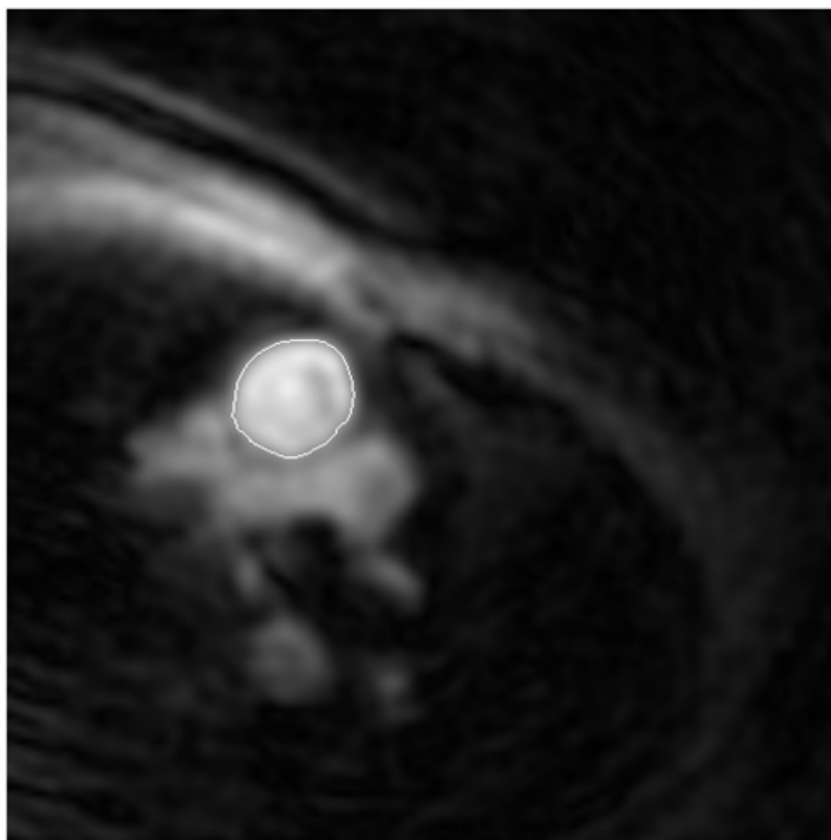
A última etapa é extrair o contorno mediante operações de vizinhança. Em detalhes, esta etapa ajusta um *pixel* a zero se todos os seus quatro vizinhos conectados forem um (1), deixando somente os *pixels* da borda. Na Figura 5.19 são apresentados os resultados finais obtidos a partir da segmentação da artéria aorta nos dois tipos de imagem utilizada, onde observa-se o contorno extraído sobreposto na imagem original.

Contorno Extraído



a)

Sobreposicao do Contorno da Aorta na Imagem Original



b)

Figura 5.19 – Segmentação. (a) Contorno extraído. (b) Sobreposição do contorno na imagem original.

5.1.3. APLICAÇÃO DO MÉTODO DE SEGMENTAÇÃO COM DETECÇÃO E REJEIÇÃO DE QUADROS UTILIZANDO AS IMAGENS ORIGINAIS (128X128 PIXELS)

O algoritmo para segmentação das imagens originais (128x128) é basicamente o mesmo do utilizado para as imagens ampliadas, descrito na sessão 5.1.1. A diferença está basicamente no fato de que, com as imagens originais (128x128), algumas etapas de pré-processamento não foram implementadas. As etapas não-implementadas foram: interpolação para ampliação da imagem (item 5.1.1.2) e a aplicação do filtro de alto-reforço do tipo *LoG* (item 5.1.1.3). O motivo da impossibilidade da utilização desse filtro nas imagens de 128x128 foi descrito detalhadamente no item 5.1.1.3, onde é relatado a utilização do filtro *LoG* nas imagens de 512x512.

Os resultados obtidos para esse método, seguindo o algoritmo da Figura 5.2, excluindo-se as etapas citadas acima podem ser visualizados na Figura 5.20.

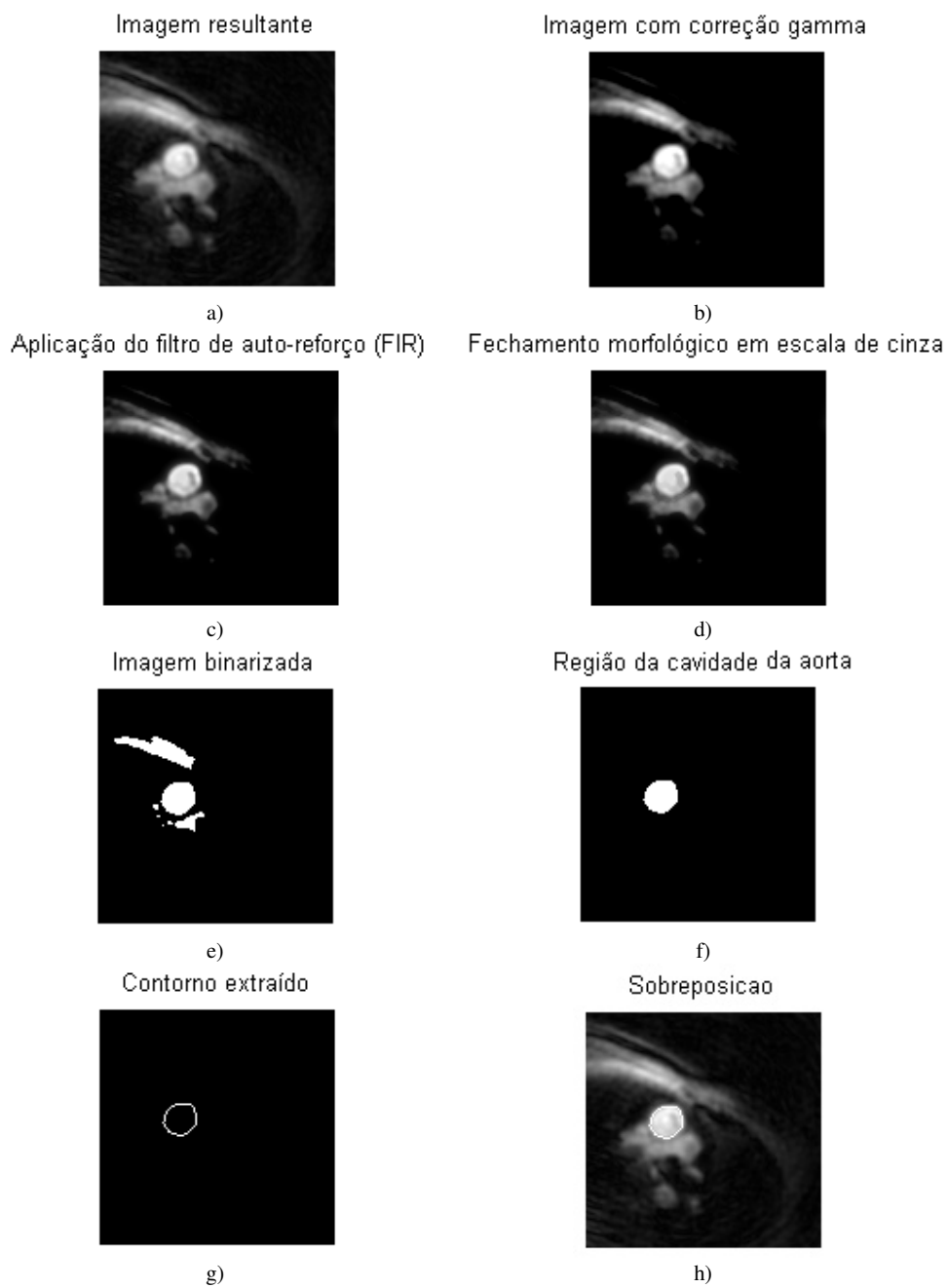


Figura 5.20 – Resultados obtidos. (a) Imagem resultante do processo de eliminação de quadros descrito no item 5.1.1. (b) Imagem após redução de ruídos (correção *gamma*). (c) Resultado da soma da convolução do filtro *FIR* com a imagem (a). (d) Fechamento morfológico em escala de cinza. (e) Imagem binarizada. (f) Região da aorta separada. (g) Contorno da aorta. (h) Sobreposição do contorno com a imagem original.

5.2. MÉTODO DE SEGMENTAÇÃO DA AORTA ASCENDENTE UTILIZANDO IMAGENS ISOLADAS, MULTI-CRESCIMENTO DE REGIÕES E *WATERSHED*.

Como em todo método de segmentação, a primeira etapa foi a de pré-processamento, que consiste em aplicar uma seqüência de operações para mudança da resolução da imagem, redução de ruído e elevação do contraste. Na segunda etapa, foi realizada a segmentação da aorta utilizando-se duas técnicas: o multi-crescimento de regiões (*multi-growing region*) e a técnica *watershed*. O algoritmo utilizado é mostrado na Figura 5.21.

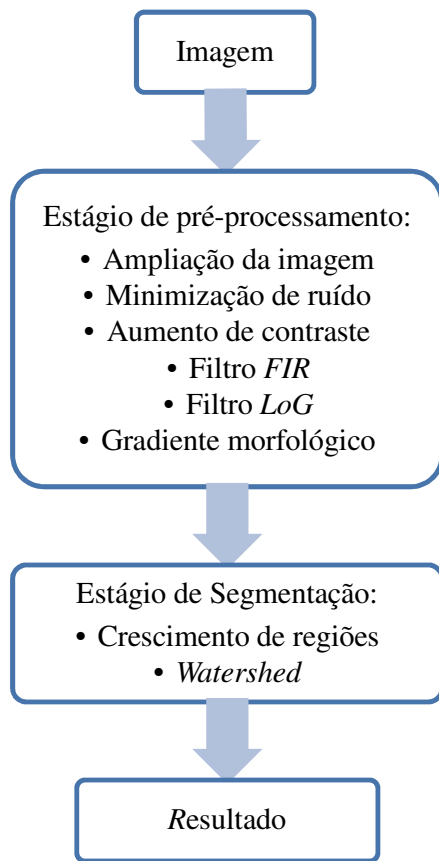


Figura 5.21 – Diagrama de blocos do algoritmo de segmentação com detecção.

5.2.1. ETAPA DE PRÉ-PROCESSAMENTO

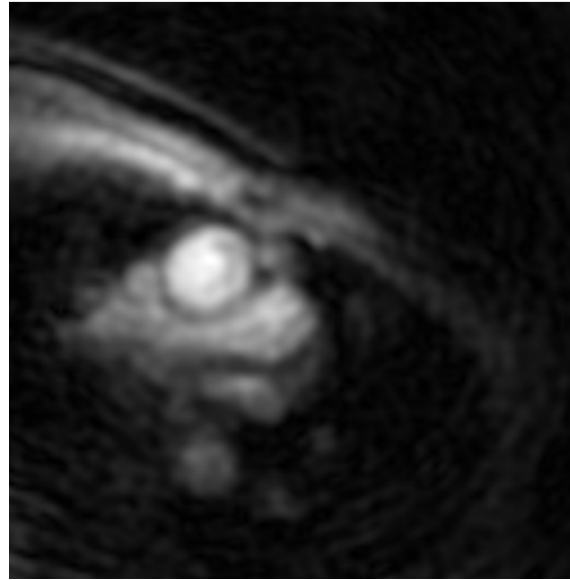
A etapa de pré-processamento implementada nesse método foi muito parecida com o pré-processamento realizado no método descrito no item 5.1. Desta forma, foi proposto um método para a detecção da borda da aorta sem detecção e rejeição de quadros com movimento

(item 5.1.1.1) e sem a etapa de fechamento morfológico em escala de cinza descrita no final do item 5.1.1.3, incluindo-se uma etapa de realização do gradiente morfológico da imagem.

Sendo assim, esse método foi realizado sobre cada imagem separadamente. O passo final antes de passar para a etapa de segmentação foi obter o gradiente morfológico da imagem. Esse gradiente cria barreiras (bordas) entre regiões distintas, o que irá beneficiar a segmentação.

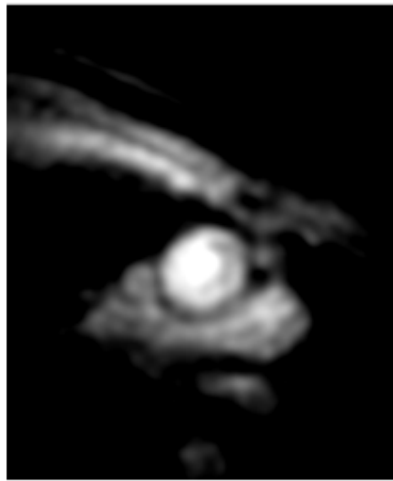
Os resultados obtidos em cada passo da etapa de pré-processamento podem ser observados nas Figuras 5.22 e 5.23. Para mais detalhes a respeito da ampliação da imagem, da minimização de ruído e da técnica de aumento de contraste aplicados o leitor deve retornar ao item 5.1.1.

Imagem Ampliada



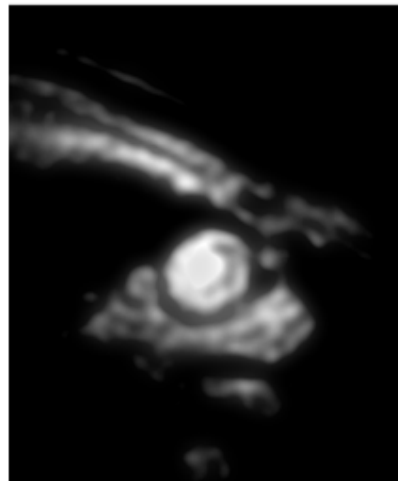
a)

Imagem com correção de Gamma



b)

Filtro de alto-reforço (FIR)



c)

Figura 5.22 – Pré-processamento. (a) Imagem original ampliada. (b) Correção *gamma* em (a).
(c) Resultado do filtro de alto-reforço tipo *FIR*.

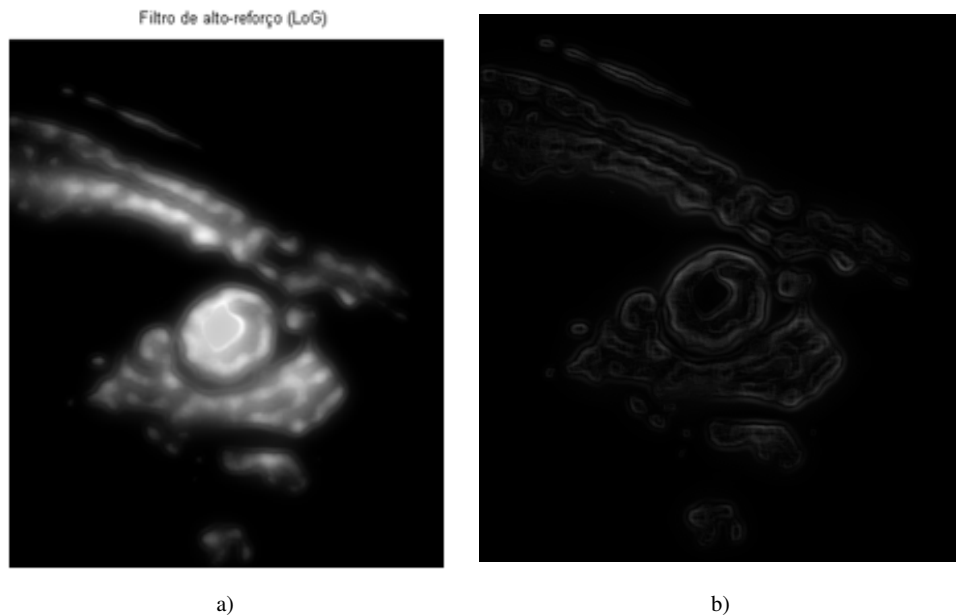


Figura 5.23 – Imagem resultante da etapa de pré-processamento. (a) Resultado do filtro de alto-reforço do tipo *LoG*.
(b) Gradiente morfológico aplicado sobre (a).

5.2.2. ESTÁGIO DE SEGMENTAÇÃO

O método proposto nesta etapa adotou a segmentação por multi-crescimento de regiões (*multi-growing region*) seguida da operação de *watershed* e foi totalmente implementado no programa SAPPI (Sistema de Auxílio à Pesquisa em Processamento de Imagens) desenvolvido por *Freitas e Ballani (2003)* [50]. Ao contrário do método de limiarização que se baseia na diferença de intensidade de cinza entre um grupo de *pixels*, o método de crescimento de regiões procura a similaridade entre os *pixels* [1]. O processo de procura de *pixels* similares inicia-se com a escolha de um *pixel* ou grupo de *pixels* como semente. A escolha da semente pode ser manual ou automática e o *pixel* semente deve fazer parte do objeto a segmentar.

O crescimento da região se dá, então, a partir de uma única semente e é conduzido pela análise dos *pixels* da vizinhança que satisfaçam um critério de homogeneidade. Este método é utilizado no multi-crescimento de regiões, onde é calculado simultaneamente o crescimento de várias regiões de acordo com a representatividade dos *pixel(s)* semente(s) de cada uma. A seleção dos *pixels* semente, assim como o critério de homogeneidade, são tarefas difíceis e determinantes para o sucesso da segmentação.

Assim, esse algoritmo testa os *pixels* vizinhos um de cada vez e os adiciona à semente para o crescimento da região. Os novos *pixels* são adicionados de acordo com a similaridade sobre o critério da uniformidade. O procedimento se repete até que nenhum *pixel* seja mais adicionado. Um dos testes de uniformidade é comparar a diferença entre a intensidade do *pixel* a ser testado e o valor de intensidade média da região.

Desta forma, o crescimento de região depende fortemente do critério de homogeneidade utilizado. Se escolhido de forma errônea, pode gerar fragmentação da região ou mistura de regiões que não caracterizam o objeto de interesse [51].

Outro problema do método de crescimento de região é que se o processo for inicializado em pontos distintos pode levar a distintos crescimentos de regiões. A vantagem do método está no fato de ser capaz de segmentar corretamente regiões que têm a mesma propriedade e estão espacialmente separadas, além de gerar regiões conectadas [1].

O objeto é representado por todos os *pixels* aceitos durante o procedimento de crescimento de região. A escolha dos *pixels* semente e dos critérios de homogeneidade utilizados estão vinculados ao programa SAPPI e são analisados em [43, 50]. Tendo esses trabalhos como base, após alguns testes foi determinado empiricamente que o número de *pixels* semente utilizados seria 5 (cinco) para o multi-crescimento de regiões. O resultado obtido é mostrado na Figura 5.24.

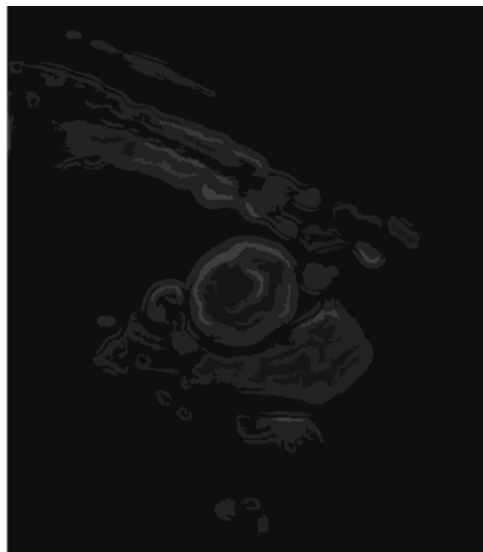


Figura 5.24 – Multi-crescimento de regiões

A continuação do processo de segmentação é baseado na técnica *watershed*. Esta técnica requer um algoritmo de pré-processamento que simplifique a imagem mantendo as bordas do objeto, enquanto suaviza as variações internas no mesmo. Com este fim, como descrito anteriormente, foi utilizado o gradiente morfológico seguido do multi-crescimento de regiões. Pode-se verificar na Figura 5.24 como as bordas foram mantidas e houve a suavização dos níveis de cinza.

A seguir, foi utilizada a transformada de *watershed*, para a segmentação das regiões. A formalização teórica da transformada de *watershed* foi feita, em 1982, por Maisonneuve [52]. Ante deste pesquisador, os algoritmos de *watershed* eram aplicados apenas no campo da topografia. As suas pesquisas difundiram o uso desta transformada no processamento de imagens, especificamente, na solução de problemas de segmentação em diversas áreas [53]. Quando combinada a outras ferramentas morfológicas, a transformada de *watershed* torna-se uma poderosa ferramenta para segmentação de imagens. Os algoritmos *watershed* podem ser divididos em dois grupos. O primeiro grupo contém os algoritmos que simulam o processo de inundação. O segundo grupo é formado por algoritmos que buscam as linhas divisórias de águas (LDA) diretamente [54].

O conceito de *watershed* é assimilado na literatura por meio da analogia com o relevo topográfico, sendo que a imagem em níveis de cinza é representada como relevo. Nesta representação a analogia a ser feita é com duas ou mais regiões de planície separadas por uma montanha ou mais montanhas. Cada região tem seu próprio mínimo, e estes mínimos são perfurados e inundados. Durante o preenchimento, dois ou mais fluxos provenientes de mínimos diferentes podem se unir. Os diques, construídos para evitar a junção de águas, constituem as linhas divisórias de águas (LDA), também conhecida como linhas *watershed* [55, 56].

O operador *watershed* é baseado na transformação que define as LDA da imagem. Os níveis de cinza de uma imagem indicam a altitude do ponto no relevo. O resultado obtido com a utilização de tal algoritmo é representado na Figura 5.25.

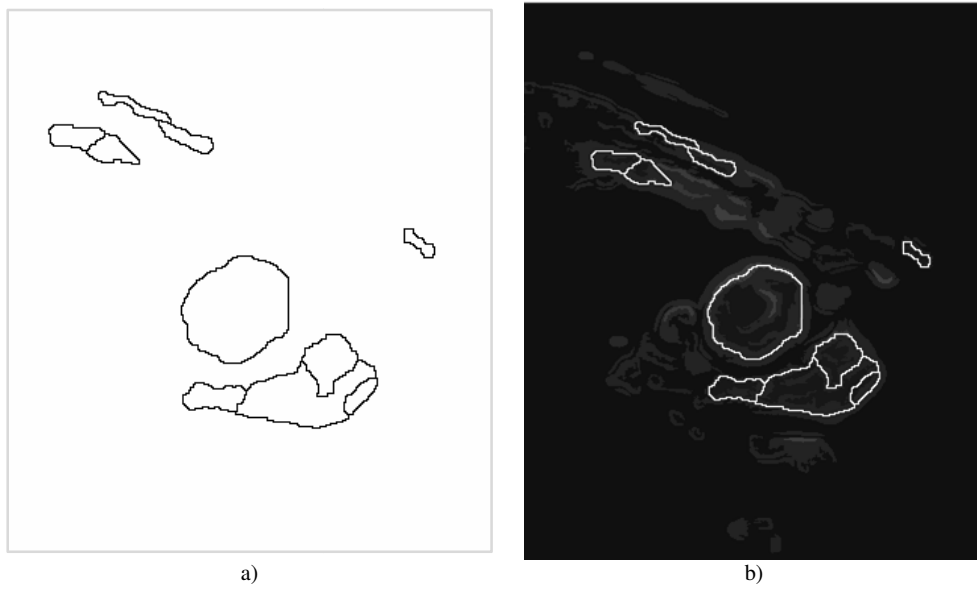


Figura 5.25 – Segmentação *watershed*. (a) Resultado da segmentação. (b) Resultado da segmentação sobreposto a 5.24.

Finalmente, a Figura 5.26 traz o resultado final do método de segmentação sobreposto a imagem original.

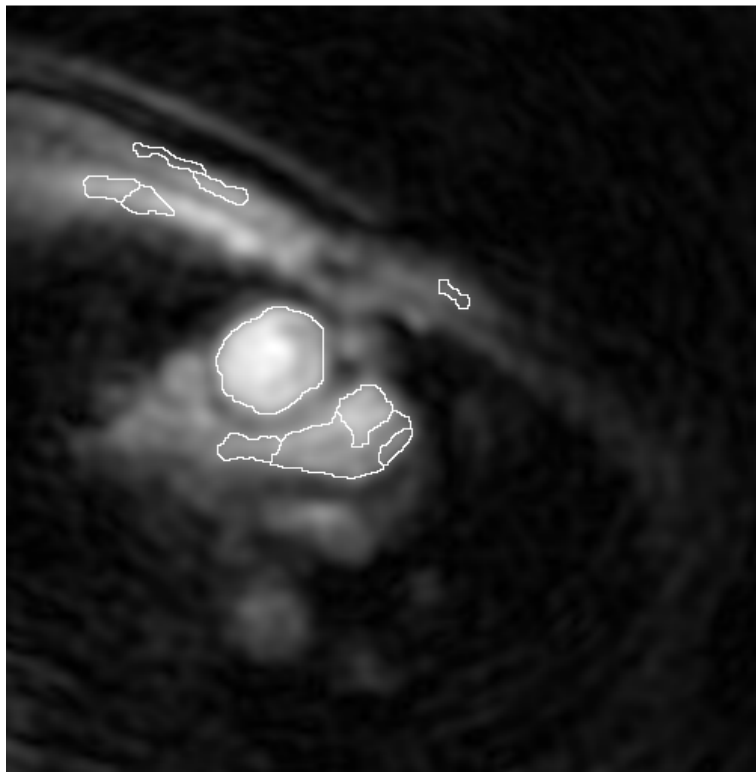


Figura 5.26 - Método de segmentação da aorta ascendente utilizando imagens isoladas, multi-crescimento de regiões e *watershed*.

5.2.3. APLICAÇÃO DO MÉTODO DE SEGMENTAÇÃO DA AORTA ASCENDENTE UTILIZANDO IMAGENS ISOLADAS, MULTI-CRESCIMENTO DE REGIÕES E *WATERSHED*, UTILIZANDO AS IMAGENS ORIGINAIS (128X128 PIXELS)

O algoritmo para segmentação das imagens originais (128x128) é o mesmo do utilizado para as imagens ampliadas, descrito no item 5.2, eliminando-se a etapa de ampliação da imagem (interpolação) e a utilização do filtro de alto-reforço do tipo *LoG*.

Os resultados obtidos para esse método, seguindo o algoritmo da Figura 5.21, e excluindo-se as etapas citadas acima, podem ser visualizados na Figura 5.27.

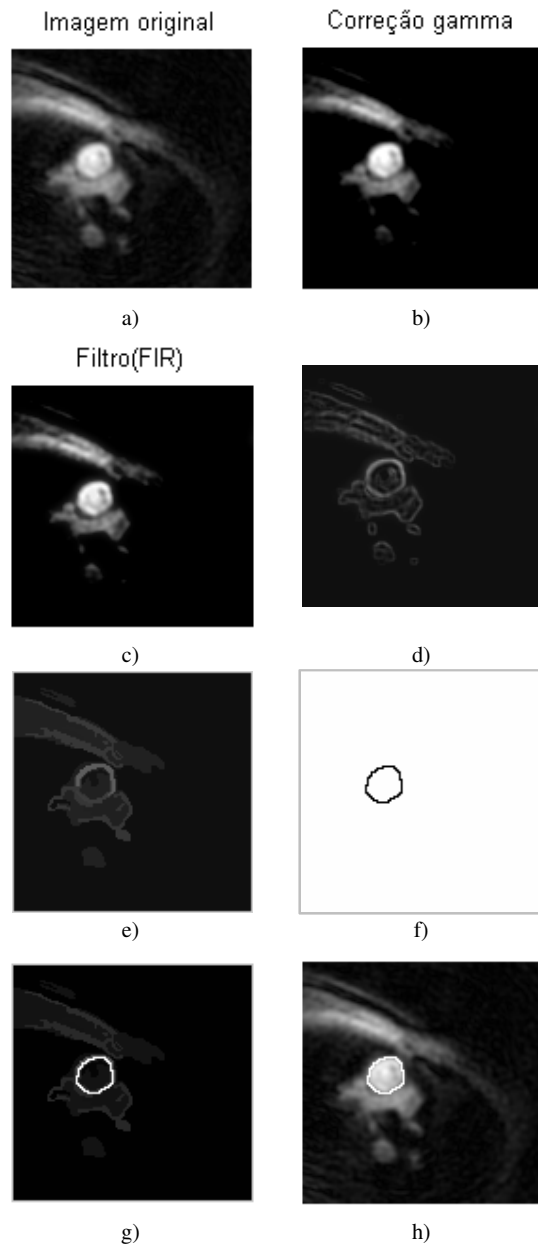


Figura 5.27 – Resultados obtidos. (a) Imagem original. (b) Imagem após redução de ruídos (correção *gamma*).
(c) Resultado da soma da convolução do filtro *FIR* com a imagem (a). (d) Gradiente morfológico.
(e) Multi-crescimento de regiões. (f) Método *watershed*. (g) Segmentação *watershed* sobreposto ao multi-crescimento de regiões. (h) Sobreposição do contorno com a imagem original.

6. CONCLUSÕES

O presente estudo foi elaborado com o intuito de propor um método de detecção automático das paredes da artéria aorta, dada a necessidade do cálculo de sua área de seção para a medição do fluxo sanguíneo. O projeto foi elaborado analisando a fisiologia do coração bem como as diversas etapas do ciclo cardíaco.

A motivação fundamental para o estudo efetuado é a possibilidade de analisar a variabilidade do volume sistólico, ou seja, medir o quanto o volume de sangue ejetado pelo ventrículo esquerdo varia a cada batimento cardíaco. Com essa informação, é possível analisar o controle autonômico do sistema nervoso sobre o sistema cardiorrespiratório. O método automático proposto neste trabalho apresenta-se como uma alternativa à segmentação manual, o qual geralmente está associado a grandes variações de contorno (imprecisões), além de demandar mais tempo para ser elaborado.

Foi parte do escopo do estudo uma abordagem dos princípios envolvidos na ressonância magnética nuclear, apresentando uma idéia a respeito de cada processo de formação das imagens, bem como dos modos de aquisição desse tipo de diagnóstico e descrição de alguns protocolos comumente utilizados em exames cardíacos da natureza dos abordados no estudo.

A utilização do *software* SAPPI (Sistema de Auxílio à Pesquisa em Processamento de Imagens) foi de extrema importância na determinação das ferramentas de processamento a serem utilizadas para se obter êxito na segmentação. A interatividade e o fácil acesso às ferramentas do programa tornaram possível a observação imediata de cada operação sobre a imagem original. Desse modo, foram realizados testes de pré e pós-processamento nas imagens até que fosse possível implementar o algoritmo de segmentação automática que fornecesse um resultado satisfatório.

Como contribuições relevantes do presente estudo pode-se citar:

- Foi proposto, implementado e demonstrado um método automático para determinação do contorno da artéria aorta;
- O método pode substituir a segmentação manual, diminuindo imprecisões de contorno e agilizando o processo de segmentação;

- Apresentação de um estudo sobre os princípios e o funcionamento de um aparelho de ressonância magnética nuclear e das etapas envolvidas no processo de formação das imagens, assim como uma comparação deste método de diagnóstico com outros utilizados em hospitais e clínicas.

6.1 PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS

Uma das propostas para possíveis estudos futuros é a realização de projetos de pesquisa na área de seqüências de pulsos em ressonância magnética nuclear. Isto possibilitaria a criação de novos protocolos de imagens. Esta proposta pode ser implementada em parceria com o próprio Hospital Universitário de Brasília já que este dispõe atualmente de um moderno aparelho de ressonância magnética.

A segmentação de estruturas cardíacas em imagens de ressonância magnética pode ser estendida para seqüências de pulsos que apresentem melhor resolução espacial (ex: CINE 2DFT), o que poderia apresentar um desafio devido à diminuição da relação sinal-ruído associada com o aumento de resolução.

O algoritmo desenvolvido pode ser utilizado futuramente para auxiliar no desenvolvimento de uma máscara para a estrutura da artéria aorta que será útil na elaboração de um método para rastreamento, determinando a variação de área da aorta ao longo do ciclo cardíaco.

Finalmente, mais uma proposta seria estender a técnica de segmentação de imagens para o estudo de outras estruturas cardíacas além da artéria aorta. Em especial, seria de extrema importância segmentar também as paredes da artéria pulmonar, permitindo assim também o cálculo do volume sistólico do ventrículo direito, e da razão Q_p/Q_s , que é a razão entre o fluxo de sangue associado aos dois ventrículos. Além disso, a técnica poderia ser melhorada para o uso em imagens adquiridas a partir de outros equipamentos de imagens médicas, como tomografia computadorizada e ecocardiografia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1]. BANKMAN, I. N., *Handbook of Medical Imaging-Processing and Analysis*. Academic Press, 2000.
- [2]. GONZALEZ, R. C. and WOODS, R. E., *Digital Image Processing*. Editora Prentice Hall, second edition, 2001.
- [3]. <http://www.ene.unb.br/~juliana/cursos/semana/aulas/see-pi-jfc-1-2x1.pdf> consultado em outubro de 2008.
- [4]. http://www.emedix.com.br/doi/ang010_1f_aneurismaorta.php consultado em outubro de 2008.
- [5]. http://pt.wikipedia.org/wiki/Estenose_a%C3%B3rtica consultado em novembro de 2008.
- [6]. http://www.spmi.pt/revista/vol08/ch1_v8n1jan2001.pdf consultado em novembro de 2008.
- [7]. CARVALHO, J. L. A., POHOST G. M., and NAYAK, K. S.. *Stroke volume and cardiac output measured on a beat-to-beat basis*. In Proc, ISMRM, 15th Annual Meeting, page 248, Berlin, 2007.
- [8]. CARVALHO, J.L.A., CARVALHO, H.S., and NAYAK, K.S.. *Assessment of stroke volume variability using real-time spiral phase contrast*. In Proc, ISMRM, 16th Annual Meeting, page 383.
- [9]. DANGELO, J. G., FATTINI, C. A.. *Anatomia Humana Básica*, Livraria Atheneu Editora, 1995.
- [10]. TIMERAM A., et al;. *Manual de Cardiologia – Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo – SOCESP*, Editora Atheneu, 2000.
- [11]. GUYTON, A. C., JOHN, E. H.. *Tratado de Fisiologia Médica*, , Editora Guanabara Koogan S.A., 8ª ed., Rio de Janeiro, 2002.
- [12]. REIS, M. C.. *Detecção Semi-Automática da Borda do Ventrículo Esquerdo*. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Publicação PPGENE.DM- 310/07, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 114p, 2007.
- [13]. LACERDA, S. G.. *Segmentação do Ventrículo Esquerdo Utilizando Técnicas de Processamento de Imagens*. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Publicação PPGENE.DM-337/08, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 75p, 2008.

- [14]. BURTON, A. C.. *Fisiologia e biofísica da circulação*. 2. ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 257 p, 1977.
- [15]. *Human Body 2.0*, Dorling Kindersley Limited, 1996
- [16]. GUYTON, A. C.. *Fisiologia Humana*, editora Guanabara Koogan, 6ª edição, Rio de Janeiro, 1988.
- [17]. GUYTON, A. C.. *Fisiologia Humana e Mecanismos de Doenças*, editora Guanabara Koogan, 4ª edição, Rio de Janeiro, 1989.
- [18]. GANONG, W. F.. *Fisiologia Médica*, Prentice Hall Brasil, 17ª ed., Rio de Janeiro 1998.
- [19]. GUYTON, A.C.. *Fisiologia humana e mecanismos das doenças*, editora Guanabara Koogan, 5ª ed., Rio de Janeiro, 1993.
- [20]. JULIAN, D.G., COWAN, J.C.. *Cardiologia*, editora Santos, 6ª edição, 1ª edição em português, tradução de Hildegard Thiemann Buckup, Rio de Janeiro 1996.
- [21]. CARVALHO, J. L. A. (2002), *Sistema para Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca*. Projeto Final de Graduação em Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 80p, Abril 2002.
- [22]. PARK, J. B., HU, B. S., CONOLLY S. M., NAYAK K. S., and NISHIMURA D. G.. *Rapid cardiac-output measurement with ungated spiral phase contrast*. *Magn Reson Med*, 56(2):432-438, 2006.
- [23]. SHANKARANARAYANAN, A., CARRILLO A., JOHNSON J., BRITAIN J., and HU, B.. *Quantitative real-time color flow MR: a comparison with Doppler echocardiography*. In Proc, ISMRM, 13th Annual Meeting, page 600, Miami, 2005.
- [24]. O'DONNELL, M., *NMR blood flow imaging using multiecho, phase contrast sequences*. *Med Phys*, 12(1):59-64, 1985.
- [25]. http://www.isbe.man.ac.uk/personal/dellard/dje/history_mri/history%20of%20mri.htm consultado em setembro de 2008.
- [26]. http://en.wikipedia.org/wiki/Magnetic_resonance_imaging consultado em setembro de 2008.
- [27]. CURRY, T. S., DOWDEY, J. E., MURRY, R. C., *Physics of Diagnostic Radiology*. Editora Lippincott Williams & Wilkins, quarta edição, 1990.
- [28]. DE OLIVEIRA, S. C.. *Revisão bibliográfica acerca dos princípios de ressonância magnética nuclear*. Monografia de Projeto Final de Graduação, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, 2008.

- [29]. GIACOMANTONE, J. O.. *Ressonância magnética funcional com filtragem pela difusão anisotrópica robusta*. Dissertação de Mestrado, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos. 2005.
- [30]. HASHEMI, RAY H.; BRADLEY, William G.; LISANTI, Christopher J. *MRI - The Basics*, Editora Lippincott Williams and Wilkins, 2ª ed., 2003.
- [31]. TODD, G., *HowStuffWorks - Como funciona a geração de imagens por ressonância magnética*. Publicado em 01 de abril de 2000 (atualizado em 06 de maio de 2008) <http://saude.hsw.uol.com.br/ressonancia-magnetica.htm> (29 de junho de 2008).
- [32]. <http://www.mr-tip.com/serv> consultado em setembro de 2008.
- [33]. <http://www.haskins.yale.edu/facilities/mri.html> consultado em outubro de 2008.
- [34]. <http://www.e-mri.org/mri-sequences/spin-echo.html> consultado em agosto de 2008.
- [35]. <http://www.mrtip.com/serv1.php?type=db1&dbs=Gradient%20Echo%20Sequence> consultado em novembro de 2008.
- [36]. http://en.wikipedia.org/wiki/Magnetic_resonance_imaging#K-space consultado em outubro de 2008.
- [37]. <http://www.epub.org.br/informaticamedica/n0106/imagens.html> dez/1998.
- [38]. BOVIK A.L., *Handbook de Image e Video Processing*. Academic Press, 2000.
- [39]. <http://dfm.ffclrp.usp.br/fisrad/radio/Default.htm>
- [40]. GARRIDO, G. E. J., *Refinamento da segmentação 2D do ventrículo esquerdo em imagens de ressonância magnética utilizando "simulated annealing"*. Tese de Doutorado do Curso de Pós-Graduação em Computação Aplicada, São José dos Campos: INPE. 184p – (INPE-13066-TDI/1025) 1998.
- [41]. COSTA, F., MOURA, C.F.F., COSTA, L.A.. *Revisão sobre métodos de segmentação 2D do ventrículo esquerdo*. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, vol. 5, n.3, p. 141-158. 1999.
- [42]. RICHA, R. A., *Rastreamento do Contorno do Ventrículo Esquerdo em Imagens de Ressonância Magnética Usando Filtragem Estocástica*. Trabalho de Graduação em Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 43p. 2006.
- [43]. SILVA, A. O.. *Transformada de watershed para a segmentação de imagens médicas da região pélvica*. Dissertação de Mestrado, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 129p. 2003.

- [44]. COLLINS, D. L., PETERS, T. M.; EVANS, A. C. (1992). *Multiresolution image registration and brain structure segmentation*. In: IEEE Symposium on Advanced Medical Image Processing in Medicine, 2-4 Nov. 1992, Rennes, France, p. 105-110.
- [45]. BRUMMER, M. E., MERSEREAU, R. M., EISNER, R.L., LEWINE, R. R. J. (1993) *Automatic detection of brain contours in MRI data sets*. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 12, n. 2, p. 153-166.
- [46]. KAPUR, T., GRIMSON, W. E. L., WELLS III, W. M., KIKINIS, R. (1996). *Segmentation of brain tissue from magnetic resonance images*. Medical Image Analysis, vol. 1, n. 2, p.109-127.
- [47]. TARATORIN, A. M., SIDEMAN, S. (1993). *Constrained Detection of Left-Ventricular Boundaries from Cine CT Images of Human Hearts*. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 12, n. 3, p. 521-533.
- [48]. TORRE, V.; POGGIO, T. A. (1986). *On edge detection*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Inspired Intelligence, v. 8, n. 2, p. 147-163.
- [49]. RONDINA, J.M., CENDES, F., LOTUFO, R.A. (2002). *Desenvolvimento de um sistema semi-automático para a segmentação de estruturas cerebrais em imagens de ressonância magnética*. VIII Congresso Brasileiro de Informática na Saúde, Natal, set/out.
- [50]. FREITAS, A. N. e BASSANI, H. de F. (2003). *SAPPI: Sistema de Auxílio à Pesquisa em Processamento de Imagens*. Projeto Final de Graduação, Publicação/2003, Departamento de Ciência da Computação, Universidade de Brasília , Brasília , DF, (73)p.
- [51]. BUENO, M. G. (1998). *Computer Aided Segmentation of Anatomical Structures in computed Tomographic Images*. Coventry University, April 1998.
- [52]. MAISONNEUVE, F. (1982). *Sur le partage des eaux*. School of Mine, Paris, France, Internal Rep CMM.
- [53]. G. J. BANON; J. BARRERA, *Bases da morfologia matemática para análise de imagens binárias*. 2ª Edição, INPE-São José dos Campos,1998.
- [54]. BEUCHER, S., BILODEAU, M. and YU, X. (1990). *Road Segmentation by Watersheds Algorithms*. Centre de Morphologie Mathématique. ENSMP, April 1990.
- [55]. BEUCHER, S. and MEYER, F., *Mathematical Morphology in Image Processing*, chapter 12. Marcel Dekker, Inc, 1993.
- [56]. L. VINCENT and P. SOILLE, (1991). *Watersheds in Digital Spaces: An Efficient Algorithm Based on Immersion Simulations*. IEEE Transactions on Pattern Analysis Machine Intelligence, Vol. 13, Issue 6, pp 583-598, June 1991.

[57]. FREITAS, A. N., e BASSANI, H. de F.. SAPPI: Sistema de Auxílio à Pesquisa em Processamento de Imagens. (Projeto Final de Graduação), Publicação/2003, Departamento de Ciência da Computação, Universidade de Brasília , Brasília , DF, (73)p. 2003.

APÊNDICE

A.1. MORFOLOGIA MATEMÁTICA BINÁRIA

A.1.1 DILATAÇÃO

A dilatação morfológica tem por função eliminar buracos ou lacunas na imagem, aumentando o tamanho da mesma. Com a utilização desta ferramenta é possível preencher pequenos *gaps*, porções vazias da imagem. Utilizando a dilatação é possível aumentar os objetos da imagem eliminando buracos menores do que o elemento estruturante.

A dilatação de uma imagem binária A utilizando B como elemento estruturante é formada pelo conjunto de pontos z tal que ao refletir B sobre sua origem e transladar para a posição z , $(\hat{B})_z$, intercepta A . Esta operação é definida pela Equação A.1 [57].

$$A \oplus B = \delta_B(A) = \left\{ z \mid (\hat{B})_z \cap A \neq \emptyset \right\} \quad (\text{A.1})$$

O conjunto B pode ser considerado uma máscara de convolução com a imagem. É o chamado elemento estruturante da dilatação e das outras operações de morfologia matemática [2].

Na Figura A.1 tem-se dois exemplos de dilatação morfológica com dois elementos estruturantes distintos.

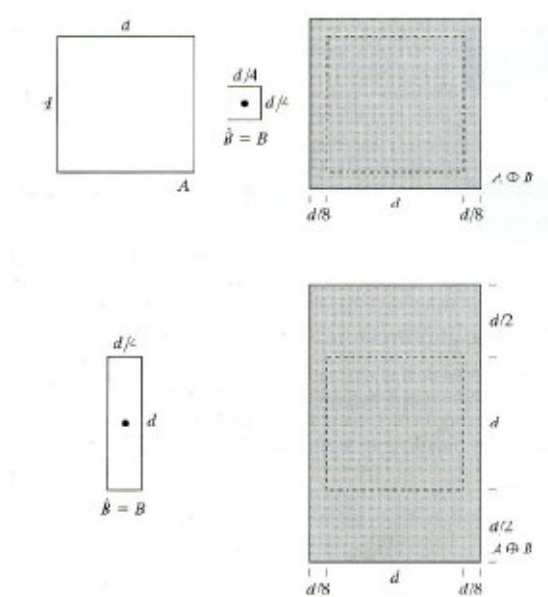


Figura A.1– Dilatação do primeiro quadrado a partir de dois elementos estruturantes distintos.

A.1.2 EROSÃO

A erosão morfológica pode ser vista como uma operação que combina dois conjuntos utilizando vetores de subtração, sendo que um desses conjuntos é constituído pelo elemento estruturante e o outro pelo restante da imagem.

Uma das principais utilidades dessa operação é eliminar detalhes redundantes da imagem. Deseja-se, por exemplo, eliminar alguma forma pequena da imagem e se preservar outras maiores. Para isso realiza-se uma erosão utilizando um elemento estruturante de tamanho menor que a imagem a ser preservada e maior que os detalhes a serem eliminados. A Figura A.2 auxilia na visualização da erosão morfológica.

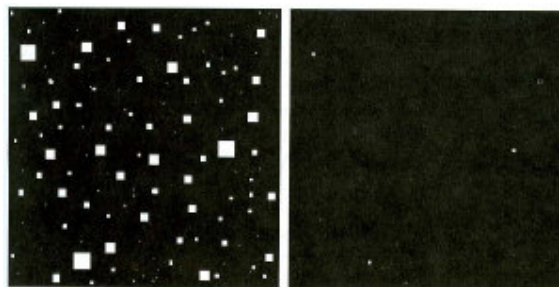


Figura A.2 – Exemplo de erosão morfológica.

A erosão de uma imagem binária A utilizando B como elemento estruturante é definida pela equação A.2.

$$A \ominus B = \varepsilon_B(A) = \{z | (B)_z \subseteq A\} \quad (\text{A.2})$$

Interpretando a expressão da erosão, tem-se que ela é representada pelo conjunto de pontos z tal que a translação de B para a posição z , B_z , esteja totalmente incluída no conjunto A .

Utilizando-se as operações de erosão e dilatação, torna-se possível implementar mais duas outras operações de extrema relevância no que se refere a tratamento de imagens. Estas operações são a abertura e o fechamento.

A.1.3 ABERTURA

De modo geral, a operação de abertura é utilizada para remover ruídos da imagem bem como suavizar contornos, eliminar estreitos e proeminências. Desse modo, essa operação separa objetos muito próximos da imagem criando novas aberturas entre eles [2].

A abertura de uma imagem binária A utilizando B como elemento estruturante é definida pela equação A.3 [57]:

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B, \quad (\text{A.3})$$

ou seja, uma erosão seguida de uma dilatação. A abertura tem como resultado a suavização de contornos por dentro da imagem, eliminando protuberâncias positivas. Na Figura A.3 é possível se verificar o efeito da operação de abertura morfológica sobre uma imagem.

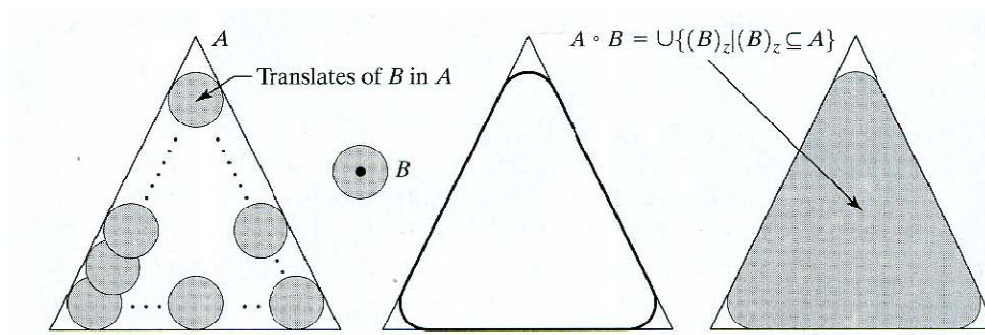


Figura A.3 – Implementação da abertura morfológica.

A.1.4 FECHAMENTO

A operação de fechamento funde pequenas quebras, alarga estreitos e elimina pequenos orifícios. Se uma abertura cria pequenos vazios na imagem, um fechamento irá preencher ou fechar os vazios. Utilizando-se esta ferramenta é possível preencher todas as regiões vazias que possuírem tamanho menor do que o elemento estruturante utilizado [2].

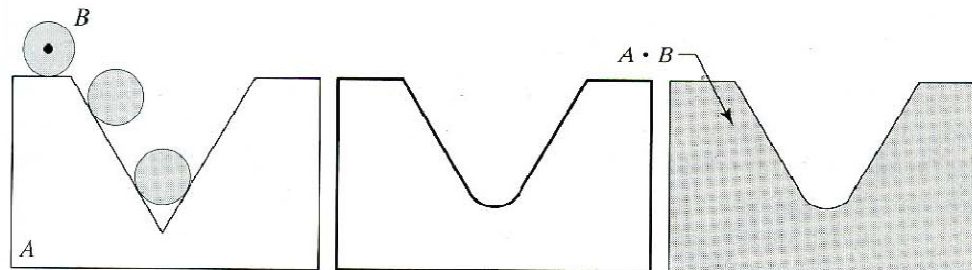


Figura A.4 – Implementação do fechamento morfológico.

A partir da utilização do fechamento morfológico se pode remover uma grande quantidade de *pixels* brancos com ruído. É uma operação muito semelhante à abertura, diferindo somente na ordem das operações morfológicas fundamentais. Na expressão A.4 temos a representação do fechamento morfológico.

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad (\text{A.4})$$

Observa-se desse modo que o fechamento é baseado na erosão da dilatação dos conjuntos do elemento estruturante e da imagem.

A.1.5 GRADIENTE MORFOLÓGICO

Uma importante ferramenta que foi utilizada durante o presente estudo para detecção de bordas é o chamado gradiente morfológico. Essa função é implementada a partir da combinação de algumas funções básicas descritas nos subitens anteriores.

O operador gradiente é um detector de bordas. O gradiente morfológico básico, é definido como a diferença aritmética entre dilatação e erosão [2].

A expressão que descreve o gradiente morfológico é mostrada pela equação A.5.

$$Grad_A = (A \oplus B) - (A \ominus B) \quad (A.5)$$

A partir da utilização do gradiente morfológico foi possível delimitar a fronteira entre a borda da artéria aorta e a borda das demais estruturas cardíacas presentes no exame de ressonância magnética.

A.2 OPERADORES MORFOLÓGICOS EM NÍVEIS DE CINZA

Imagens digitais em níveis de cinza são representadas por conjuntos que apresentam componentes em Z^3 . De modo que dois dos componentes são destinados a determinar a posição do *pixel* e a terceira componente tem a função de determinar o nível de cinza do mesmo.

Do mesmo modo como os componentes dos conjuntos que compõem a imagem estão em Z^3 , a construção do elemento estruturante em nível de cinza segue o mesmo princípio.

No que concerne às funções morfológicas, existe somente uma correspondência dos operadores com relação à morfologia binária: uniões se tornam máximos e interseções se tornam mínimos, por exemplo.

Nos subitens seguintes, descrevem-se as funções morfológicas para níveis de cinza.

A.2.1 DILATAÇÃO

Os efeitos da dilatação nas imagens em níveis de cinza são: clarear a imagem, alargar e expandir os picos (pixels mais claros), conectar picos próximos, reduzir vales (pixels mais escuros) [2].

Os operadores de dilatação e erosão podem ser reformulados para atuar em imagens em tons de cinza. Para tanto devemos definir o elemento estruturante como $b(x,y)$, com b assumindo o valor do nível de cinza no ponto (x,y) . A imagem de entrada é representada por $f(x,y)$. Define-se a operação da dilatação para imagens em níveis de cinza pela equação A.6, onde D_f e D_b são domínios de f e b respectivamente.

$$(f \oplus b)(s,t) = \max \{ f(s-x, t-y) + b(x,y) \mid (s-x), (t-y) \in D_f; (x,y) \in D_b \} \quad (\text{A.6})$$

A imagem resultante tem a luminosidade aumentada. Os detalhes escuros são reduzidos ou eliminados, dependendo de como os seus valores e formas estão relacionados com o elemento estruturante usado.

Na Figura A.5 observa-se o efeito da dilatação em tons de cinza.

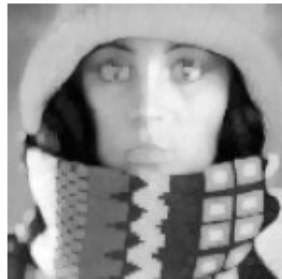


Figura A.5 – Dilatação em nível de cinza.

A.2.2 EROSÃO

A relação de dualidade é preservada também para as operações de erosão e dilatação em nível de cinza.

Os efeitos da erosão nas imagens em níveis de cinza são: escurecer a imagem como um todo, alargar e expandir os vales (*pixels* mais escuros), conectar vales próximos, reduzir

picos (*pixels* mais claros), separar picos próximos. Na expressão [A.7] apresenta-se a erosão em nível de cinza [3].

$$(f \ominus b)(s, t) = \min \{ f(s+x, t+y) - b(x, y) \mid (s+x), (t+y) \in D_f; (x, y) \in D_b \} \quad (\text{A.7})$$

A imagem resultante tem a luminosidade diminuída. O efeito de detalhes claros na imagem de entrada menores do que o elemento estruturante é reduzido, com o grau de redução sendo determinado pelos níveis de cinza dos vizinhos e pela forma e amplitude de $b(x, y)$ [57].

Na Figura A.6 observa-se o efeito da erosão em tons de cinza.



Figura A.6 – Erosão em nível de cinza.

A.2.3 ABERTURA E FECHAMENTO

As funções de abertura e fechamento funcionam do mesmo modo descrito para morfologia binária diferindo somente pelo fato de que as erosões e dilatações são, agora, em tons de cinza.

Desse modo, as expressões para abertura e fechamento em tons de cinza são mostradas nas equações [A.8] e [A.9].

$$f \circ b = (f \ominus b) \oplus b \quad (\text{A.8})$$

$$f \bullet b = (f \oplus b) \ominus b \quad (\text{A.9})$$

Na abertura, os picos estreitos em relação ao diâmetro do elemento estruturante são reduzidos em amplitude e conseqüentemente suavizados. Assim ela é usada para remover

detalhes pequenos claros, deixando características claras e grandes intocadas. A erosão inicial remove os detalhes e torna a imagem mais escura, a dilatação subsequente aumenta a intensidade da imagem sem introduzir os detalhes removidos na erosão [57].

No fechamento, os picos são deixados na forma original, assim, ele é usado para remover detalhes pequenos escuros, deixando características claras intocadas. A dilatação inicial remove os detalhes escuros e torna a imagem mais clara, a erosão subsequente escurece a imagem sem introduzir os detalhes removidos na dilatação.

O mesmo princípio usado para a abertura e fechamento em nível de cinza é usado para o gradiente morfológico em grau de cinza.

Nas Figuras A.7 é possível observar os efeitos da aplicação de cada operação sobre uma imagem.

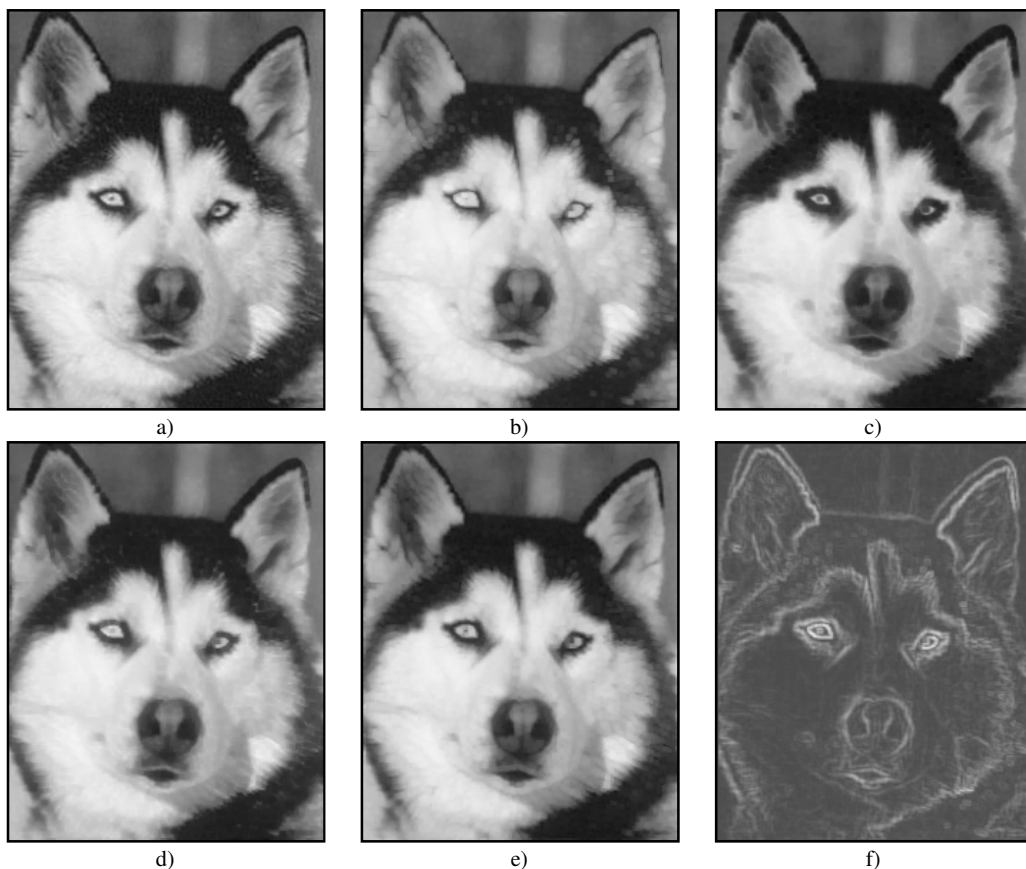


Figura A.7– (a) Imagem original; (b) dilatação; (c) erosão; (d) abertura; (e) fechamento; (f) gradiente.

A.3 INTERPOLAÇÃO BICÚBICA

Redefinir a resolução de uma imagem é alterar a quantidade de dados presente na imagem original. Isso pode ser realizado conforme as dimensões do *pixel* em si ou a resolução da imagem por completo são alteradas. Quando se diminui a resolução (reduz o número de *pixels*), algumas informações são excluídas da imagem. Ao redefinir uma resolução mais alta (aumentar o número de *pixels* ou aumentar a resolução), são adicionados novos *pixels*.

De acordo com o método de interpolação utilizado determina-se como os *pixels* serão adicionados ou excluídos. Lembrando que a redefinição da resolução pode gerar uma imagem de qualidade inferior. Por exemplo, quando se redefine a resolução da imagem com dimensões em *pixels* maiores, a imagem perde alguns detalhes e a nitidez. Aplicar um filtro (Máscara de Nitidez) a uma imagem com resolução redefinida ajuda a focalizar novamente os detalhes da imagem.

Um método mais lento, porém mais preciso, baseado no exame dos valores dos *pixels* adjacentes foi utilizado nesse trabalho. Por usar cálculos mais complexos, o método de interpolação bicúbico produz gradações tonais mais suaves. A interpolação bicúbica preserva os detalhes da imagem e consegue controlar o efeito do borramento da imagem. Seu único problema é o desempenho computacional, exigindo uma capacidade maior da máquina que os outros métodos.

A interpolação bicúbica é um método sofisticado de redimensionamento de imagens, sendo um dos mais utilizados pela maioria das ferramentas que trabalham com imagens nos dias atuais. Nesse tipo de interpolação, o redimensionamento da arte faz com que *pixels* componentes da nova imagem mostrem o conteúdo visual um pouco distintos. Fazendo surgir novas cores e *pixels* intermediários utilizados para preencher os espaços criados pelo redimensionamento dos *pixels* adjacentes.

No método bicúbico olha-se em todas as direções de cada *pixel* - horizontal, vertical e diagonal - começando com o *pixel* central e avançando para fora. Os novos *pixels* são uma média ponderada entre a cor do *pixel* original e as cores dos *pixels* adjacentes ao original. Para isso essa técnica utiliza um conjunto de 16 *pixels* vizinho a ponto *p*, ou seja, uma matriz 4x4 como máscara sendo o ponto *p* o centro dessa matriz. Dessa forma, ela realiza uma média

ponderada entre cada *pixel* e seus vizinhos em três direções preenchendo o novo pixel criado entre o original e seu vizinho com o valor obtido.

Resultados obtidos com esse tipo de interpolação podem ser observados nas Figuras A.8.

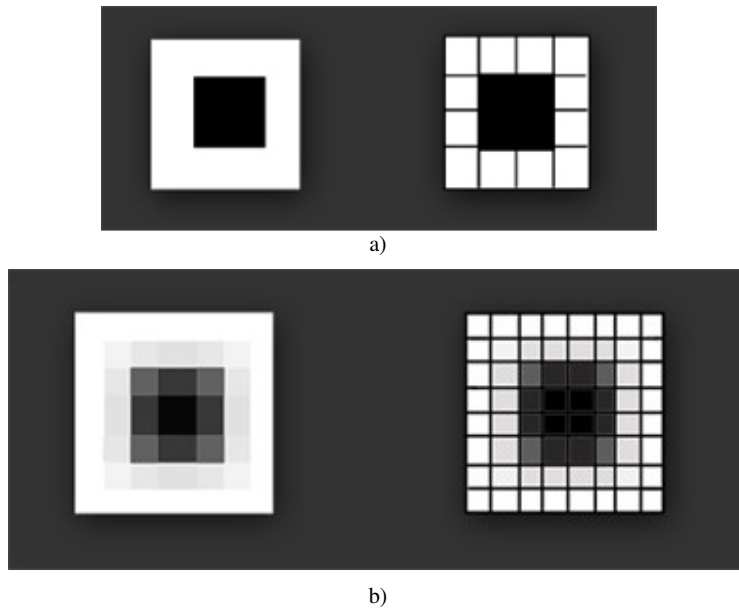


Figura A.8 - Interpolação bicúbica. (a) Interpolação bicúbica para 4 *pixels*; (b) Interpolação bicúbica para 8 *pixels*.

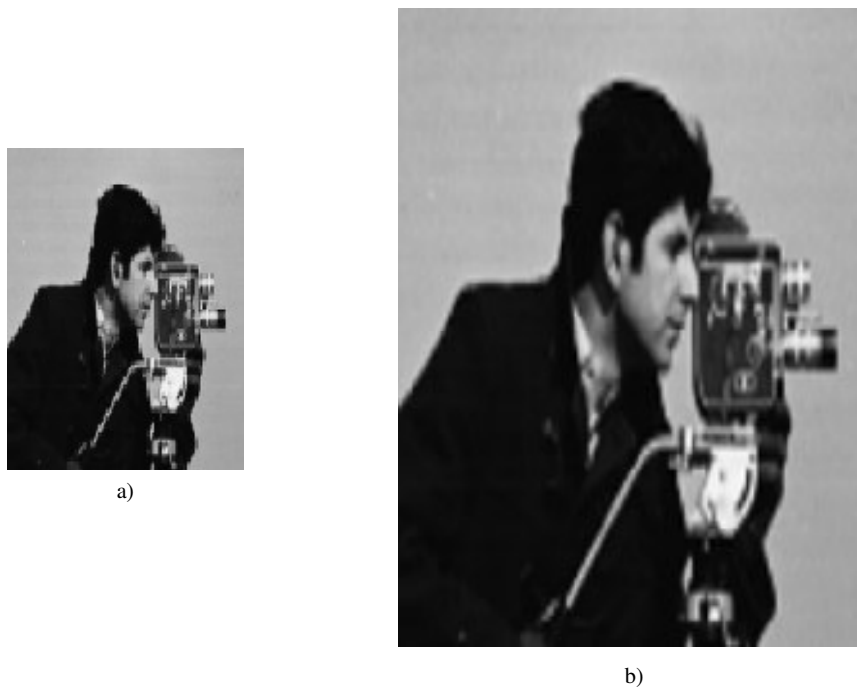


Figura A.9 - Interpolação bicúbica. (a) Imagem original. (b) Imagem ampliada.

A.4 FILTROS

A.4.1 FILTRO *FIR* PASSA-ALTAS

Sabe-se que é possível borrar uma imagem atenuando as componentes de alta frequência da transformada de Fourier do sinal. Isto se faz possível devido ao fato de picos e mudanças abruptas nos níveis de cinza serem associados às componentes de alta frequência. A detecção de bordas e detalhes da imagem pode ser obtida no domínio da frequência atenuando-se as componentes de baixa frequência sem alterar as componentes de alta [30]. Na Figura A.10 é observado o efeito de filtros passa-altas com cortes de frequências distintos, onde D_0 representa a distância de corte medida da origem no retângulo de frequências. No caso do filtro em questão, todas as frequências fora do círculo de raio D_0 não sofrem alteração alguma.

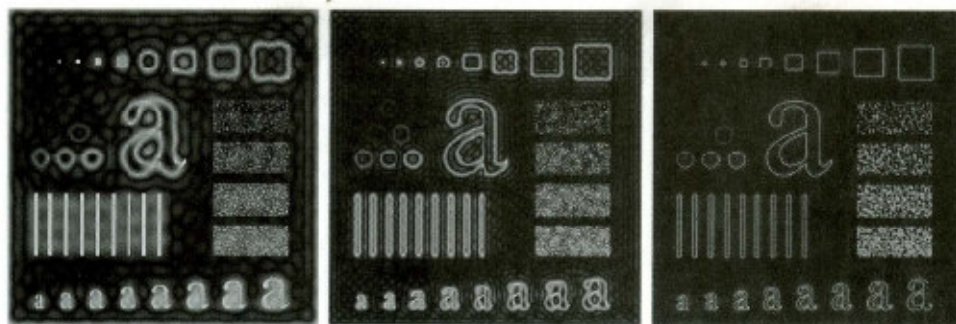


Figura A.10 – Aplicação de filtros passa altas com diferentes frequências de corte. $D_0 = 15, 30$ e 80 respectivamente.

Outro parâmetro que foi estipulado para a formulação do filtro *FIR* utilizado foi o tipo de janelamento usado, afim de observar o resultado da aplicação do filtro truncado em uma banda específica de frequência. No caso do presente projeto, fez-se uso da janela *Bartlett*, ou triangular. Após observar os resultados empíricos da aplicação deste tipo de janela observa-se que quanto mais se diminui o tamanho espacial da janela do filtro, menos abrupto será o corte do mesmo no domínio da frequência. Pode-se observar na Figura A.11 a comparação entre um passa-altas ideal com dois outros com diferentes frequências de corte.

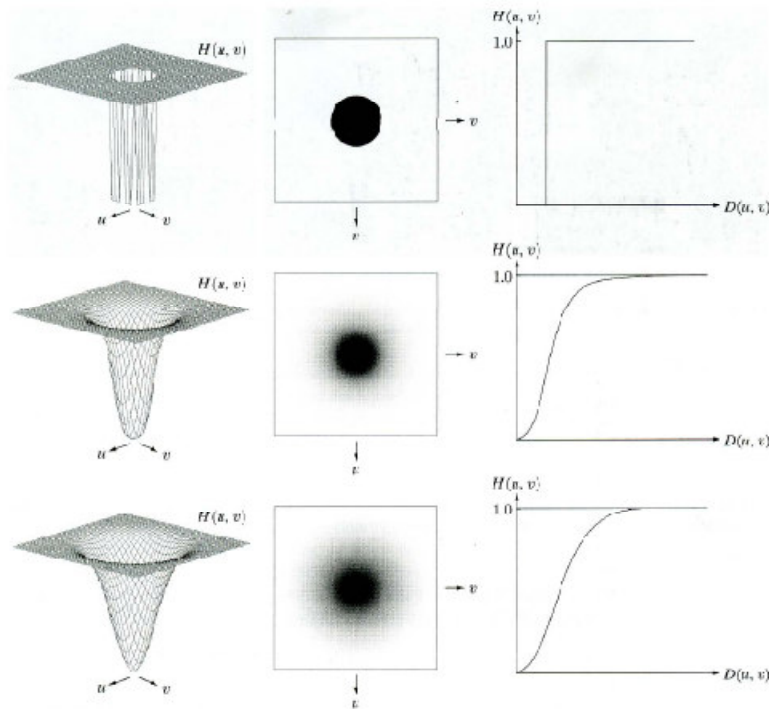


Figura A.11 – Implementação de diferentes filtros passa-altas.

Na Figura A.12 apresentam-se os passos básicos para a filtragem no domínio da frequência.

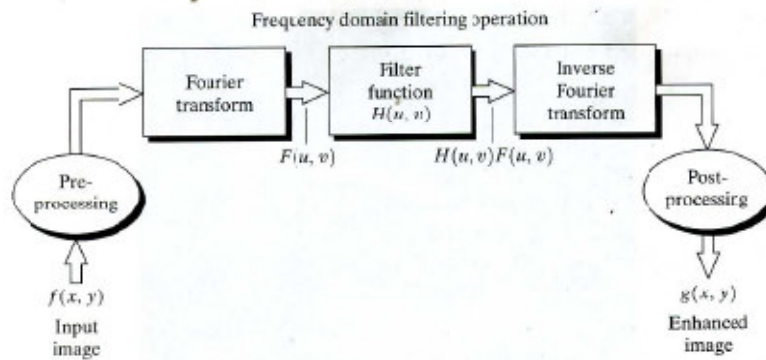


Figura A.12 – Passos básicos para filtragem de imagem.

A.4.2 FILTRO LoG

O filtro denominado Laplaciano, no âmbito do processamento de imagens, é caracterizado por implementar a derivada segunda da função em duas dimensões que representa a imagem [2]. O Laplaciano geralmente não é usado em sua forma original por uma série de razões: como um derivador de segunda ordem, o Laplaciano é prejudicialmente

sensível a ruídos. Sua magnitude produz bordas duplas, fato este que dificulta a segmentação. Finalmente, é um filtro incapaz de detectar a direção da borda. Por estes motivos o Laplaciano é combinado com um filtro suavizador, o Gaussiano, dando origem ao chamado filtro *LoG*, Laplaciano do Gaussiano.

Observa-se então que o propósito da função Gaussiana na formulação do filtro *LoG* é suavizar a imagem, enquanto que a função do operador Laplaciano é fornecer uma imagem com bordas bem delimitadas. Com a suavização o efeito do ruído é reduzido e reduz-se também o aumento do ruído provocado pela segunda derivada do Laplaciano.

Na Figura A.13 pode-se visualizar o filtro *LoG* e sua máscara correspondente que é convoluída com a imagem original.

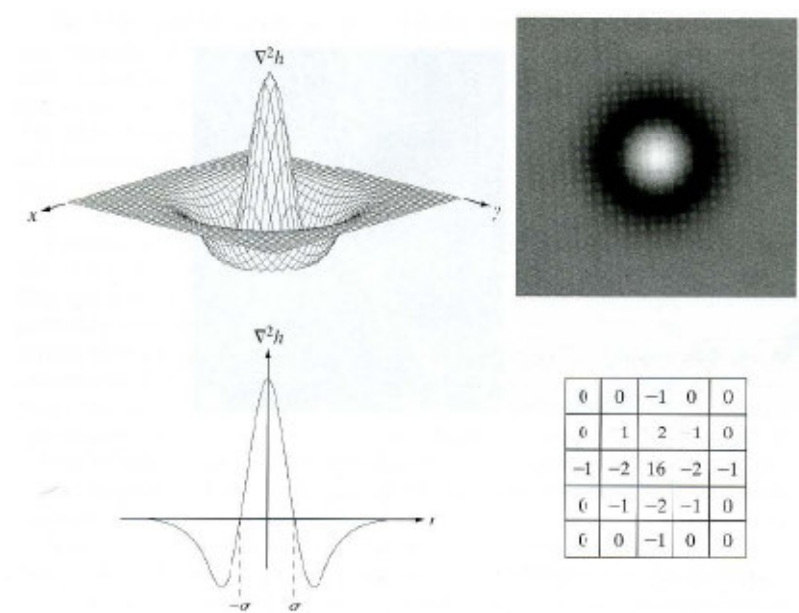


Figura A.13 – Representação do filtro LoG e sua máscara 5x5.