UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ARTES, CIÊNCIAS E HUMANIDADES
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SISTEMAS DE INFORMAÇÃO

RAFAEL SIQUEIRA TORRES

**Segmentação semiautomática de conjuntos completos de imagens do
ventrículo esquerdo**

São Paulo

2017

RAFAEL SIQUEIRA TORRES

**Segmentação semiautomática de conjuntos completos de imagens do
ventrículo esquerdo**

Versão original

Dissertação apresentada à Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências pelo Programa de Pós-graduação em Sistemas de Informação.

Área de concentração: Metodologia e Técnicas da Computação

Orientador: Profa. Dra. Fátima L. S. Nunes Marques

São Paulo

2017

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

(Universidade de São Paulo. Escola de Artes, Ciências e Humanidades. Biblioteca)

Torres, Rafael Siqueira

Segmentação semiautomática de conjuntos completos de imagens do ventrículo esquerdo / Rafael Siqueira Torres ; orientadora, Fátima de Lourdes dos Santos Nunes Marques. – São Paulo, 2017.

103 p. : il

Dissertação (Mestrado em Ciências) - Programa de Pós-Graduação em Sistemas de Informação, Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São Paulo.

Versão original

1. Processamento de imagens. 2. Informática médica. 3. Ressonância magnética nuclear (Diagnóstico). I. Marques, Fátima de Lourdes dos Santos Nunes, orient. II. Título

CDD 22.ed.– 621.367

Dissertação de autoria de Rafael Siqueira Torres, sob o título “**Segmentação semiautomática de conjuntos completos de imagens do ventrículo esquerdo**”, apresentada à Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências pelo Programa de Pós-graduação em Sistemas de Informação, na área de concentração Metodologia e Técnicas da Computação, aprovada em _____ de _____ de _____ pela comissão julgadora constituída pelos doutores:

Prof. Dr. _____
Instituição: _____
Presidente

Prof. Dr. _____
Instituição: _____

Prof. Dr. _____
Instituição: _____

Prof. Dr. _____
Instituição: _____

RESUMO

TORRES, Rafael Siqueira. **Segmentação semiautomática de conjuntos completos de imagens do ventrículo esquerdo**. 2017. 103 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017.

A área médica tem se beneficiado das ferramentas construídas pela Computação e, ao mesmo tempo, tem impulsionado o desenvolvimento de novas técnicas em diversas especialidades da Computação. Dentre estas técnicas a segmentação tem como objetivo separar em uma imagem objetos de interesse, podendo chamar a atenção do profissional de saúde para áreas de relevância ao diagnóstico. Além disso, os resultados da segmentação podem ser utilizados para a reconstrução de modelos tridimensionais, que podem ter características extraídas que auxiliem o médico em tomadas de decisão. No entanto, a segmentação de imagens médicas ainda é um desafio, por ser extremamente dependente da aplicação e das estruturas de interesse presentes na imagem. Esta dissertação apresenta uma técnica de segmentação semiautomática do endocárdio do ventrículo esquerdo em conjuntos de imagens cardíacas de Ressonância Magnética Nuclear. A principal contribuição é a segmentação considerando todas as imagens provenientes de um exame, por meio da propagação dos resultados obtidos em imagens anteriormente processadas. Os resultados da segmentação são avaliados usando-se métricas objetivas como *overlap*, entre outras, comparando com imagens fornecidas por especialistas na área de Cardiologia.

Palavras-chaves: segmentação de imagens cardíacas, imagens de RMN, segmentação por frames, segmentação semiautomática.

ABSTRACT

TORRES, Rafael Siqueira. **Semiautomatic segmentation of left ventricle in full sets of cardiac images.** 2017. 103 p. Dissertation (Master of Science) – School of Arts, Sciences and Humanities, University of São Paulo, São Paulo, 2017.

The medical field has been benefited from the tools built by Computing and has promote the development of new techniques in diverse Computer specialties. Among these techniques, the segmentation aims to divide an image into interest objects, leading the attention of the specialist to areas that are relevant in diagnosys. In addition, segmentation results can be used for the reconstruction of three-dimensional models, which may have extracted features that assist the physician in decision making. However, the segmentation of medical images is still a challenge because it is extremely dependent on the application and structures of interest present in the image. This dissertation presents a semiautomatic segmentation technique of the left ventricular endocardium in sets of cardiac images of Nuclear Magnetic Resonance. The main contribution is the segmentation considering all the images coming from an examination, through the propagation of the results obtained in previously processed images. Segmentation results are evaluated using objective metrics such as overlap, among others, compared to images provided by specialists in the Cardiology field.

Keywords: cardiac image segmentation, MR Images, frame segmentation semi-automatic segmentation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Imagem representada como matriz de <i>pixels</i> . Na posição (2,2) há um <i>pixel</i> de cor vermelha, assim como na posição (1,4).	17
Figura 2 – Exemplo de sequência da segmentação utilizando técnica de contornos ativos em imagem raio-X.	19
Figura 3 – Exemplo de <i>snake</i> aplicado em um sistema de rastreo de movimento. .	20
Figura 4 – Utilização de técnica <i>level set</i> em (a) partindo do contorno inicial em (b). .	21
Figura 5 – Utilização da técnica limiarização para extração de oxigênio em mica em (b) partindo da imagem original de um mapa em (a).	21
Figura 6 – Aplicação de corte de grafo em conjunto com <i>shape priors</i> para identificação de polvo perto de um peixe com a intensidade similar: inicial, sem a forma, com a forma (da esquerda para direita).	22
Figura 7 – Utilização da técnica de crescimento de regiões partindo de um ponto na camisa da garota em (b) e imagem original em (a).	23
Figura 8 – Realçando uma linha em uma imagem com ruído (a) com a aplicação do gradiente de <i>Sobel</i> em (b).	23
Figura 9 – Ilustração com a localização das três camadas da parede cardíaca. . . .	25
Figura 10 – Ilustração do coração contendo as quatro câmaras cardíacas.	26
Figura 11 – Exemplo de imagem cardíaca de paciente com ICC (a) e de um paciente com coração normal (b).	28
Figura 12 – Procedimento físico para obtenção de RMN.	29
Figura 13 – Obtenção de uma imagem RMN.	30
Figura 14 – Diagrama com dados da condução da RS.	33
Figura 15 – Estruturas segmentadas pelos artigos encontrados na RS.	35
Figura 16 – Técnicas mais utilizadas pelos autores.	36
Figura 17 – Quantidade de técnicas utilizadas pelos trabalhos.	36
Figura 18 – Avaliação de técnicas para segmentações.	37
Figura 19 – Métricas utilizadas para avaliação de segmentação.	38
Figura 20 – Tipos de publicação dos trabalhos da RS.	39
Figura 21 – Nacionalidade dos autores dos trabalhos da RS.	39
Figura 22 – Diagrama mostrando a sequência de passos até a segmentação.	60

Figura 23 – Imagens do exame de um mesmo paciente, comparando o contraste do ventrículo.	61
Figura 24 – Exemplo de interação com sistema para recorte da região com ventrículo.	61
Figura 25 – Exemplo de aplicação de equalização para melhorar o contorno do ventrículo.	62
Figura 26 – Exemplo de aplicação da binarização para melhorar o contorno do ventrículo.	62
Figura 27 – Fluxograma com os passos do procedimento de linhas radiais.	63
Figura 28 – Exemplo de evolução do procedimento de linhas radiais.	64
Figura 29 – Exemplo do procedimento de linhas radiais com parâmetros finais. . . .	64
Figura 30 – Exemplo de sequência de imagem mostrando a propagação e resultados da técnica de contornos ativos.	66
Figura 31 – Exemplo de máscara criada a partir da segmentação de um <i>frame x</i> . . .	66
Figura 32 – Exemplos de influência do deslocamento na máscara para dois <i>frames</i> seguidos.	67
Figura 33 – Exemplo de imagens da base de dados de pacientes com ICC	69
Figura 34 – Exemplo de imagens da base de dados de pacientes sem ICC	69
Figura 35 – Exemplo de imagens do conjunto de <i>ground truth</i>	70
Figura 36 – Exemplos de imagens manualmente segmentadas.	72
Figura 37 – Exemplos de imagens que não puderam ser manualmente segmentadas.	72
Figura 38 – Parte da sequência de imagens da melhor segmentação de um paciente com ICC.	75
Figura 39 – Exemplo de segmentação para paciente sem ICC mostrando todos os passos e influência do pré-processamento nos resultados da segmentação.	78
Figura 40 – Parte da sequência de imagens da melhor segmentação de um paciente sem ICC.	79
Figura 41 – Sequência de imagens da melhor segmentação de um paciente sem ICC.	100
Figura 42 – Continuação da sequência de imagens da melhor segmentação de um paciente sem ICC.	101
Figura 43 – Sequência de imagens da melhor segmentação de um paciente com ICC.	102
Figura 44 – Continuação da sequência de imagens da melhor segmentação de um paciente com ICC.	103

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Resumo das limitações apontadas pelos trabalhos.	51
Tabela 2 – Resultados de métricas para todos os <i>frames</i> e para os melhores <i>frames</i> de pacientes com ICC, em valores médios.	73
Tabela 3 – Resultados de <i>overlap</i> para todos os <i>frames</i> de pacientes com ICC. . .	73
Tabela 4 – Comparação entre resultados da parametrização da técnica de CA em pacientes com ICC. Legenda: N= número de interações; ovpMx= <i>overlap Max.</i> ; ovpM= <i>overlap</i> médio; ovpD= <i>overlap</i> desvio-padrão; acc= acurácia; err= erro. Em valores médios.	74
Tabela 5 – Resultados de métricas para todos os <i>frames</i> e para os melhores <i>frames</i> de pacientes sem ICC, em valores médios.	76
Tabela 6 – Resultados de <i>overlap</i> para todos os <i>frames</i> de pacientes sem ICC. . .	76
Tabela 7 – Comparação entre resultados da parametrização da técnica de CA em pacientes sem ICC. Legenda: N= número de interações; ovpMx= <i>overlap Max.</i> ; ovpM= <i>overlap</i> médio; ovpD= <i>overlap</i> desvio-padrão; acc= acurácia; err= erro. Em valores médios.	77
Tabela 8 – Critérios de inclusão e exclusão	99

SUMÁRIO

1	Introdução	12
1.1	<i>Motivação</i>	13
1.2	<i>Objetivos</i>	14
1.3	<i>Organização do trabalho</i>	15
2	Aspectos Conceituais	16
2.1	<i>Processamento de Imagens</i>	16
2.2	<i>Técnicas de Processamento de Imagens</i>	18
2.3	<i>Segmentação de Imagens</i>	18
2.3.1	Contornos ativos	19
2.3.2	Snake	19
2.3.3	Level set	20
2.3.4	Limiarização	21
2.3.5	Corte de grafo	22
2.3.6	Crescimento de regiões	22
2.3.7	Gradiente	23
2.3.8	Modelos de forma e aparência ativas	24
2.4	<i>Sistema cardiovascular</i>	24
2.4.1	Estruturas cardíacas	25
2.4.2	Patologias cardíacas	26
2.4.3	Insuficiência Cardíaca congestiva	27
2.5	<i>Imagens cardíacas</i>	28
2.5.1	Ressonância Magnética Nuclear	28
2.6	<i>Considerações Finais</i>	30
3	Revisão Sistemática: Segmentação de imagens cardíacas . . .	31
3.1	<i>Revisão Sistemática</i>	31
3.1.1	Planejamento da Revisão Sistemática	32
3.1.2	Condução da Revisão Sistemática	32
3.1.3	Extração de dados	34
3.2	<i>Análise Quantitativa</i>	34

3.3	<i>Técnicas de Segmentação</i>	40
3.3.1	Contornos ativos	41
3.3.2	Level set	42
3.3.3	Limiarização	43
3.3.4	Técnicas baseadas em gradiente	45
3.3.5	Técnicas baseadas em grafos	45
3.3.6	Técnicas baseadas em regiões	47
3.3.7	Técnicas baseadas em modelos	47
3.3.8	Outras técnicas	48
3.4	<i>Limitações das técnicas</i>	50
3.4.1	Qualidade da imagem	52
3.4.2	Presença de anomalias/patologias	53
3.4.3	Avaliação das abordagens	53
3.4.4	Limitações técnicas	54
3.4.5	Limitações no <i>dataset</i>	55
3.4.6	Custo computacional	56
3.4.7	Variação das estruturas	56
3.5	<i>Panorama geral da revisão</i>	57
3.6	<i>Considerações finais</i>	57
4	Segmentação do ventrículo esquerdo em imagens cardíacas de RMN	59
4.1	<i>Primeira fase: Segmentação dos melhores casos</i>	63
4.2	<i>Segunda fase: Propagação da segmentação para todos os frames</i>	65
4.3	<i>Métricas utilizadas para avaliação</i>	67
5	Resultados e Discussões	69
5.1	<i>Resultados das Técnicas</i>	70
5.1.1	Experimento da segmentação de imagens cardíacas	70
5.1.2	Resultados dos experimentos dos casos com ICC	72
5.1.3	Resultados dos experimentos dos casos sem ICC	76
5.2	<i>Discussões</i>	80
5.2.1	Discussão dos resultados da segmentação	80

5.2.2	Dificuldades e limitações previstas	81
5.2.3	Vantagens da abordagem	82
5.2.4	Possibilidades de Uso	82
6	Considerações finais	84
	Referências¹	86
	Apêndice A – Protocolo de Revisão Sistemática	97
	Apêndice B – Sequência de imagens da melhor segmentação para um paciente sem ICC	100
	Apêndice C – Sequência de imagens da melhor segmentação para um paciente com ICC	102

¹ De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023.

1 INTRODUÇÃO

Segundo Filho e Neto (1999), duas grandes categorias de aplicações podem ser criadas graças às ferramentas de Processamento de Imagens (PI): as que auxiliam o aprimoramento de informações de imagens para a interpretação humana, que promovem melhorias na qualidade de impressão de imagens, por exemplo; e as que realizam análises automáticas com informações nas imagens, que permitiram o desenvolvimento de novas técnicas para realçar e restaurar as imagens que tinham qualidade baixa, tendo seus resultados aplicados nas mais diversas áreas do conhecimento.

A utilização de técnicas de processamento em imagens aplicadas em imagens provenientes de modalidades médicas como Tomografia Computadorizada (TC), Ressonância Magnética Nuclear (RMN) e ultrassom, favorece a extração de informações físicas e químicas que tais imagens fornecem sobre os órgãos humanos (SANTARELLI et al., 2003).

De acordo com Gonzalez e Woods (2006) a segmentação subdivide uma imagem em regiões ou objetos que a compõem. O nível de subdivisão depende do problema que está sendo resolvido. Assim, uma técnica de segmentação prossegue até que o objeto de interesse na aplicação esteja isolado.

Dentre as diversas áreas que podem se beneficiar com a segmentação de imagens está a área médica. Nesta área, um dos principais esforços é identificar regiões de interesse a fim de compreender a relação entre a estrutura anatômica e a funcionalidade do órgão representado na imagem.

As técnicas de segmentação de imagens podem ser classificadas em diversos tipos como: baseadas em imagens, baseadas em modelos e métodos híbridos. As primeiras promovem a segmentação com base apenas nas informações da imagem, sendo melhores utilizadas quando a imagem possui boa qualidade, obtendo resultados menos eficientes à medida em que a qualidade diminui ou faltam informações na imagem. O uso de modelos é empregado para suprir essas limitações, uma vez que pode ser utilizado mesmo sem as informações necessárias para a segmentação baseada apenas na imagem. Esses modelos são criados utilizando diferentes representações físicas e geométricas a partir da imagem. Os métodos híbridos combinam duas ou mais abordagens, aliando métodos de segmentação em imagens com os métodos baseados em modelos, fornecendo um novo método que visa

a suprir as necessidades e limitações de cada abordagem utilizada, procurando melhoria da qualidade da segmentação (CHEN et al., 2012).

Diversos tipos de diagnósticos e prognósticos podem ser identificados com base nos resultados da segmentação em imagens cardíacas, variando de acordo com a estrutura segmentada. Como exemplo, Vural et al. (2010) afirmam que a determinação precisa da fração de ejeção do ventrículo esquerdo é importante para a determinação de diagnósticos e prognósticos, além de estimar riscos em pacientes com doenças cardíacas. Já Wesarg, Khan e Firle (2006), utilizaram uma técnica para segmentar os vasos sanguíneos com imagens de tomografias a fim de detectar estenoses (estreitamento de um canal anatômico), relacionadas diretamente com a detecção de anomalias e identificação da gravidade associada.

1.1 MOTIVAÇÃO

Os resultados das técnicas empregadas para segmentação de imagens têm sido utilizados para construir sistemas para auxílio ao diagnóstico bem como na reconstrução de objetos inseridos em ferramentas para treinamento que simulam os procedimentos reais. De acordo com Passerino et al. (2000), a avaliação do aprendizado do usuário é necessária para comprovar se o treinamento está de acordo com o procedimento simulado. Assim, o foco da aplicação deve ser na aprendizagem, baseando-se na melhoria no desempenho e atuação. Para que a aprendizagem por meio de ferramentas virtuais possa ser eficiente, diferentes estudos de caso devem ser disponibilizados. Uma das formas de disponibilizar esses diferentes estudos é a geração de objetos tridimensionais a partir de técnicas de reconstrução de superfícies que usam imagens bidimensionais segmentadas como dados de entrada.

O Laboratório de Aplicações de Informática em Saúde (LApIS), sediado na Escola de Artes, Ciências e Humanidades (EACH-USP), possui a missão de desenvolver técnicas e ferramentas de baixo custo que contribuam com a pesquisa nos campos de Realidade Virtual, Processamento de Imagens, além de pesquisas com recuperação de imagens baseada em conteúdo (NUNES et al., 2010), sendo um dos laboratórios associados ao Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia em Medicina Assistida por Computação Científica (INCT-MACC). Dentro dos projetos abrangidos no LApIS estão um *serious game* para treinamento médico desenvolvido de forma a aplicar aspectos de imersão e investigar seus

efeitos sobre um *serious game* com aspectos lúdicos (TORRES; NUNES, 2011) e um projeto (financiado pela Fapesp – processo 2011/15949-0) para recuperação de imagens médicas tridimensionais baseadas no seu conteúdo, com o intuito de contribuir com diagnósticos e prognósticos em Cardiologia (BERGAMASCO; NUNES, 2012).

Os projetos citados disponibilizam as técnicas computacionais e a base tecnológica para reconstrução de superfícies tridimensionais a partir de imagens bidimensionais segmentadas. Em um primeiro momento, os resultados do presente projeto poderão ser aplicados em sistemas de auxílio ao diagnóstico, com o objetivo de auxiliar na identificação de patologias. Assim, pode contribuir com a otimização do tempo do profissional na área médica, uma vez que o resultado da segmentação auxilia identificar regiões de interesse mais rapidamente. Em um segundo momento, o presente projeto visa a fornecer recursos para um sistema de reconstrução de modelos tridimensionais, que serão usados tanto em recuperação por conteúdo como para construção de sistemas de auxílio à aprendizagem na área de anatomia.

1.2 OBJETIVOS

O objetivo geral desta dissertação é a implementação de técnicas para segmentação de estruturas cardíacas. São aplicadas técnicas de segmentação em uma abordagem considerada semiautomática para identificação do endocárdio do ventrículo esquerdo. Os resultados obtidos são comparados com imagens segmentadas por especialistas na área médica, utilizando métricas como *overlap*. Para alcançar tal objetivo, os seguintes objetivos específicos foram estabelecidos:

- definir técnicas de segmentação de imagens cardíacas e as estruturas que podem ser segmentadas com essas técnicas a partir de pesquisa na literatura;
- implementar as técnicas para segmentar estruturas cardíacas obtidas na pesquisa na literatura;
- implementar procedimento para propagar a segmentação por todas as imagens pertencentes a um exame.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Além desta seção, a dissertação está organizada da seguinte maneira: no capítulo 2 são apresentados os conceitos das áreas relacionadas para o entendimento do trabalho. No capítulo 3 é apresentada uma revisão sistemática, mostrando as técnicas de segmentação aplicadas em imagens cardíacas encontradas na literatura. No capítulo 4 a metodologia utilizada para alcançar os objetivos propostos. O capítulo 5 apresenta os resultados obtidos pela abordagem de segmentação proposta. Por fim, o capítulo 6 apresenta as considerações finais e trabalhos futuros.

2 ASPECTOS CONCEITUAIS

Este capítulo apresenta alguns conceitos fundamentais para o entendimento do trabalho. Na seção 2.1 são apresentados os conceitos referentes a Processamento de Imagens, área da Computação na qual a segmentação de imagens se encontra. Na seção 2.3 são apresentados conceitos sobre segmentação. Na seção 2.4 uma descrição sobre as estruturas anatômicas cardíacas abordadas é apresentada, sendo que a obtenção de imagens com essas estruturas é abordada na seção 2.5.

2.1 PROCESSAMENTO DE IMAGENS

Segundo Filho e Neto (1999) um sistema genérico de PI é composto por aquisição, processamento, saída e armazenamento. Dentre os componentes de aquisição pode-se citar câmeras de vídeo e *scanners*, além de métodos específicos para determinadas aplicações, como é mostrado na seção 2.5, a qual apresenta a aquisição das imagens cardíacas. Para os componentes de processamento pode-se citar a utilização de diversas técnicas para operações globais ou em regiões específicas da imagem. Os componentes de saída incluem monitores de vídeo, impressoras, entre outros. Os componentes de armazenamento referem-se a quaisquer meios (magnéticos e óticos, por exemplo) que podem gravar as imagens durante o processo.

De acordo com Solomon e Breckon (2011), uma imagem digital pode ser considerada como uma representação discreta de dados que considera informação espacial e de intensidade.

Uma imagem bidimensional (2D) discreta e digital representa a resposta de algum sensor em uma série de posições fixas em coordenadas cartesianas 2D, e é derivada de um sinal espacial contínuo 2D por meio de um processo de amostragem referido como discretização.

Essa imagem pode ser representada pela notação $I(m,n)$, na qual m e n designam, respectivamente, as linhas e as colunas da imagem. Os elementos individuais da imagem (*pixels*) são referidos pelos seus índices 2D (m,n) .

Além disso, uma imagem contém um ou mais canais de cor que definem a intensidade ou cor em uma dada localização de *pixel* $I(m,n)$. No caso mais simples, cada posição de

pixel contém somente um valor numérico representando o nível de sinal naquele ponto na imagem. A conversão deste conjunto numérico em uma imagem real é feita com um mapa de cor, que aloca um tom específico de cor a cada nível numérico na imagem, para a produção de uma representação visual dos dados. A Figura 1 apresenta um exemplo de uma imagem representada como uma matriz de *pixels*.

Figura 1 – Imagem representada como matriz de *pixels*. Na posição (2,2) há um *pixel* de cor vermelha, assim como na posição (1,4).

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Para definir a qualidade da imagem, Filho e Neto (1999) levantam a questão de quantos pontos (ou *pixels*) pode-se utilizar para a representação de uma imagem. Em uma análise qualitativa, o autor afirma que parece evidente que quanto maior o número de *pixels*, melhor será a qualidade da imagem. Entretanto, lembra que isso aumenta a quantidade de processamento necessário para digitalizar e processar a imagem, assim como o tamanho para seu armazenamento. Essas questões tornam a avaliação da qualidade da imagem algo subjetivo e que depende fortemente dos requisitos da aplicação. Mesmo assim, é possível definir medidas quantitativas de qualidade de imagem.

Uma das maneiras de se medir a qualidade de uma imagem digital, que possui tamanho adimensional em *pixels*, é pela razão entre o número de *pixels* e o tamanho real da imagem, o que é chamado de resolução (GONZALEZ; WOODS, 2006). Assim, duas imagens com tamanhos reais iguais, mas capturadas com resoluções diferentes, quando expostas em um dispositivo de visualização terão quantidade diferente de *pixels*, assim como aparecerão com tamanhos diferentes no dispositivo.

Existem outras maneiras de medir a qualidade de imagens. Em (WANG; BOVIK, 2002), os autores citam duas classes de medidas, as de qualidade objetiva e as de abordagens de avaliação de distorção. A primeira compreende medidas definidas matematicamente

como média de erro quadrática, raiz quadrada da média de erro, taxa de ruído, entre outras. Já a segunda classe traz medidas que correspondem a sistemas que tentam incorporar características do sistema visual humano na tentativa de obter medidas de qualidade de percepção visual.

2.2 *TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS*

De acordo com Gonzalez e Woods (2006) as técnicas de processamento de imagens podem ser classificadas de acordo com o nível de processamento computacional, sendo divididas em: baixo, médio e alto.

As técnicas de processamento de baixo nível envolvem operações primitivas como processamento na imagem para diminuição de ruídos, aumento do contraste e ampliação na nitidez. Este nível é caracterizado por possuir imagens como entrada e saída dos processamentos.

O processamento de nível médio inclui tarefas como a segmentação (particionando a imagem em regiões ou objetos), a descrição de objetos para reduzi-los a uma forma na qual seja possível o processamento computacional, e a classificação (reconhecimento) de objetos individuais. Este nível é caracterizado por ter imagens como entradas dos processamentos e um conjunto de atributos extraídos (arestas, contornos, identificação de objetos, por exemplo) destas imagens como saída.

O processamento de alto nível envolve a descrição do conjunto de objetos reconhecidos de forma organizada e eficiente, por meio de técnicas de reconhecimento de padrões e inteligência artificial.

Assim, as técnicas de PI podem ser classificadas e aplicadas de acordo com o problema específico de cada área de conhecimento e para cada tipo de imagem. Para a identificação de objetos em uma imagem as técnicas de segmentação são utilizadas. Algumas das técnicas clássicas mais utilizadas são apresentadas na seção 2.3.

2.3 *SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS*

Gonzalez e Woods (2006) afirmam que a segmentação de imagens não triviais é uma das tarefas mais difíceis dentro da área de PI. A acurácia da segmentação determina o

sucesso ou falha de um procedimento de análise computacional. Algumas aplicações incluem determinados cuidados como por exemplo, em uma aplicação de inspeção industrial, é possível ter algumas medidas de controle do ambiente, algo que não ocorre em uma aplicação de imagens médicas, na qual deve-se atentar para variação das estruturas anatômicas devido à variação natural de cada paciente ou a patologias. A Figura 2 mostra um exemplo de segmentação.

Figura 2 – Exemplo de sequência da segmentação utilizando técnica de contornos ativos em imagem raio-X.

Fonte: Russ (1998)

A seguir são apresentadas algumas das técnicas clássicas de segmentação, assim como as mais utilizadas na literatura, conforme o capítulo 3 apresenta. Vale acrescentar, que em sistemas reais, dificilmente apenas uma técnica é utilizada, assim como são necessárias adaptações dependendo do tipo de aplicação e da base de dados de imagens utilizada.

2.3.1 CONTORNOS ATIVOS

De acordo com Lee (2005) as técnicas de contornos ativos são baseadas na utilização de contornos deformáveis que se adaptam a diversas formas de objetos e ao movimento. Existem duas principais abordagens baseadas em implementações matemáticas: *snakes* e *level sets*. As técnicas de *snake* movem explicitamente pontos de *snake* baseados em um esquema de minimização de energia. Já as técnicas de *level set* movem o contorno de forma implícita até um nível particular de uma função.

2.3.2 SNAKE

Kass, Witkin e Terzopoulos (1988) apresentam a técnica *snake* como uma curva fechada matematicamente definida por pontos de controle, chamados de nós. Esses nós

são conectados de forma a criar um contorno deformável que sofre influência de algumas forças, se ajustando iterativamente às bordas da região de interesse da imagem. A técnica é caracterizada por tentar definir uma borda de forma arbitrária que vai evoluindo até envolver o objeto de interesse (BERGAMASCO et al., 2015). A Figura 3 mostra um exemplo de aplicação da técnica.

Figura 3 – Exemplo de snake aplicado em um sistema de rastreamento de movimento.

Fonte: Kass, Witkin e Terzopoulos (1988)

2.3.3 LEVEL SET

De acordo com o proposto por Osher e Sethian (1988) as técnicas de *level set* resolvem o problema de propagação de curvas, superfícies, entre outros, de maneira eficiente. A ideia é que o contorno a ser envolvido seja representado como uma função na qual o zero corresponde ao contorno inicial, sendo que valores positivos correspondem a valores dentro do contorno, e valores negativos indicam valores fora. Assim, de acordo com a equação de movimento do contorno, é possível derivar um fluxo similar para a superfície implícita que, quando aplicada ao nível zero, irá refletir a propagação daquele contorno. A Figura 4 mostra um exemplo de aplicação da técnica.

Figura 4 – Utilização de técnica level set em (a) partindo do contorno inicial em (b).

Fonte: Lee (2005)

2.3.4 LIMIAZIZAÇÃO

Uma das formas mais simples de se isolar objetos em uma imagem pode ser feita pela delimitação dos níveis de luminosidade em uma imagem dentro de um certo alcance, podendo associar os *pixels* dentro dessa área de alcance como sendo o primeiro plano da imagem, e os *pixels* fora dela associados ao fundo da imagem. A partir de um ou mais valor(es) pré-determinado(s) de limiar(es), a técnica substitui os valores originais de intensidade de cor da imagem. Por exemplo, com um único valor de limiar, os *pixels* com intensidade abaixo deste valor são transformados para o valor zero e àqueles com valores superiores ao limiar é atribuída a cor máxima de intensidade. Neste caso simples, a imagem torna-se binária, com a utilização das cores branca e preta para distinguir essas duas regiões. Neste caso particular, a técnica é também conhecida como binarização, mas a técnica clássica é denominada limiarização (RUSS, 1998). Um exemplo é mostrado na Figura 5.

Figura 5 – Utilização da técnica limiarização para extração de oxigênio em mica em (b) partindo da imagem original de um mapa em (a).

Fonte: Russ (1998)

2.3.5 CORTE DE GRAFO

Segundo Malcolm, Rathi e Tannenbaum (2007) o objetivo das técnicas de corte de grafo é tratar um problema de segmentação baseado em minimização de energia em uma estrutura de grafos, na qual o corte mínimo do grafo representa a segmentação ótima global. Cada *pixel* é associado a seus dados e a sua informação de suavidade. Os dados são utilizados para avaliar o custo de se associar o *pixel* a uma região que ele não pertence. Já a informação de suavidade é utilizada para avaliar o custo de associar dois vizinhos a uma região a qual eles não pertencem, o que indicaria uma descontinuidade na borda. A Figura 6 mostra uma aplicação de corte de grafo para segmentação.

Figura 6 – Aplicação de corte de grafo em conjunto com shape priors para identificação de polvo perto de um peixe com a intensidade similar: inicial, sem a forma, com a forma (da esquerda para direita).

Fonte: Malcolm, Rathi e Tannenbaum (2007)

2.3.6 CRESCIMENTO DE REGIÕES

Essa técnica faz com que grupos ou regiões de *pixels* sejam agrupados em regiões maiores baseada em critérios pré-definidos. No primeiro passo escolhe-se um *pixel* ou conjunto de *pixels* chamado de semente e nos passos seguintes, outros *pixels* vizinhos são agregados contanto que contenham propriedades semelhantes à semente. A escolha das sementes pode sofrer influência da natureza do problema, ou da aplicação, assim como, os critérios para a definição das propriedades que agregam os *pixels*, que também podem variar com o tipo de imagem utilizada (GONZALEZ; WOODS, 2006). A Figura 7 apresenta um exemplo de aplicação desta técnica.

Figura 7 – Utilização da técnica de crescimento de regiões partindo de um ponto na camisa da garota em (b) e imagem original em (a).

Fonte: Russ (1998)

2.3.7 GRADIENTE

As técnicas de gradiente consistem em técnicas de realce de objetos de interesse na imagem, como objetos, contornos, utilizando o vetor gradiente de funções, conforme definido em 1.

Utilizando esses conceitos, diversas funções podem ser utilizadas como núcleos para a aplicação do gradiente, sendo que ele é utilizado ponto a ponto na imagem para obter o realce de características na imagem, como bordas, podendo ser utilizado assim para a segmentação de objetos em imagens. Alguns operadores que usam este conceito são o operador laplaciano, o operador de *Sobel* e o operador *Prewitt* (GONZALEZ; WOODS, 2006). A Figura 8 mostra a aplicação desta técnica.

Figura 8 – Realçando uma linha em uma imagem com ruído (a) com a aplicação do gradiente de Sobel em (b).

Fonte: (RUSS, 1998)

$$G[f(x, y)] = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix} \quad (1)$$

A magnitude do gradiente $G[f(x, y)]$ é dada pela equação 2.

$$mag[G] = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2} \quad (2)$$

2.3.8 MODELOS DE FORMA E APARÊNCIA ATIVAS

Nos trabalhos desenvolvidos em (COOTES et al., 1993) e (COOTES; EDWARDS; TAYLOR, 2001) as técnicas de modelo de forma ativa e modelo de aparência ativa são apresentadas. Ambas propõem descrever a forma (no caso de forma ativa) ou a aparência (no caso de aparência ativa) dos objetos utilizando um modelo estatístico, deformando esse modelo iterativamente para se adequar a um objeto da imagem real em uma nova imagem. Os objetos são representados por um conjunto de pontos controlados pelo modelo, para que as técnicas possam combinar o modelo a uma nova imagem. A segunda técnica surgiu da necessidade de aproveitar mais informações da imagem, como textura, o que é possível utilizando o modelo de aparência ativa, ao passo que o modelo de forma ativa utiliza informações apenas da forma. Mesmo assim, ambos modelos possuem aplicações, uma vez que em determinados contextos as informações de aparência não estão disponíveis, ou as informações de forma são suficientes para o problema.

2.4 SISTEMA CARDIOVASCULAR

O sistema cardiovascular é formado por três componentes principais: sangue, coração e vasos sanguíneos. Com o sangue circulando pelo corpo inteiro, a função do sistema é transportar substâncias para as células do corpo. O coração funciona como uma bomba para a circulação, e os vasos sanguíneos são os responsáveis por transportar o sangue para as células do corpo e de volta para o coração (TORTORA; DERRICKSON, 2012).

Ainda, os vasos sanguíneos são capazes de transportar sangue contendo oxigênio, nutrientes, hormônios, enzimas para todas as células do corpo. O oxigênio e os nutrientes

são provenientes da digestão de alimentos que gera energia química para que as células funcionem apropriadamente (RIZZO, 2009).

2.4.1 ESTRUTURAS CARDÍACAS

Localizado entre os pulmões na cavidade torácica, o coração pode ter suas estruturas decompostas em dois grupos: componentes da parede cardíaca e as câmaras do coração. A parede cardíaca é composta por três camadas o endocárdio (camada interna), o miocárdio (camada média) e o epicárdio (camada externa) (TORTORA; DERRICKSON, 2012), conforme a Figura 9 ilustra.

Figura 9 – Ilustração com a localização das três camadas da parede cardíaca.

Fonte: Tortora e Derrickson (2012)

O miocárdio constitui a principal massa do coração, tendo um tecido que só é encontrado neste órgão, sendo responsável pelo bombeamento do sangue (TORTORA; DERRICKSON, 2012). As câmaras do coração são divididas em quatro: duas câmaras superiores (átrios) e duas câmaras inferiores (ventrículos), conforme ilustra a Figura 10.

Os átrios são responsáveis por receber o sangue no coração, sendo que ele chega por meio das veias pulmonares (no caso do átrio esquerdo), e pela veia cava (no caso do átrio direito), que transmitem o sangue para seus respectivos ventrículos.

Os ventrículos são responsáveis por bombear o sangue para fora do coração, sendo o esquerdo o responsável pela circulação sistêmica, que é o bombeamento para o corpo inteiro, enquanto o direito é responsável pela circulação pulmonar, que bombeia o sangue

Figura 10 – Ilustração do coração contendo as quatro câmaras cardíacas.

Fonte: Tortora e Derrickson (2012)

para os pulmões. O sangue sai dessas estruturas pela artéria aorta, no caso do ventrículo esquerdo, e pela artéria pulmonar, no caso do direito (TORTORA; DERRICKSON, 2012).

O tamanho e a espessura das câmaras variam de acordo com a quantidade de sangue recebida e a distância que o sangue precisa ser bombeado. O átrio direito, que coleta sangue de todas as partes do corpo, exceto dos pulmões, é um pouco maior que o átrio esquerdo, que coleta sangue apenas dos pulmões. A espessura das câmaras também é variável, com os ventrículos tendo paredes mais espessas e os átrios mais finas. O mesmo ocorre com a espessura dos dois ventrículos: o ventrículo esquerdo é mais espesso que o direito, uma vez que este bombeia sangue a altas pressões por meio dos vasos sanguíneos para a cabeça, tronco e extremidades (RIZZO, 2009).

2.4.2 PATOLOGIAS CARDÍACAS

Além de variações anatômicas naturais, as estruturas cardíacas podem sofrer variações decorrentes de patologias, ou de elementos incomuns ao organismo, o que afeta diversas técnicas de segmentação. Algumas das patologias abordadas por Rizzo (RIZZO, 2009) são citadas a seguir.

Hipertensão ou alta pressão sanguínea pode causar o alargamento do coração, podendo gerar parada cardíaca. Além de fatores hereditários, é causada por má nutrição, hipertiroidismo, infecções crônicas, anemia, e idade avançada.

Doenças adquiridas ao nascer são consideradas doenças cardíacas congênitas, nas quais o coração não se desenvolve de forma apropriada. Dentre as mais comuns, existem os defeitos septais, que são buracos entre os septos dos ventrículos ou átrios, o que reduz o sangue bombeado; e a presença de estenoses nas valvas, que causam o estreitamento das valvas. Quando ocorrem nas valvas pulmonares ou aórticas, os ventrículos precisam trabalhar mais para bombear o sangue (RIZZO, 2009).

A arritmia é caracterizada como uma alteração no ritmo de batimento do coração. Existem diversos tipos, como bradicardia, na qual ocorre uma queda nos batimentos cardíacos chegando a 50 batimentos por minuto; e taquicardia, na qual ocorre o aumento da taxa de batimento, chegando a mais de 100 batimentos por minuto. Podem ser causadas por temperatura corporal elevada, ingestão de drogas, hipertensão, entre outros (RIZZO, 2009).

Infarto do miocárdio, também conhecido como ataque cardíaco, resulta da morte de uma porção de células musculares do coração causadas por uma obstrução ou bloqueio na artéria coronária. Ocorre por conta da formação de placas, espasmo coronário ¹, ou trombo ² (RIZZO, 2009).

Dallan et al. (1993) discutem em seu trabalho complicações causadas a pacientes de infarto agudo do miocárdio. A rotura cardíaca consiste no rompimento da parede do miocárdio, sendo praticamente fatal em sua forma aguda. É caracterizada pela rotura súbita e hemorragia maciça para a cavidade pericárdica, seguida de morte instantânea.

2.4.3 INSUFICIÊNCIA CARDÍACA CONGESTIVA

A insuficiência cardíaca congestiva (ICC), definida por Rizzo (2009), é causada pelo enfraquecimento progressivo do miocárdio, o que gera a falha no bombeamento adequado do sangue.

¹ Trata-se do colapso (ou da perda de solidez) das paredes das artérias coronárias, o que impede o fluxo sanguíneo de chegar ao coração

² Coágulo que se forma no interior da artéria, da veia ou da cavidade do coração, que pode ser enviado pela corrente sanguínea pela taquicardia, o que pode fazer com que algum vaso no cérebro, no pulmão, no olho, entre outros, seja entupido, o que se configura como trombose.

Segundo Lopes (2006) um dos instrumentos clínicos mais úteis para avaliação de pacientes com ICC é a medição da pressão do pulso (pressão sistólica e diastólica), que estima o índice cardíaco dependendo do valor da pressão. Valores que podem ser obtidos por meio da extração de características dos ventrículos.

A figura 11 mostra uma imagem de ressonância magnética de um paciente com ICC ao lado de uma de um paciente normal.

Figura 11 – Exemplo de imagem cardíaca de paciente com ICC (a) e de um paciente com coração normal (b).

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

2.5 IMAGENS CARDÍACAS

Existem diversas modalidades de imagens que são utilizadas na área médica, como Radiografia, Ultrassonografia (US), Tomografia Computadorizada (TC) e Ressonância Magnética Nuclear. A modalidade de imagens que são utilizadas no presente trabalho é abordadas nas seção e 2.5.1.

2.5.1 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

Segundo Rangayyan (2004), o procedimento de RMN é intrinsecamente 3D, sendo que, enquanto um *scanner* de TC necessita do escaneamento mecânico que fornece imagens 2D de várias secções, sendo computados fatia a fatia para gerar a imagem, as técnicas de RMN podem ser obtidas diretamente em qualquer secção transversal, cornal, sagital, ou oblíqua por usar os gradientes apropriados e sequências de pulsos. Ainda, não é necessário

um escaneamento mecânico, a escolha da fatia e o escaneamento são feitos eletronicamente pelo uso de campos magnéticos de gradientes e pulsos de radiofrequência.

Edelman e Warach (1993) definem o processo como sendo baseado em prótons, que são os núcleos giratórios de átomos de hidrogênio positivamente carregados. Os átomos de hidrogênio são abundantes em tecidos que possuem o predomínio de água. Por conta do giro e da carga desses prótons, esses átomos criam um pequeno campo magnético que funciona como uma agulha de um compasso, que se colocada em um campo magnético se alinha com ele. Porém, ao contrário da agulha, o próton pode se alinhar a duas direções, sendo na mesma do campo ou ao na direção contrária. Quando uma energia de radiofrequência apropriada é aplicada, os prótons assumem a direção inversa da qual estavam, e acabam por absorver essa energia. Em seguida, eles liberam essa energia (relaxamento) e retornam as suas posições em um determinado tempo, que varia de acordo com características físicas e químicas dos tecidos. Nesse processo de relaxamento os prótons produzem uma voltagem (o sinal de ressonância magnética), que pode ser captada por uma antena de rádio, sendo processada por um computador gerando a imagem. O processo é ilustrado na Figura 12.

Figura 12 – Procedimento físico para obtenção de RMN.

Fonte: Adaptado de Gattass et al. (2015)

Algumas vantagens com relação à TC incluem a possibilidade do uso de antenas específicas para ampliar a qualidade da imagem em algumas regiões do corpo, além de as variações entre os tempos de relaxamento serem bem maiores que a variação na densidade dos tecidos, o que proporciona um contraste melhor das imagens de RMN para tecidos moles. O esquema na Figura 13 ilustra o processo.

Figura 13 – Obtenção de uma imagem RMN.

Fonte: Adaptado de Bitterroot... (2015)

2.6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

As técnicas de PI podem ser empregadas em diversas áreas, entre elas a Medicina. Dentre as técnicas de PI, as de segmentação são aquelas que pretendem encontrar um objeto de forma automática ou semiautomática em uma imagem. No contexto da área médica, esta tarefa é bastante útil para que as estruturas que contenham determinado padrão possam ser relacionadas a patologias como, por exemplo na identificação de estruturas cardíacas.

As estruturas cardíacas podem ser representadas em imagens de TC e RMN, que fornecem diversas fatias e imagens de boa qualidade para que as técnicas de segmentação possam ser aplicadas.

O capítulo 3 apresenta uma Revisão Sistemática sobre técnicas de segmentação de estruturas em imagens cardíacas.

3 REVISÃO SISTEMÁTICA: SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS CARDÍACAS

A revisão bibliográfica deste trabalho foi desenvolvida para obter-se um panorama acerca das técnicas de segmentação e descobrir quais são as técnicas mais utilizadas para cada uma das estruturas cardíacas. Para tanto, foi escolhida a metodologia de Revisão Sistemática (RS). Uma das vantagens desta metodologia é a definição de critérios sistemáticos para coletar, sumarizar e apresentar a informação, além de poder ser auditada por meio dos artefatos gerados. A seção 3.1 aborda os detalhes desta metodologia, e as demais seções apresentam o estado da arte em relação ao tema do trabalho.

3.1 REVISÃO SISTEMÁTICA

De acordo com Kitchenham (2004), a RS sintetiza os trabalhos existentes de forma que seja independente de pré-julgamentos e tenha valor científico. A pesquisa realizada consegue tratar os resultados obtidos da mesma forma, documentando-os e extraindo deles os dados mais significativos dos estudos relevantes. Ainda, segundo Biolchini et al. (2005), a RS traz melhoria e precisão na qualidade dos dados obtidos, além de testar hipóteses que não poderiam ser avaliadas em estudos primários, por meio de regras consistentes e claras.

Kitchenham (2004) define os estudos primários como estudos individuais que contribuem para a RS, enquanto a RS em si é um estudo secundário. A RS é dividida em três principais fases: planejamento, condução e extração de dados.

O planejamento da RS consiste na escolha do tema, das bases de dados a serem pesquisadas, das palavras-chave a serem procuradas nos estudos, dos critérios de inclusão e exclusão, além de outros elementos importantes para a definição de quais trabalhos compõem o escopo de interesse da RS. Estes e outros tópicos levam à criação de um protocolo de revisão.

Na condução da RS, as palavras-chaves são combinadas para a seleção de artigos de interesse em cada uma das fontes escolhidas no protocolo, contemplando todos os resultados encontrados na fonte. Os resultados são tabulados e avaliados seguindo os critérios de inclusão e exclusão. Documentos iguais encontrados em fontes diferentes são desconsiderados nesta etapa. Ao final da avaliação, tem-se um documento com os artigos incluídos e excluídos.

Por fim, o objetivo da etapa de extração é completar os aspectos mais importantes de cada documento incluído, sempre tendo em vista as determinações do protocolo. Os artigos são explorados para compor a análise crítica do conjunto de trabalhos incluídos.

3.1.1 PLANEJAMENTO DA REVISÃO SISTEMÁTICA

Um passo anterior à criação do protocolo de revisão consistiu em uma análise exploratória, na qual alguns trabalhos relevantes foram encontrados de forma a determinar em quais fontes de dados a revisão poderia ser conduzida. Esta análise também colaborou com a identificação das palavras-chave utilizadas no protocolo.

Seguindo o estabelecido em (KITCHENHAM, 2004), o protocolo estabelecido para a RS do presente projeto é apresentado no Apêndice A. Dele, vale destacar as perguntas de pesquisa: “Quais as técnicas mais utilizadas em segmentação de estruturas cardíacas?” e “Quais as aplicações que utilizam essas técnicas?”.

Dentre várias fontes de dados existentes, os portais ACM (*Association for Computing Machinery*)¹, IEEE², *Circulation*³, biblioteca digital da *Elsevier*⁴, *Springer*⁵, Periódicos da Capes⁶, *PubMed*⁷ e *Scopus*⁸ foram os escolhidos por serem uns dos principais portais na área de tecnologia e médica, contemplando as fontes dos trabalhos encontrados na análise exploratória.

3.1.2 CONDUÇÃO DA REVISÃO SISTEMÁTICA

A próxima etapa da revisão é sua condução, na qual são criados *strings* de busca com as palavras-chaves a fim de encontrar artigos que possam ser sumarizados para posterior análise.

¹ ACM Digital Library, disponível em: <http://portal.acm.org/>, data da visita: ago/2014.

² IEEE *Xplore Digital Library*, disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/dynhome.jsp>, data da visita: ago/2014.

³ *Circulation – American Heart Association*. Disponível em: <http://circ.ahajournals.org/>, data da visita: ago/2014.

⁴ Biblioteca digital da Elsevier. Disponível em: <http://www.elsevier.com/>, data da visita: ago/2014.

⁵ Biblioteca digital da Springer. Disponível em: <http://link.springer.com/>, data da visita: ago/2014.

⁶ Portal Periódicos da Capes. Disponível em: <http://novo.periodicos.capes.gov.br/>, data da visita: ago/2014.

⁷ Biblioteca digital da PubMed. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>, data da visita: nov/2013.

⁸ Biblioteca digital da Scopus. Disponível em: <http://www.scopus.com/home>, data da visita: ago/2014.

As buscas foram conduzidas durante Novembro de 2013 e complementadas em Agosto de 2014. É apresentado na Figura 14 um diagrama com os dados obtidos referentes aos estudos primários. Em seguida, os artigos incluídos foram analisados considerando sua introdução e conclusão. Foi feita a leitura de outras seções, quando necessário, para que ficasse evidente a contribuição do trabalho.

Foram encontrados poucos artigos em buscas diretas na ferramenta disponibilizada no *site* da base *Elsevier*. Entretanto, esta base está contida na pesquisa da base *Scopus*, o que fez com que a condução específica na base *Elsevier* fosse desconsiderada.

Figura 14 – Diagrama com dados da condução da RS.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

3.1.3 EXTRAÇÃO DE DADOS

A extração de dados é a fase responsável por colher informações precisas a respeito de cada artigo e tecer considerações sobre sua contribuição para a pesquisa. O objetivo desta etapa é completar os aspectos importantes dos artigos incluídos. Para tanto, foram definidos os tópicos:

- **nome da técnica:** nome da técnica ou modelo de segmentação;
- **estrutura cardíaca segmentada:** estrutura anatômica ou relacionada, como por exemplo, ventrículos ou átrios;
- **avaliação da técnica:** forma como a técnica foi avaliada;
- **aplicação:** nome do *software* construído com a técnica, quando citado.
- **tipo de imagem utilizada:** modalidade de imagem (TC ou RMN).

A avaliação desses tópicos gerou uma tabela de extração de dados, apresentada no *website* do projeto ⁹.

As seções a seguir apresentam as análises tecidas sobre o conjunto de artigos incluídos.

3.2 ANÁLISE QUANTITATIVA

Uma análise preliminar que quantifica os dados é interessante por conta de apresentar um panorama acerca da revisão apresentada.

As estruturas segmentadas nos artigos incluídos são apresentadas no gráfico da Figura 15. Nota-se que a estrutura mais abordada pelos autores foram os ventrículos. Vale acrescentar sobre o gráfico que um dos artigos não foi incluído por se tratar de um *survey* sobre técnicas de registro e segmentação de imagens cardíacas, que foi excluído nesta análise por não contemplar estruturas específicas. A seguir são detalhadas as técnicas citadas nos artigos incluídos, agrupadas por tipo de estrutura cardíaca.

⁹ <http://lapis.each.usp.br/wp-content/uploads/2016/01/srDataExtractionTable.pdf>

Figura 15 – Estruturas segmentadas pelos artigos encontrados na RS.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

A Figura 16 apresenta as técnicas mais utilizadas. No gráfico estão apresentadas as abordagens utilizadas por pelo menos dois artigos. Destaca-se a maioria de trabalhos utiliza técnicas de *level set* e contornos ativos. Isso pode-se se dever ao grande número de trabalhos que segmentam o ventrículo, por serem abordagens apropriadas para este tipo de estrutura, considerando-se o seu formato.

Figura 16 – Técnicas mais utilizadas pelos autores.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

A Figura 17 apresenta a quantidade de técnicas que os trabalhos utilizaram como abordagem principal da segmentação. Como é possível observar, muitos trabalhos citam duas ou mais técnicas para realizar a tarefa de segmentação da estrutura cardíaca considerada.

Figura 17 – Quantidade de técnicas utilizadas pelos trabalhos.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

O gráfico na Figura 18 mostra como os trabalhos incluídos avaliaram a segmentação executada, salientando-se que alguns trabalhos utilizaram mais de uma abordagem de avaliação. Neste gráfico, “aplicação em *dataset*” refere-se ao teste utilizando um conjunto grande de imagens (mais de 50 imagens), ao passo que “aplicação em algumas imagens” refere-se a testes preliminares com poucas imagens. A categoria “aplicação de métricas” refere-se aos trabalhos que citaram explicitamente as métricas utilizadas.

Figura 18 – Avaliação de técnicas para segmentações.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

A Figura 19 apresenta as métricas citadas nos trabalhos incluídos. Da mesma forma que em tópicos anteriores, alguns trabalhos utilizaram mais de uma métrica.

Figura 19 – Métricas utilizadas para avaliação de segmentação.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Os meios de publicação dos trabalhos são apresentados no gráfico da Figura 20. A maioria dos trabalhos foi publicada em periódicos. Em relação à nacionalidade dos autores dos trabalhos, destacam-se os grupos dos Estados Unidos da América (EUA) e da França, como mostrado na Figura 21. Neste gráfico foram considerados os países aos quais as instituições dos autores pertenciam. Se o artigo possuía autores de mais de um país, o mesmo foi contabilizado para todos os países citados nas filiações dos autores.

Figura 20 – Tipos de publicação dos trabalhos da RS.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Figura 21 – Nacionalidade dos autores dos trabalhos da RS.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Por fim, vale acrescentar que dos 98 trabalhos incluídos (fora o *survey* que não foi contabilizado), 17 descreveram *softwares* construídos com as técnicas, e 81 não o fizeram. Os trabalhos que utilizaram técnicas aplicadas em imagens de RMN totalizaram 73, ao

passo que 34 utilizaram imagens de TC, lembrando que alguns autores utilizaram as duas modalidades.

3.3 TÉCNICAS DE SEGMENTAÇÃO

Na literatura clássica da área de Processamento de Dados, não há unanimidade em relação à uma taxonomia ideal para técnicas de segmentação.

Solomon e Breckon (2011) dividem as técnicas em oito categorias: propriedades e características da imagem, limiarização, crescimento de regiões e divisão de regiões, detecção de bordas, filtros laplaciano e gaussiano, operadores de interesse, segmentação por divisores de águas e funções de segmentação com campos aleatórios de Markov.

Já Russ (1998) divide as técnicas em limiarização, ajustes automáticos, limites de regiões, histogramas condicionais, linhas de limites, contornos e outros métodos. Gonzalez e Woods (2006) definem sete classes: detecção de descontinuidades, detecção de limites e ligação de arestas, limiarização, segmentação baseada em regiões, segmentação por divisores de águas morfológicos e uso da movimentação na segmentação.

Burger e Burge (2009) não se preocuparam em estabelecer categorias de técnicas de segmentação, mas classificam as técnicas de PI em filtros, contornos e arestas, detecção de quinas, detecção de curvas, filtros morfológicos, regiões em imagens binárias e imagens coloridas, entre outros tópicos.

Com isso pode-se afirmar que não há um consenso sobre a classificação das técnicas de segmentação, podendo-se destacar algumas técnicas que são citadas por todos os autores, como limiarização. Ainda, novas técnicas são criadas utilizando abordagens que não são descritas pelos autores clássicos da literatura.

Assim, propõe-se a divisão da presente seção com base no que há de comum entre as classificações dos autores citados e com base nas técnicas mais citadas pelos autores na Figura 16. Em cada uma das subseções as técnicas são agrupadas pelas estruturas que segmentam. Como já apresentado no gráfico da Figura 16, muitos trabalhos citam mais de uma técnica para a segmentação. Tais trabalhos foram classificados considerando-se a técnica mais proeminente, ou seja, aquela à qual os autores imprimiram maior ênfase.

3.3.1 CONTORNOS ATIVOS

Dos autores que utilizaram técnicas para segmentação de ventrículos, Cruz-Aceves et al. (2013b) propõem um método baseado em otimização por enxame de partículas combinado com contornos ativos escalados, com informações das formas obtidas *a priori*. O'Donnell et al. (2006) apresentam uma técnica baseada em *maximum discrimination* para encontrar o contorno global em conjunto com contornos ativos. Wu, Wang e Jia (2013) propõem um método baseado em *snake* que também utiliza gradiente *vector field convolution*. Liu, Wu e Wang (2009) propõem uma abordagem na qual duas funções de pesos espacialmente variantes são utilizadas no *snake*, sendo este um *snake gradient vector flow*.

A técnica apresentada por Ayed et al. (2012) propõe a otimização de duas funções de custos que contêm constantes de intensidade global e geometria baseadas na similaridade de *Bhattacharyya* em conjunto com contornos ativos para a segmentação do ventrículo. Na abordagem de Dakua e Sahambi (2011), a técnica de contornos ativos é combinada com um método *random walk*, utilizando como função de peso uma função *Gaussiana*. A combinação proposta por Lee et al. (2010) reúne as técnicas de crescimento de regiões, limiarização interativa e contornos ativos.

O trabalho apresentado por Hautvast et al. (2006) propõe uma abordagem de contornos ativos que tenta manter um contorno constante correspondendo aos níveis de cinza com o contorno das estruturas. Já no trabalho desenvolvido por Cho e Benkeser (2006), o método baseado em contornos ativos, chamado *tensor-based orientation gradient force*, é utilizado para segmentação do endocárdio do ventrículo esquerdo.

Para segmentação das veias cardíacas, Law e Chung (2010) propõem uma abordagem para identificação de estruturas curvilineares por meio da inspeção da simetria do gradiente da imagem. Essa abordagem é utilizada como base para a utilização de um método de contornos ativos. Sundareswaran et al. (2009) combinam contornos ativos com um filtro denominado *fuzzy adaptive vector median* também para a segmentação de veias cardíacas. O trabalho desenvolvido por Zhu et al. (2012) combina as técnicas de contornos ativos e transformada de *Hough* para a segmentação de átrios.

3.3.2 LEVEL SET

Dos trabalhos que utilizam abordagens considerando a técnica de *level set* para a segmentação de ventrículos, Ammar et al. (2012) apresentam uma técnica que consiste em aplicar limiarização por Otsu para obter uma imagem binária usada como máscara para o *level set*. Esta abordagem também foi aplicada por Ali, Akhtar e Bhatti (2009), com variação na técnica de limiarização. Gao et al. (2013) utilizam *level set* variacional, além de um modelo estatístico *Rayleigh-Gaussian*. Já na abordagem proposta por Pham et al. (2014), ocorre a combinação de *multiphase b-spline level set* (também utilizado em Tran, Pham e Shyu (2013)) com *shape priors* incremental, que é formado utilizando a técnica de Análise de Componentes Principais (ACP).

Grosgeorge et al. (2011) apresentam um método *level set* combinado com contornos ativos, que também é utilizado em (TRAN; PHAM; SHYU, 2013) e (ZHU; KANG; BIROS, 2013), para a segmentação dos ventrículos. Hosntalab et al. (2012) apresentam um *level set* variacional, assim como em (GAO et al., 2013), composto por dois passos: o primeiro trata-se de uma inicialização na qual as curvas próximas são estimadas usando limiarização por Otsu adaptativo e operações morfológicas; no segundo passo, essas curvas estimadas são utilizadas para encontrar o contorno final usando o *level set*.

Lynch, Ghita e Whelan (2008) apresentam uma abordagem na qual é possível determinar os limites do músculo do ventrículo esquerdo utilizando um algoritmo *expectation-maximization*. A fase de *expectation* deforma a função *level set* enquanto a fase da *maximization* atualiza os parâmetros do modelo temporal para que a segmentação possa ser conduzida.

Em (PARAGIOS, 2002) e (PARAGIOS, 2003), os autores apresentam uma técnica que permite a segmentação baseada no conhecimento dirigido das formas, considerando os ventrículos. O conhecimento *a priori* da forma é representado por um mapa de distância estocástico formado com um *level set*, enquanto a consistência da forma global é herdada do processo por meio de registro rígido da interface desenvolvida para o modelo *a priori*. Ainda, para calcular a aproximação fornecida pelo *level set* é utilizado o *additive operator splitting*.

Outra variante de *level set* para segmentação de ventrículos é apresentada por Kadir et al. (2012), que utilizam informações sobre a forma da parede do miocárdio para a segmentação. Essas informações são utilizadas para introduzir características a serem

consideradas durante a formulação do *level set*. Uma rede *fuzzy* foi utilizada para obter um procedimento automático.

O trabalho de Zhu et al. (2007) apresenta um modelo probabilístico que realiza a segmentação baseada na distribuição regional da intensidade. O *framework* proposto utiliza informações *a priori* para formular a função probabilística da distribuição da intensidade. O método *level set* utilizado no *framework* é implementado usando equações de *Euler-Lagrange* para segmentação dos ventrículos.

Um método baseado em *shape prior* em conjunto com *level set* é apresentado por Woo et al. (2013) para segmentação dos ventrículos, no qual é assumido que o endocárdio e o epicárdio são formas anatomicamente similares. O método utilizado para comparação nos testes é o *random walk*.

Para a segmentação do miocárdio, Ayed et al. (2009) utilizam uma abordagem com combinação das distribuições globais por meio de um *level set*.

A segmentação de veias cardíacas é contemplada por Zhou et al. (2012), que apresentam um método dinâmico de “rastreamento de balão”. Zhao et al. (2009) apresentam uma técnica que consiste em utilizar um *level set*, esqueletização e detecção de superfície ótima. Já para segmentar a artéria coronária, o trabalho de Wang e Smedby (2010), propõe uma abordagem na qual transformada de *Hough*, limiarização e *level set* são utilizados.

3.3.3 LIMIA R IZ A Ç Ã O

Huang et al. (2011) propõem uma abordagem que combina técnicas de detecção de bordas, morfologia matemática e outros filtros de imagem com a técnica de limiarização por Otsu, crescimento de regiões radial, transformação polar, detector de bordas *canny*, filtro passa-baixa para segmentação dos ventrículos. Jolly (2006) utiliza uma abordagem que combina corte de grafo, *spline fitting* e *maximum discrimination* para segmentação de ventrículos esquerdos no fim da diástole.

Também utilizando limiarização por Otsu como base para segmentar os ventrículos, Tsai et al. (2012) empregam em um primeiro passo a técnica *mean-shift*, precedida pelo limiarização como um refinamento aliado à técnica de crescimento de regiões. Um outro refinamento utilizado posteriormente foi a aplicação de operadores morfológicos de

fechamento. Furber et al. (1998) apresentam uma abordagem baseada em limiarização adaptativa em conjunto com detecção do gradiente e crescimento de regiões.

O trabalho desenvolvido por Weng, Singh e Chiu (1997) utiliza uma abordagem que define um mapa de atenção, a partir da limiarização, no qual a área de interesse (ventrículos) pode ser identificada e separada de estruturas falsas. O processo é repetido para que as variações entre a definição do mapa e a região de interesse sejam cada vez menores, até que o mapa se torne a própria região de interesse.

A técnica desenvolvida por Goshtasby e Turner (1995) para segmentação dos ventrículos consiste na utilização de um filtro Gaussiano, combinado com um operador Laplaciano e limiarização para identificar as estruturas.

A abordagem utilizada por Mullick e Ezquerria (1995) para segmentação dos ventrículos consiste em aplicar limiarização sobre as informações de volume, ajustando os valores pela extração de características de um *dataset*. Para refinar o processo, foram aplicadas heurísticas de conhecimento *a priori*. Nessa etapa, uma técnica de identificação de componentes conectados é utilizada.

Cocosco et al. (2008) também apresentam uma técnica que propõe a utilização de conhecimento *a priori* da estrutura cardíaca para a tarefa de segmentação. Após definir a região de interesse, uma classificação binária dos *voxels* é realizada utilizando as informações de intensidade de um histograma. Sobre a imagem com a região de interesse e classificada, a limiarização por Otsu é aplicada. Por fim, uma técnica de crescimento de regiões baseada em dilatação morfológica é usada para obter segmentação dos ventrículos.

O trabalho conduzido por Sjögren et al. (2012) apresenta um método que identifica o miocárdio dada a segmentação manual do ventrículo, utilizando informações de intensidade. Algumas das técnicas que foram citadas para comparação com método proposto foram limiarização por Otsu, limiarização com dois desvios-padrão, e *full width half maximum intensity*. A técnica apresentou melhores resultados na comparação com estas, segundo os autores.

No trabalho apresentado por Lu et al. (2013) para a segmentação do miocárdio, uma série de técnicas é utilizada para a segmentação: métrica de arredondamento, limiarização por Otsu, transformada de Fourier, mapeamento dos *pixels* em coordenadas polares, além de um método com múltiplas sementes de crescimento de regiões.

Para segmentação das veias cardíacas, os autores de (WANG et al., 2008) apresentam uma técnica, baseada em conectividade *fuzzy*, que também utiliza limiarização.

3.3.4 TÉCNICAS BASEADAS EM GRADIENTE

Tsai et al. (2003) utilizam uma abordagem de gradiente em conjunto com uma técnica semiautomática para a segmentação dos ventrículos. Primeiro, utilizam ACP em uma coleção de representações de distância de assinatura de um *dataset*, com a finalidade de derivar um modelo paramétrico para representação implícita de uma curva. Os parâmetros desta representação são manipulados para minimizar uma função objetiva de segmentação.

Para segmentação dos ventrículos, Picq, Pousin e Rouchdy (2007) combinam gradiente com *vector fields* para a segmentação. Em seu trabalho, os autores apresentam um modelo elástico tridimensional em conjunto com a segmentação de *vector fields*. Herment et al. (1998) propõem um algoritmo adaptativo de segmentação, no qual a descrição das bordas do miocárdio do ventrículo é baseada na média e desvio padrão dos níveis de cinza e nas distribuições de gradiente por todas as imagens.

3.3.5 TÉCNICAS BASEADAS EM GRAFOS

O método criado por Lee et al. (2009) é um híbrido que utiliza busca em grafos com as informações de gradiente e intensidade, além de um conhecimento *a priori* do miocárdio que envolve e o difere do endocárdio do ventrículo esquerdo. Já o método proposto por Tsadok et al. (2013) combina a segmentação em um único *frame* com a busca em grafos, e então propaga os pontos de contorno por toda a sequência usando uma técnica de registro temporal aplicada nos *frames* seguintes.

Ibragimov et al. (2012) apresentam um método baseado em busca em grafos e *landmarks* para segmentação dos ventrículos. A técnica utilizada por Fleureau et al. (2008) é baseada em conectividade *fuzzy* em conjunto com um algoritmo de *Dijkstra*.

Punithakumar, Ayed e Islam (2010) utilizam uma técnica de corte de grafo para a cavidade do ventrículo esquerdo. Para a borda endocárdica é empregado um modelo de suavização com interação múltipla. O trabalho de Dakua (2014) apresenta uma variação do corte de grafo. Durante o pré-processamento, um filtro não-linear (*anisotropic filter*) é utilizado para suavizar a imagem a fim de que as estruturas fiquem melhor separadas e os ruídos sejam diminuídos.

Um variação de corte de grafo utilizando informações de contexto das estruturas é apresentada em (MAHAPATRA, 2013b) e (MAHAPATRA, 2013a) para segmentação dos ventrículos, nos quais o autor combina corte de grafo com *shape priors*. A informação *a priori* é obtida de uma das imagens mais claras do *dataset* por combinar medidas de distância e histogramas com o ângulo de orientação de cada *pixel* da forma.

Para segmentação dos ventrículos, Grosgeorge et al. (2013) apresentam uma técnica de corte de grafo combinada com a técnica ACP. Outra combinação de corte de grafo com outras técnicas é proposta em (ULEN; STRANDMARK; KAHL, 2013), que apresentam um método que utiliza *Lagrangian duality*.

Freiman et al. (2012) apresentam uma técnica que utiliza a forma das veias cardíacas. Na abordagem, é utilizada a técnica de *watershed* para segmentar a aorta, além de corte de grafo baseado em uma nova função de pesos de bordas que de forma adaptativa combina intensidade do *voxel*, intensidade *a priori* e forma dos vasos *a priori*.

Para a segmentação do miocárdio, Chen et al. (2012) apresentam um método híbrido utilizando informação *a priori* gerada a partir da técnica de *live wire* em combinação com uma técnica de corte de grafo.

Wachinger e Golland (2012) combinam as técnicas de *spectral label fusion* e grafo Laplaciano para a segmentação do átrio esquerdo.

A técnica desenvolvida por Zheng et al. (2014) traz uma abordagem baseada em um modelo que utiliza aprendizagem por espaço marginal e corte de grafo para segmentação dos átrios.

Os trabalhos apresentados em (DAKUA; ABI-NAHED, 2012) e (DAKUA; ABI-NAHED, 2013) apresentam abordagens baseadas em *random walk* para segmentação de ventrículos. Ela consiste em tratar a imagem como um grafo ponderado sem direção, no qual os *pixels* são nós e *pixels* vizinhos são nós conectados. O objetivo é percorrer o grafo de maneira aleatória para encontrar o caminho com o menor custo possível.

Para a segmentação dos ventrículos, em (DAKUA; ABI-NAHED, 2012), os autores propõem uma técnica baseada em dois estágios: aprimoramento da imagem e uma nova função de pesos para abordagens baseadas em grafos. O primeiro estágio utiliza uma abordagem de ressonância estocástica para diminuir os ruídos. Já o segundo estágio foi alcançado pela utilização da técnica *random walk*. Em (DAKUA; ABI-NAHED, 2013), os autores utilizam *random walk* para a segmentação considerando como custo da função desenvolvida: valor de cinza, valor do gradiente e *Laplacian zero-crossing*.

3.3.6 TÉCNICAS BASEADAS EM REGIÕES

Para segmentação dos ventrículos, o trabalho desenvolvido por Folkesson et al. (2008) apresenta um método que incorpora uma técnica de região ativa geodésica a um classificador estatístico.

Cruz-Aceves et al. (2013a) apresentam uma abordagem baseada em otimização da evolução diferencial para segmentação dos ventrículos. Consiste em uma técnica que permite a partição da região de interesse em seções polares para lidar com problemas de mínimo local, além da sensibilidade da posição inicial do contorno, obtendo uma segmentação com alta acurácia, segundo os autores.

Para segmentação de diversas estruturas cardíacas de forma a segmentar o coração como um todo, Fleureau et al. (2007) apresentam uma abordagem na qual combinam um esquema de multi-agente, uma metodologia de classificação supervisionada e crescimento de regiões. A técnica proposta por Haris e Strintzis (1996) combina abordagens baseadas em bordas e região para a utilização de um algoritmo morfológico que também utiliza limiarização *watershed* e grafo de região de adjacência.

3.3.7 TÉCNICAS BASEADAS EM MODELOS

Zhang et al. (2010) criaram um método híbrido combinando o modelo de forma ativa e modelo de aparência ativa para segmentação dos ventrículos. Um mecanismo de refinamento foi aplicado sobre a saída deste método. Um outro método híbrido considerando esses dois modelos é apresentado por Mitchell et al. (2001). Nele, a abordagem híbrida é utilizada para minimizar o problema dos mínimos locais. Como inicialização foi utilizada uma abordagem baseada em transformada de *Hough* para localizar o ventrículo esquerdo.

O método criado por Sugiura et al. (2013) para segmentação dos ventrículos, baseado em modelo de forma ativa, incorpora o princípio do modelo de distribuição de pontos. Já a abordagem utilizada por O'Brien, Ghita e Whelan (2011) também combina o modelo com outra técnica. Trata-se de uma técnica de acoplamento de contorno, que permite que o contorno se adapte a exemplos fora do conjunto de treinamento.

Para segmentação dos ventrículos, uma técnica baseada em modelo de forma ativa é proposta por Assen et al. (2006). Os pontos de interesse são detectados com um sistema de inferência *fuzzy*, baseado em agrupamento *fuzzy c*-médias.

Assim como Zhang et al. (2010) e Mitchell et al. (2001), Mitchell et al. (2002) utilizam abordagem baseada em modelo de aparência ativa para complementar seu trabalho anterior e segmentar os ventrículos.

Dos trabalhos que utilizaram técnicas de modelos estatísticos ativos, Bai et al. (2013) propõem um modelo probabilístico que incorpora *path-based label fusion* em um *framework* de modelo estatístico ativo, utilizando o modelo Bayesiano para obter a segmentação dos ventrículos.

3.3.8 OUTRAS TÉCNICAS

Kurkure et al. (2009) propõem uma técnica baseada em mapas de afinidade *fuzzy* baseados em textura e intensidade. Esses mapas são obtidos com um método de conectividade multi-características, com utilização de abordagem baseada em programação dinâmica para detecção dos limites dos ventrículos.

Para segmentação dos ventrículos, Dreijer, Herbst e Preez (2013) apresentam uma abordagem que utiliza *Conditional Random Field* (CRF), *loopy belief propagation* e método de *Powell's*. A abordagem apresentada em (WEI et al., 2013) combina o conhecimento dos contornos do miocárdio como informação *a priori* obtida das imagens cardíacas, usando registro translacional. A técnica de segmentação proposta por Chen et al. (2006) utiliza o modelo *Mumford-Sah* aplicado em um objeto com um espaço de características que incorpora estatísticas e uma imagem de borda a um *framework* variacional.

Em (AYED; LI; ROSS, 2009b) e (AYED; LI; ROSS, 2009a), os autores apresentam uma técnica baseada em *statistical overlap prior*, na qual propõem incluir informação em uma métrica de distribuição para tentar alcançar uma distribuição na qual a discrepância entre os objetos e o fundo da imagem seja máxima. A técnica pretende obter a segmentação por envolver duas curvas em direção ao endocárdio e epicárdio do ventrículo.

Heiberg et al. (2005) utilizam uma equação modificada de *Euler-Lagrange* e Chabiniok et al. (2013) utilizam uma aproximação de área fornecida por uma equação do tipo *Allen-Cahn* para a segmentação dos ventrículos.

Em (SUINESIAPUTRA et al., 2014) os autores comparam vários métodos para segmentação do ventrículo, sendo dois automáticos (método de registro deformável e um algoritmo de floresta espaço-temporal em camada) e três semiautomáticos (rastreamento de fluxo ótico restringido pelo contorno, algoritmo de combinação de blocos e modelo assistido de ajuste do modelo cardíaco manualmente guiado por pontos). As técnicas foram aplicadas em *datasets* e comparadas entre elas seguindo algumas métricas como sensibilidade, especificidade, PPV (*positive predictive value*), NPV (*negative predictive value*) e *Jaccard*.

A abordagem proposta por Lynch, Ghita e Whelan (2006) aplica um filtro baseado em difusão para suavizar as imagens de várias fatias, precedido de uma técnica de agrupamento não supervisionado, tendo os rótulos verificados para que a cavidade do ventrículo esquerdo possa ser encontrada. A fim de refinar os resultados, a espessura do septo intraventricular é estimada com informações das bordas, sendo utilizadas para fornecer segmentos de borda do epicárdio. Esses segmentos são unidos com uma curva normal *spline*, o que provém o contorno da estrutura.

Schaerer et al. (2010) apresentam um modelo baseado em equações da dinâmica para materiais e um filtro de *Fourier*, segmentando o miocárdio do ventrículo esquerdo, além de obter a fração de ejeção e a massa da estrutura.

Zheng et al. (2008) apresentam um algoritmo que combina *marginal space learning* e *steerable features* para segmentação dos ventrículos. Mazonakis et al. (2010) implementa um método semiautomático de *Bayesian flooding* combinado com minimização dos pesos utilizando método dos mínimos quadrados e *b-splines*.

Para a segmentação do miocárdio, Rajchl et al. (2014) apresentam uma abordagem nova e hierárquica para uma estrutura de maximização de fluxo, utilizando o modelo *partially-ordered potts*.

Zuluaga et al. (2011) combinam a detecção dos níveis de densidade com máquinas de vetores de suporte (*Support Vector Machines-SVM*) para a segmentação das veias cardíacas. Goldenberg et al. (2012) combinam transformada de *Hough* e minimização de superfície ativa 3D para segmentar a aorta. Wesarg, Khan e Firlie (2006) apresentam o algoritmo *corkscrew*, que combina informações do diâmetro das veias com níveis de cinza. Um algoritmo recursivo é apresentado por Carrillo et al. (2007), que utiliza agrupamento k-médias para segmentação das veias cardíacas.

Avila-Montes et al. (2013) apresentam uma técnica de melhor caminho utilizando programação dinâmica aplicada em um espaço de *Hough* para encontrar os pontos centrais da aorta, a fim de que eles possam ser usados para traçar a aorta usando uma técnica de extração do menor caminho.

A técnica apresentada por Murphy et al. (2012) é baseada em um classificador Gaussiano espacialmente variado. Cai e Liang (2012) apresentam uma abordagem baseada em propagação de rótulos e *b-splines* para segmentação do coração como um todo.

Bajaj e Goswami (2008) utilizam computação estável *mainfold* para uma abordagem de segmentação geométrica. Diversas estruturas cardíacas são segmentadas: ventrículos esquerdo e direito, átrios esquerdo e direito, aorta, e artérias pulmonares.

No trabalho desenvolvido por Cai et al. (2011) é apresentada uma técnica que utiliza transformação afim, *b-splines* cúbicos e informação mútua normalizada para segmentação do coração. Ecabert et al. (2011) apresentam uma abordagem utilizando segmentação tubular curta e transformada de *Hough*. Zhuang et al. (2010) utiliza em sua abordagem registro afim local e deformação livre de forma.

Uma técnica de detecção de bordas chamada busca simulada é apresentada por Peters et al. (2010) para a segmentação das quatro válvulas, o miocárdio e as grandes veias. A técnica toma qualquer função de detecção de borda e calcula o erro baseado em informações geográficas estimadas das estruturas. O método desenvolvido por Grasland-Mongrain, Peters e Ecabert (2010) utiliza transformada de *Hough* em sua abordagem para segmentar diversas estruturas.

3.4 LIMITAÇÕES DAS TÉCNICAS

Os autores de todos os trabalhos apresentados levantaram diversos aspectos a serem considerados durante a implementação de suas técnicas, sejam limitações ou dificuldades. A Tabela 1 sumariza as limitações encontradas. Sobre os tópicos da tabela:

1. Qualidade da imagem: corresponde a problemas com valores extraídos da imagem, além de dificuldades com filtros, entre outros;
2. Presença de anomalias/patologias: presença de anomalias ou patologias nas estruturas;

3. Avaliação das abordagens: correspondem a casos nos quais o teste não foi possível ser conduzido, não produziu os resultados esperados ou foi necessária interação manual.
4. Limitações técnicas: dependência ou dificuldade de parametrização, dependência forte de passos anteriores, funcionamento limitado;
5. Limitações no *dataset*: poucos exemplos, falta de diversidade nos exemplos, ausência de modalidades diferentes de imagens;
6. Custo computacional: refere-se a tempo ou complexidade de implementação ou da técnica, entre outros;
7. Variação das estruturas: variação da forma da estrutura anatômica independentemente de sua causa.

Tabela 1 – *Resumo das limitações apontadas pelos trabalhos.*

Limitação	Trabalhos
1	(GAO et al., 2013) (LEE et al., 2009) (PHAM et al., 2014) (TSADOK et al., 2013) (MAHAPATRA, 2013b) (MAHAPATRA, 2013a) (CHABINIOK et al., 2013) (AMMAR et al., 2012) (ZHU; KANG; BIROS, 2013) (KADIR et al., 2012) (HAUTVAST et al., 2006) (CHO; BENKESER, 2006) (O'BRIEN; GHITA; WHELAN, 2011)
2	(ZHOU et al., 2012) (CARRILLO et al., 2007) (AVILA-MONTES et al., 2013) (DREIJER; HERBST; PREEZ, 2013) (WANG; SMEDBY, 2010) (ZULUAGA et al., 2011) (GROSGEORGE et al., 2011) (HOSNTALAB et al., 2012)
3	(ZHAO et al., 2009) (WESARG; KHAN; FIRLE, 2006) (SUINESIAPUTRA et al., 2014) (HUANG et al., 2011) (FURBER et al., 1998) (FLEUREAU et al., 2008) (HEIBERG et al., 2005)
4	(BAI et al., 2013) (SCHAERER et al., 2010) (FOLKESSON et al., 2008) (CHEN et al., 2006) (ASSEN et al., 2006) (TSAI et al., 2003) (HARIS; STRINTZIS, 1996) (MAZONAKIS et al., 2010) (LEE et al., 2010) (O'DONNELL et al., 2006) (WANG et al., 2008) (TRAN; PHAM; SHYU, 2013) (PHAM et al., 2014) (CHO; BENKESER, 2006)
5	(WEI et al., 2013) (SJÖGREN et al., 2012) (ZHANG et al., 2010) (MITCHELL et al., 2001) (JOLLY, 2006) (MULLICK; EZQUERRA, 1995) (HERMENT et al., 1998) (ZHENG et al., 2008)
6	(AYED; LI; ROSS, 2009b) (AYED; LI; ROSS, 2009a) (IBRAGIMOV et al., 2012) (WOO et al., 2013) (ZHUANG et al., 2010)
7	(MURPHY et al., 2012) (WU; WANG; JIA, 2013) (ZHENG et al., 2014) (LIU; WU; WANG, 2009) (PARAGIOS, 2002) (PARAGIOS, 2003) (AYED et al., 2009) (MITCHELL et al., 2002)

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Como destaque, o que é mais reportado pelos autores são dificuldades com a variação na forma da estrutura. Isso pode ser causado pelo fato de que muitas das técnicas fazem predições ou suposições sobre as estruturas. E, por serem estruturas anatômicas, a variabilidade é muito grande. Adicionalmente podem existir casos muito raros e únicos, que não podem ser previstos para serem incorporados em modelos ou técnicas.

3.4.1 QUALIDADE DA IMAGEM

Gao et al. (2013) citam que o valor de limiarização da técnica proposta varia para cada conjunto de imagens e que não pode ser aplicada para imagens de pacientes com miocardias. Em (SUNDARESWARAN et al., 2009), a qualidade da segmentação depende da qualidade das imagens. Os autores de (PHAM et al., 2014) citam problemas com o fundo das imagens e oclusões das estruturas ou parte delas.

Lee et al. (2009) citam que as dificuldades encontradas foram a distribuição irregular do sangue no miocárdio, áreas muito brilhantes dentro do miocárdio, diferença da intensidade insignificante entre o miocárdio e os órgãos adjacentes, o que impediu a identificação da borda do epicárdio. E, ainda, a suavização do epicárdio levou a ignorar miocárdios com texturas complexas.

Limitações citadas em (TSADOK et al., 2013) incluem a qualidade ruim das imagens além de artefatos inesperados que podem resultar em uma segmentação com pouca acurácia no primeiro *frame*, que se propaga para todos os outros. Em (MAHAPATRA, 2013b) e (MAHAPATRA, 2013a), o autor aponta que em sua técnica a acurácia varia de acordo com a informação de intensidade que se obtém da imagem. Grosgeorge et al. (2013) apontam problemas com o espaço entre as fatias, que causa interferências no desempenho da técnica.

Chabiniok et al. (2013) afirmam que a qualidade do *dataset* impossibilitou uma abordagem totalmente automática. Ammar et al. (2012) apontaram problemas com as heterogeneidades da intensidade da imagem, dificuldade também apontada em (ZHU; KANG; BIROS, 2013), que ainda aponta problemas com a variação na espessura do miocárdio dos ventrículos. Ambas dificuldades foram apontadas também no trabalho desenvolvido em (KADIR et al., 2012).

As limitações apontadas em (HAUTVAST et al., 2006) consideram problemas na aquisição das imagens que, em alguns casos, as informações de borda do ventrículo se

encontram em apenas algumas fatias, as quais podem conter ruídos dificultando a eficiência da técnica. Esta limitação também é citada em (CHO; BENKESER, 2006).

Outros autores que citaram problemas com a qualidade das imagens em seus resultados, mencionam que os erros em sua técnica foram causados por informação de gradiente difusa ou ausente (O'BRIEN; GHITA; WHELAN, 2011).

3.4.2 PRESENÇA DE ANOMALIAS/PATOLOGIAS

Zhou et al. (2012) citam como limitações que, apesar da boa acurácia de sua técnica, ela ainda não segmenta a árvore arterial de forma totalmente automática por conta de vários ruídos como calcificações, placas suaves não calcificadas, e outras estruturas. Da mesma forma, Carrillo et al. (2007) citam que o algoritmo desenvolvido falha quando as veias possuem estenoses severas, e diferenças de tamanho e intensidade entre os ramos. Já Avila-Montes et al. (2013) afirmam que seu método não consegue detectar a presença de aortas dissecadas, assim como não consegue segmentar todas as partes de uma aorta dissecada.

Dreijer, Herbst e Preez (2013) reportam que os maiores erros ocorreram em imagens cardíacas nas quais os pacientes possuíam hipertrofia, que faz com que o sangue não apareça em algumas fatias, o que ocorreu porque a técnica considerava que o contorno interno sempre estaria presente em todas as imagens.

Os trabalhos desenvolvidos em (WANG; SMEDBY, 2010) e (ZULUAGA et al., 2011) apontam que em alguns casos a técnica proposta pode falhar se a veia estiver muito perto de um ventrículo com alta intensidade, ou se está conectada com o ventrículo por alguma calcificação ou outro problema. Os autores de (GROSSEGEORGE et al., 2011) e (HOSNTALAB et al., 2012) citam que seus resultados foram produzidos apenas com pacientes saudáveis, que possuem imagens com as estruturas bem definidas, o que não ocorreu com a maioria dos autores.

3.4.3 AVALIAÇÃO DAS ABORDAGENS

Zhao et al. (2009) afirmam que abordagem proposta não pôde ser verificada para todos os casos possíveis por conta da falta de um padrão de testes na literatura para

avaliar o comportamento da técnica desenvolvida. Em (WESARG; KHAN; FIRLE, 2006), a pouca quantidade de imagens para teste foi considerada uma limitação.

Os autores de (SUINESIAPUTRA et al., 2014) propuseram adicionar avaliadores para ampliar o consenso sobre a segmentação, mas não conseguiram adicionar uma quantidade significativa. Eles afirmam que adicionar mais avaliadores melhoraria os resultados. Huang et al. (2011) citam como limitação que sua técnica ainda necessita de demarcações manuais em alguns casos extremos. Vale notar que o excesso delas pode inviabilizar uma aplicação real como citado em (FURBER et al., 1998), em que os autores apontam que a utilidade clínica de sua técnica é difícil, uma vez que é necessária interação manual nos contornos de todas as imagens, sendo que um exame típico pode gerar de 160 a 200 imagens.

Fleureau et al. (2008) citam como limitações de seu trabalho o baixo número de pacientes no *dataset* com qual os testes foram conduzidos e a falta de comparação com outras técnicas de segmentação. Os autores de (HEIBERG et al., 2005) citam que os resultados não foram satisfatórios sem correções manuais para as imagens de gradiente eco.

3.4.4 LIMITAÇÕES TÉCNICAS

Os autores de (BAI et al., 2013) afirmam que ao fixar um termo de sua função de custo, para tornar o problema mais simples, a solução pode não convergir em alguns casos. Em (SCHAERER et al., 2010) é citado que a técnica proposta tem sua acurácia variando de acordo com o quão bem o parâmetro de contração combina com o de espessura do ventrículo esquerdo, assim como, em (FOLKESSON et al., 2008), no qual a acurácia varia de acordo com a posição do miocárdio, com relação aos exemplos testados. Para os autores de (SUNDARESWARAN et al., 2009) a qualidade da segmentação depende do primeiro passo, que consiste na aplicação de filtros e da escolha das constantes. Os autores de (HARIS; STRINTZIS, 1996) afirmam que em sua técnica o número de segmentos inicialmente identificados interfere no resultado final da abordagem.

Os autores de (PHAM et al., 2014) citam problemas com bordas, dependendo da parametrização. Tran, Pham e Shyu (2013) também citam problemas com a parametrização, afirmando que para alguns valores baixos do parâmetro de peso sua técnica não consegue lidar com oclusões e ruídos, o que não ocorre com valores mais altos.

Chen et al. (2006) afirmam que para segmentar estruturas com formas mais complexas existe a necessidade de incorporar estatísticas não-lineares à proposta que apresentaram. Assen et al. (2006) também comentam sobre estatísticas. Eles afirmam que constantes estatísticas muito rígidas aumentaram o erro da técnica proposta. Ainda, a amostra de treinamento não foi estudada para analisar sua dimensionalidade, o que pode ter interferido nos resultados. Em (TSAI et al., 2003) os autores afirmam que o resultado de sua técnica depende muito do quão bem conduzidas são as estatísticas escolhidas para distinguir as diversas regiões dada uma imagem.

Os autores de (MAZONAKIS et al., 2010), (LEE et al., 2010) e (O'DONNELL et al., 2006) citam que sua técnica necessita de pequenas correções manuais ocasionalmente em algumas das imagens. Enquanto na técnica desenvolvida em (WANG et al., 2008) a limitação foi a baixa performance quando comparada com outras técnicas. Em (CHO; BENKESER, 2006), os autores mencionam que as variações do fluxo sanguíneo durante o ciclo cardíaco trouxeram queda de desempenho para a técnica proposta.

3.4.5 LIMITAÇÕES NO *DATASET*

Os autores de (WEI et al., 2013) e (SJÖGREN et al., 2012) citam a não utilização de uma amostra de testes e uma amostra de treinamento como limitação. Zhang et al. (2010) citam que uma das limitações do seu trabalho foi que a técnica foi testada com uma população pequena de imagens. Mitchell et al. (2001) apontam que o modelo foi treinado apenas com imagens de ventrículos no fim da diástole, o que foi considerado uma limitação. Em (JOLLY, 2006) é citado como limitação que a técnica é restrita apenas a imagens 2D.

Mullick e Ezquerro (1995) apontam que a variação dos *datasets* colaborou para os casos que não apresentaram resultados satisfatórios. Os autores de (HERMENT et al., 1998) citam pequenas diferenças nos contornos dos endocárdios prejudicaram os resultados. Em (ZHENG et al., 2008), o *dataset*, apesar de conter contornos feitos por vários autores, possui apenas um contorno em cada imagem.

3.4.6 CUSTO COMPUTACIONAL

O custo computacional da técnica desenvolvida nos trabalhos (AYED; LI; ROSS, 2009b) e (AYED; LI; ROSS, 2009a) aumenta conforme são adicionadas atualizações sobre a distribuição dentro da curva em cada iteração.

O trabalho de Ibragimov et al. (2012) aponta como limitação que a abordagem utilizada necessita de um custo computacional elevado. Em (ZHUANG et al., 2010), os autores citam que o tempo de processamento foi considerado elevado. No trabalho desenvolvido em (WOO et al., 2013), os autores citam diversos contornos que tiveram que adicionar para aprimorar a técnica e ampliar sua eficiência, o que aumentou consideravelmente sua complexidade.

3.4.7 VARIAÇÃO DAS ESTRUTURAS

Murphy et al. (2012) afirmam que os casos que apresentaram uma segmentação inadequada são atribuídos à variação na forma das estruturas. Wu, Wang e Jia (2013) citam que sua técnica é limitada a estruturas com uma forma bem definida circularmente. Zheng et al. (2014) citam problemas de sua técnica ao lidar com variações anatômicas raras.

No trabalho de Liu, Wu e Wang (2009) algumas abordagens apresentaram problemas com pontos críticos, não produzindo os resultados esperados com o endocárdio e o epicárdio que foi confundido com outras estruturas próximas. Em (PARAGIOS, 2002) e (PARAGIOS, 2003), o autor cita que não consegue detectar estruturas sozinhas que possuem topologias diferentes.

Ayed et al. (2009) apontam a dificuldade de distinguir entre o miocárdio e os tecidos conectivos da base do coração representados na imagem como limitação de sua técnica. Mitchell et al. (2002) citam que a técnica pode ser utilizada porque a parametrização foi facilitada pela baixa complexidade do ventrículo esquerdo, o que não ocorre com outras estruturas.

3.5 PANORAMA GERAL DA REVISÃO

Com os resultados e dados apresentados é possível fazer algumas inferências sobre a revisão. Um primeiro fato a se notar é que grande parte dos trabalhos se propõe a segmentar o ventrículo, ou estruturas relacionadas aos ventrículos, como miocárdio, endocárdio e epicárdio. Essa estrutura é citada por diversos autores como sendo uma que possui diversos problemas que podem ser identificados por meio de técnicas de segmentação, o que justifica a escolha.

Os trabalhos que apresentaram técnicas para o miocárdio e para veias cardíacas não apresentaram abordagens que tivessem técnicas em comum para a mesma estrutura. Isso pode ter ocorrido não só por conta da maior complexidade dessas estruturas, mas também pelo número menor de trabalhos que se propõem a resolver esse problema, o que poderia confirmar a maior dificuldade em trabalhar com as estruturas, como os trabalhos (AYED et al., 2009), (WANG; SMEDBY, 2010), (ZULUAGA et al., 2011) apontam.

Esta revisão concentrou-se nos trabalhos que usam imagens de RMN ou TC como entrada de dados para segmentação. Apesar de não fazer parte do escopo desta pesquisa a discussão sobre vantagens e desvantagens de cada modalidade, os resultados indicam que em torno de 70% dos trabalhos empregou imagens de RMN. Tal fato fornece indícios de maior disponibilidade ou maior preferência por esta modalidade.

Outro destaque diz respeito para o número de trabalhos que não apresentam produto final: mais de 80% do total. Isso pode-se dever ao fato de os trabalhos estarem em andamento e o enfoque do trabalho foi dado na técnica porque possivelmente não havia um produto final para a divulgação ou a indicação de aplicação clínica da técnica. Entretanto, em vários dos artigos incluídos não foi possível verificar o panorama com relação a esse aspecto, o que pode ser considerado uma lacuna na área. Talvez este fato indique que as técnicas ainda não estejam produzindo resultados suficientemente aceitáveis para que haja transferência de tecnologia para a sociedade.

3.6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este capítulo apresentou uma revisão sobre técnicas de segmentação de imagens cardíacas com enfoque nas estruturas que elas segmentam.

Foi possível identificar que a maioria dos trabalhos segmenta estruturas relacionadas aos ventrículos, utilizando, em sua maioria, abordagens adaptadas de técnicas tradicionais da área de PI, como limiarização, contornos ativos e *level set*.

O que é tido como conclusão desta revisão é que a construção de uma nova técnica, ou implementação de alguma das citadas deve levar em consideração que adaptações são necessárias, como os próprios trabalhos indicam, visto que não foram encontrados trabalhos com abordagens exatamente iguais, devido à variabilidade das imagens médicas reais e do número de casos diferentes.

4 SEGMENTAÇÃO DO VENTRÍCULO ESQUERDO EM IMAGENS CARDÍACAS DE RMN

Imagens médicas contêm informações anatômicas e funcionais relevantes, refletindo de forma adequada e realista o estado do corpo humano. São em muitos casos o ponto de partida para a avaliação clínica de um paciente. Os avanços tecnológicos têm contribuído para o desenvolvimento de técnicas de processamento de imagens de forma a auxiliar no diagnóstico e prognóstico de doenças cardíacas.

Com base na revisão da literatura, o endocárdio do ventrículo esquerdo foi escolhido para ser a estrutura segmentada, pois alterações no seu formato são indicativas de diversas doenças, entre elas a Insuficiência Cardíaca Congestiva, que será objeto de estudo no presente trabalho. Identificá-lo de forma satisfatória pode contribuir com o auxílio ao diagnóstico.

Para os testes da técnica de segmentação foi utilizada uma base de imagens cardíacas com imagens provenientes do Instituto do Coração (INCOR-USP), fornecidas pelo Professor Dr. Carlos Eduardo Rochitte, professor responsável pelo setor de Ressonância e Tomografia Cardiovascular do Instituto do Coração (INCOR) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP). Essa base contém conjuntos de imagens de Ressonância Magnética de pacientes normais e de pacientes com ICC. Cada paciente possui um conjunto de, em média, 10 imagens provenientes de um exame. A equipe do INCOR forneceu, ainda, imagens manualmente segmentadas, conhecidas como imagens *ground truth*, contendo delimitações do endocárdio e do epicárdio para os experimentos serem conduzidos.

Para resumir a abordagem proposta, o diagrama na Figura 22 mostra a sequência de passos para segmentar todas as imagens de um mesmo paciente.

Figura 22 – Diagrama mostrando a sequência de passos até a segmentação.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Antes do procedimento de segmentação, é necessária a definição dos melhores casos de cada exame. Essa etapa envolve a escolha de uma imagem para cada exame, aquela com melhor contraste, uma imagem que representasse o conjunto e que tenha o contorno do endocárdio do ventrículo esquerdo melhor definido. A Figura 23 exemplifica uma imagem com contraste adequado e uma do mesmo paciente com contraste considerado aquém do necessário.

(a) Exemplo de imagem com o contraste do ventrículo adequado.

(b) Exemplo de imagem com o contraste do ventrículo aquém do necessário.

Figura 23 – *Imagens do exame de um mesmo paciente, comparando o contraste do ventrículo.*

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Com os melhores casos definidos, eles são exibidos, cada um por vez, ao usuário para que ele possa identificar onde estava o ventrículo esquerdo na imagem. A Figura 24 mostra a janela de interação com usuário para recorte do ventrículo.

Figura 24 – *Exemplo de interação com sistema para recorte da região com ventrículo.*

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

O pré-processamento procurou melhorar os contornos da estrutura de interesse com a técnica de equalização, utilizando o histograma, sendo aplicada. A Figura 25 mostra um exemplo de aplicação da técnica.

(a) Imagem original

(b) Exemplo de imagem com equalização aplicada.

Figura 25 – Exemplo de aplicação de equalização para melhorar o contorno do ventrículo.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Com os contornos bem definidos o próximo passo é tornar a imagem binária para que ela pudesse receber o procedimento de linhas radiais, que considera informações de cor dos *pixels* para encontrar a borda, como exemplificado pela Figura 26. Este procedimento é necessário para eliminar ruídos remanescentes do passo de equalização e para deixar a imagem com *pixels* de apenas duas cores.

(a) Imagem original

(b) Exemplo de imagem binarizada.

Figura 26 – Exemplo de aplicação da binarização para melhorar o contorno do ventrículo.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Os demais passos consistem em aplicar o procedimento de linhas radiais e em seguida propagar os resultados utilizando uma técnica de contornos ativos. Esses passos são detalhados nas seções seguintes.

4.1 PRIMEIRA FASE: SEGMENTAÇÃO DOS MELHORES CASOS

O procedimento de linhas radiais pretende detectar a borda do endocárdio do ventrículo esquerdo por meio dos passos apresentados no fluxograma da Figura 27.

Figura 27 – Fluxograma com os passos do procedimento de linhas radiais.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Conforme os passos indicados, após a definição do ponto central, considerando as dimensões do recorte previamente realizado como entrada manual, cada *pixel* na imagem será verificado, para averiguar se existe é um *pixel* de borda.

Como o procedimento considera testar *pixels* dentro do raio de um círculo, os *pixels* são identificados considerando posições relativas ao seno e cosseno. Já o ângulo que o seno e cosseno variam indica a frequência de pontos que serão verificados.

A Figura 28 mostra um exemplo da evolução do procedimento de linhas radiais. Nesta figura, as linhas em laranja indicam os *pixels* que foram visitados antes de se encontrar um *pixel* de borda. Estes *pixels* estão coloridos apenas para exemplificar o procedimento. Ainda, nas imagens 28(a) e 28(b) a frequência de variação dos ângulos é menor do que a utilizada para o resultado final (29(b)), e elas foram obtidas em passos diferentes do algoritmo. Já na Figura 29 a frequência utilizada foi a que se mostrou mais adequada para o resultado final (29(b)), ao lado da versão com os pontos que não são bordas coloridos (29(a)).

(a) Freq. $\hat{\text{ângulo}} = 10$; passo: $\hat{\text{ângulo}} = 60^\circ$.

(b) Freq. $\hat{\text{ângulo}} = 10$; passo: $\hat{\text{ângulo}} = 360^\circ$.

Figura 28 – Exemplo de evolução do procedimento de linhas radiais.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

(a) Freq. $\hat{\text{ângulo}} = 0.5$; passo: $\hat{\text{ângulo}} = 360^\circ$.

(b) Freq. $\hat{\text{ângulo}} = 0.5$; passo: $\hat{\text{ângulo}} = 360^\circ$; não colorida.

Figura 29 – Exemplo do procedimento de linhas radiais com parâmetros finais.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

A frequência de variação do ângulo é o parâmetro mais importante desta etapa, uma vez que uma frequência muito pequena pode fazer com que poucos pontos de borda sejam encontrados, ao passo que uma frequência muito grande pode fazer com que os pontos ultrapassem a borda.

4.2 SEGUNDA FASE: PROPAGAÇÃO DA SEGMENTAÇÃO PARA TODOS OS FRAMES

Para a propagação entre os demais *frames* é utilizado como entrada a segmentação do *frame* anterior. A Figura 30 exemplifica como os resultados são propagados e utilizados.

O *frame* inicial (*frame* x) recebe a segmentação por linhas radiais, após passar por pré-processamentos (equalização e binarização). Essa segmentação se torna uma máscara que é passada como entrada para um método de CA, abordado a seguir, que provém a segmentação do *frame* $x+1$ e do *frame* $x-1$. A segmentação do *frame* $x+1$ é passada com máscara para a segmentação do *frame* $x+2$, assim como acontece com o *frame* $x-1$ passando para o *frame* $x-2$ até que não haja mais *frames* para segmentar.

A principal técnica empregada neste passo é a técnica de contornos ativos (CA) apresentada por (CHAN; VESE, 2001) e implementada no *Matlab*. Segundo (CHAN; VESE, 2001) sua técnica, baseada em técnicas de evolução de curvas, *Mumford-Sah* e *level set*, identifica objetos cujas bordas não estejam definidas por gradientes, e tem seu funcionamento aprimorado com o aumento das interações.

Uma parametrização desta técnica foi criada por (CASELLES; KIMMEL; SAPIRO, 1997) e implementada na mesma função, com o parâmetro “*edge*”. A técnica de (CASELLES; KIMMEL; SAPIRO, 1997) é baseada em contornos ativos evoluindo com o tempo e considerando informações geométricas da imagem, permitindo que o contorno possa tanto expandir, quanto contrair, ao contrário da abordagem de (CHAN; VESE, 2001).

A técnica de CA recebe como parâmetro de entrada uma imagem binária que é considerada como uma máscara (Figura 31), com o objetivo de encontrar, na imagem sob processamento, o contorno mais próximo à máscara recebida.

Frame X-2
	1. Imagem original	2. Máscara seg. Frame X - 1	3. Saída contornos ativos	4. Segmentação (contornos ativos)
Frame X-1
	1. Imagem original	2. Máscara seg. Frame X	3. Saída contornos ativos	4. Segmentação (contornos ativos)
Frame X
	1. Imagem original	2. Equalização	3. Binarização	4. Segmentação (linhas radiais)
Frame X + 1
	1. Imagem original	2. Máscara seg. Frame X + 1	3. Saída contornos ativos	4. Segmentação (contornos ativos)

Figura 30 – Exemplo de sequência de imagem mostrando a propagação e resultados da técnica de contornos ativos.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

(a) Segmentação do frame x .

(b) Primeira etapa para criação da máscara do frame x .

(c) Máscara de entrada para técnica de CA do frame $x+1$, vinda do frame x .

Figura 31 – Exemplo de máscara criada a partir da segmentação de um frame x .

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Para criar a máscara de um *frame* x , todos os pontos da segmentação do *frame* x (31(a)) são passados para o *frame* $x+1$ e são coloridos em uma nova imagem preta como *pixels* brancos, o que gera um contorno em branco (31(b)). Depois este contorno é preenchido para obter a máscara (31(c)).

Existem alguns casos que a técnica de contornos ativos não consegue encontrar um resultado bom porque a máscara não está fechada ou porque não está próxima o suficiente do contorno desejado. Nesses casos há um deslocamento da máscara de acordo com o tamanho do resultado, conforme exemplificado na Figura 32. Se a área do resultado for muito maior que da máscara, a máscara é deslocada e o método é executado novamente. Se o resultado permanecer muito maior, o resultado da segmentação anterior é considerado como resultado desta segmentação, por fornecer uma aproximação melhor do que o resultado anterior.

Figura 32 – Exemplos de influência do deslocamento na máscara para dois frames seguidos.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

4.3 MÉTRICAS UTILIZADAS PARA AVALIAÇÃO

Para verificar a qualidade da segmentação é possível calcular algumas métricas: *overlap*, acurácia e erro.

A métrica *overlap* considera a razão entre a área da intersecção entre a imagem segmentada e a imagem considerada como *ground truth* e a união dessas duas imagens, conforme a equação 3 apresenta. O *ground truth* é uma imagem cuja segmentação é considerada correta, normalmente fornecida por um especialista na área. No caso do

presente trabalho, o *ground truth* é a imagem segmentada manualmente pelo especialista. Assim, caso as imagens sejam iguais, a razão deve ser 1, e quanto mais próximo desse valor melhor é considerado o desempenho da técnica.

$$Overlap = \frac{AreaSegmentada \cap AreaManual}{AreaSegmentada \cup AreaManual} \quad (3)$$

A implementação utilizada considera o número de *pixels* com a cor proveniente da segmentação (vermelha) e o compara com o número de *pixels* com a mesma cor na imagem considerada como *ground truth*, considerando a razão entre os números o *overlap*. Entretanto, essa comparação traria uma razão entre os perímetros de cada estrutura em cada imagem. Para que a área resultante da segmentação fosse considerada no cálculo do *overlap*, toda a região interna da borda segmentada foi preenchida com a cor da borda.

Outras medidas podem ser calculadas a partir de valores obtidos do cálculo do *overlap*. Considera-se como verdadeiros positivos (VP) os *pixels* pertencentes à estrutura que estão nas duas imagens: a segmentada e a *ground truth*; já os verdadeiros negativos (VN) são os que não pertencem a estrutura que são comuns nas duas imagens; os falsos positivos (FP) são os *pixels* pertencentes à estrutura que estão apenas na imagem segmentada e não no *ground truth*; e os falsos negativos (FN) são os que não pertencem à estrutura só na imagem segmentada, mas no *ground truth* pertencem à estrutura. Baseados nesses valores pode-se calcular as taxas de acurácia e erro.

A acurácia é uma medida de precisão que verifica a proporção de *pixels* definidos como corretos sobre o total de *pixels*. Ela pode ser calculada conforme a equação 4.

$$Acc = \frac{VP+VN}{VP+FN+FP+VN} \quad (4)$$

Já a taxa de erro é a proporção de *pixels* definidos como incorretos, sobre o total de *pixels*, conforme a equação 5.

$$Err = \frac{FP+FN}{VP+FN+FP+VN} \quad (5)$$

Estas métricas foram calculadas e são apresentadas no capítulo 5 que apresenta e discute os resultados da segmentação.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

As técnicas foram aplicadas em uma base de imagens fornecida por um especialista da área médica. Esta base de imagens contém 23 pacientes dos quais 9 possuem ICC e 14 não possuem ICC. As imagens dos pacientes com ICC possuem 512x512 de tamanho e as imagens de pacientes sem ICC possuem 1892x913. Todas as imagens estão no formato *JPEG*, e para cada paciente há uma média de 10 *frames*. A Figura 33 mostra alguns exemplos de imagens da base de dados de pacientes com ICC e a Figura 34 mostra imagens de pacientes sem ICC.

(a)

(b)

(c)

Figura 33 – Exemplo de imagens da base de dados de pacientes com ICC .

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

(a)

(b)

(c)

Figura 34 – Exemplo de imagens da base de dados de pacientes sem ICC .

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Com relação ao conjunto de imagens de *ground truth*, ele foi obtido a partir da base de dados tendo duas estruturas delimitadas manualmente pelos especialistas, o endocárdio (contorno em vermelho) e o epicárdio (contorno em verde). A Figura 35 mostra algumas imagens do conjunto de imagens *ground truth*.

Figura 35 – Exemplo de imagens do conjunto de *ground truth*.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

5.1 RESULTADOS DAS TÉCNICAS

Para conduzir o experimento e verificar os resultados da técnica de segmentação cardíaca assim como da propagação entre os *frames* algumas decisões foram tomadas. Os conjuntos de imagens de cada paciente são agrupados da seguinte forma: casos com a condição clínica de ICC e casos normais. Para cada um desses casos são apresentados exemplos gráficos, as métricas calculadas e a discussão sobre eles. A seção a seguir realiza algumas considerações sobre a sequência e execução do experimento, a seção 5.1.2 mostra os resultados dos experimentos com os casos com ICC e a seção 5.1.3 mostra os casos normais.

5.1.1 EXPERIMENTO DA SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS CARDÍACAS

Uma das métricas mais utilizadas para avaliação da segmentação se dá por meio da comparação entre as imagens segmentadas e as imagens manualmente segmentadas por

um especialista na área. Para o cálculo das métricas, citadas no capítulo 4, os seguintes procedimentos foram tomados, explicados nos parágrafos a seguir:

- fixação de área para encontrar o ventrículo;
- definição de parâmetros para o método de CA utilizado;
- execução da segmentação para todos os pacientes;
- cálculo das métricas;

Sobre os procedimentos para os experimentos, é necessário acrescentar que a fixação da área de recorte do ventrículo foi necessária para que os resultados fossem gerados com a mesma entrada, para que eles pudessem ser comparáveis. Além disso, o *overlap* é apresentado como porcentagem apenas para melhor visualização.

Outra consideração que se faz necessária é acerca de imagens que o especialista não delimitou o contorno do ventrículo, pois o ventrículo não está com as bordas bem definidas conforme as figuras 36 e 37 exemplificam.

Ainda, na maioria dos casos os *frames* que não foram segmentados pelo especialista foram os *frames* iniciais ou finais, não acarretando grandes consequências para o resultado final. No entanto, quando um *frame* não segmentado não está nas pontas ele pode propagar seu resultado para os demais, fazendo com que a qualidade da segmentação perca qualidade. Isso acontece porque, conforme explicado no capítulo anterior, o resultado da segmentação de um *frame* é propagado para a imagem imediatamente seguinte ou anterior do conjunto de *frames* que compõem um exame. Um valor que é destacado nas tabelas deste capítulo é relativo ao *overlap* do *frame* que recebe a primeira segmentação, oriunda da primeira fase da técnica, a do procedimento de linhas radiais (seção 4.1). Ele é considerado importante porque impacta na qualidade da segmentação de todos os demais *frames*.

Conforme apresentado na seção 4.2, a técnica de CA possui parâmetros diferenciados, que foram utilizados para se testar e comparar os resultados entre a abordagem proposta por (CASELLES; KIMMEL; SAPIRO, 1997) com os melhores resultados obtidos com a abordagem utilizada para a segmentação (método Chan-Vese (CHAN; VESE, 2001)). Assim, os resultados são apresentados seguindo a variação no número de interações e a abordagem proposta pelos dois autores.

Ainda, para melhor organização e discussão dos resultados, os casos serão agrupados de acordo com a característica da base de dados, considerando-se dois conjuntos distintos

(casos com e sem ICC), visto que a deformação existente em casos com a doença pode influenciar nos resultados da segmentação.

Figura 36 – Exemplos de imagens manualmente segmentadas.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Figura 37 – Exemplos de imagens que não puderam ser manualmente segmentadas.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

5.1.2 RESULTADOS DOS EXPERIMENTOS DOS CASOS COM ICC

Como resultados gerais, na tabela 2 foi calculado o *overlap* médio, a acurácia média e o erro médio para todos os *frames* de todos os casos de pacientes com ICC. Apesar da

média para todos os casos não ter chegado a 50%, em apenas dois deles o *overlap* ficou abaixo da média, como pode ser visto na tabela com os resultados de todos os *frames* (tabela 3). Outro valor que destaca-se é a média dos melhores *frames*, que ficou acima da média para o conjunto completo.

Tabela 2 – Resultados de métricas para todos os frames e para os melhores frames de pacientes com ICC, em valores médios.

	Métricas		
Frames	ovlp	acc	erro
todos	44,04%	98,91%	1,09%
melhores	69,62%	99,30%	0,70%

Ao detalhar os resultados da técnica de segmentação para todos os *frames* nos casos de pacientes com casos de ICC, a tabela 3 mostra os valores médios de *overlap* obtidos. Nesta tabela os valores em negrito representam o primeiro *frame* do conjunto, o que obteve a segmentação do procedimento de linhas radiais. As marcações com “-” indicam que não há aquela quantidade de *frames* para aquele paciente.

Tabela 3 – Resultados de overlap para todos os frames de pacientes com ICC.

	Paciente								
Frame	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	9,82%	27,28%	68,18%	0,00%	50,40%	18,34%	17,78%	0,00%	4,99%
2	37,61%	58,49%	0,00%	33,50%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	10,58%
3	72,79%	76,66%	2,39%	36,50%	21,57%	47,83%	0,00%	67,95%	19,37%
4	65,93%	66,67%	20,51%	62,40%	42,16%	61,16%	35,68%	62,78%	25,07%
5	72,62%	68,35%	41,89%	33,78%	56,41%	85,04%	33,09%	77,39%	24,99%
6	73,38%	82,03%	59,17%	27,01%	73,01%	76,55%	36,97%	72,91%	25,82%
7	73,02%	79,54%	75,76%	24,49%	79,83%	71,82%	39,34%	67,76%	20,88%
8	86,21%	82,35%	81,01%	21,02%	87,01%	70,04%	38,68%	52,75%	-
9	57,33%	0,00%	71,72%	11,49%	76,17%	52,69%	32,81%	40,42%	
10	-	-	62,33%	3,19%	75,61%	42,78%	25,91%	23,28%	-
11	-	-	70,04%	-	-	-	19,34%	-	-
Média	60,97%	60,15%	50,27%	25,34%	56,22%	52,62%	25,42%	46,52%	18,81%

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Para os resultados dos pacientes com ICC pode-se notar que a menor média de *overlap*, 18,81%, já supera a maior média em comparação com os pacientes normais (12,93%). O primeiro valor que destaca-se é a menor frequência de porcentagens igual a 0%. Em seguida, na maioria dos casos pelo menos uma imagem do conjunto foi segmentada com cerca de 80% ou mais de *overlap*.

Sobre o procedimento de linhas radiais, os valores apresentados apontam que em todos os casos o valor obtido foi maior que a média do conjunto, e que na maioria dos casos o valor foi superior a 60%, tendo alguns casos em que a imagem segmentada com esse procedimento foi a melhor do conjunto inteiro.

Tanto a menor média de *overlap* quanto a maior do conjunto de casos para pacientes com ICC foram superiores, quando comparadas com a maior e menor de pacientes normais. O maior *overlap* de um paciente foi de 86,21%.

Considerando todos os *frames* para pacientes com ICC, a quantidade de valores de *overlap* acima ou igual a 50% foi de 43 *frames*, de 87 analisados.

Também foi conduzida a comparação entre a parametrização da técnica de contornos ativos e os resultados dos dois melhores casos da segmentação de pacientes com ICC. A tabela 4 apresenta os valores obtidos.

Tabela 4 – Comparação entre resultados da parametrização da técnica de CA em pacientes com ICC. Legenda: N= número de interações; *ovpMx*= *overlap Max.*; *ovpM*= *overlap médio*; *ovpD*= *overlap desvio-padrão*; *acc*= *acurácia*; *err*= *erro*. Em valores médios.

Parâmetros	Paciente A					Paciente B				
	<i>ovpMx</i>	<i>ovpM</i>	<i>ovpD</i>	<i>acc</i>	<i>err</i>	<i>ovpMx</i>	<i>ovpM</i>	<i>ovpD</i>	<i>acc</i>	<i>err</i>
N= 50	86,21%	59,46%	26,52%	99,42%	0,58%	82,44%	60,08%	28,30%	99,52%	0,48%
N= 100	86,21%	61,15%	23,54%	99,48%	0,52%	82,35%	60,15%	28,35%	99,52%	0,48%
N= 200	86,21%	60,97%	23,48%	99,48%	0,52%	82,35%	60,15%	28,35%	99,52%	0,48%
N= 500	86,21%	60,90%	23,42%	99,48%	0,52%	82,03%	59,83%	28,25%	99,52%	0,48%
edge' N= 50	86,21%	64,27%	20,78%	99,60%	0,40%	82,43%	66,52%	25,60%	99,62%	0,38%
edge' N= 200	86,21%	46,26%	28,92%	99,50%	0,50%	82,03%	39,31%	29,68%	99,51%	0,49%
edge' N=300	86,21%	24,56%	32,61%	99,23%	0,77%	82,03%	35,71%	28,27%	99,44%	0,56%

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

O que se assemelha com relação aos resultados apresentados para pacientes normais, é que os resultados pouco variaram entre as abordagens. O destaque fica para a parametrização “*edge com 50 interações*”, que para os dois melhores resultados obteve tanto médias melhores, quanto o desvio padrão melhor.

Para avaliar e exemplificar a segmentação do melhor caso, a Figura 38 mostra uma parte¹ dos *frames* e a sequência de passos da segmentação.

¹ A sequência completa pode ser visualizada no apêndice C.

Figura 38 – Parte da sequência de imagens da melhor segmentação de um paciente com ICC.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Na sequência de imagens, pode-se notar que os contornos do endocárdio estão bem definidos. Existem poucos ruídos dentro das estruturas e na imagem no geral e a segmentação se assemelha mais à imagem *ground truth*. Mesmo com as intensidades dos *pixels* variando para um mesmo paciente entre os *frames*, o resultado não foi prejudicado.

5.1.3 RESULTADOS DOS EXPERIMENTOS DOS CASOS SEM ICC

Ao observar os resultados gerais para todos os *frames* de todos os casos de overlap, erro, e acurácia, presentes na tabela 5, nota-se grande diferença com relação aos casos de pacientes com ICC. Destaca-se que ao contrário do que acontece nos casos com ICC, nem nos melhores *frames* há uma mudança significativa no *overlap* médio, e ainda, para os melhores casos o erro aumentou com relação à média para todos os *frames*. Apesar disso, tanto os valores da acurácia e do erro são superiores com relação ao *overlap*, mas como mencionado no começo do capítulo, o tamanho dessas imagens é maior com relação às imagens de pacientes com ICC, fazendo com que a acurácia indique que muitos *pixels* do fundo da imagem tenham sido identificados corretamente, o que não significa que a técnica de segmentação obteve bons resultados, como o *overlap* indica.

Tabela 5 – Resultados de métricas para todos os frames e para os melhores frames de pacientes sem ICC, em valores médios.

	Métricas		
Frames	ovlp	acc	erro
todos	4,08%	97,99%	2,01%
melhores	6,93%	91,96%	8,04%

Detalhando os resultados gerais da técnica de segmentação para cada *frame* nos casos de pacientes normais, a tabela 6 mostra os valores de *overlap* obtidos. Nesta tabela os valores em negrito representam o primeiro *frame* do conjunto, que possui o resultado obtido por meio da segmentação por linhas radiais. As células que contêm “-”, indicam que um aquele determinado *frame* não existe para aquele paciente.

Tabela 6 – Resultados de overlap para todos os frames de pacientes sem ICC.

	Paciente													
Frame	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
1	0,00%	7,66%	5,70%	2,53%	3,05%	0,00%	0,00%	0,00%	14,28%	2,46%	1,90%	0,04%	0,00%	0,00%
2	0,00%	2,26%	8,08%	0,00%	6,67%	0,00%	0,35%	2,34%	11,03%	4,84%	2,20%	0,75%	0,00%	0,00%
3	0,00%	0,00%	8,61%	0,00%	2,02%	0,00%	0,18%	3,45%	9,79%	13,88%	0,85%	0,47%	0,00%	0,08%
4	0,00%	0,00%	0,00%	1,14%	13,43%	1,24%	0,67%	4,53%	14,09%	14,20%	1,65%	4,20%	0,00%	0,00%
5	0,00%	9,48%	0,00%	1,86%	13,71%	0,46%	1,32%	4,12%	15,41%	6,21%	1,48%	6,51%	0,17%	0,42%
6	0,00%	7,30%	0,21%	1,65%	13,47%	1,01%	0,50%	4,11%	5,81%	15,69%	0,35%	5,11%	0,63%	0,00%
7	0,00%	7,75%	0,24%	3,22%	13,82%	1,94%	1,82%	0,54%	14,60%	17,93%	2,53%	3,58%	0,00%	0,00%
8	0,00%	5,92%	0,90%	0,89%	14,89%	3,00%	1,60%	-	15,15%	19,49%	1,28%	4,19%	0,00%	0,00%
9	0,81%	1,97%	0,28%	4,06%	13,16%	4,33%	0,77%	-	15,97%	21,71%	1,51%	5,44%	0,00%	0,00%
10	-	6,32%	1,96%	4,54%	-	5,34%	-	-	-	-	1,33%	-	0,00%	0,00%
11	-	7,59%	3,58%	4,83%	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
12	-	7,59%	5,86%	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
media	0,09%	5,32%	2,95%	2,25%	10,47%	1,73%	0,80%	2,73%	12,90%	12,93%	1,51%	3,36%	0,08%	0,05%

Destes valores destaca-se que, na maioria dos casos, o maior valor de *overlap* foi obtido em *frames* intermediários e não no *frame* inicial, apenas em um caso o *overlap* maior foi proveniente do caso inicial e mesmo assim ele não chegou a 1%.

Além disso, nesses casos, não houve nenhuma imagem que superasse 22% de *overlap* e na média nenhuma superou os 13%. Em um dos casos, o valor de *overlap* da maioria das imagens foi 0%, o que indica falha na segmentação.

Ao detalhar os dois melhores casos da segmentação dos pacientes sem ICC, pode-se observar na tabela 7 os resultados de outras métricas para várias configurações de execuções.

Tabela 7 – Comparação entre resultados da parametrização da técnica de CA em pacientes sem ICC. Legenda: N= número de interações; ovpmx= overlap Max.; ovpm= overlap médio; ovpd= overlap desvio-padrão; acc= acurácia; err= erro. Em valores médios.

	Paciente A					Paciente B				
Parâmetros	ovpmx	ovpm	ovpd	acc	err	ovpmx	ovpm	ovpd	acc	err
N= 50	21,71%	9,39%	9,14%	99,47%	0,53%	15,97%	12,90%	3,36%	99,30%	0,70%
N= 100	21,71%	12,93%	6,85%	99,45%	0,55%	15,97%	12,90%	3,36%	99,30%	0,70%
N= 200	21,71%	12,93%	6,85%	99,45%	0,55%	15,97%	12,90%	3,36%	99,30%	0,70%
N= 500	21,71%	12,93%	6,85%	99,45%	0,55%	15,97%	12,90%	3,36%	99,30%	0,70%
'edge' N= 50	6,21%	0,69%	2,07%	99,50%	0,50%	5,81%	1,30%	2,12%	99,28%	0,72%
'edge' N= 200	6,21%	0,69%	2,07%	99,50%	0,50%	5,81%	0,67%	1,93%	99,28%	0,72%
'edge' N=300	6,21%	0,69%	2,07%	99,50%	0,50%	5,81%	0,67%	1,93%	99,28%	0,72%

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Os resultados quase não variaram para a maioria dos cenários testados, não conseguindo nem 30% de *overlap* nos melhores casos. Além de uma média baixa de *overlap* considerando todos os *frames* para os dois pacientes com melhores valores dos casos normais. Como a variação também é baixa para os casos de pacientes com ICC, observa-se que a técnica de CA tem um comportamento semelhante para a base de dados independente da condição do paciente.

A Figura 39 detalha os passos da segmentação para um *frame X* de um paciente com caso normal. O procedimento de linhas radiais depende totalmente do passo de binarização, que por sua vez, depende que o ruído seja eliminado pela técnica de equalização, o que não ocorre na maioria dos casos de pacientes sem ICC. Os resultados abaixo do esperado são justificados pelas técnicas de pré-processamento não fornecerem resultados semelhantes aos obtidos com os pacientes com ICC, sendo que o procedimento completo considera todos os casos. Ainda, considerando a propagação dos resultados, a segmentação ruim do *frame* inicial propaga resultados ruins para todo o conjunto. Estes resultados poderiam ser

melhorados pela aplicação de técnicas de pós-processamento que fechassem os contornos para obter uma forma circular, o que traria uma aproximação melhor do endocárdio.

Figura 39 – Exemplo de segmentação para paciente sem ICC mostrando todos os passos e influência do pré-processamento nos resultados da segmentação.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

A Figura 40 mostra uma parte². da sequência de imagens segmentadas em comparação com as imagens *ground truth* para o melhor caso de pacientes normais.

² A sequência completa pode ser visualizada no apêndice B

Figura 40 – Parte da sequência de imagens da melhor segmentação de um paciente sem ICC.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

É possível observar, como a sequência de imagens exemplifica, que nos casos de pacientes normais a borda do ventrículo não é bem separada do sangue presente dentro do endocárdio. Assim, quando comparada visualmente com a segmentação da imagem *ground truth*, o contorno obtido pela segmentação se assemelha mais ao contorno do epicárdio do que o contorno do endocárdio. No restante da imagem há presença de ruídos em todas as partes mais escuras.

Também destaca-se que a segmentação do *frame* inicial não obteve um contorno fechado e esse resultado se propaga para todos os *frames* seguintes.

5.2 DISCUSSÕES

Para a discussão dos resultados apresentados esta seção é dividida em 4 tópicos, comentando os resultados, as vantagens, as dificuldades e as possibilidades de uso.

5.2.1 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS DA SEGMENTAÇÃO

De acordo com os resultados apresentados para os pacientes normais, é possível considerar que a abordagem proposta não obteve resultados significativos, conforme as médias baixas e o alto número de *frames* segmentados com 0%. Uma possível abordagem seria melhorar o pré-processamento para os casos de pacientes normais, de forma que os ruídos sejam minimizados e que a binarização possa ter uma imagem com contornos melhor definidos, como nos casos de pacientes com ICC.

Para melhorar os resultados para estes casos seria necessário conduzir um experimento apenas com casos de ventrículos normais, podendo até propor uma abordagem nova para estes casos, uma vez que o procedimento de linhas radiais não segmentou esses casos como o esperado, conforme os resultados apresentados mostraram que na maioria dos casos os melhores valores foram obtidos na fase da propagação.

Já com relação aos pacientes com ICC os resultados podem ser considerados relevantes, uma vez que bons resultados iniciais se propagaram para todos os outros *frames*. Os contornos bem definidos após as etapas de pré-processamento nas imagens dos pacientes com ICC fizeram com que a abordagem de segmentação tivesse melhores resultados com relação aos casos de pacientes sem ICC.

Quanto à parametrização da técnica de CA na segunda fase da abordagem de segmentação, os experimentos indicaram que pouca variação ocorre por conta da alteração dos parâmetros. Mesmo a técnica de contornos ativos, aplicada na segunda fase, obtendo resultados melhores com mais interações, o indicado para a abordagem apresentada é utilizar menos interações.

5.2.2 DIFICULDADES E LIMITAÇÕES PREVISTAS

Dentre os fatores analisados para explicar o menor número de 0% nos casos de pacientes com ICC pode-se destacar o contraste das imagens, que permitiram melhor delimitação da bordas, determinando a qualidade da abordagem.

Ainda, o funcionamento da fase de linhas radiais se mostrou mais eficaz, para os casos de pacientes com ICC, devido à irregularidade no bombeamento de sangue e, por consequência, pode gerar imagens de ventrículos com menos ruídos no endocárdio. Mesmo assim, outros casos de pacientes com ICC poderiam ser incorporados para testar a técnica, para que pudesse diferenciar casos de pacientes normais de pacientes com ICC.

Um fator limitante para a abordagem é o fato da entrada ser semiautomática. Um recorte diferente pode produzir resultados diferentes e também pode variar de acordo com a *expertise* do profissional que utiliza o sistema.

Ainda, nos experimentos, esta entrada foi fixada para todos os parâmetros testados, assim, se em algum caso uma entrada diferente fosse determinante para resultados melhores durante todo o conjunto, esta não seria considerada.

Outra limitação da abordagem é não lidar com os casos normais de forma adequada, não realizando um processamento para lidar com a irregularidade do sangue. Ainda, uma melhoria que poderia ser aplicada em alguns destes casos seria aplicar um pós-processamento para fechar os contornos que ficaram abertos na primeira segmentação para que esta informação fosse propagada para os demais *frames*.

Outras técnicas poderiam substituir a técnica de contornos ativos, assim como uma abordagem totalmente dedicada, como o passo de linhas radiais é, mas sendo dedicada para cada categoria de casos.

5.2.3 VANTAGENS DA ABORDAGEM

A abordagem possui como vantagens, em primeiro lugar, a segmentação de um conjunto inteiro de imagens, sendo que a entrada manual é apenas na primeira imagem de cada paciente. Isso diminui o trabalho do médico, considerando que uma técnica semiautomática de segmentação poderia ter uma entrada manual para cada imagem segmentada, fazendo com que o médico avalie cada imagem de cada paciente.

Outra vantagem é que a propagação da segmentação adequada produz bons resultados nos *frames* seguintes, o que amplia na qualidade da segmentação. Ainda, a abordagem pode ser estendida para outras estruturas em imagens cardíacas por adaptar as técnicas de pré-processamento, e a técnica de segmentação. Para segmentar o epicárdio, por exemplo, pode-se partir da segmentação do endocárdio como contorno inicial e procurar o contorno mais próximo maior que o contorno do endocárdio.

Por fim, o procedimento de linhas radiais conseguiu segmentar os casos de pacientes com ICC por si só, sendo considerado uma técnica independente de segmentação. Pode ser melhorado e aplicado na propagação, com algumas alterações para lidar melhor com os ruídos, como por exemplo a medição do raio médio, ou avaliação de dois *pixels* considerados de fundo em uma linha dentro de um mesmo raio.

5.2.4 POSSIBILIDADES DE USO

Como possibilidades de uso pode-se citar a melhoria da técnica de segmentação para os casos normais, assim como a segmentação de outras estruturas, como o epicárdio, o que forneceria métricas sobre a estrutura anatômica que poderiam ser utilizadas para auxílio ao diagnóstico. Para tanto, a técnica precisaria ser testada com um número maior de pacientes com ICC e ter seus resultados melhorados para casos normais, por meio de novas abordagens para pré-processamento, como por exemplo, uma análise do histograma para aplicar uma equalização adequada.

Outra possibilidade de uso inclui a reconstrução de modelos tridimensionais baseados na segmentação do endocárdio do ventrículo esquerdo. Os modelos podem ser aplicados na recuperação de conteúdo para que métricas sejam extraídas e para que possam ser aplicadas em auxílio ao diagnóstico. Ainda, esses modelos podem ser utilizados em aplicações para treinamento e ensino.

Como última possibilidade de uso observada, a segmentação do endocárdio pode ser utilizada como entrada para a segmentação do epicárdio do ventrículo esquerdo. Como o endocárdio está contido no epicárdio, segmentar a borda do epicárdio a partir da borda deste traria outras contribuições para a área de diagnóstico e de reconstrução, gerando modelos do epicárdio.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Foi apresentada nesta dissertação uma técnica para segmentação de imagens cardíacas de RMN, com a finalidade de utilizar os resultados preliminares para segmentar o endocárdio do ventrículo esquerdo e propagar os resultados para todos os *frames*, obtendo a segmentação do conjunto inteiro a partir de um *frame* inicial.

Também foi apresentada uma revisão bibliográfica seguindo a metodologia de RS, que serviu de base para a construção da proposta por fornecer as técnicas mais utilizadas na literatura e as estruturas cardíacas mais abordadas. Os resultados preliminares foram baseados em uma técnica que foi uma das mais utilizadas pelos trabalhos apresentados.

A abordagem para segmentação de todos os *frames* consiste em duas fases: segmentação dos melhores casos e propagação dos resultados. A segmentação dos melhores casos parte de uma interação manual do usuário com o sistema para definir a posição do endocárdio no melhor caso, e então um procedimento de linhas radiais fornece a segmentação do *frame*. Esta segmentação é utilizada como máscara de entrada para uma técnica de CA, que fornece a segmentação do próximo *frame* e do anterior. O novo resultado é utilizado como máscara para a técnica de CA do *frame* seguinte até que não haja mais *frames*.

Os resultados apresentados indicam que a técnica pode ser utilizada para segmentação de casos de pacientes com ICC, sendo necessários poucos ajustes para que os resultados sejam aprimorados. Dentre eles, pode-se citar técnicas de pós-processamento para fechar contornos que não tenham sido adequados que interferiram nos resultados, principalmente nos casos de pacientes normais.

A principal contribuição está na implementação de uma abordagem própria (linhas radiais) em conjunto com uma abordagem encontrada na literatura (CA) para a segmentação de todos os *frames* de um exame, o que otimiza o tempo dos profissionais de medicina, e pode servir de exemplo para diversas outras aplicações na área de imagens cardíacas. Esta abordagem pode ser estendida para outras estruturas, partindo do contorno obtido para encontrar o endocárdio, por exemplo.

Uma aplicação imediata relacionada ao escopo do presente trabalho é a reconstrução de modelos tridimensionais para aplicação em ferramentas de treinamento, por exemplo, aplicação que colabora diretamente com os projetos do laboratório.

Espera-se também que a abordagem proposta possa ser usadas em outros tipos de imagens médicas, podendo gerar novos tipos de aplicações em outras áreas.

Como trabalhos futuros pode-se citar o aprimoramento da abordagem por testar em mais casos de pacientes com ICC, a implementação de técnicas de pré e pós-processamento para melhoria nos resultados de pacientes normais, a implementação de abordagem similar para o epicárdio do ventrículo esquerdo; e a utilização da segmentação para reconstrução de modelos tridimensionais.

REFERÊNCIAS¹

- ALI, T. J.; AKHTAR, P.; BHATTI, M. I. Modeling left ventricle shape from 2D CT images using wavelets and mean regular hexagon. *Proceedings of the 6th International Conference on Frontiers of Information Technology - FIT '09*, ACM Press, New York, New York, USA, p. 1, 2009. Citado na página 42.
- AMMAR, M. et al. Endocardial border detection in cardiac magnetic resonance images using level set method. *Journal of digital imaging*, v. 25, n. 2, p. 294–306, abr. 2012. ISSN 1618-727X. Citado 3 vezes nas páginas 42, 51 e 52.
- ASSEN, H. van et al. Spasm: A 3D-ASM for segmentation of sparse and arbitrarily oriented cardiac MRI data. *Medical Image Analysis*, v. 10, n. 2, p. 286–303, 2006. Cited By (since 1996)105. Citado 3 vezes nas páginas 48, 51 e 55.
- AVILA-MONTES, O. et al. Segmentation of the thoracic aorta in noncontrast cardiac CT images. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, v. 17, n. 5, p. 936–949, 2013. Cited By (since 1996)0. Citado 3 vezes nas páginas 50, 51 e 53.
- AYED, I. B. et al. Max-flow segmentation of the left ventricle by recovering subject-specific distributions via a bound of the bhattacharyya measure. *Medical Image Analysis*, v. 16, n. 1, p. 87–100, 2012. Cited By (since 1996)7. Citado na página 41.
- AYED, I. B.; LI, S.; ROSS, I. Embedding overlap priors in variational left ventricle tracking. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 28, n. 12, p. 1902–1913, 2009. Cited By (since 1996)27. Citado 3 vezes nas páginas 48, 51 e 56.
- AYED, I. B.; LI, S.; ROSS, I. A statistical overlap prior for variational image segmentation. *International Journal of Computer Vision*, v. 85, n. 1, p. 115–132, maio 2009. ISSN 0920-5691. Citado 3 vezes nas páginas 48, 51 e 56.
- AYED, I. B. et al. Myocardium tracking via matching distributions. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, v. 4, n. 1, p. 37–44, jan. 2009. ISSN 1861-6429. Citado 4 vezes nas páginas 43, 51, 56 e 57.
- BAI, W. et al. A probabilistic patch-based label fusion model for multi-atlas segmentation with registration refinement: Application to cardiac MR images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 32, n. 7, p. 1302–1315, 2013. Cited By (since 1996)6. Citado 3 vezes nas páginas 48, 51 e 54.
- BAJAJ, C.; GOSWAMI, S. Multi-component heart reconstruction from volumetric imaging. In: *Proceedings of the 2008 ACM Symposium on Solid and Physical Modeling*. New York, NY, USA: ACM, 2008. (SPM '08), p. 193–202. ISBN 978-1-60558-106-4. Citado na página 50.
- BERGAMASCO, L. C. C.; NUNES, F. L. S. Content-based retrieval for 3D medical models: A study case using magnetic resonance imaging. In: LOPES, N. H. H. (Ed.). *Workshop of Theses and Dissertations (WTD) in SIBGRAPI 2012 (XXV Conference on Graphics, Patterns and Images)*. Ouro Preto, MG, Brazil: [s.n.], 2012. Citado na página 14.

¹ DE ACORDO COM A ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR 6023.

BERGAMASCO, L. C. C. et al. Medical images segmentation using GVF snake technique (submetido). Submetido para o XV Workshop de Informática Médica (WIM 2015) do XXXV Congresso da Sociedade Brasileira de Computação (CSBC). 2015. Citado na página 20.

BIOLCHINI, J. et al. *Systematic review in software engineering*. [S.l.], 2005. Citado na página 31.

BITTERROOT Imaging, Open MRI: How MRI works. 2015. Disponível em: <http://www.bitterrootimaging.com/MRI-workings.html>. Acesso em: Abr. 2015. Citado na página 30.

BURGER, W.; BURGE, M. J. *Digital image processing: an algorithmic introduction using Java*. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2009. Citado na página 40.

CAI, K.; LIANG, X. Automatic whole heart segmentation using label propagation and multi-resolution strategies. *Journal of Convergence Information Technology*, v. 7, n. 4, p. 160–168, 2012. Cited By (since 1996)1. Citado na página 50.

CAI, K. et al. Automatic 3d whole heart registration-based segmentation using mutual information and B-splines. *International Journal of Advancements in Computing Technology*, v. 3, n. 11, p. 1–8, 2011. Cited By (since 1996)11. Citado na página 50.

CARRILLO, J. F. et al. Recursive tracking of vascular tree axes in 3D medical images. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, v. 1, n. 6, p. 331–339, fev. 2007. ISSN 1861-6410. Citado 3 vezes nas páginas 49, 51 e 53.

CASELLES, V.; KIMMEL, R.; SAPIRO, G. Geodesic active contours. *International Journal of Computer Vision*, v. 22, n. 1, p. 61–79, 1997. ISSN 1573-1405. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1023/A:1007979827043>. Citado 2 vezes nas páginas 65 e 71.

CHABINIOK, R. et al. Segmentation of MRI data by means of nonlinear diffusion. *Kybernetika*, v. 49, n. 2, p. 301–318, 2013. Cited By (since 1996)0. Citado 3 vezes nas páginas 48, 51 e 52.

CHAN, T. F.; VESE, L. A. Active contours without edges. *IEEE Transactions on Image Processing*, v. 10, n. 2, p. 266–277, Feb 2001. ISSN 1057-7149. Citado 2 vezes nas páginas 65 e 71.

CHEN, Q. et al. Shape statistics variational approach for the outer contour segmentation of left ventricle mr images. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, v. 10, n. 3, p. 588–597, 2006. Cited By (since 1996)13. Citado 3 vezes nas páginas 48, 51 e 55.

CHEN, X. et al. A framework of whole heart extracellular volume fraction estimation for low-dose cardiac CT images. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, v. 16, n. 5, p. 842–851, Sept 2012. ISSN 1089-7771. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 46.

CHO, J.; BENKESER, P. Cardiac segmentation by a velocity-aided active contour model. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, v. 30, n. 1, p. 31–41, 2006. Cited By (since 1996)10. Citado 4 vezes nas páginas 41, 51, 53 e 55.

COCOSCO, C. A. et al. Automatic image-driven segmentation of the ventricles in cardiac cine MRI. v. 374, p. 366–374, 2008. Citado na página 44.

COOTES, T. F.; EDWARDS, G. J.; TAYLOR, C. J. Active appearance models. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, IEEE Computer Society, v. 23, n. 6, p. 681–685, 2001. Citado na página 24.

COOTES, T. F. et al. The use of active shape models for locating structures in medical images. In: SPRINGER. *Information Processing in Medical Imaging*. [S.l.], 1993. p. 33–47. Citado na página 24.

CRUZ-ACEVES, I. et al. Multiple active contours guided by differential evolution for medical image segmentation. *Computational and mathematical methods in medicine*, v. 2013, p. 190304, jan. 2013. ISSN 1748-6718. Citado na página 47.

CRUZ-ACEVES, I. et al. Unsupervised Cardiac Image Segmentation via Multiswarm Active Contours with a Shape Prior. *Computational and mathematical methods in medicine*, v. 2013, p. 909625, jan. 2013. ISSN 1748-6718. Citado na página 41.

DAKUA, S. AnnularCut: A graph-cut design for left ventricle segmentation from magnetic resonance images. *IET Image Processing*, v. 8, n. 1, p. 1–11, 2014. Cited By (since 1996)0. Citado na página 45.

DAKUA, S.; ABI-NAHED, J. Patient oriented graph-based image segmentation. *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 8, n. 3, p. 325–332, 2013. Cited By (since 1996)2. Citado na página 46.

DAKUA, S.; SAHAMBI, J. Modified active contour model and random walk approach for left ventricular cardiac MR image segmentation. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, v. 27, n. 9, p. 1350–1361, 2011. Cited By (since 1996)4. Citado na página 41.

DAKUA, S. P.; ABI-NAHED, J. Contrast enhancement in wavelet domain for graph-based segmentation in medical imaging. *Proceedings of the Eighth Indian Conference on Computer Vision, Graphics and Image Processing - ICVGIP '12*, ACM Press, New York, New York, USA, p. 1–5, 2012. Citado na página 46.

DALLAN, L. A. et al. Rotura cardíaca após infarto agudo do miocárdio (IAM): uma complicação passível de correção cirúrgica. *Rev Bras Cir Cardiovasc*, SciELO Brasil, v. 8, n. 4, p. 272–81, 1993. Citado na página 27.

DREIJER, J. F.; HERBST, B. M.; PREEZ, J. a. du. Left ventricular segmentation from MRI datasets with edge modelling conditional random fields. *BMC medical imaging*, v. 13, p. 24, jan. 2013. ISSN 1471-2342. Citado 3 vezes nas páginas 48, 51 e 53.

ECABERT, O. et al. Segmentation of the heart and great vessels in CT images using a model-based adaptation framework. *Medical Image Analysis*, v. 15, n. 6, p. 863–876, 2011. Cited By (since 1996)16. Citado na página 50.

EDELMAN, R. R.; WARACH, S. Magnetic resonance imaging. *New England Journal of Medicine*, Mass Medical Soc, v. 328, n. 10, p. 708–716, 1993. Citado na página 29.

FILHO, O. M.; NETO, H. V. *Processamento digital de imagens*. [S.l.]: Brasport, 1999. Citado 3 vezes nas páginas 12, 16 e 17.

FLEUREAU, J. et al. 3D multi-object segmentation of cardiac MSCT imaging by using a multi-agent approach. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, v. 2007, p. 6004–7, jan. 2007. ISSN 1557-170X. Citado na página 47.

FLEUREAU, J. et al. Assessment of global cardiac function in MSCT imaging using fuzzy connectedness segmentation. p. 725–728, 2008. Citado 3 vezes nas páginas 45, 51 e 54.

FOLKESSON, F. et al. Unifying statistical classification and geodesic active regions for segmentation of cardiac MRI. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, v. 12, n. 3, p. 328–334, 2008. Cited By (since 1996)5. Citado 3 vezes nas páginas 47, 51 e 54.

FREIMAN, M. et al. Carotid vasculature modeling from patient CT angiography studies for interventional procedures simulation. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, v. 7, n. 5, p. 799–812, set. 2012. ISSN 1861-6429. Citado na página 46.

FURBER, A. et al. Experimental validation of an automated edge-detection method for a simultaneous determination of the endocardial and epicardial borders in short-axis cardiac MR images: Application in normal volunteers. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Wiley Subscription Services, Inc., A Wiley Company, v. 8, n. 5, p. 1006–1014, 1998. ISSN 1522-2586. Citado 3 vezes nas páginas 44, 51 e 54.

GAO, H. et al. Highly automatic quantification of myocardial oedema in patients with acute myocardial infarction using bright blood T2-weighted CMR. *Journal of cardiovascular magnetic resonance : official journal of the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance*, Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance, v. 15, n. 1, p. 28, jan. 2013. ISSN 1532-429X. Citado 3 vezes nas páginas 42, 51 e 52.

GATTASS, R. et al. *Fundamentos da Ressonância Magnética Funcional*. 2015. Disponível em: <http://www.cerebromente.org.br/n13/tecnologia/ressonancia.htm>. Acesso em: Abr. 2015. Citado na página 29.

GOLDENBERG, R. et al. Computer-aided simple triage (CAST) for coronary CT angiography (CCTA). *International journal of computer assisted radiology and surgery*, v. 7, n. 6, p. 819–27, nov. 2012. ISSN 1861-6429. Citado na página 49.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. *Digital Image Processing (3rd Edition)*. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice-Hall, Inc., 2006. ISBN 013168728X. Citado 6 vezes nas páginas 12, 17, 18, 22, 23 e 40.

GOSHTASBY, A.; TURNER, D. A. Segmentation of cardiac cine mr images for extraction of right and left ventricular chambers. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 14, n. 1, p. 56–64, 1995. Cited By (since 1996)52. Citado na página 44.

GRASLAND-MONGRAIN, P.; PETERS, J.; ECABERT, O. Combination of shape-constrained and inflation deformable models with application to the segmentation of the left atrial appendage. In: *Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2010 IEEE International Symposium on*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 428–431. ISSN 1945-7928. Citado na página 50.

GROSGEORGE, D. et al. Automatic cardiac ventricle segmentation in MR images: a validation study. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, v. 6, n. 5, p. 573–81, set. 2011. ISSN 1861-6429. Citado 3 vezes nas páginas 42, 51 e 53.

GROSGEORGE, D. et al. Graph cut segmentation with a statistical shape model in cardiac MRI. *Computer Vision and Image Understanding*, v. 117, n. 9, p. 1027–1035, 2013. Cited By (since 1996)0. Citado 2 vezes nas páginas 46 e 52.

HARIS, K.; STRINTZIS, M. G. Segmentation of 3D MR image sequences. In: . [S.l.: s.n.], 1996. v. 0, n. 0, p. 425–428. Cited By (since 1996)0. Citado 3 vezes nas páginas 47, 51 e 54.

HAUTVAST, G. et al. Automatic contour propagation in cine cardiac magnetic resonance images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 25, n. 11, p. 1472–1482, 2006. Cited By (since 1996)52. Citado 3 vezes nas páginas 41, 51 e 52.

HEIBERG, E. et al. Time resolved three-dimensional automated segmentation of the left ventricle. In: *Computers in Cardiology, 2005*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 599–602. Citado 3 vezes nas páginas 48, 51 e 54.

HERMENT, A. et al. Automatic detection of left ventricular borders on electron beam CT sequential cardiac images using an adaptive algorithm. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, v. 22, n. 4, p. 291–299, 1998. Cited By (since 1996)4. Citado 3 vezes nas páginas 45, 51 e 55.

HOSNTALAB, M. et al. Automatic left ventricle segmentation in volumetric SPECT data set by variational level set. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, v. 7, n. 6, p. 837–43, nov. 2012. ISSN 1861-6429. Citado 3 vezes nas páginas 42, 51 e 53.

HUANG, S. et al. An image-based comprehensive approach for automatic segmentation of left ventricle from cardiac short axis cine MR images. *Journal of Digital Imaging*, v. 24, n. 4, p. 598–608, 2011. Cited By (since 1996)4. Citado 3 vezes nas páginas 43, 51 e 54.

IBRAGIMOV, B. et al. A game-theoretic framework for landmark-based image segmentation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 31, n. 9, p. 1761–1776, 2012. Cited By (since 1996)2. Citado 3 vezes nas páginas 45, 51 e 56.

JOLLY, M.-P. Automatic segmentation of the left ventricle in cardiac MR and CT images. *International Journal of Computer Vision*, v. 70, n. 2, p. 151–163, nov. 2006. ISSN 0920-5691. Citado 3 vezes nas páginas 43, 51 e 55.

KADIR, K. et al. LV wall segmentation using the variational level set method (LSM) with additional shape constraint for oedema quantification. *Physics in Medicine and Biology*, v. 57, n. 19, p. 6007, 2012. Citado 3 vezes nas páginas 42, 51 e 52.

KASS, M.; WITKIN, A.; TERZOPOULOS, D. Snakes: Active contour models. *International journal of computer vision*, Springer, v. 1, n. 4, p. 321–331, 1988. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 20.

KITCHENHAM, B. *Procedures for Performing Systematic Reviews*. [S.l.], 2004. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.

KURKURE, U. et al. Localization and segmentation of left ventricle in cardiac cine-MR images. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, v. 56, n. 5, p. 1360–70, maio 2009. ISSN 1558-2531. Citado na página 48.

LAW, M. W.; CHUNG, A. C. An oriented flux symmetry based active contour model for three dimensional vessel segmentation. In: DANIILIDIS, K.; MARAGOS, P.; PARAGIOS, N. (Ed.). *Computer Vision – ECCV 2010*. [S.l.]: Springer Berlin Heidelberg, 2010, (Lecture Notes in Computer Science, v. 6313). p. 720–734. ISBN 978-3-642-15557-4. Citado na página 41.

LEE, C. P. *Robust image segmentation using active contours: level set approaches*. Tese (Doutorado) — NC State University, 6 2005. Dept. of Electrical and Computer Engineering. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 21.

LEE, H.-y. et al. Left ventricle segmentation using graph searching on intensity and gradient and a priori knowledge (lvGIGA) for short axis cardiac MRI. *J Magn Reson Imaging*, v. 28, n. 6, p. 1393–1401, 2009. Citado 3 vezes nas páginas 45, 51 e 52.

LEE, H.-y. et al. Automatic left ventricle segmentation using iterative thresholding and an active contour model with adaptation on short-axis cardiac MRI. v. 57, n. 4, p. 905–913, 2010. Citado 3 vezes nas páginas 41, 51 e 55.

LIU, L.; WU, Y.; WANG, Y. A novel method for segmentation of the cardiac mr images using generalized DDGVF snake models with shape priors. *Information Technology Journal*, v. 8, n. 4, p. 486–494, 2009. Cited By (since 1996)4. Citado 3 vezes nas páginas 41, 51 e 56.

LOPES, A. *Diagnóstico e tratamento*. Manole, 2006. ISBN 9788520422786. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=l2RzNWwHJTMc>. Citado na página 28.

LU, Y.-L. et al. Automatic functional analysis of left ventricle in cardiac cine MRI. *Quantitative imaging in medicine and surgery*, v. 3, n. 4, p. 200–9, ago. 2013. ISSN 2223-4292. Citado na página 44.

LYNCH, M.; GHITA, O.; WHELAN, P. Automatic segmentation of the left ventricle cavity and myocardium in MRI data. *Computers in Biology and Medicine*, v. 36, n. 4, p. 289–407, 2006. Cited By (since 1996)50. Citado na página 49.

LYNCH, M.; GHITA, O.; WHELAN, P. Segmentation of the left ventricle of the heart in 3-D+t MRI data using an optimized nonrigid temporal model. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 27, n. 2, p. 195–203, 2008. Cited By (since 1996)62. Citado na página 42.

MAHAPATRA, D. Cardiac image segmentation from cine cardiac MRI using graph cuts and shape priors. *Journal of Digital Imaging*, v. 26, n. 4, p. 721–730, 2013. Cited By (since 1996)1. Citado 3 vezes nas páginas 46, 51 e 52.

MAHAPATRA, D. Cardiac MRI segmentation using mutual context information from left and right ventricle. *Journal of Digital Imaging*, v. 26, n. 5, p. 898–908, 2013. Cited By (since 1996)0. Citado 3 vezes nas páginas 46, 51 e 52.

MALCOLM, J.; RATHI, Y.; TANNENBAUM, A. Graph cut segmentation with nonlinear shape priors. In: *Image Processing, 2007. ICIP 2007. IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2007. v. 4, p. IV – 365–IV – 368. ISSN 1522-4880. Citado na página 22.

MAZONAKIS, M. et al. Development and evaluation of a semiautomatic segmentation method for the estimation of LV parameters on cine MR images. *Physics in Medicine and Biology*, v. 55, n. 4, p. 1127, 2010. Citado 3 vezes nas páginas 49, 51 e 55.

MITCHELL, S. et al. 3-D active appearance models: Segmentation of cardiac MR and ultrasound images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 21, n. 9, p. 1167–1178, 2002. Cited By (since 1996)209. Citado 3 vezes nas páginas 48, 51 e 56.

MITCHELL, S. et al. Multistage hybrid active appearance model matching: Segmentation of left and right ventricles in cardiac MR images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 20, n. 5, p. 415–423, 2001. Cited By (since 1996)187. Citado 4 vezes nas páginas 47, 48, 51 e 55.

MULLICK, R.; EZQUERRA, N. F. Automatic determination of LV orientation from SPECT data. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 14, n. 1, p. 88–99, 1995. Cited By (since 1996)15. Citado 3 vezes nas páginas 44, 51 e 55.

MURPHY, S. et al. Multi-compartment heart segmentation in CT angiography using a spatially varying gaussian classifier. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, v. 7, n. 6, p. 829–36, nov. 2012. ISSN 1861-6429. Citado 3 vezes nas páginas 50, 51 e 56.

NUNES, F. L. S. et al. A importância da avaliação na engenharia de requisitos em sistemas de realidade virtual e aumentada: um estudo de caso. In: *Proceedings of XII Symposium on Virtual and Augmented Reality, Natal - RN: Sociedade Brasileira de Computação*. [S.l.: s.n.], 2010. v. 1. Citado na página 13.

O'BRIEN, S. P.; GHITA, O.; WHELAN, P. F. A novel model-based 3d +time left ventricular segmentation technique. *IEEE transactions on medical imaging*, v. 30, n. 2, p. 461–74, fev. 2011. ISSN 1558-254X. Citado 3 vezes nas páginas 47, 51 e 53.

OSHER, S.; SETHIAN, J. A. Fronts propagating with curvature-dependent speed: algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations. *Journal of computational physics*, Elsevier, v. 79, n. 1, p. 12–49, 1988. Citado na página 20.

O'DONNELL, T. et al. Comprehensive cardiovascular image analysis using MR and CT at siemens corporate research. *International Journal of Computer Vision*, v. 70, n. 2, p. 165–178, nov. 2006. ISSN 0920-5691. Citado 3 vezes nas páginas 41, 51 e 55.

PARAGIOS, N. A variational approach for the segmentation of the left ventricle in cardiac image analysis. *International Journal of Computer Vision*, v. 50, n. 3, p. 345–362, 2002. Cited By (since 1996)85. Citado 3 vezes nas páginas 42, 51 e 56.

PARAGIOS, N. A level set approach for shape-driven segmentation and tracking of the left ventricle. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 22, n. 6, p. 773–776, 2003. Cited By (since 1996)182. Citado 3 vezes nas páginas 42, 51 e 56.

PASSERINO, L. M. et al. Aprendizagem e avaliação em um ambiente de realidade virtual cooperativo de aprendizagem (projeto ARCA). In: *V Congresso Internacional de Informática na Educação - RIBIE 2000*. Viña del Mar, Chile: 4-6: [s.n.], 2000. Citado na página 13.

PETERS, J. et al. Optimizing boundary detection via simulated search with applications to multi-modal heart segmentation. *Medical Image Analysis*, v. 14, n. 1, p. 70–84, 2010. Cited By (since 1996)40. Citado na página 50.

PHAM, V.-T. et al. Multiphase B-spline level set and incremental shape priors with applications to segmentation and tracking of left ventricle in cardiac MR images. p. 11–13, 2014. Citado 4 vezes nas páginas 42, 51, 52 e 54.

PICQ, M.; POUSIN, J.; ROUCHDY, Y. A linear 3D elastic segmentation model for vector fields. application to the heart segmentation in mri. *Journal of Mathematical Imaging and Vision*, v. 27, n. 3, p. 241–255, mar. 2007. ISSN 0924-9907. Citado na página 45.

PUNITHAKUMAR, K.; AYED, I. B.; ISLAM, A. Tracking endocardial boundary and motion via graph cut distribution matching and. n. Lv, p. 172–182, 2010. Citado na página 45.

RAJCHL, M. et al. Interactive hierarchical-flow segmentation of scar tissue from late-enhancement cardiac mr images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 33, n. 1, p. 159–172, 2014. Cited By (since 1996)1. Citado na página 49.

RANGAYYAN, R. M. *Biomedical image analysis*. [S.l.]: CRC press, 2004. Citado na página 28.

RIZZO, D. *Fundamentals of anatomy and physiology*. [S.l.]: Cengage Learning, 2009. Citado 3 vezes nas páginas 25, 26 e 27.

RUSS, J. *The Image Processing Handbook, Third Edition*. [S.l.]: Taylor & Francis, 1998. (Image Processing Handbook). ISBN 9780849325328. Citado 4 vezes nas páginas 19, 21, 23 e 40.

SANTARELLI, M. et al. Automated cardiac MR image segmentation: theory and measurement evaluation. *Medical engineering & physics*, Elsevier, v. 25, n. 2, p. 149–159, 2003. Citado na página 12.

SCHAERER, J. et al. A dynamic elastic model for segmentation and tracking of the heart in MR image sequences. *Medical Image Analysis*, v. 14, n. 6, p. 738–749, 2010. Cited By (since 1996)20. Citado 3 vezes nas páginas 49, 51 e 54.

SJÖGREN, J. et al. Semi-automatic segmentation of myocardium at risk in T2-weighted cardiovascular magnetic resonance. *Journal of cardiovascular magnetic resonance : official journal of the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance*, BioMed Central Ltd, v. 14, n. 1, p. 10, jan. 2012. ISSN 1532-429X. Citado 3 vezes nas páginas 44, 51 e 55.

SOLOMON, C.; BRECKON, T. *Fundamentals of Digital Image Processing: A practical approach with examples in Matlab*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 40.

SUGIURA, T. et al. Automatic model-based contour detection of left ventricle myocardium from cardiac CT images. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, v. 8, n. 1, p. 145–55, jan. 2013. ISSN 1861-6429. Citado na página 47.

SUINESIAPUTRA, A. et al. A collaborative resource to build consensus for automated left ventricular segmentation of cardiac MR images. *Medical Image Analysis*, v. 18, n. 1, p. 50–62, 2014. Cited By (since 1996)1. Citado 3 vezes nas páginas 49, 51 e 54.

SUNDARESWARAN, K. S. et al. Optimum fuzzy filters for phase contrast MRI segmentation. *J Magn Reson Imaging*, v. 29, n. 1, p. 155–165, 2009. Citado 3 vezes nas páginas 41, 52 e 54.

TORRES, R. S.; NUNES, F. L. S. Aplicando aspectos lúdicos de serious game em treinamento médico: revisão sistemática e implementação. In: *Proceedings of XIII Simpósio de Realidade Virtual e Aumentada, Uberlândia*. [S.l.: s.n.], 2011. v. 1, p. 1–8. Citado na página 14.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. *Corpo humano: fundamentos de anatomia e fisiologia*. [S.l.]: Artmed, 2012. Citado 3 vezes nas páginas 24, 25 e 26.

TRAN, T.-T.; PHAM, V.-T.; SHYU, K.-K. Moment-based alignment for shape prior with variational B-spline level set. *Machine Vision and Applications*, v. 24, n. 5, p. 1075–1091, abr. 2013. ISSN 0932-8092. Citado 3 vezes nas páginas 42, 51 e 54.

TSADOK, Y. et al. Automatic segmentation of cardiac MRI cines validated for long axis views. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, v. 37, n. 7-8, p. 500–511, 2013. Cited By (since 1996)0. Citado 3 vezes nas páginas 45, 51 e 52.

TSAI, A. et al. A shape-based approach to the segmentation of medical imagery using level sets. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 22, n. 2, p. 137–154, 2003. Cited By (since 1996)435. Citado 3 vezes nas páginas 45, 51 e 55.

TSAI, I.-C. et al. Left ventricular myocardium segmentation on delayed phase of multi-detector row computed tomography. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, v. 7, n. 5, p. 737–51, set. 2012. ISSN 1861-6429. Citado na página 43.

ULEN, J.; STRANDMARK, P.; KAHL, F. An efficient optimization framework for multi-region segmentation based on lagrangian duality. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, v. 32, n. 2, p. 178–188, Feb 2013. ISSN 0278-0062. Citado na página 46.

VURAL, M. et al. Assessment of global left ventricular systolic function with multidetector CT and 2D echocardiography: a comparison between reconstructions of 1-mm and 2-mm slice thickness at multidetector CT. *Diagnostic and interventional radiology (Ankara, Turkey)*, v. 16, n. 3, p. 236–40, set. 2010. ISSN 1305-3612. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20635319>. Citado na página 13.

WACHINGER, C.; GOLLAND, P. Spectral label fusion. *Med Image Comput Comput Assist Interv*, v. 15, p. 1–10, 2012. Citado na página 46.

WANG, C. et al. An interactive software module for visualizing coronary arteries in CT angiography. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, v. 3, n. 1-2, p. 11–18, maio 2008. ISSN 1861-6410. Citado 3 vezes nas páginas 44, 51 e 55.

WANG, C.; SMEDBY, O. Integrating automatic and interactive methods for coronary artery segmentation: let the PACS workstation think ahead. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, v. 5, n. 3, p. 275–85, maio 2010. ISSN 1861-6429. Citado 4 vezes nas páginas 43, 51, 53 e 57.

WANG, Z.; BOVIK, A. A universal image quality index. *Signal Processing Letters, IEEE*, v. 9, n. 3, p. 81–84, March 2002. ISSN 1070-9908. Citado na página 17.

WEI, D. et al. Three-dimensional segmentation of the left ventricle in late gadolinium enhanced MR images of chronic infarction combining long- and short-axis information. *Medical Image Analysis*, v. 17, n. 6, p. 685–697, 2013. Cited By (since 1996)0. Citado 3 vezes nas páginas 48, 51 e 55.

WENG, P. J.; SINGH, A.; CHIU, M. Learning-based ventricle detection from cardiac MR and CT images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 16, n. 4, p. 378–391, 1997. Cited By (since 1996)25. Citado na página 44.

WESARG, S.; KHAN, M. F.; FIRLE, E. a. Localizing calcifications in cardiac CT data sets using a new vessel segmentation approach. *Journal of digital imaging*, v. 19, n. 3, p. 249–57, set. 2006. ISSN 0897-1889. Citado 4 vezes nas páginas 13, 49, 51 e 54.

WOO, J. et al. Multiphase segmentation using an implicit dual shape prior: Application to detection of left ventricle in cardiac MRI. *Computer Vision and Image Understanding*, v. 117, n. 9, p. 1084–1094, 2013. Cited By (since 1996)1. Citado 3 vezes nas páginas 43, 51 e 56.

WU, Y.; WANG, Y.; JIA, Y. Segmentation of the left ventricle in cardiac cine MRI using a shape-constrained snake model. *Computer Vision and Image Understanding*, v. 117, n. 9, p. 990–1003, 2013. Cited By (since 1996)0. Citado 3 vezes nas páginas 41, 51 e 56.

ZHANG, H. et al. 4-D cardiac MR image analysis: Left and right ventricular morphology and function. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 29, n. 2, p. 350–364, 2010. Citado 4 vezes nas páginas 47, 48, 51 e 55.

ZHAO, F. et al. Congenital aortic disease: 4d magnetic resonance segmentation and quantitative analysis. *Med Image Anal.*, v. 13, n. 3, p. 483–493, 2009. Citado 3 vezes nas páginas 43, 51 e 53.

ZHENG, Y. et al. Four-chamber heart modeling and automatic segmentation for 3-D cardiac CT volumes using marginal space learning and steerable features. *IEEE transactions on medical imaging*, v. 27, n. 11, p. 1668–81, nov. 2008. ISSN 1558-254X. Citado 3 vezes nas páginas 49, 51 e 55.

ZHENG, Y. et al. Multi-part modeling and segmentation of left atrium in C-arm CT for image-guided ablation of atrial fibrillation. *IEEE transactions on medical imaging*, v. 33, n. 2, p. 318–31, fev. 2014. ISSN 1558-254X. Citado 3 vezes nas páginas 46, 51 e 56.

ZHOU, C. et al. Automated coronary artery tree extraction in coronary CT angiography using a multiscale enhancement and dynamic balloon tracking (MSCAR-DBT) method. *Comput Med Imaging Graph*, v. 36, n. 1, p. 1–10, 2012. Citado 3 vezes nas páginas 43, 51 e 53.

ZHU, L. et al. Automatic segmentation of the left atrium from MRI images using salient feature and contour evolution. In: *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE EMBC*. [S.l.: s.n.], 2012. p. 3211 –3214. Citado na página 41.

ZHU, W.; KANG, S. H.; BIROS, G. A geodesic-active-contour-based variational model for short-axis cardiac MR image segmentation. *International Journal of Computer Mathematics*, v. 90, n. 1, p. 124–139, 2013. Cited By (since 1996)2. Citado 3 vezes nas páginas 42, 51 e 52.

ZHU, Y. et al. Cardiac MR image segmentation with incompressibility constraint. In: *Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2007. ISBI 2007. 4th IEEE International Symposium on*. [S.l.: s.n.], 2007. p. 185–188. Citado na página 43.

ZHUANG, X. et al. A registration-based propagation framework for automatic whole heart segmentation of cardiac MRI. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 29, n. 9, p. 1612–1625, 2010. Cited By (since 1996)52. Citado 3 vezes nas páginas 50, 51 e 56.

ZULUAGA, M. A. et al. Automatic detection of abnormal vascular cross-sections based on density level detection and support vector machines. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, v. 6, n. 2, p. 163–74, mar. 2011. ISSN 1861-6429. Citado 4 vezes nas páginas 49, 51, 53 e 57.

Apêndice A – PROTOCOLO DE REVISÃO SISTEMÁTICA

Questões de pesquisa

Para este trabalho foram definidas duas questões de pesquisa. São elas:

- “Quais as técnicas mais utilizadas em segmentação de estruturas cardíacas?”;
- “Quais as aplicações que utilizam essas técnicas?”.

Ainda como tópicos referentes à questão de pesquisa, foram definidos os seguintes dados:

- intervenção: técnicas/modelos de segmentação;
- população: estruturas cardíacas, como átrios, ventrículos, artérias, veias;
- controle: trabalhos encontrados na análise exploratória;
- resultados: comparação entre as técnicas existentes e específicas, relacionando suas aplicações para construção de um artigo com os trabalhos encontrados;
- aplicação: pesquisadores das áreas afins, como segmentação de imagens, e área da saúde.

Critérios de seleção de fontes

As fontes são selecionadas principalmente via *web*, mas também pode haver fontes selecionadas via anais de eventos científicos disponíveis em outros meios, como CD-ROM. Como mencionado, as fontes também podem ser selecionadas pelos trabalhos incluídos no controle.

Tipos de artigos

São considerados artigos completos publicados em eventos da área, assim como resumos e *surveys*, que expliquem as técnicas de segmentação e/ou suas aplicações.

Palavras-chave e *string* de busca

As palavras-chave definidas seguindo as encontradas nos artigos do controle são: *cardiac segmentation, tomography, heart segmentation, magnetic resonance*.

Com essas palavras, a seguinte *string* de busca foi definida: “[*(cardiac segmentation) or (heart segmentation)*] and (*tomography or magnetic resonance*)”. Vale acrescentar, que cada fonte possui um mecanismo de busca diferente, o que pode tornar necessário que esta *string* seja dividida para que os resultados sejam encontrados utilizando-se a mesma *string*.

Fontes encontradas

Dentre várias fontes de dados existentes, os portais ACM (*Association for Computing Machinery*), IEEE, *Circulation*, biblioteca digital da *Elsevier*, *Springer*, Periódicos da Capes, *PubMed* e *Scopus* foram os escolhidos por serem uns dos principais portais na área de tecnologia e médica, contemplando as fontes dos trabalhos encontrados no controle.

Critérios de inclusão e de exclusão

Com as fontes definidas, a Tabela 8 a seguir apresenta os seguintes critérios de inclusão e exclusão para avaliar os documentos encontrados nas buscas.

Tabela 8 – *Critérios de inclusão e exclusão*

Critérios de inclusão
<ol style="list-style-type: none"> 1. Serão incluídos trabalhos publicados e disponíveis integralmente em bases de dados científicas ou em versões impressas. 2. Serão incluídos trabalhos recentes que já possuam aprovação pela comunidade científica. 3. Serão incluídos os trabalhos que abordarem técnicas de segmentação em imagens cardíacas humanas de Ressonância Magnética Nuclear (RMN) ou Tomografia Computadorizada (TC). 4. Serão incluídos os trabalhos que abordarem aplicações de segmentação em imagens cardíacas sem necessariamente focar na técnica.
Critérios de exclusão
<ol style="list-style-type: none"> 1. Trabalhos que utilizem técnicas de segmentação aplicadas em quaisquer outras estruturas. 2. Trabalhos que apresentem aplicações sem citar explicitamente as técnicas de segmentação utilizadas. 3. Serão excluídos trabalhos que utilizem outros tipos de imagem. 4. Serão excluídos trabalhos que utilizem imagens cardíacas de RMN ou TC voltadas para a área médica, sem citar a técnica de segmentação.

Fonte: *Rafael Siqueira Torres, 2017*

**Apêndice B – SEQUÊNCIA DE IMAGENS DA MELHOR
SEGMENTAÇÃO PARA UM PACIENTE SEM ICC**

Figura 41 – Sequência de imagens da melhor segmentação de um paciente sem ICC.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Figura 42 – Continuação da sequência de imagens da melhor segmentação de um paciente sem ICC.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

**Apêndice C – SEQUÊNCIA DE IMAGENS DA MELHOR
SEGMENTAÇÃO PARA UM PACIENTE COM ICC**

Figura 43 – Sequência de imagens da melhor segmentação de um paciente com ICC.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017

Figura 44 – Continuação da sequência de imagens da melhor segmentação de um paciente com ICC.

Fonte: Rafael Siqueira Torres, 2017