LEILA CRISTINA CARNEIRO BERGAMASCO

Recuperação de imagens cardíacas
tridimensionais por conteúdo

São Paulo

2013

LEILA CRISTINA CARNEIRO BERGAMASCO

**Recuperação de imagens cardíacas tridimensionais
por conteúdo**

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: Sistemas de Informação

Versão corrigida contendo as alterações solicitadas pela comissão julgadora em 31 de Julho de 2013. A versão original encontra-se em acervo reservado na Biblioteca da EACH-USP e na Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da USP (BDTD), de acordo com a Resolução CoPGr 6018, de 13 de outubro de 2011.

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

São Paulo
2013

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

Biblioteca

Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo

Bergamasco, Leila Cristina Carneiro

Recuperação de imagens cardíacas tridimensionais por conteúdo /
Leila Cristina Carneiro Bergamasco ; orientadora, Fátima L. S. Nunes. –
São Paulo, 2013
159 f. : il.

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

1. Informática médica. 2. Banco de dados. 3. Insuficiência
cardíaca congestiva. 4. Sistema de informação hospitalar. 5.
Recuperação da informação. 6. Bioinformática. I. Marques,
Fátima de Lourdes dos Santos Nunes, orient. II. Título.

CDD 22.ed. – 677.02832

Dissertação de autoria de Leila Cristina Carneiro Bergamasco, sob o título **“Recuperação de imagens cardíacas tridimensionais por conteúdo”**, 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 Sistemas de Informação, aprovada em 31 de Julho de 2013 pela comissão julgadora constituída pelos doutores:

Profa. Dra. Fátima L. S. Nunes

Presidente

Instituição: Universidade de São Paulo - EACH

Prof. Dr. Helton Bísaro

Instituição: Universidade de São Paulo - EACH

Prof. Dr. Richard Haiti Cabral

Instituição: Universidade de São Paulo - Faculdade de Medicina

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus que na sua generosidade infinita me guiou e me reconfortou em alguns momentos difíceis dessa etapa.

Aos meus pais e meus irmãos por respeitarem minha escolha, meus momentos de silêncio e por me ajudarem a concluir esse sonho.

Aos meus avós e todos familiares que me apoiaram nessa fase, com conversas e carinhos.

A todos os meus amigos, que tornaram essa caminhada mais prazerosa com risadas e entenderam meus eventuais momentos de ausência.

À professora Fátima, por seus conselhos e orientações, essenciais para a condução tranquila dessa pesquisa.

Aos demais professores do Programa de Pós-Graduação em Sistemas de Informação, da Faculdade de Medicina e do InCor, que colaboraram para a realização desse projeto

Agradeço também à FAPESP pelo financiamento desta pesquisa por meio do processo 2011/15949-0, ao CNPq, à CAPES, ao INCT-MACC e à Universidade de São Paulo.

“O homem, como podemos perceber ao refletirmos um instante, nunca percebe plenamente uma coisa ou a entende por completo. Ele pode ver, ouvir, tocar e provar. Mas a que distância pode ver, quão acuradamente consegue ouvir, o quanto lhe significa aquilo em que toca e o que prova, tudo isso depende do número de capacidade dos seus sentidos. Os sentidos do homem limitam a percepção que este tem do mundo à sua volta. Utilizando instrumentos científicos ele consegue, em parte, compensar essa deficiência.”

(Carl G. Jung)

Resumo

BERGAMASCO, Leila Cristina Carneiro. **Recuperação de imagens cardíacas tridimensionais por conteúdo**. 2013. 159 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

Os modelos tridimensionais fornecem uma visão mais completa dos objetos analisados por considerarem a profundidade de cada um deles. Com o crescimento de modelos tridimensionais disponíveis atualmente na área de saúde, se faz necessária a implementação de mecanismos eficientes de busca, que ofereçam formas alternativas para localizar casos de pacientes com determinadas características. A disponibilização de um histórico de imagens similares em relação àquelas pertencentes ao exame do paciente pode auxiliar no diagnóstico oferecendo casos semelhantes. O presente projeto visou desenvolver técnicas para recuperação de imagens médicas tridimensionais com base em seu conteúdo, com foco no contexto médico, mais especificamente na área cardíaca. Pretendeu-se contribuir com a detecção de anomalias por meio da disponibilização de quadros clínicos similares por meio de um protótipo de sistema de consulta. Para alcançar o objetivo proposto foram realizadas as seguintes etapas: revisão bibliográfica, definição da base de dados, implementação de extratores e funções de similaridade, construção de um protótipo de sistema de recuperação, realização de testes com imagens médicas e análises dos resultados. Os resultados obtidos com os métodos desenvolvidos foram positivos, alcançando em alguns testes 90% de precisão no retorno da busca. Verificou-se que extratores que levaram em consideração a informação espacial das deformações obtiveram um resultado melhor do que os métodos que analisaram os modelos sob uma perspectiva global. Estes resultados confirmaram o potencial que a recuperação por conteúdo possui no contexto médico podendo auxiliar na composição de diagnósticos, além de contribuir com a área de Computação no sentido de ter desenvolvido técnicas para recuperação por conteúdo no domínio de modelos tridimensionais.

Palavras-chaves: Banco de dados, Informática médica, Insuficiência cardíaca congestiva, Recuperação da Informação, Sistema de Informação hospitalar.

Abstract

BERGAMASCO, Leila Cristina Carneiro. **Content-based 3D cardiac images retrieval**. 2013. 159 p. Dissertation (Master of Science) – School of Arts, Sciences and Humanities, University of São Paulo, São Paulo, 2013

Three-dimensional models provide a more complete view about objects analyzed by considering their depth. Considering the growth of three-dimensional models currently available in Health area, it is necessary to implement efficient query mechanisms that offer alternative ways to locate cases of patients with certain characteristics. Providing a images historical similar to those belonging to the patient can aided the diagnosis offering similar clinical cases. This project aimed to develop techniques to recovery three-dimensional medical images based on their content and apply them in the medical context, specifically in the Cardiology area. This project intended to contribute to the detection of anomalies making available similar clinical cases, throught a prototype of query system. To achieve the proposed objectives the following phases are planned: literature review, definition of the database that will be used, extractors and similarity functions implementation, construction of a retrieval system prototype, conduction of tests with medical imaging and analysis of results. The results obtained with the methods developed were positive, in some tests were achieved 90% of accuracy in the search return. It was found that descriptors that took into account the spatial information of the deformations obtained a better result than the methods which analyzed the models from a global perspective. These results confirmed the potential of content based retrieval has in the medical context to assist in diagnosis composition as well as contributing to the Computing field in the sense of had developed content based retrieval methods on three-dimensional models domain.

Keywords: Congestive Heart Failure, Database, Hospital Information System, Information Retrieval, Medical Informatics.

Lista de figuras

Figura 1 – Exemplo de modelo disposto em coordenadas 3D	21
Figura 2 – Anatomia do coração.	26
Figura 3 – Diagrama de funcionamento do coração.	26
Figura 4 – Ciclo cardíaco: (a) apresenta o plano axial do ventrículo esquerdo e (b) mostra o comportamento da estrutura durante a sístole e diástole . . .	27
Figura 5 – Camadas da parede cardíaca.	28
Figura 6 – Paciente realizando uma Eletrocardiografia em repouso.	28
Figura 7 – Aplicação da Radiografia Simples do Tórax: (a) ilustra o aparelho sendo manipulado pelo especialista, enquanto (b) apresenta um exemplo de uma radiografia da pélvis.	29
Figura 8 – Paciente realizando uma Ecocardiografia em repouso.	29
Figura 9 – Exame gerado a partir do exame ARNE.	29
Figura 10 – Resultado do exame de Cineangiografia. É possível perceber o comportamento do contraste ao longo do exame.	30
Figura 11 – Exame de Ressonância Magnética: (a) Equipamento usado para a realização do exame de RMN (SUETENS, 2009). Nesse tipo de câmera é possível examinar o corpo inteiro do paciente; (b) Diferentes fatias extraídas de um exame de RMN: todas mostram as paredes ventriculares com afunilamento, indicando bloqueio parcial ou tecido infartado. . . .	30
Figura 12 – Imagem gerada pela Tomografia Computadorizada Multidetectors – a flecha vermelha indica uma possível formação de cálcio na válvula mitral. . .	31
Figura 13 – Comportamento do coração durante a sístole e diástole (quando o coração recebe e bombeia o sangue respectivamente) quando apresenta alguma dessas disfunções.	33
Figura 14 – Rotina de métodos que podem ser aplicados para compor o diagnóstico. . .	34
Figura 15 – Imagens do ventrículo esquerdo gerados por RMN. Em (a) um paciente sem ICC e (b) um paciente com ICC.	34
Figura 16 – Imagens geradas por SPECT do ventrículo esquerdo. Em (a) um paciente sem ICC e (b) um paciente com ICC. Percebe-se que o fluxo sanguíneo na região é um indicador mais robusto para o problema.	35
Figura 17 – Processo de aquisição de imagem RMN.	36

Figura 18 – Planos anatômicos: (a) Coronal, (b) Sagital, (c) Axial.	36
Figura 19 – Relação entre órgão e imagem: (a) Plano Coronal (b) Plano Sagital (c) Axial. <i>VE: Ventrículo Esquerdo; VD: Ventrículo Direito; AE: Átrio Esquerdo; Ao: Aorta; AP: Artéria Pulmonar; Ad: Aorta descendente; DA: Coronária descendente</i>	37
Figura 20 – Método de <i>EigenHearts</i> . (a) Padrão de contractilidade encontrado e (b) A imagem à esquerda é dada como consulta e o programa identifica uma anormalidade quando é sobreposta ao padrão do sistema.	38
Figura 21 – Nível de pressão em diferentes partes do coração	38
Figura 22 – Exemplo de uma imagem representada em uma matriz. Na célula (1,2) tem-se a presença da cor vermelha, enquanto no <i>pixel</i> representado pela célula (3,1) tem-se a cor cinza.	40
Figura 23 – Modelo de uma garrafa com sua respectiva representação por meio de <i>voxels</i>	41
Figura 24 – Modelo de uma garrafa com sua respectiva representação por meio de faces triangulares.	41
Figura 25 – Cubo com a indicação das arestas.	42
Figura 26 – Tipos de vizinhança: (a) vizinhança-4 de um <i>pixel</i> ; (b) vizinhança-8 de um <i>pixel</i> ; (c) vizinhança-6 de um <i>voxel</i> ; (d) vizinhança-18 de um <i>voxel</i> ; (e) vizinhança-26 de um <i>voxel</i>	43
Figura 27 – Técnica <i>Level Set</i> : (a) Exemplo de fatias sobrepostas. (b) Aproximação feita unindo as curvas das fatias, formando o modelo 3D.	44
Figura 28 – Disposição do ponto P no sistema cartesiano 3D.	44
Figura 29 – Cálculo do comprimento de um vetor.	45
Figura 30 – Vetor normal originado a partir de dois vetores diretores.	46
Figura 31 – Coordenadas esféricas.	48
Figura 32 – Demonstração do processo de detecção de borda: (a) Imagem em nível de cinza. (b) Bordas detectadas a partir de uma vizinhança-4 <i>pixels</i>	49
Figura 33 – Transformada de Hough. a) Espaço da imagem. b) Espaço de parametrização.	50
Figura 34 – Conjunto de pontos dispostos no espaço de imagem	51
Figura 35 – Gráfico dos valores de ρ em relação ao θ	53
Figura 36 – Principais componentes da Generalização da Transformada de Hough.	53

Figura 37 – Conjunto de pontos, sendo que ABC é uma forma geométrica não parametrizada e inicialmente desconhecida.	54
Figura 38 – GTH3D. a) Componentes relacionados ao cálculo da distância e os ângulos formados por ela. b) Vetor normal e seus ângulos de orientação.	57
Figura 39 – Matriz-R gerada pela aplicação do método GTH3D.	57
Figura 40 – Demonstração do funcionamento da GTH 3D. a) Lista de pontos 3D. b) Cubo a ser encontrado.	59
Figura 41 – Arquitetura de um sistema CBIR.	63
Figura 42 – Esquema geral de um sistema CBIR.	64
Figura 43 – Exemplo de um vetor de característica.	65
Figura 44 – Exemplo de um histograma de cores.	65
Figura 45 – Exemplo da orientação do gradiente de <i>pixels</i>	66
Figura 46 – Figuras matematicamente similares e semanticamente diferentes.	68
Figura 47 – Interface de um sistema com Realimentação por Relevância: (a) ilustra o primeiro resultado, apresentando inconsistências. No item (b) é mostrado o resultado final após a sexta interação com o usuário e com a técnica de Realimentação por Relevância aplicada.	69
Figura 48 – Exemplo de um gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação	70
Figura 49 – Processo usado na Revisão Sistemática.	76
Figura 50 – Porcentagem de cada tipo de artigo encontrado.	77
Figura 51 – Cloud tag indicando a representatividade de cada país para a presente RS.	77
Figura 52 – Taxonomia usada para o presente trabalho.	79
Figura 53 – Tipos dos extratores implementados em relação a taxonomia adotada na pesquisa.	80
Figura 54 – Consulta feita em (GAO et al., 2011): a primeira linha representa a projeção dada como consulta e os resultados são apresentados na segunda e terceira linha.	81
Figura 55 – Exemplo de um modelo utilizado no trabalho. Tons avermelhados indicam um alto grau de interconectividade.	82
Figura 56 – Funções de Similaridade usadas	83
Figura 57 – Técnicas de avaliação usadas	84

Figura 58 – Imagens retiradas de Glatard, Montagnat e Magnin (2004): (a) apresenta o espectro de um exame de MRI cerebral. (b) segmentação do miocárdio.	87
Figura 59 – Atividades desenvolvidas durante o projeto.	91
Figura 60 – Região de interesse destacada de uma fatia pertencente a um exame de RMN.	93
Figura 61 – <i>Software</i> para segmentação Seg3D: a) Tela inicial. b) Opção para mudar a perspectiva de visualização da imagem.	94
Figura 62 – Delimitação da região a ser segmentada usando a ferramenta <i>Polyline</i> .	95
Figura 63 – Preenchimento da região.	95
Figura 64 – <i>Slice</i> segmentado.	96
Figura 65 – Ventrículo reconstruído.	96
Figura 66 – Histograma de Distância: a partir de um conjunto de <i>frames</i> o volume é extraído e reconstruído. Os histogramas são criados baseados na distância entre o centróide e a superfície do modelo em pontos randômicos.	97
Figura 67 – Passos efetuados pelo Histograma de Distância.	99
Figura 68 – Execução do método EDL.	100
Figura 69 – Octantes: a) A divisão dos octantes em uma esfera modelada; b) A divisão dos octantes em um ventrículo reconstruído.	101
Figura 70 – Gráficos gerados pelo ETH3D na aplicação de diferentes cubos: a) Cubo sem deformação. b) Deformação no primeiro octante. c) Deformação no sétimo octante.	104
Figura 71 – Execução do método ETH3D utilizando as frequências das matrizes cúbicas.	106
Figura 72 – Exemplo do cálculo de similaridade entre duas matrizes cúbicas.	107
Figura 73 – Execução do método THD3D usando desvio padrão.	109
Figura 74 – Exemplo do cálculo de similaridade entre duas matrizes cúbicas utilizando o desvio padrão.	110
Figura 75 – Estrutura do protótipo	112
Figura 76 – Modelo Entidade-Relacionamento do protótipo para armazenar resultados dos extratores.	112
Figura 77 – Interface do protótipo.	113
Figura 78 – Sequência de testes usada.	116
Figura 79 – Distribuição de homens e mulheres para cada grupo de estudo.	116

Figura 80 – Modelos Sintéticos: (a) Modelo sem anomalias; (b)Modelo com de- formação tipo 1; (c) Modelo com deformação tipo 2;	117
Figura 81 – Distâncias usando os Modelos Sintéticos. As distâncias em vermelho mostram menos similaridade e as em verde indicam modelos similares.	118
Figura 82 – Modelos Sintéticos: (a) Modelo sem anomalias; (b)Modelo com de- formação no primeiro octante; (c) Modelo com deformação no sétimo octante.	118
Figura 83 – Distâncias Euclidianas usando os modelos sintéticos. As distâncias em vermelho mostram menos similaridade e as em verde indicam modelos similares.	119
Figura 84 – Modelos Sintéticos: (a) Modelo sem deformações; (b)Modelo com pe- quena deformação no primeiro octante; (c) Modelo com muita de- formação no primeiro octante; (d) Modelo com muita deformação no quarto octante.	120
Figura 85 – Distâncias encontradas: (a) Utilizando área; (b) Utilizando desvio padrão; (c) Utilizando frequências;	120
Figura 86 – Gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação obtidos utilizando o método de Histograma de Distância.	122
Figura 87 – Matriz de Distâncias utilizando o método de Histograma de Distância.	122
Figura 88 – Resultado incorreto apresentado pela interface quando é utilizado o método de Histograma de Distância. (Paciente 5)	124
Figura 89 – Resultado correto apresentado pela interface quando é utilizado o método de Histograma de Distância. (Paciente 11)	124
Figura 90 – Gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação obtidos utilizando o método de ELD.	125
Figura 91 – Matriz de Distâncias utilizando o método de ELD.	125
Figura 92 – Resultado incorreto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ELD.(Paciente 21)	127
Figura 93 – Resultado correto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ELD. (Paciente 11)	127
Figura 94 – Gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação obtidos utilizando o método de ETH3D com as frequências das matrizes-R cúbicas.	128

Figura 95 – Matriz de Distâncias utilizando o método de ETH3D com as frequências das matrizes-R cúbicas.	128
Figura 96 – Resultado incorreto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com frequência. (Paciente 12)	130
Figura 97 – Resultado correto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com frequência. (Paciente 11)	130
Figura 98 – Gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação obtidos utilizando método de ETH3D com o desvio padrão das distâncias.	131
Figura 99 – Matriz de Distâncias utilizando método de ETH3D com o desvio padrão das distâncias.	131
Figura 100 – Resultado incorreto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com desvio padrão.	132
Figura 101 – Resultado correto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com desvio padrão.	133
Figura 102 – Gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação obtidos utilizando o método de Histograma de Distância e com a Distância Manhattan.	133
Figura 103 – Modelos remalhados: (a) 40000 vértices. (b) 80000 vértices.	134
Figura 104 – Gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos com ICC e remodelados.	135
Figura 105 – Gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos sem anomalias e remodelados.	135
Figura 106 – O gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos com ICC.	136
Figura 107 – O gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos sem anomalias.	137
Figura 108 – Resultados fornecidos pelo Protótipo do Sistema usando diferentes extratores em um modelo com ICC: (a) Histograma de Distância; (b) EDL; (c) ETH3D - frequência; (d) ETH3D - desvio padrão.	139
Figura 109 – Resultados fornecidos pelo Protótipo do Sistema usando diferentes extratores em um modelo sem a ICC: (a) Histograma de Distância; (b) EDL; (c) ETH3D - frequência; (d) ETH3D - desvio padrão.	140

Lista de algoritmos

Algoritmo 1 – Histograma de Distância	98
Algoritmo 2 – Pseudocódigo da Reconstrução da Matriz-R	105
Algoritmo 3 – Pseudocódigo da Comparação de duas Matrizes-R usando a frequência. . .	105
Algoritmo 4 – Pseudocódigo da Comparação de duas Matrizes-R utilizando o desvio padrão.	108
Algoritmo 5 – Pseudocódigo da Distância Euclidiana	110
Algoritmo 6 – Pseudocódigo da Distância Manhattan	111

Lista de tabelas

Tabela 1 – Lista de vértices e faces	42
Tabela 2 – Valores de ρ encontrados para cada ponto e ângulo.	52
Tabela 3 – Matriz acumuladora obtida	52
Tabela 4 – Estrutura da Tabela-R	53
Tabela 5 – Tabela-R com os valores das direções de gradiente, r e β dos pontos da imagem analisada.	55
Tabela 6 – Cálculo para cada um dos pontos da Figura 37	56
Tabela 7 – Matriz acumuladora obtida a partir da Tabela 6	56
Tabela 8 – Relação de vetores normais e ângulos ϕ e θ associados a cada um deles	59
Tabela 9 – Valores encontrados para o baricentro, distância e ângulos de orientação.	60
Tabela 10 – Matriz-R obtida.	60
Tabela 11 – Valores x_c , y_c e z_c encontrados para cada face.	60
Tabela 12 – Critérios de Inclusão e Exclusão atendidos	74
Tabela 13 – Resumo dos extratores de volume selecionados	89
Tabela 14 – Média de tempo para a recuperação dos modelos (segundos)	138
Tabela 15 – Média de modelos recuperados corretamente	138
Tabela 16 – Principais características dos extratores desenvolvidos	138
Tabela 17 – Características dos artigos que implementam extratores	157

Lista de abreviaturas e siglas

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
API	<i>Application programming interface</i>
CAD	<i>Computer-Aided Diagnosis</i>
CBIR	<i>Content-Based Image Retrieval</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
EDL	Extrator de Distância Local
ETH3D	Extrator baseado na Transformada de Hough 3D
GTH	Generalização da Transformada de Hough
GTH3D	Extrator baseado na Transformada de Hough 3D
VOI	<i>Volume of Interest</i>

Sumário

1	Introdução	20
1.1	Objetivos e Justificativa	23
1.2	Organização do texto	23
2	Sistema Circulatório	25
2.1	Anatomia do coração humano	25
2.2	Exames para diagnósticos cardíacos	27
2.3	Insuficiência Cardíaca	31
2.4	Ressonância Magnética Nuclear	35
2.5	Sistemas CAD para detecção de ICC	37
2.6	Considerações Finais	39
3	Processamento Gráfico	40
3.1	Estrutura de imagens 2D e modelos 3D	40
3.2	Conectividade de elementos	42
3.3	Processamento Gráfico em modelos 3D	43
3.3.1	Sistemas de coordenadas 3D	44
3.3.2	Vetor normal	46
3.3.3	Coordenadas esféricas	47
3.3.4	Transformada de Hough	48
3.3.4.1	Transformada de Hough 2D paramétrica	50
3.3.4.2	Transformada de Hough 2D não paramétrica	52
3.3.4.3	Transformada de Hough 3D	56
3.4	Considerações Finais	60
4	Recuperação de Imagens Baseada em Conteúdo	62
4.1	Extratores	64
4.2	Funções de Similaridade	66
4.3	Realimentação por Relevância	67
4.4	Avaliação de Sistemas CBIR	68
4.5	Considerações Finais	70

5	Revisão Bibliográfica Sistemática	71
5.1	Conceitos sobre Revisão Sistemática	71
5.1.1	Protocolo da Revisão Sistemática	72
5.1.2	Condução da Revisão Sistemática	74
5.1.3	Síntese da Revisão Sistemática	76
5.2	Análise qualitativa da Revisão Sistemática	78
5.2.1	Pré-Processamento	78
5.2.2	Extratores	79
5.2.3	Funções de Similaridade	82
5.2.4	Métricas de Avaliação	83
5.2.5	Bases de Dados	84
5.2.6	Outras técnicas	85
5.2.7	Recuperação de Modelos Médicos Tridimensionais	86
5.3	Considerações Finais	88
6	Recuperação por Conteúdo de modelos 3D cardíacos	90
6.1	Metodologia de desenvolvimento	90
6.2	Segmentação e Reconstrução	93
6.3	Extratores implementados	96
6.3.1	Histograma de Distância	97
6.3.2	Extrator de Distância Local	99
6.3.3	Extrator baseado na Transformada de Hough 3D (ETH3D)	102
6.4	Funções de Similaridade	109
6.5	Protótipo de sistema de recuperação desenvolvido	111
6.6	Considerações Finais	113
7	Resultados e Discussões	115
7.1	Metodologia dos testes	115
7.2	Modelos Sintéticos	116
7.2.1	Histograma de Distância	116
7.2.2	Extrator de Distância Local - EDL	118
7.2.3	Extrator baseado na Transformada de Hough 3D	119
7.3	Modelos Reais	121

7.3.1	Histograma de Distância	122
7.3.2	Extrator de Distância Local	124
7.3.3	Extrator baseado na Transformada de Hough 3D	126
7.4	Distância Manhattan	132
7.5	Desempenho do sistema com modelos com maior grau de resolução	134
7.6	Comparação entre extratores	136
7.7	Artigos publicados e submetidos	139
7.8	Considerações finais	141
7.8.1	Trabalhos futuros	143
8	Conclusão	145
	Referências ¹	147
	Apêndice A – Tabela de características dos extratores .	157

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

1 Introdução

A tecnologia vem adentrando nos últimos anos em todos os setores da sociedade, mudando a forma como as pessoas trabalham e se relacionam. A Medicina, em particular, é uma das áreas que mais se beneficiam com o advento tecnológico e, muitas vezes, faz uso pioneiro dos avanços existentes.

Na década de 60 os primeiros sistemas computacionais foram introduzidos no ambiente hospitalar com finalidade administrativa, herdados dos sistemas gerenciais industriais. Somente na década de 80 as aplicações computacionais de auxílio ao diagnóstico começaram a ser utilizadas no Brasil, porém limitadas à análise estatística dos dados, com pouca inteligência envolvida. Surgiram, então, os primeiros sistemas de Diagnósticos Assistidos por Computador (CAD - *Computer-Aided Diagnosis*) que, como o próprio nome sugere, fornece uma possível decisão a partir do histórico do paciente e de determinada patologia (PRADO; VALLE; RAMOS, 1999). Nunes (2006) ratifica que esses sistemas chamam a atenção para regiões suspeitas de uma imagem médica, tentando fornecer detalhes da anomalia ao profissional de saúde.

No trabalho de Doi (2007) são apresentados dados relacionados a publicações envolvendo sistemas de CAD durante o período de 2000 a 2005 mostram um aumento de 64% em trabalhos referentes a CAD nas áreas de Radiologia, Ressonância Magnética e Tomografia Computadorizada. Nos anos 70 havia o mito de que os sistemas CADs substituiriam a pessoa física do médico, gerando um mal estar entre diversos setores. Com o passar dos anos ficou provado que a utilidade desses sistemas está em prover um suporte ao médico especialista, fornecendo-lhe subsídios para compor um diagnóstico mais preciso.

Segundo Doi (2007) esforços têm sido voltados para o desenvolvimento de sistemas CAD considerando modalidades de imagens médicas que fornecem subsídios para a construção de modelos tridimensionais, como imagens de Ressonância Magnética.

Em particular, a Cardiologia é bastante beneficiada com os sistemas CAD, pois por meio de exames como Ressonância Magnética, Tomografia Computadorizada e Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton único, é possível o auxílio computacional para a análise de diferentes doenças como isquemia cardíaca, infarto e insuficiência cardíaca. Em Cline et al. (2009) é desenvolvido um sistema CAD utilizando imagens de Tomografia Computadorizada, para detecção de placas calcificadas nas artérias coronárias. Tais estruturas podem bloquear parcialmente ou totalmente as artérias, desenvolvendo um

quadro clínico mais grave no paciente. Já em [Rodgers et al. \(2008\)](#) também são usadas imagens tomográficas, porém é feita a reconstrução das imagens a fim de se obter dados relativos aos volumes locais das artérias para analisar a formação de placas.

Paralelamente ao avanço tecnológico citado, também a área de processamento gráfico incluindo processamento de imagens, computação gráfica, realidade virtual e áreas afins, evoluiu no decorrer dos anos à medida que o *hardware* se tornou mais eficiente e barato. Desde a década de 70, esse campo de pesquisa e desenvolvimento auxilia em aplicações como sistemas CAD, e visualização de imagens médicas ([WIEDERHOLD; SHORTLIFFE, 2006](#)). Mais recentemente, tarefas como visualização de informação, treinamento virtual, planejamento de procedimentos, entre outras, vêm sendo exploradas e beneficiadas com o desenvolvimento de técnicas computacionais dentro do contexto de processamento gráfico.

Um dos focos de estudo nesse contexto são os modelos tridimensionais (3D), que é um conjunto de pontos em um espaço de coordenadas 3D, considerando os eixos x, y , e z ([PEDRINI; SCHWARTZ, 2008](#)). A Figura 1 mostra um modelo facial disposto nos eixos x , y e z .

Figura 1 – Exemplo de modelo disposto em coordenadas 3D .

Fonte: [Hajeer et al. \(2004\)](#)

Os modelos 3D podem fornecer ao usuário uma visão mais completa do objeto sob estudo devido à possibilidade de disponibilizar, além das cores e dos contornos, uma dimensão adicional relacionada à profundidade. Além disso, as possibilidades de interação e animação permitem que o objeto seja examinado a partir de diferentes pontos de vista.

Na área de saúde, esses modelos podem ser construídos de forma sintética (a partir de desenvolvimento artístico utilizando aplicativos para modelagem 3D) ou por meio de

técnicas de reconstrução de imagens, utilizando imagens médicas reais (NUNES et al., 2010). Os modelos sintéticos são amplamente usados em treinamentos e simulações possibilitam repetições de ações por um número ilimitado de aprendizes. Já os modelos oriundos de imagens reais são utilizados tanto em sistemas CAD quanto em aplicações de simulação e ensino.

Em contrapartida, por serem objetos mais complexos em razão da dimensão adicional e o mapeamento das relações de vizinhança, os modelos 3D possuem um volume maior de dados e, conseqüentemente, necessitam de um espaço maior para armazenamento. Dessa forma, se fazem necessários mecanismos eficientes de busca nesse contexto específico, como uma forma de auxiliar profissionais da saúde na composição de diagnósticos. Permitir a busca de imagens e/ou modelos similares àqueles pertencentes ao exame do paciente pode constituir uma forma de oferecer ao especialista um auxílio sobre a existência de possíveis anomalias. Nesse contexto, os conceitos de Recuperação de Imagens por Conteúdo, mais conhecida como CBIR (*Content-Based Image Retrieval*), são bastante úteis.

O princípio básico dos sistemas que utilizam CBIR é pesquisar no banco de dados uma determinada quantidade de imagens similares a uma imagem de consulta, de acordo com um ou mais critérios fornecidos. Os critérios de similaridade são obtidos a partir da extração de características da imagem, geralmente relacionadas a cores, texturas e formas. Este tipo de recuperação de informação pode ser utilizado nas mais diversas variedades de aplicações, tendo sido bastante explorado na área médica, principalmente na construção de sistemas de busca em PACS (*Picture Archive and Communication System*) (TORRES; FALCÃO, 2006).

Na literatura, CBIR é um problema bastante explorado no domínio de imagens médicas bidimensionais (2D). Quando o domínio contempla uma terceira dimensão, a técnica apresenta várias denominações, como 3DMR - *3D Model Retrieval* (VRANIC, 2001), *Content Based 3D Model Retrieval* (JIA et al., 2008) e *Shape-Based 3D Model Retrieval* (SONG; GOLSHANI, 2003). Todas as técnicas nesse contexto têm o mesmo propósito: a partir de um modelo é feita uma pesquisa na base de dados considerando características relacionadas a forma, cor e textura, com a finalidade de descobrir os modelos mais similares ao modelo fornecido.

É nesse cenário que se enquadra o presente trabalho: utilizar os conceitos de CBIR 3D para recuperar modelos cardíacos. Como mencionado, a exploração do domínio tridimensional no contexto de CBIR é relativamente nova na literatura. Sua aplicação na

área médica, especificamente a área de Cardiologia, é igualmente inovadora. Tal escopo justifica-se em função da crescente utilização de modelos 3D obtidos a partir de imagens fornecidas em grande quantidade por meio de exames cardiológicos e a consequente formação de bases de imagens com grandes volumes armazenados. Assim, mecanismos de busca com base em conteúdo podem constituir ferramentas para auxiliar na composição do diagnóstico, uma vez que podem tecer meios para a recuperação rápida e objetiva em tais bases de imagens.

1.1 Objetivos e Justificativa

O presente projeto de pesquisa tem por objetivo geral desenvolver técnicas de recuperação de modelos tridimensionais com base no seu conteúdo e aplicá-las no contexto médico. Especificamente serão consideradas imagens da área de Cardiologia, do ventrículo esquerdo, obtidas por meio de Ressonância Magnética.

Para alcançar o objetivo geral foram estabelecidos os seguintes objetivos específicos:

- definir, implementar e validar extratores para modelos tridimensionais médicos da área de Cardiologia construídos com imagens provenientes de Ressonância Magnética;
- validar funções de similaridade para modelos tridimensionais médicos cardíacos;
- desenvolver um protótipo de sistema para facilitar a utilização das técnicas desenvolvidas pelo usuário final (profissional da saúde);
- avaliar a eficiência dos extratores e funções de similaridade em modelos tridimensionais médicos cardíacos.

1.2 Organização do texto

Além desta Introdução, este trabalho está organizado da seguinte forma:

- o Capítulo 2 aborda a anatomia cardíaca, e os principais problemas encontrados nesse campo de estudo e os exames que são comumente usados para detectá-los;
- o Capítulo 3 se refere aos conceitos de Processamento Gráfico que foram necessários para o desenvolvimento da pesquisa;
- o Capítulo 4 detalha algumas características de um sistema CBIR e sua aplicabilidade em modelos 3D;

- o Capítulo 5 contém uma revisão bibliográfica, elucidando assuntos relativos às técnicas existentes de recuperação por conteúdo de objetos tridimensionais e o estado da arte de sua aplicação na área médica, obtido a partir de uma Revisão Sistemática;
- no Capítulo 6 é apresentada a metodologia usada e detalhes de implementação necessários para atingir os objetivos da presente pesquisa;
- o Capítulo 7 contém os resultados obtidos durante o projeto;
- no Capítulo 8 são feitas as considerações finais. Ao final, são disponibilizadas as referências bibliográficas utilizadas ao longo deste documento.

2 Sistema Circulatório

Neste Capítulo é detalhado o funcionamento do sistema circulatório humano, os principais problemas médicos que são encontrados e os exames que são feitos para prevenção e análise de anomalias, destacando-se a Ressonância Magnética, que é objeto de estudo do presente projeto.

2.1 Anatomia do coração humano

O sistema circulatório humano é um dos mais complexos do ponto de vista anatômico. É responsável pelo transporte de nutrientes e oxigênio a todas as células do corpo. Em contrapartida, ele também é a maior causa de óbitos no planeta. No Brasil, em 2010, problemas cardíacos foram responsáveis por 326.371 mortes ([DATASUS, 2013](#)). Foi ainda observado que em países em desenvolvimento doenças cardiovasculares tendem a aparecer precocemente em comparação aos países desenvolvidos ([INCA, 2003](#)).

O coração possui quatro câmaras: átrio direito, átrio esquerdo, ventrículo direito e ventrículo esquerdo. Essas câmaras constituem o maior volume do coração e têm a responsabilidade de transportar nutrientes, hemácias para as células do corpo. Outros componentes desse órgão são as veias cavas, que trazem o sangue do corpo para o átrio direito; as veias pulmonares, que trazem sangue para o átrio esquerdo; as artérias troncopulmonares, que levam o sangue do ventrículo direito para os pulmões e a artéria aorta, que leva o sangue do ventrículo esquerdo para o resto do corpo humano ([SPENCE, 1991](#)). As valvas são responsáveis por auxiliar no bombeamento do sangue não permitindo que o sangue volte para a estrutura anterior. No sistema circulatório, é composto pela valva mitral, que separa o átrio esquerdo do ventrículo esquerdo; a valva tricúspide, que funciona da mesma forma para o lado direito; a valva da aorta, que impede que haja o refluxo de sangue no ventrículo esquerdo e a valva pulmonar que realiza a mesma função para o ventrículo direito. Por fim, o músculo papilar colabora no funcionamento das valvas. A Figura 2 ilustra esses componentes e a Figura 3 apresenta um diagrama de funcionamento simplificado destas estruturas. As setas azuis indicam o fluxo do sangue chegando ao coração e indo ser oxigenados pelo pulmão e as vermelhas indicam que o recebimento do sangue oxigenado, por meio das veias pulmonares, e é então, bombeado para todas as estruturas do corpo humano.

Figura 2 – Anatomia do coração.

Fonte: [Netter \(2011\)](#)

Figura 3 – Diagrama de funcionamento do coração.

Fonte: [Pinheiro \(2012\)](#)

Para efetivamente bombear o sangue para o corpo e pulmões, o coração se contrai e relaxa provocando o fluxo sanguíneo. Tanto os átrios como os ventrículos se contraem. A contração ventricular é chamada de sístole ventricular e o movimento dos ventrículos quando começam a descontraír é chamado de diástole ventricular. Para o caso dos átrios as denominações para esses movimentos de contração e relaxamento são sístole atrial e

díastole atrial, respectivamente. A Figura 4 ilustra esse movimento sobre a perspectiva do ventrículo esquerdo (SPENCE, 1991).

Figura 4 – Ciclo cardíaco: (a) apresenta o plano axial do ventrículo esquerdo e (b) mostra o comportamento da estrutura durante a sístole e diástole

Fonte: Martini (2006)

Todo o coração é revestido por quatro camadas de tecido. O endocárdio é a camada mais interna, composta por tecido conjuntivo bastante fina e lisa, fazendo com que o sangue consiga circular facilmente nessa estrutura. O miocárdio é uma camada média e, entre as quatro, é a mais espessa do coração. Ela é composta por tecido muscular e permite a contração involuntária do coração. O epicárdio é uma camada mais externa formada também por tecido conjuntivo e bastante fina. Por fim, o pericárdio é a camada mais externa que reveste o coração com um tecido conjuntivo resistente e inelástico. Dessa forma ele permite com um certo grau de liberdade que o coração contraia, porém sem ultrapassar os limites da região que o coração repousa (SPENCE, 1991). A Figura 5 apresenta essas quatro camadas da parede cardíaca.

2.2 Exames para diagnósticos cardíacos

As doenças cardíacas são oriundas dessas estruturas anatômicas. Existem, atualmente, alguns exames que auxiliam no diagnóstico de doenças, como apontam Mansur, Armaganijan e Geraldo (2004) e Timerman et al. (2000):

Figura 5 – Camadas da parede cardíaca.

Fonte: Carballo, Alvarez e Garrido (2012)

- **Eletrocardiografia:** são colocados eletrodos no paciente e são registradas as atividades elétricas do comportamento cardíaco, como apresentado na Figura 6. Quando existe falta de oxigênio há uma variação elétrica que é mostrada no exame. Em geral esse exame deve ser associado a outros exames complementares.

Figura 6 – Paciente realizando uma Eletrocardiografia em repouso.

Fonte: ProCardíaco (2010)

- **Radiografia Simples do Tórax:** por meio de radiografias do tórax é possível identificar anomalias que podem ser relacionadas a diversas doenças. As Figuras 7 e 7 apresentam um exemplo de aplicação e o resultado deste exame.
- **Ecocardiografia:** um exame de ultrassom feito com o coração em repouso ou em exercício, como apresentado na Figura 8. Seu custo é relativamente baixo e tem uma boa acurácia. Em especial, na Insuficiência Cardíaca Congestiva (ICC), é possível avaliar o gravidade da situação e sua origem, fundamental para o planejamento terapêutico do paciente.
- **Medicina Nuclear:** nesse tipo de especialidade é analisado, de forma não invasiva, o comportamento de tecidos com pequenas quantidades de substâncias radioativas

Figura 7 – Aplicação da Radiografia Simples do Tórax: (a) ilustra o aparelho sendo manipulado pelo especialista, enquanto (b) apresenta um exemplo de uma radiografia da pélvis.

Fonte: Toledo e Adde (2000)

Figura 8 – Paciente realizando uma Ecocardiografia em repouso.

Fonte: CardiOLogic (2012)

inseridas no local. A Figura 9 apresenta um exemplo de um exame que se utiliza do componente radiotivo tecnécio-99m para avaliar as funções do ventrículo esquerdo.

Figura 9 – Exame gerado a partir do exame ARNE.

Fonte: Maipu (2013)

- **Cineangiografia Coronariana:** mediante a injeção de contraste usando um catéter é possível analisar por meio de radiografias a anatomia das artérias do coração e identificar bloqueios de fluxo sanguíneo. Na Figura 10 é apresentado um *frame* do exame de Cineangiografia.
- **Ressonância Magnética Nuclear:** a Ressonância Magnética Nuclear (RMN) busca medir o magnetismo da distribuição do hidrogênio na estrutura analisada, gerando

Figura 10 – Resultado do exame de Cineangiografia. É possível perceber o comportamento do contraste ao longo do exame.

Fonte: [InfoEscola \(2012\)](#)

imagens de alta resolução de órgãos, tecidos e ossos do corpo humano. Essa técnica utiliza aplicação do gadolínio durante aquisição de imagens nos casos em que há suspeita de tumores, artrites e infecções, para aumentar a capacidade diagnóstica ([SUETENS, 2009](#)). A Figura 11 apresenta o aparelho de RMN e a Figura 11, mostra a imagem gerada por um exame para detecções de anomalias circulatórias.

Figura 11 – Exame de Ressonância Magnética: (a) Equipamento usado para a realização do exame de RMN ([SUETENS, 2009](#)). Nesse tipo de câmera é possível examinar o corpo inteiro do paciente; (b) Diferentes fatias extraídas de um exame de RMN: todas mostram as paredes ventriculares com afunilamento, indicando bloqueio parcial ou tecido infartado.

Fonte: [Schmid, Daniel e Achenbach \(2010\)](#)

- **Tomografia Computadorizada Multidetectors:** por meio dessa modalidade de imagens clínicas é possível analisar o volume de placa de aterosclerose e o *score* de cálcio coronariano.

Figura 12 – Imagem gerada pela Tomografia Computadorizada Multidetectors – a flecha vermelha indica uma possível formação de cálcio na válvula mitral.

Fonte: [BioImagem \(2012\)](#)

2.3 Insuficiência Cardíaca

Uma das doenças cardíacas mais conhecidas é a insuficiência cardíaca, frequentemente chamada de Insuficiência Cardíaca Congestiva (ICC) que afeta nos EUA 2% da população e é a causa principal ou contribuinte para morte de 300.000 pessoas. Ela atinge principalmente pessoas com mais de 65 anos e apresentou um custo anual de 18 bilhões de dólares ao governo norte americano em 2006 ([KUMAR et al., 2010](#)). No Brasil, a ICC foi responsável pela morte de 7% dos 300 mil pacientes hospitalizados em 2007 ([DATASUS, 2013](#)) e, no Estado de São Paulo, em 2006, foi responsável por 6.3% dos óbitos ([BOCCHI et al., 2012](#)).

A doença refere-se à incapacidade do coração bombear o sangue necessário para as funções metabólicas, podendo aparecer no estágio final de muitas doenças cardíacas como a hipertensão e a isquemia ¹. A ICC é considerada uma doença bastante complexa, uma vez que pode ser resquício de diversas outras doenças. A taxa de mortalidade é maior nos idosos do gênero masculino, e o seu diagnóstico precoce é extremamente importante para aumentar as chances e a qualidade de vida do paciente. Um dos indicadores da ICC é o aumento do volume do coração.

[Kumar et al. \(2010\)](#) explicam que diariamente o coração impulsiona mais de 6000 litros de sangue para todo o corpo e bate mais de 40 milhões de vezes por ano. O seu peso varia de acordo com o peso e altura da pessoa. É responsável por cerca de 0,4 a 0,5% do

¹ A isquemia se caracteriza pelo desenvolvimento de placas de ateroma, compostas por elemento fibro-gorduroso, na parede das artérias coronárias causando a obstrução parcial ou total da artéria ([GUYTON; HALL, 2006](#))

peso corporal, sendo que em mulheres o peso apresenta, em média, de 250 a 300 gramas, enquanto nos homens varia de 300 a 350 gramas.

[Kumar et al. \(2010\)](#) definem também que o aumento do peso e do tamanho do coração pode indicar diversas doenças cardíacas. O aumento do peso ou da espessura do ventrículo indica hipertrofia, enquanto o aumento do tamanho da câmara indica dilatação. O aumento do peso em conjunto com o aumento de volume é chamado de cardiomegalia.

A ICC pode ser discutida sob duas perspectivas: Insuficiência Cardíaca Esquerda e Insuficiência Cardíaca Direita. Como os nomes sugerem, a ICC pode estar presente em apenas um lado do coração, porém sendo ele um circuito fechado, é comum que a insuficiência presente de um lado faz com que o outro trabalhe mais, resultando em um esforço excessivo e gerando uma ICC global.

A Insuficiência Cardíaca Esquerda é a que mais ocorre em pacientes e, de acordo com [Spence \(1991\)](#), com frequência é provocada por:

- Isquemia do coração: falta de suprimento sanguíneo no tecido, no caso cardíaco, diminuindo a quantidade de glicose e oxigenação, podendo levar à morte da região afetada;
- Hipertensão arterial: a pressão arterial é originada pela força que o sangue realiza para bombear o sangue para o corpo humano. A hipertensão é caracterizada quando este esforço aumenta, fazendo com que a pressão nas artérias também cresça. Por esse motivo essa doença é popularmente conhecida como “pressão alta”. O esforço repetitivo necessário para o coração bombear o sangue pode causar, a longo prazo, o enrijecimento dos ventrículos e, conseqüentemente, levar à ICC;
- Doenças valvulares aorta e mitral: interferem no fluxo de sangue no coração, podendo, por exemplo, diminuir a quantidade de sangue bombeado e fazendo com que o coração trabalhe mais para suprir essa deficiência.

A Insuficiência Cardíaca Congestiva Esquerda (ICC Esquerda) pode ainda ser dividida em insuficiência sistólica ou diastólica. Na primeira, o ventrículo esquerdo está comprometido e há insuficiência do débito cardíaco (bombeamento de sangue). Ela é decorrente das doenças citadas anteriormente, como a hipertensão e a isquemia, que prejudicam a contractilidade do ventrículo. Na insuficiência diastólica o ventrículo também está comprometido. Nesse caso, o coração, que está contraído devido a sístole, não consegue relaxar, impedindo que o ventrículo receba a quantidade esperada de sangue e

consequentemente bombeando menos sangue do que o necessário. A insuficiência diastólica, acomete a maioria dos idosos, muitas vezes oriunda de hipertensão. Em alguns casos é um processo natural, devido à perda de contractilidade do tecido cardíaco eminente com o passar dos anos (KUMAR et al., 2010). A Figura 13 ilustra cada uma dessas disfunções durante o ciclo cardíaco.

Figura 13 – Comportamento do coração durante a sístole e diástole (quando o coração recebe e bombeia o sangue respectivamente) quando apresenta alguma dessas disfunções.

Fonte: Roche (2012)

A Insuficiência Cardíaca Congestiva Direita é comumente provocada pela ICC Esquerda devido ao excesso de trabalho imputado ao ventrículo direito, como explicado anteriormente. No caso de ocorrer uma IC Direita exclusiva, é provável que o paciente apresente doenças como *cor pulmonale*² ou problemas de vascularização pulmonar. Os órgãos mais atingidos pela ICC Direita são os rins e o cérebro.

Para se detectar a ICC é levado em consideração principalmente o histórico do paciente e, caso sejam observados exames com alterações significativas, são prescritos exames mais complexos. A Figura 14 apresenta a rotina de exames adaptada das Diretrizes

² A *cor pulmonale* é uma síndrome caracterizada pela hipertrofia, alteração funcional ou falência do ventrículo direito resultante de doenças pulmonares (OTA; PEREIRA, 1988)

Brasileiras para a detecção da ICC, atualizada em 2012, sobre os métodos de diagnóstico e terapêuticos.

Figura 14 – Rotina de métodos que podem ser aplicados para compor o diagnóstico.

Fonte: Bocchi et al. (2012)

Nas imagens obtidas por meio de exames de RMN e SPECT a percepção dessa doença é bastante ambivalente. Nas Figuras 15, que mostram imagens provenientes de RMN, a diferença entre um quadro com problemas e um quadro normal é praticamente imperceptível, sendo necessário avaliar *frames* de outros planos anatômicos para identificar o problema. Na imagem gerada por SPECT, apresentada na Figura 16 a forma é bastante parecida, sendo o fluxo de sangue na região, o indicador mais confiável para detectar o problema.

Figura 15 – Imagens do ventrículo esquerdo gerados por RMN. Em (a) um paciente sem ICC e (b) um paciente com ICC.

Fonte: InCor (2012)

Figura 16 – Imagens geradas por SPECT do ventrículo esquerdo. Em (a) um paciente sem ICC e (b) um paciente com ICC. Percebe-se que o fluxo sanguíneo na região é um indicador mais robusto para o problema.

Fonte: [InCor \(2012\)](#)

2.4 Ressonância Magnética Nuclear

A RMN busca medir o magnetismo da distribuição do hidrogênio na estrutura analisada. Para isso o equipamento possui bobinas que captam e emitem radiação ([SUETENS, 2009](#)).

As bobinas podem ser de dois tipos: radiofrequência e gradiente. Elas são responsáveis por emitir ondas de rádio capazes de alterar os núcleos dos átomos de hidrogênio e captar os sinais gerados pela excitação dessas partículas.

A bobina de gradiente gera uma variação espacial nos sinais emitidos, por esse motivo os equipamentos de RMN possuem três bobinas posicionadas em um eixo ortogonal, captando, dessa forma, o gradiente longitudinal (Gz) e dois gradientes transversais (Gx e Gy). Por esse motivo é possível adquirir as fatias geradas e reconstruir seu volume tridimensional ([MONTEIRO et al., 1997](#)). A Figura 17 mostra o processo de captação das imagens pela RMN.

O exame é preciso e não é normalmente necessária uma preparação prévia. A única restrição é referente ao uso interno de objetos metálicos: pacientes que têm implantes metálicos muito antigos, insuficiência renal ou marca-passos não podem realizar este tipo de exame ([SUETENS, 2009](#)).

Estudos feitos com 752 pacientes durante cinco anos na Universidade Leeds mostra que a RMN foi avaliada como superior à Tomografia Computadorizada por emissão de fóton único, em relação a precisão, segurança e rapidez ([LEEDS, 2011](#)).

No contexto cardíaco, a RMN, além de muito precisa, permite a quantificação de estruturas cardiológicas sem métodos invasivos.

Figura 17 – Processo de aquisição de imagem RMN.

Fonte: Adaptado de [Imaging \(2012\)](#).

Para a realização do exame de RMN é preciso levar em consideração os três planos anatômicos: coronal, sagital e axial. No plano coronal é possível analisar as quatro câmaras, assim como no plano axial. Nesse dois planos é possível obter uma perspectiva do coração todo. Já no plano sagital é possível analisar duas câmaras. A Figura 18 ilustra cada um desses planos e a Figura 19 apresenta a relação entre o órgão e a imagem.

Figura 18 – Planos anatômicos: (a) Coronal, (b) Sagital, (c) Axial.

Fonte: Adaptado de [Nacif et al. \(2010\)](#)

Figura 19 – Relação entre órgão e imagem: (a) Plano Coronal (b) Plano Sagital (c) Axial. VE: Ventrículo Esquerdo; VD: Ventrículo Direito; AE: Átrio Esquerdo; Ao: Aorta; AP: Artéria Pulmonar; Ad: Aorta descendente; DA: Coronária descendente

Fonte: [Nacif et al. \(2010\)](#)

O conjunto dessas fatias disponibilizadas pode ser reconstruído de forma tridimensional e propiciar mais informações a respeito da estrutura investigada. Novos esforços estão sendo feitos para aperfeiçoar essas técnicas e atualmente alguns *softwares* fazem de forma semiautomática essa reconstrução.

A Ressonância Magnética tem se mostrado bastante útil no diagnóstico de doenças cardíológicas, porém um único exame pode conter mais de 150 fatias para um único especialista analisar.

2.5 Sistemas CAD para detecção de ICC

Já foram desenvolvidos alguns sistemas computacionais para a detecção e tratamento da ICC. O trabalho de [Subramanian et al. \(2004\)](#), por exemplo, acrescentou os sintomas do paciente no seu prontuário eletrônico, que já fornecia sugestões de tratamento e exames, a fim de verificar se ele traria benefícios, como sugestões mais precisas de tratamento e consequentemente uma taxa maior de altas no paciente. Como mencionado, o prontuário já emitia sugestões ao especialista baseando-se nas diretrizes norte-americanas de ICC, na qual os índices e taxas encontrados nos exames como Eletrocardiograma servem como base para a sugestão do prontuário. Ao adicionar as informações dos sintomas verificou-se que as sugestões continuaram praticamente as mesmas e não interferiram na decisão final dos especialistas. Os autores reportaram que um dos grandes problemas encontrados foi a questão de que os médicos não atualizavam com frequência os prontuários, limitando a eficiência do sistema.

Em [Ahanathapillai e Hamilton \(2006\)](#) foi implementado o método *EigenHearts*, o qual busca identificar alterações na contractilidade do tecido cardíaco, um dos sintomas

da ICC, por meio do algoritmo PCA – *Principal Component Analysis*, que consiste em identificar padrões estatísticos em um conjunto grande de dados. As imagens foram obtidas por meio do Ecocardiograma e para se calcular o padrão de contractilidade foi, primeiro, calculada a diferença entre o movimento epicardial e endocardial do *frame* correspondente ao pico da sístole e da diástole de cada exame do banco de dados. Posteriormente, foi calculada a média dessa diferença a fim de identificar um padrão. A Figura 20 mostra o média de contractilidade encontrada e a identificação de uma anormalidade.

Figura 20 – Método de *EigenHearts*. (a) Padrão de contractilidade encontrado e (b) A imagem à esquerda é dada como consulta e o programa identifica uma anormalidade quando é sobreposta ao padrão do sistema.

Fonte: [Ahanathapillai e Hamilton \(2006\)](#)

Em [Yang et al. \(2007\)](#) os objetos de estudos são o ventrículo direito e o comportamento mecânico do fluxo sanguíneo, para possíveis aplicações clínicas futuras. Para atingir o objetivo, os autores fizeram a reconstrução tridimensional das imagens de Resonância Magnética de um voluntário e aplicaram a equação Navier-Stokes, que descreve o movimento de fluídos, a fim de simular a corrente sanguínea e a pressão exercida na parede arterial. A Figura 21 ilustra os pontos máximos e mínimos de pressão encontrados na estrutura. Fazendo várias simulações foi concluído que a morfologia do coração e a condição da pressão arterial do paciente são bons indicativos para a detecção da ICC.

Figura 21 – Nível de pressão em diferentes partes do coração .

Fonte: [Yang et al. \(2007\)](#)

O eletrocardiograma também pode fornecer dados para um sistema CAD. Em [Elfadil e Ibrahim \(2011\)](#) os índices obtidos com este exame serviram como entrada em uma rede neural para treinamento e posterior classificação do paciente como portador ou não dessa doença. Foram usados 17 exames de pacientes com ICC e 53 exames que apresentavam quadros clínicos normais. Foram feitas também 1000 simulações de cada situação. A densidade espectral de potência do eletrocardiograma, que representa a variabilidade da frequência cardíaca, foi dividida em 6 regiões: R1 (banda 1), R2 (bandas: 2 a 3), R3 (bandas: 4 a 10), R4 (bandas: 11 a 16), R5 (bandas: 17 a 24), R6 (bandas: 25 a 32). Observou-se que a média dessas regiões era diferente para casos normais e com ICC, o que auxiliou no aprendizado do sistema. Ao final, tanto no conjunto de treinamento como de testes, a acurácia foi maior que 90%.

2.6 Considerações Finais

Neste Capítulo foram abordados os principais assuntos relacionados ao sistema cardíaco, as doenças mais comuns e os exames utilizados para analisá-las. A RMN é um exame altamente usado para detecção de anomalias no coração e apresenta alta precisão e pouco risco para o paciente. Em contrapartida, a quantidade de informação gerada por esse exame é bastante alta: mais de 150 imagens por exame, para somente um especialista analisar. Dessa forma, é interessante desenvolver métodos computacionais para auxiliar a recuperação da informação e seu processamento com o objetivo de gerar informações úteis ao especialista.

Nos próximos Capítulos, serão discutidos os principais conceitos envolvendo Computação Gráfica e a Recuperação Baseada em Conteúdo e como eles podem ser aplicados em modelos tridimensionais.

3 Processamento Gráfico

Neste Capítulo são explorados alguns conceitos de Processamento Gráfico utilizados na presente pesquisa, como a estrutura básica de uma imagem 2D e um modelo 3D, como esses objetos podem ser processados computacionalmente, dando ênfase à técnica da Transformada de Hough, uma das técnicas implementadas na presente pesquisa.

3.1 Estrutura de imagens 2D e modelos 3D

Uma imagem bidimensional é um conjunto de *pixels* dispostos de forma organizada. Uma boa analogia é pensar na imagem como o corpo humano e os *pixels* como as células que o formam. Analogamente aos *pixels*, no contexto tridimensional são encontrados os *voxels* e superfícies poligonais.

Em se tratando de processamento de imagens, o primeiro item a ser definido é como a imagem pode ser representada computacionalmente para poder ser processada e manipulada. No domínio espacial as imagens bidimensionais são representadas como uma matriz de *pixels*, na qual cada coordenada possui como informação uma combinação de cores (GONZALES; WOODS, 1992). A Figura 22 ilustra, de forma simplificada, um exemplo dessa matriz.

Figura 22 – Exemplo de uma imagem representada em uma matriz. Na célula (1,2) tem-se a presença da cor vermelha, enquanto no *pixel* representado pela célula (3,1) tem-se a cor cinza.

	0	1	2	3	4
0					
1					
2					
3					
4					

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

No espaço tridimensional podemos representar os modelos 3D por diversas formas, as mais comuns são por meio de *voxels* e faces. Os *voxels* são estruturas primitivas de volume, normalmente um cubo que, repetidos infinitas vezes, formam um modelo 3D. Quanto mais *voxels* forem usados, mais preciso será o modelo. A Figura 23 apresenta um exemplo de uma representação por meio dessa técnica. A sua desvantagem consiste

principalmente na alta demanda por memória para armazenamento e recuperação deste tipo de estrutura (AZEVEDO; CONCI, 2003).

Figura 23 – Modelo de uma garrafa com sua respectiva representação por meio de *voxels*.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Outra forma de representação de um modelo 3D é o emprego de faces, que são superfícies limites, fechadas e orientáveis. Isso significa que é possível distinguir entre os dois lados da face aquele que é o lado externo e qualé o lado interno. O conjunto de faces formam a malha do modelo. Cada face pode ser representada por um polígono. A representação a mais comum é a representação por meio de faces triangulares devido à pouca necessidade de memória, menor tempo de processamento e por ser ajustável a qualquer tipo de contorno (AZEVEDO; CONCI, 2003). Na Figura 24 é possível perceber como as faces triangulares formam o objeto 3D.

Figura 24 – Modelo de uma garrafa com sua respectiva representação por meio de faces triangulares.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

O rápido armazenamento e recuperação das faces de uma superfície se deve principalmente à forma como ela é mapeada. Um dos modos mais simples, porém bastante utilizado é o *modelo baseado em vértices*, no qual a topologia da face é definida por uma lista de vértices e suas respectivas coordenadas (AZEVEDO; CONCI, 2003). A Tabela 1 apresenta a lista de coordenadas de cada vértice do modelo 3D da Figura 25 e quais são os vértices que representam cada face. Para simplificar o entendimento, as faces usadas

não foram as triangulares e sim quadráticas, ou seja, cada face é representada por quatro vértices ao invés de três.

Tabela 1 – Lista de vértices e faces

Vértices	Coordenadas	Faces	Vértices
A	(0,0,0)	F1	EFBA
B	(1,0,0)	F2	GFEH
C	(1,1,0)	F3	CBFG
D	(0,1,0)	F4	DABC
E	(0,0,1)	F5	HEAD
F	(0,0,1)	F6	DCGH
G	(1,1,1)		
H	(0,1,1)		

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Figura 25 – Cubo com a indicação das arestas.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

3.2 Conectividade de elementos

A forma como os *pixels* se relacionam no domínio espacial é um conceito importante, pois é utilizado na implementação de muitos algoritmos de Processamento de Imagens. Além disso, essa informação ajuda a estabelecer as fronteiras entre regiões de uma imagem. Esse relacionamento é chamado de vizinhança. A Figura 26 ilustra alguns tipos de vizinhança frequentemente usados. Quando se fala em uma vizinhança-4, por exemplo, no espaço bidimensional, significa que o *pixel* analisado está ligado a 4 de seus vizinhos.

Para determinar se dois *pixels* são vizinhos é necessário observar se: 1) eles satisfazem algum critério de similaridade (por exemplo, se o elemento vizinho possui a mesma cor que ele); 2) se os vizinhos se enquadram no tipo de vizinhança adotada. [Pedrini e Schwartz](#)

(2008) citam um exemplo no qual um *pixel* é conexo com outro quando os dois são vizinhos em uma vizinhança-4 e possuírem o mesmo nível de cinza.

No contexto 3D, a vizinhança ocorre por meio do compartilhamento de arestas e vértices, como pode ser observado na Figura 26 (c), 26 (d) e 26 (e) e é útil para determinar as regiões de interesse e grau de curvatura da região, por exemplo.

Figura 26 – Tipos de vizinhança: (a) vizinhança-4 de um *pixel*; (b) vizinhança-8 de um *pixel*; (c) vizinhança-6 de um *voxel*; (d) vizinhança-18 de um *voxel*; (e) vizinhança-26 de um *voxel*.

Fonte: Pedrini e Schwartz (2008).

3.3 Processamento Gráfico em modelos 3D

Os modelos 3D possuem uma dimensão adicional, possibilitando mais opções de processamento, quando comparados às imagens 2D, principalmente com o objetivo de explorar características relacionadas ao volume e à profundidade.

Algumas das características adicionais que as superfícies dos modelos 3D fornecem são a respeito do sistema de coordenadas cartesianas 3D, vetores normais e ângulos de orientação. A definição e explicação mais detalhada de cada um desses itens estão nas subseções 3.3.1, 3.3.2 e 3.3.3.

Em contrapartida, principalmente na área médica, os modelos 3D são obtidos por meio de um conjunto de fatias bidimensionais. Dependendo da técnica usada é necessário reconstruir o volume ou a superfície a partir dessas fatias. Essa reconstrução pode ser feita de forma automática, semiautomática ou manual (SUETENS, 2009).

No trabalho de Delfino (2006) são detalhadas algumas das principais técnicas de reconstrução, como a *Level Set*, na qual as fatias são sobrepostas e por meio de uma aproximação as curvas das fatias são unidas formando o modelo 3D. A Figura 27 ilustra essa técnica e é possível perceber que mais de uma solução é possível para um mesmo conjunto de *slices*.

Figura 27 – Técnica *Level Set*: (a) Exemplo de fatias sobrepostas. (b) Aproximação feita unindo as curvas das fatias, formando o modelo 3D.

Fonte: [Preto, Pedrini e Centeno \(2009\)](#)

3.3.1 Sistemas de coordenadas 3D

O sistema de coordenadas 3D pode ser naturalmente generalizado do ambiente 2D, apenas adicionando mais um eixo (z) ao par de eixos (x, y). No contexto 3D é frequentemente usado o ponto O , como sendo o ponto de origem. Se P é um ponto qualquer no plano e possui o terno ordenado de coordenadas (x, y, z) , o vetor $\vec{R} = O\vec{P}$ pode ser escrito na forma da Equação 1 e os números x, y, z chamam-se, respectivamente, **componentes** i, j, k ([SIMMONS, 2005](#)), que representam os vetores do ponto de origem até o valor x, y, z indicados. A Figura 28 ilustra a disposição desses componentes.

$$\vec{R} = x \vec{i} + y \vec{j} + z \vec{k} \quad (1)$$

Figura 28 – Disposição do ponto P no sistema cartesiano 3D.

Fonte: [Simmons \(2005\)](#)

Considerando que $\vec{\mathbf{R}}$ é o vetor enunciado na Equação 1, seu comprimento em relação à origem é dado pela Equação 2:

$$|\vec{\mathbf{R}}| = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2} \quad (2)$$

Essa fórmula pode ser provada utilizando o Teorema de Pitágoras demonstrado pela Equação 3 e ilustrado na Figura 29.

$$\begin{aligned} |\mathbf{R}^2| &= OB^2 + BP^2 \\ &= OA^2 + AB^2 + BP^2 \end{aligned} \quad (3)$$

Figura 29 – Cálculo do comprimento de um vetor.

Fonte: Simmons (2005)

A distância entre dois pontos $P_1 = (x_1, y_1, z_1)$ e $P_2 = (x_2, y_2, z_2)$ quaisquer no espaço é o comprimento do vetor $\overrightarrow{P_1P_2}$, demonstrado na Equação 4.

$$\begin{aligned} \overrightarrow{P_1P_2} &= \vec{R}_2 - \vec{R}_1 = (x_2 \vec{i} + y_2 \vec{j} + z_2 \vec{k}) - (x_1 \vec{i} + y_1 \vec{j} + z_1 \vec{k}) \\ &= (x_2 - x_1) \vec{i} + (y_2 - y_1) \vec{j} + (z_2 - z_1) \vec{k} \end{aligned} \quad (4)$$

Aplicando-se a Equação 2 na distância $\overrightarrow{P_1P_2}$ encontrada na Equação 4 é possível obter a Equação 5 (SIMMONS, 2005).

$$|\overrightarrow{P_1P_2}| = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2} \quad (5)$$

O baricentro e o centróide são duas medidas geométricas muito úteis para serem usadas como pontos de referência dos modelos 3D. O baricentro busca encontrar o centro de gravidade de um objeto dado pelas coordenadas x_g, y_g, z_g . No caso de uma malha triangular

3D, são usadas as Equações 6, 7 e 8 para encontrar cada componente do baricentro, onde x , y e z são as coordenadas dos vértices de uma face da malha triangular.

O centróide é o centro geométrico do modelo. Para calculá-lo são somados todos os valores de x , y e z do modelo e o valor total obtido é dividido pelo número total de pontos, como mostra a Equação 9, na qual as variáveis x , y e z representam as coordenadas dos vértices da malha e n representa a quantidade total de vértices.

$$x_g = \frac{(x_a + x_b + x_c)}{3} \quad (6)$$

$$y_g = \frac{(y_a + y_b + y_c)}{3} \quad (7)$$

$$z_g = \frac{(z_a + z_b + z_c)}{3} \quad (8)$$

$$centroide = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i, y_i, z_i)}{n} \quad (9)$$

3.3.2 Vetor normal

Um vetor normal $\vec{n}$ de um plano é definido como sendo um vetor não-nulo ortogonal a este plano. Um vetor é considerado ortogonal quando forma um ângulo de 90° com o plano de origem (CAMARGO; BOULOS, 2005). Sendo assim, $\vec{n}$ é resultado do produto vetorial de $\vec{u}$ e $\vec{v}$ (STEINBRUCH, 2006), que são dois vetores diretores formados a partir de coordenadas do plano π utilizando a Equação 2. A Figura 30 ilustra o vetor $\vec{n}$ em relação ao plano π .

Figura 30 – Vetor normal originado a partir de dois vetores diretores.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

O exemplo a seguir, retirado de [Camargo e Boulos \(2005\)](#), demonstra uma forma para se obter o vetor normal a partir de um plano π determinado pelos pontos $A=(1,1,2)$, $B=(3,4,1)$ e $C (2,2,-3)$.

O vetor $\vec{u}$ será o vetor formado pelos pontos A e B. Analogamente, $\vec{v}$ é formado pelos pontos A e C. Dessa forma:

$$\begin{aligned}\vec{u} &= [(x_B - x_A) \vec{i}, (y_B - y_A) \vec{j}, (z_B - z_A) \vec{k}] \\ \vec{v} &= [(x_C - x_A) \vec{i}, (y_C - y_A) \vec{j}, (z_C - z_A) \vec{k}]\end{aligned}$$

Logo, $\vec{u} = (2,3,-1)$ e $\vec{v} = (1,1,-5)$.

Um modo de calcular o produto vetorial entre $\vec{u}$ e $\vec{v}$, denotado por $\vec{u} \times \vec{v}$, é resolvendo a determinante desses dois vetores ([STEINBRUCH, 2006](#)). Sendo assim:

$$\vec{n} = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ 2 & 3 & -1 \\ 1 & 1 & -5 \end{vmatrix} = -14 \vec{i} + 9 \vec{j} - \vec{k} = (-14, 9, -1)$$

3.3.3 Coordenadas esféricas

Outra forma de descrever um ponto P no espaço 3D é usando as coordenadas esféricas. Nesta forma, um ponto deixa de ser representado pelas três coordenadas x, y, z e passa a utilizar as coordenadas (ρ, θ, ϕ) .

O primeiro termo (ρ) se refere à distância entre o ponto de origem O e o ponto P , logo $\rho \geq 0$ (Figura 31). O ângulo θ é formado pelo semieixo x com a semirreta OP' , onde P' é a projeção de P sobre o plano xy . Devido a essas características, o ângulo formado por θ está dentro do intervalo. $[\theta, 2\pi]$. O ângulo ϕ é o ângulo do eixo z com a semirreta OP . Dessa forma o ângulo formado é restrito ao intervalo $[0, \pi]$ ([SIMMONS, 2005](#)). Como pode ser visto na Figura 31, $OP' = \rho \sin \phi$, $x = OP' \cos \theta$ e $y = OP' \sin \theta$. Para se encontrar os valores de x, y e z , pode-se utilizar as definições descritas anteriormente, obtendo-se as Equações 10, 11 e 12. De forma similar é possível encontrar o módulo de ρ e os valores de $\cos \phi$ e $\tan \theta$ aplicando as Equações 13, 14 e 15, respectivamente.

$$x = \rho \sin \phi \cos \theta \tag{10}$$

$$y = \rho \sin \phi \sin \theta \quad (11)$$

$$z = \rho \cos \phi \quad (12)$$

$$\rho^2 = x^2 + y^2 + z^2 \quad (13)$$

$$\cos \phi = \frac{z}{\rho} \quad (14)$$

$$\tan \theta = \frac{y}{x} \quad (15)$$

Figura 31 – Coordenadas esféricas.

Fonte: [Simmons \(2005\)](#)

3.3.4 Transformada de Hough

Um dos campos de estudo bastante explorado em Processamento de Imagens se refere ao processo de destacar partes importantes da imagem analisadas como pontos, bordas e regiões. Esse processo é chamado de segmentação. Uma das abordagens para

segmentar imagens é por meio da detecção de borda. Com a detecção de bordas é possível, por exemplo, fornecer dados para calcular a área de determinada região e compará-la com áreas de outras imagens.

Para a detecção de bordas é analisado se um *pixel* possui uma variação de cor muito alta em relação aos seus vizinhos. Por exemplo, na Figura 32(a) o *pixel* na coordenada (1,1) possui uma diferença grande de cor quando comparado com seus vizinhos de coordenadas (1,0) e (0,1) e nenhuma variação com o *pixel* da posição (1,2). Já o *pixel* presente na coordenada (2,2) não possui variação com nenhum de seus quatro vizinhos de coordenadas (2,1), (1,2), (2,3) e (3,2). Então é possível afirmar que o primeiro tem mais chances de ser uma borda. Aplicando esse processo em cada um dos *pixels* da figura, obtém-se a imagem 32 (b). Esse processo é chamado de limiarização da imagem, na qual a partir de um valor de limiar que corresponde à variação “aceitável” do *pixel* com seus respectivos vizinhos, é definido se o elemento é ou não uma borda (MARQUES; VIEIRA, 1999).

Figura 32 – Demonstração do processo de detecção de borda: (a) Imagem em nível de cinza. (b) Bordas detectadas a partir de uma vizinhança-4 *pixels*

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Uma abordagem simplista para detectar formas, curvas e retas a partir de um conjunto de pontos em uma imagem é analisar individualmente a vizinhança entre todos os possíveis pares de pontos e identificar padrões nessa vizinhança que formem o objeto procurado. Essa abordagem, porém, tem alto custo computacional (devido à grande quantidade de iterações necessárias para analisar cada *pixel* da imagem), e é pouco eficaz, uma vez que imagens complexas podem não possuir padrões de vizinhança.

A Transformada de Hough (TH), proposta por Paul Hough em 1962, teve o objetivo inicial de aperfeiçoar o processo de detecção de retas, curvas e elipses que possuem funções parametrizadas. Posteriormente, Ballard (1981) propôs uma generalização da Transformada de Hough (GTH) com o objetivo de detectar objetos não paramétricos, ou seja, que possuem formas livres, fazendo uso das informações de gradiente de cada pixel. Nas seções 3.3.4.1, 3.3.4.2 e 3.3.4.3 são abordados com mais detalhe cada uma dessas

técnicas. A TH é particularmente interessante sob o ponto de vista de discretização da informação e, por esse motivo, não é limitada somente ao uso de detecção de formas, mas também pode ser utilizada para representar um objeto 3D.

3.3.4.1 Transformada de Hough 2D paramétrica

A TH original foi proposta para identificar formas facilmente parametrizadas. Na TH são considerados dois espaços: o espaço da imagem e o espaço da parametrização. O espaço da imagem é a própria imagem analisada, onde os pontos estão dispostos sob forma de matriz de *pixels*. O espaço da parametrização, ou matriz acumuladora, é onde os possíveis valores de parâmetros são analisados e, caso satisfaçam a equação da forma sob análise, o valor daquela célula é incrementado. As células que possuírem maiores valores (picos) indicam uma possível forma detectada. Isso porque pontos pertencentes à mesma reta/curva devem possuir os mesmos parâmetros (DUDA; HART, 1972) (PEDRINI; SCHWARTZ, 2008).

Um exemplo da aplicação da TH é a detecção de retas em imagens. No caso da equação de reta $\rho = x \cos \theta + y \sin \theta$, ilustrada na Figura 33, ρ representa a distância entre a reta R e a origem O , enquanto θ é o ângulo formado entre o eixo x e o ponto P que pertence a reta R . Esses parâmetros permitem representar a reta no espaço de parametrização. Dessa forma, é possível construir a matriz acumuladora (ρ versus θ), ilustrada na Figura 33. A célula correspondente a determinada distância e ângulo será incrementada sempre que esses dois valores ocorrerem simultaneamente. O intervalo de graus entre uma célula e outra é definido pelo usuário e é chamado de grau de resolução.

Figura 33 – Transformada de Hough. a) Espaço da imagem. b) Espaço de parametrização.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Para exemplificar o funcionamento da TH paramétrica, serão considerados os pontos A(1,3), B(2,2), C(3,1) e D(5,2,5), que definem uma reta, conforme ilustrado na Figura 34.

Supõe-se que estes pontos estão presentes em uma determinada imagem bidimensional após, por exemplo, a aplicação de técnicas para detecção de bordas. Deseja-se saber se a TH é capaz de detectar a reta formada pelos pontos ABC.

Figura 34 – Conjunto de pontos dispostos no espaço de imagem

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Para todo (x, y) não nulo da imagem é calculado o seu respectivo ρ . Para calcular os valores de ρ , os valores de θ são substituídos pelos valores determinados pelo usuário por meio do grau de resolução escolhido e levando em conta o intervalo de θ ($0 \leq \theta \leq \pi$). Dessa forma, para cada par (x, y) da imagem foram calculados diversos ρ utilizando um grau de resolução de 1 grau. Este valor foi escolhido empiricamente com o objetivo de garantir precisão nos resultados, uma vez que seriam analisados 180 possíveis valores de ρ . Para facilitar a compreensão dos resultados obtidos, serão apresentados os valores de ρ calculados para determinados valores de θ (0° , 45° e 90°). A seguir são apresentados três exemplos de valores que são obtidos para ρ , utilizando os ângulos mencionados anteriormente para o ponto A(1,3).

$$\rho = x \cos \theta + y \sin \theta$$

$$\theta = 0^\circ \Rightarrow \rho = 1 \cos(0) + 3 \sin(0) = 1$$

$$\theta = 45^\circ \Rightarrow \rho = 1 \cos(45) + 3 \sin(45) = 2.83$$

$$\theta = 90^\circ \Rightarrow \rho = 1 \cos(90) + 3 \sin(90) = 3$$

Os resultados obtidos com os demais pontos para esses ângulos são apresentados na Tabela 2. Executando a contagem de cada ocorrência de determinado valor de ρ e θ é obtida a matriz acumuladora apresentada na Tabela 3. Como é possível perceber, a célula correspondente ao valor de $\rho = 2,83$ e $\theta = 45^\circ$ ocorreu com maior incidência que as demais, indicando que os valores de x e y que apresentam essa combinação podem pertencer a uma mesma reta. No exemplo dado, são os pontos A, B e C, como também pode ser visto no gráfico da Figura 35, na qual as linhas desses pontos se cruzam justamente no

ponto correspondente a esses valores. Esse procedimento mostra que o algoritmo encontrou corretamente a reta formada por um conjunto de pontos.

Tabela 2 – Valores de ρ encontrados para cada ponto e ângulo.

Ponto	0°	45°	90°
A	1,00	2,83	3,00
B	2,00	2,83	2,00
C	3,00	2,83	1,00
D	5,00	5,30	2,50

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Tabela 3 – Matriz acumuladora obtida

ρ/θ	0	45	90
1	1	0	1
2	1	0	1
2,5	0	0	1
2,83	0	3	0
3	1	0	1
5	1	0	0
5,30	0	1	0

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

3.3.4.2 Transformada de Hough 2D não paramétrica

Na Transformada de Hough não paramétrica ou Generalização da Transformada de Hough (GTH), é possível identificar objetos com curvas não parametrizadas. Para isso é escolhido um ponto de referência no objeto, normalmente seu centróide (x_0, y_0) e, a partir dele, é construído um segmento de reta até a borda do objeto, com distância r e ângulo β . Em seguida, é calculada a direção do gradiente, ϕ , a partir dos valores dos vetores de gradiente $\vec{G}$ ¹ de cada *pixel* da borda do objeto, como mostra a Figura 36 (BALLARD, 1981).

Com esses dados é formada a tabela de referência (Tabela-R), na qual as direções de gradientes servem como índices e estão dentro do domínio $0 \leq \phi \leq \pi$. Cada par (r, β) é, então, indexado considerando o valor do gradiente correspondente. Dois pontos diferentes da borda podem possuir a mesma direção de gradiente e, portanto, cada índice da Tabela-R pode ter mais de um par (r, β) , como mostra a Tabela 4. Para calcular as direções do

¹ O vetor gradiente indica o sentido e a variação de determinado valor por unidade de espaço e tempo (STEWART, 2010). Em processamento de imagens o vetor gradiente mede a variação dos tons de cinza dos *pixels* da imagem baseando-se em alguma vizinhança pré-determinada (GONZALES; WOODS, 1992)

Figura 35 – Gráfico dos valores de ρ em relação ao θ .

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Figura 36 – Principais componentes da Generalização da Transformada de Hough.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

gradiente e os valores de r e β , são usadas as Equações 16, 17 e 18, onde G_x e G_y são os gradientes em relação ao eixo x , que representa as linhas da matriz de *pixels* da imagem e y que representa as colunas desta matriz de *pixels*. As variáveis x e y são os pontos da borda e x_0 e y_0 são os pontos de referência, nesse caso, representado pelo centróide.

Tabela 4 – Estrutura da Tabela-R

ϕ_0	$(r, \beta)_{01}, (r, \beta)_{02}, \dots, (r, \beta)_{0n}$
...	
ϕ_j	$(r, \beta)_{j1}, (r, \beta)_{j2}, \dots, (r, \beta)_{jn}$
...	
$\phi_k = \pi$	$(r, \beta)_{k1}, (r, \beta)_{k2}, \dots, (r, \beta)_{kn}$

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

$$\phi(x, y) = \tan^{-1}\left(\frac{G_y}{G_x}\right) \quad (16)$$

$$r = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2} \quad (17)$$

$$\beta = \arctan \frac{(y - y_0)}{(x - x_0)} \quad (18)$$

Para a detecção e localização na imagem, deve-se calcular as coordenadas dos pontos de referências candidatos (x_c, y_c) , dadas pelo sistema de Equações 19 e, somente então, será construída a matriz acumuladora M, com os parâmetros $M=(x_{cmax} - x_{cmin}; y_{cmax} - y_{cmin})$. Como na matriz acumuladora da TH original, a cada momento que determinado x_c e y_c ocorrerem simultaneamente, a sua célula correspondente será incrementada.

$$\begin{aligned} x_c &= x + r \cos \beta \\ y_c &= y + r \sin \beta \end{aligned} \quad (19)$$

Para exemplificar a técnica, supõe-se que se queira encontrar a forma geométrica definida pelos pontos ABC no gráfico da Figura 37, sendo que *a priori* só é conhecida a localização dos pontos dessa área, sendo A=(1,1), B=(1,2), C=(2,3), D=(3,1) e E=(5,2).

Figura 37 – Conjunto de pontos, sendo que ABC é uma forma geométrica não parametrizada e inicialmente desconhecida.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

O centróide da imagem é obtido utilizando a Equação 9 para imagens 2D, obtendo o par de coordenadas (2,4, 1,8). Com essa informação é possível calcular os valores de r , β e a direção do gradiente para cada ponto. Em processamento de imagens, uma aproximação muito empregada para cálculo do gradiente nas direções x e y é feita por meio das diferenças entre valores de *pixels* vizinhos conforme mostram as Equações 20 e 21, onde x e y são as coordenadas dos pontos da imagem digital analisada. Existem mais de um

equacionamento para se obter os valores de gradiente podendo, inclusive, ser definida pelo usuário (PEDRINI; SCHWARTZ, 2008).

$$G_x = f(x, y) - f(x + 1, y) \quad (20)$$

$$G_y = f(x, y) - f(x, y + 1) \quad (21)$$

A seguir é demonstrado o cálculo desses valores para o ponto A. Para o cálculo de G_x e G_y é analisado o valor de tom de cinza do *pixel* correspondente a coordenada. Para facilitar o cálculo, foi considerado que quando existisse um ponto na coordenada analisada o valor atribuído seria 1, e quando inexistente o valor seria igual à zero.

$$A = (1, 1)$$

$$centroide = (2, 4, 1, 8)$$

$$r = \sqrt{(1 - 2, 4)^2 + (1 - 1, 8)^2} = 1,61$$

$$\beta = \arctan\left(\frac{1-1,8}{1-2,4}\right) = 0,51$$

$$\phi = \tan^{-1} \frac{G_x}{G_y}$$

$$G_x = f(x, y) - f(x + 1, y) \rightarrow f(x, y) = (1, 1) // f(x + 1, y) = (2, 1)$$

$$G_x = 1 - 0 = 1$$

$$G_y = f(x, y) - f(x, y + 1) \rightarrow f(x, y) = (1, 1) // f(x, y + 1) = (1, 2)$$

$$G_y = 1 - 1 = 0$$

$$\phi = \tan^{-1} \frac{1}{0} = 0$$

Com os valores de cada ponto é possível construir a Tabela-R, apresentada na Tabela 5.

Tabela 5 – Tabela-R com os valores das direções de gradiente, r e β dos pontos da imagem analisada.

ϕ	$(r, \beta)_{(ponto)}$
0	$(1, 61, 0, 51)_A$
0,78	$(1.41, -0.75)_B; (1, 0)_C; (2, 0)_D, (2, 0)_E$

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

A Tabela 6 apresenta o resultado do cálculo para cada um dos pontos do gráfico apresentado na Figura 37. A matriz acumuladora que foi gerada está disponibilizada na Tabela 7. Nela é contabilizada quantas vezes um par específico de x_c e y_c ocorreu nos pontos. É possível concluir que os valores de x_c e y_c que mais ocorreram foram 1,8 e 2,4, respectivamente, e os pontos que originam esses valores são os pontos A, B e C, destacadas em negrito na Tabela 6 e mostrados na Figura 37.

Tabela 6 – Cálculo para cada um dos pontos da Figura 37

Ponto	X	Y	R	β	Xc	Yc
A	1	1	1,61	0,51	2,4	1,8
B	2	3	1,26	-1,24	2,4	1,8
C	1	2	1,41	-0,14	2,4	1,8
D	3	1	1	-0,92	3,6	0,2
E	5	2	2,6	0,07	7,6	2,2

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Tabela 7 – Matriz acumuladora obtida a partir da Tabela 6

Yc/Xc	0	0,2	1	1,8	2	2,2
2	0	0	0	0	0	0
2,4	0	0	0	3	0	0
3	0	0	0	0	0	0
3,6	0	1	0	0	0	0
7,6	0	0	0	0	0	1

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

3.3.4.3 Transformada de Hough 3D

Na Generalização da Transformada de Hough para modelos 3D (GTH3D), descrita por Khoshelham (2007), o processo é bem similar ao processo da GTH. Com a malha 3D, é escolhido um ponto de referência (x_0, y_0, z_0) e ao invés de utilizar o gradiente, são utilizadas as coordenadas esféricas dos vetores normais de cada superfície triangular.

Os componentes principais da GTH3D são:

- o vetor r formado pela distância entre cada ponto central (C) de cada face da malha e o ponto de referência P . Em geral o ponto C é o baricentro da face;
- o ângulo α , dado pela inclinação entre o vetor formado pela distância e o eixo z ;
- o ângulo β , que é o ângulo de rotação formado pela projeção do vetor r no plano xy e o eixo x ;

- os ângulos ϕ e θ , que indicam o posicionamento espacial do vetor normal.

As Figuras 38 e 38 mostram os componentes referentes ao cálculo da distância do ponto P ao ponto C e ao posicionamento do vetor normal respectivamente.

Figura 38 – GTH3D. a) Componentes relacionados ao cálculo da distância e os ângulos formados por ela. b) Vetor normal e seus ângulos de orientação.

Fonte: Khoshelham (2007)

É importante destacar que independentemente do vetor normal ser sempre ortogonal à superfície, ele poderá formar um ângulo não perpendicular em relação ao ponto de referência, uma vez que cada uma das faces da superfície provavelmente terá algum grau de inclinação em relação a este ponto.

A Tabela-R na GTH3D é uma matriz bidimensional, aqui denominada Matriz-R, com os valores das coordenadas esféricas (ϕ, θ) como parâmetros de linha e coluna, contendo em cada célula a distância r de cada superfície, conforme mostrado na Figura 37, r é a distância entre os pontos P e C . Como na GTH, é possível que uma mesma coordenada possua diferentes valores de r , como ilustrado na Figura 39.

Figura 39 – Matriz-R gerada pela aplicação do método GTH3D.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Os valores de α e β são calculados utilizando as Equações 22 e 23, onde x_0 e z_0 são as coordenadas do ponto de referência escolhido e x e z correspondem aos valores dos centros das faces da malha. O valor de r é calculado usando a Equação de distância 5.

$$\alpha = \arccos \frac{(z_0 - z)}{r} \quad (22)$$

$$\beta = \arccos \frac{(x_0 - x)}{r \sin(\alpha)} \quad (23)$$

Para a construção da matriz acumuladora, é levada em consideração a terceira dimensão definida por z . Dessa forma, é construída uma matriz cúbica de dimensão $(x_{\max} - x_{\min}; y_{\max} - y_{\min}; z_{\max} - z_{\min})$. Para o cálculo desses valores são usadas as Equações 24 (KHOSHELHAM, 2007), sendo que os valores de x , y e z são os valores do baricentro de cada face.

$$\begin{cases} x_c = x + r \sin(\alpha) \cos(\beta) \\ y_c = y + r \sin(\alpha) \sin(\beta) \\ z_c = z + \cos(\alpha) \end{cases} \quad (24)$$

Após o cálculo da matriz acumuladora, basta aplicar a Equação 25 para descobrir as coordenadas de baricentro correspondentes e, então, verificar quais faces possuem o mesmo valor de baricentro. O conjunto dessas faces deverá formar um objeto 3D.

$$\begin{cases} x = x_c - r \sin(\alpha) \cos(\beta) \\ y = y_c - r \sin(\alpha) \sin(\beta) \\ z = z_c - \cos(\alpha) \end{cases} \quad (25)$$

Para exemplificar esse conceito, dado um conjunto de pontos, listados na Figura 40, que sabidamente é o cubo representado na Figura 40, será aplicada a GTH3D com o intuito de mostrar seu funcionamento. O cubo possui 8 vértices e 12 faces devido à triangularização da malha.

Ao calcular o centróide do modelo usando a Equação 9, é encontrada a coordenada (0,0,0) para ser o ponto de referência. Ao calcular os vetores, como apresentado na seção 4 é possível aplicar o determinante para encontrar o vetor normal, como explicado na seção 3.3.2. Os valores resultantes são apresentados na Tabela 8. O atributo Distância corresponde à distância entre a magnitude do vetor normal e o ponto de referência. Essa medida é necessária para se obter os ângulos ϕ e θ , como mostra também a Tabela 8.

Figura 40 – Demonstração do funcionamento da GTH 3D. a) Lista de pontos 3D. b) Cubo a ser encontrado.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

A segunda etapa do método consiste em calcular os baricentros das faces e suas respectivas distâncias em relação ao ponto de referência. Utilizando as Equações 6, 7 e 8 (cálculo do baricentro) e a Equação de distância (5) são obtidos os valores apresentados na Tabela 9.

Tabela 8 – Relação de vetores normais e ângulos ϕ e θ associados a cada um deles

AB	AC	Normal	raioN	θ	ϕ
0,0,2	-2,0,2	0,-4,0	4	90	-90
-2,0,2	-2,0,0	0,-4,0	4	90	-90
-2,0,0	-2,0,2	0,4,0	4	90	90
-2,0,2	0,0,2	0,4,0	4	90	90
0,2,0	0,2,2	4,0,0	4	90	0
0,2,2	0,0,2	4,0,0	4	90	0
0,2,0	-2,2,0	0,0,4	4	0	0
-2,2,0	-2,0,0	0,0,4	4	0	0
0,2,0	0,2,-2	-4,0,0	4	90	0
0,2,-2	0,0,-2	-4,0,0	4	90	0
0,-2,0	-2,-2,0	0,0,-4	4	180	0
-2,-2,0	-2,0,0	0,0,-4	4	180	0

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Com esses dados é possível, então, calcular a Matriz-R, apresentada na Tabela 10. Usando as Equações 24 temos os respectivos x_c , y_c e z_c de cada face do conjunto de pontos, apresentados na Tabela 11. Pode-se notar que a tripla (0,0,0), que está destacada, foi a que ocorreu mais vezes e, ao aplicar a Equação 25 substituindo os valores de x_c , y_c e z_c por essa tripla, são obtidos os mesmos valores das coordenadas dos baricentros das faces, indicando que aquelas faces pertencem ao conjunto de interesse, ou seja, ao cubo.

Tabela 9 – Valores encontrados para o baricentro, distância e ângulos de orientação.

Faces	X	Y	Z	R	α	β
123	0,333333	-1	0,333333	1,105542	1,877074	1,892547
134	-0,333333	-1	-0,333333	1,105542	1,264519	1,249046
587	-0,333333	1	-0,333333	1,105542	1,264519	1,249046
576	0,333333	1	0,333333	1,105542	1,877074	1,892547
156	1	0,333333	-0,333333	1,105542	1,264519	2,819842
162	1	-0,333333	0,333333	1,105542	1,877074	2,819842
267	0,333333	0,333333	1	1,105542	2,701082	2,356194
273	-0,333333	-0,333333	1	1,105542	2,701082	0,785398
378	-1	0,333333	0,333333	1,105542	1,877074	0,321751
384	-1	-0,333333	-0,333333	1,105542	1,264519	0,321751
514	0,333333	-0,333333	-1	1,105542	0,440511	2,356194
548	-0,333333	0,333333	-1	1,105542	0,440511	0,785398

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Tabela 10 – Matriz-R obtida.

f / q	0	90	180
-90	0	(1,10)(1,10)	0
0	(1,10)(1,10)(1,10)(1,10)	(1,10)(1,10)	(1,10)(1,10)
90	0	(1,10)(1,10)	0

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Tabela 11 – Valores x_c , y_c e z_c encontrados para cada face.

Xc	Yc	Zc
0	0	0
0	0	0
0	2	0
0	2	0
0	0,6667	0
0	0	0
0	0,6667	0
0	0	0
0	0,6667	0
0	0	0
0	0	0
0	0,6667	0

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

3.4 Considerações Finais

Neste Capítulo foram abordados os principais conceitos de Processamento Gráfico utilizados na presente pesquisa principalmente em relação às propriedades trigonométricas de um objeto 3D. A Transformada de Hough foi explicada em detalhes devido à forma com

que discretiza as informações dos modelos tornando-a viável para extrair características de modelos.

No próximo Capítulo serão discutidos alguns conceitos a respeito de CBIR e como ele é aplicado para a recuperação de informação, além de formas para se avaliar um sistema CBIR. Os extratores, que são os componentes principais de um sistema CBIR, utilizam informações quantitativas de uma imagem para caracterizá-la, utilizando técnicas de Processamento de Imagens para atingir tal objetivo.

4 Recuperação de Imagens Baseada em Conteúdo

Neste Capítulo são abordados os principais conceitos envolvendo a técnica de CBIR, os seus componentes e a forma de se avaliar um sistema CBIR computacionalmente.

A técnica de CBIR procura retornar, por meio de uma imagem dada como modelo, as imagens mais semelhantes presentes em uma base de dados disponível. Essa técnica possui diversos campos de atuação, entre eles a Engenharia, a Medicina e a Geografia (TORRES; FALCÃO, 2006).

Um dos grandes desafios em um sistema de recuperação de informação é relacionado à interação do usuário. Essa interação se dá por duas formas: a procura e a navegação. Enquanto na procura o usuário passa ao sistema o que deseja, na navegação ele interage com o ambiente buscando os documentos que mais lhe interessem (FORSYTH; PONCE, 2012). Já é sabido que um sistema de busca por palavras-chaves pode não ser eficiente em todos os domínios, sendo a técnica de CBIR uma alternativa para busca e recuperação de imagens e objetos 3D.

O fluxo das etapas de um sistema CBIR está representado na Figura 41, e tem como base o trabalho de Castañon (2003). Nos parágrafos seguintes são apresentadas cada uma das etapas da Figura 41. Nas seções seguintes são detalhados aspectos importantes para a compreensão do presente trabalho.

Na etapa de **Pré-Processamento** é feita a normalização da imagem ou modelo 3D em relação a diferentes escalas e coordenadas por meio das técnicas de pré-processamento. As características relevantes para a busca são destacadas e os ruídos que eventualmente possam causar discrepância nos resultados são descartados (SMEULDERS et al., 2000).

Na fase de **Extração de Características** são implementados os extratores, também conhecidos como extratores, que são parte essencial de qualquer sistema CBIR. Eles descrevem as características relacionadas a propriedades de cor, textura e forma. Os valores de características extraídas formam o vetor de características. Autores têm estudado métodos de extração cada vez mais rápidos e robustos, a fim de que a acurácia do sistema possa melhorar (MPEG7, 2004). Após a extração é feito o armazenamento e a indexação dessas informações na base de dados. Métodos de indexação são técnicas que melhoram a inserção e a busca de vetores de características, aumentando o desempenho do sistema (BOOHM; BERCHTOLD; KEIM, 2001).

Figura 41 – Arquitetura de um sistema CBIR.

Fonte: Baseado em Castañon (2003)

As **Funções de Similaridade** têm a finalidade de calcular a semelhança entre duas imagens baseadas em suas características. Normalmente uma das imagens é dada como parâmetro de busca e a outra se encontra armazenada no banco de dados, juntamente com suas características extraídas previamente.

Há diferentes formas de apresentar ao usuário os resultados da busca na fase de visualização dos resultados. O mais comum é utilizar o método de *ranking* e apresentar miniaturas das imagens de acordo com o grau de semelhança em relação a uma consulta (TORRES; FALCÃO, 2006). No trabalho de (NAKAZATO; HUANG, 2001) são disponibilizados métodos de visualização tridimensionais que permitem identificar, por exemplo, qual o fator impactante que permitiu ou não que determinada imagem fosse considerada relevante ou não.

Os métodos de **Realimentação por Relevância** são opcionais nos sistemas CBIR. Consistem em técnicas que diminuem o *gap* semântico que pode existir entre o usuário e o computador. Por meio de uma avaliação do usuário sobre os resultados apresentados pelo sistema é possível refinar a busca e melhorar a precisão da ferramenta (QIN; JIA; QIN, 2008).

Geralmente um sistema CBIR é composto por duas fases: uma fase de extração e indexação *offline* e a fase de recuperação de imagens *online*. Na primeira fase é fornecida ao sistema uma fonte de imagens/modelos, na qual são aplicados os algoritmos de extração e formados os vetores de características. Tais vetores são indexados em uma base de dados. Na fase de recuperação, uma imagem é dada como consulta, suas características são extraídas e por meio de uma ou mais funções de similaridade são analisados os vetores de características indexados na base de dados e o da imagem-consulta. Em seguida, os

resultados que mais se assemelham são mostrados ao usuário. A Figura 42 apresenta a esquematização do sistema envolvendo o usuário.

Figura 42 – Esquema geral de um sistema CBIR.

Fonte: Nunes (2011)

4.1 Extratores

Os extratores objetivam descrever quantitativamente características relevantes das imagens analisadas. Os algoritmos de extração são partes essenciais de qualquer sistema CBIR e, em geral, coletam informações referentes à cor, textura ou forma das imagens. O conjunto de propriedades extraídas formam o vetor de características que são indexados no Banco de Dados (FORSYTH; PONCE, 2012).

Em Nunes (2011) é dado um exemplo para ilustrar um vetor de característica:

“Supondo que foram extraídas as características área, contraste, brilho, densidade e quantidade de nódulos de uma determinada imagem médica, cujos valores foram normalizados no intervalo $[0,1]$, a Figura 43 ilustra o vetor de característica que seria armazenado para representar esta imagem com os valores normalizados.”

Um extrator típico para a categoria de extratores de cor é o histograma de cor, que calcula e apresenta a frequência de cada cor existente na imagem, formando as barras

Figura 43 – Exemplo de um vetor de característica.

(área)	(contraste)	(brilho)	(densidade)	(quantidade de nódulos)
0,8	0,3	0,9	0,7	0,5

Fonte: [Nunes \(2011\)](#)

(*bins*) dos histogramas, como mostrado na Figura 44. Para comparar dois histogramas, pode-se analisar a diferença absoluta entre os seus respectivos *bins*. Por ser uma solução computacionalmente fácil e rápida, é muita utilizada e estudada nesse contexto ([BUENO, 2001](#)).

Figura 44 – Exemplo de um histograma de cores.

Fonte: [Canon \(2011\)](#)

Os extratores de textura caracterizam matematicamente o arranjo estrutural da imagem. Isso significa que propriedades como orientação, regularidade e granularidade podem ser medidas. A orientação, avalia a variação do nível de cinza de determinado *pixel* em relação aos seus vizinhos. A medida de regularidade avalia a dispersão dos *pixels* e a granularidade avalia a presença de diferentes padrões de níveis de cinza na imagem. Há duas abordagens quanto ao tipo de análise de textura feita: uma é a estatística, recomendada para imagens com necessidade de um processamento mais rigoroso nas regiões de textura e a outra é a estrutural, recomendada para imagens com regiões de textura uniformes e bem definidas ([TORRES; FALCÃO, 2006](#)).

Os extratores de forma podem analisar características externas, presentes no contorno da imagem ou em dados internos, como região e volume. Devido a sua robustez, essa categoria é bastante estudada, principalmente no contexto tridimensional ([DATTA et al.,](#)

2008). São exemplos de extratores: *Curvature Scale Space*, no qual se aplicam sucessivas suavizações por meio do filtro Gaussiano no objeto a fim de obter o seu contorno simplificado e Momentos Invariantes, que pressupõem que se duas imagens possuem valores de momentos iguais para diferentes ordens, esses objetos são idênticos. O cálculo do momento é feito a partir das coordenadas centrais da imagem, e a ordem é um número inteiro que varia de 0 a 10. Nos extratores de forma ainda é incluída a Transformada *Wavelet*, que decompõe a imagem no domínio de frequência, podendo compará-la com outras imagens em diferentes escalas de bandas (TORRES; FALCÃO, 2006).

Também são comumente implementados extratores de forma destacando-se extratores de volume e contornos (SONG; GOLSHANI, 2003). Em Wu et al. (2004) são analisados diferentes dados referentes ao volume de um modelo cardíaco e em Aman, Yao e Summers (2010) é utilizada a técnica SIFT (*Scale-Invariant Feature Transform*) estendida para modelos 3D, a qual aplica a função Gaussiana para extrair elementos chaves dos modelos. Os *voxels* são considerados elementos chaves se o valor de seu gradiente estiver acima de um limiar pré-definido é construído um histograma de gradientes orientados para descrever a vizinhança local dos pontos de interseção de até 16 *voxels* a partir do *voxel* analisado. A Figura 45 ilustra uma imagem com a orientação gradiente dos *pixels*. As flechas representam a orientação dos *pixels* a partir da informação do seu gradiente; percebe-se nessa imagem que os centros são mais claros e os *pixels* vão escurecendo nas bordas.

Figura 45 – Exemplo da orientação do gradiente de *pixels*

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

4.2 Funções de Similaridade

A semelhança entre duas imagens pode ser verificada comparando-se seus vetores de características por meio de funções de distância (MARQUES; VIEIRA, 1999).

Se o valor retornado por essa função é próximo de zero, significa que a diferença é pequena e, portanto, há um alto grau de semelhança. Da mesma forma, quanto mais alto o valor retornado, menor o grau de semelhança (BUGATTI, 2008).

São exemplos de funções de similaridade as distâncias da família *Minkowski*, que incluem as distâncias *Manhattan* e Euclidiana.

As distâncias Manhattan e Euclidiana se destacam por serem de fácil implementação e apresentam resultados com precisão em muitos domínios. Sua formulação está apresentada na Equação 26 e 27, respectivamente, onde x_i e y_i são extratores na posição i dos vetores de características que serão comparados e C é uma matriz de covariância. Os trabalhos de (BUGATTI, 2008) e (GONÇALVES et al., 2011) detalham várias funções de similaridades usadas para a recuperação de imagens por conteúdo.

$$Dist_{Manhat} = \sum_{i=1}^n |x_i - y_i| \quad (26)$$

$$Dist_{Euclid} = \sqrt[p]{\sum_{i=1}^n |x_i - y_i|^p} \quad (27)$$

4.3 Realimentação por Relevância

A técnica de realimentação por relevância tem dois objetivos principais: (1) reduzir descontinuidade semântica entre a análise visual de alto nível feita pelo usuário e a análise de baixo nível feita por meio dos extratores e funções de similaridade e (2) reduzir a subjetividade da percepção humana, uma vez que diferentes usuários podem ter diferentes percepções de relevância para a mesma imagem (TORRES; FALCÃO, 2006).

A descontinuidade semântica ocorre devido ao fato de que as técnicas analisam somente a semelhança matemática entre as imagens, resultando algumas vezes em imagens totalmente diferentes segundo o ponto de vista do usuário (MARQUES; TRAINA, 2006). A Figura 46 ilustra essa relação.

O método procura, por meio de interações com os usuários, avaliar o grau de adequação do conjunto de resposta para determinada consulta e, assim, refinar as buscas subsequentes. Há dois tipos de interações com o usuário: a realimentação positiva, quando o usuário elenca as imagens mais relevantes e a realimentação negativa quando ele descarta as menos relevantes. Estudos comprovam que a realimentação negativa pode contribuir mais

Figura 46 – Figuras matematicamente similares e semanticamente diferentes.

Fonte: [Bergamasco \(2010\)](#)

para o refinamento da consulta. Existe também a possibilidade de fazer a realimentação por relevância de forma automática analisando os valores encontrados a partir de avaliações feitas a respeito da precisão e relevância dos resultados ([MARQUES; TRAINA, 2006](#)).

Nem sempre todos os extratores utilizados em um sistema CBIR possuem um bom desempenho em todos os cenários e, assim, alguns podem atrapalhar o resultado da consulta. Usando o balanceamento de extratores é possível diminuir ou até inibir a ação do extrator ofensor, melhorando a qualidade do resultado ([RUI et al., 1998](#)). Esse balanceamento é feito por meio da definição dos pesos individuais de cada extrator que consistem em valores que são acrescidos ou multiplicados no valor original do extrator, de forma que possam ser manipulados com o objetivo de tornar o extrator mais ou menos representativo na consulta.

A Figura 47 apresenta uma interface na qual o usuário avalia as imagens faciais retornadas em relação à imagem mais a direita dada como consulta, atribuindo um valor de 0 a 10, de acordo com o grau de semelhança. Ao submeter essa avaliação, os pesos das imagens foram ajustados favorecendo as mais relevantes e um novo resultado foi apresentado ([BERGAMASCO, 2010](#)).

4.4 Avaliação de Sistemas CBIR

Uma das formas mais utilizadas para realizar a avaliação de sistemas CBIR é usando o gráfico de Precisão *versus* Revocação. A fórmula da Precisão, apresentada na Equação 28, indica a proporção de imagens recuperadas que são relevantes. A medida Revocação, apresentada na Equação 29, exibe a proporção de todas as imagens relevantes que estão na base de dados e que foram recuperadas ([DATTA et al., 2008](#)).

[Santos \(2006\)](#) exemplifica o processo da seguinte forma:

“Suponha que exista um conjunto A possua as imagens relevantes e um conjunto B as imagens recuperadas, sendo $A = \{i_2, i_4, i_5, i_7, i_9\}$ e $B = \{i_5, i_6, i_7, i_1,$

Figura 47 – Interface de um sistema com Realimentação por Relevância: (a) ilustra o primeiro resultado, apresentando inconsistências. No item (b) é mostrado o resultado final após a sexta interação com o usuário e com a técnica de Realimentação por Relevância aplicada.

Fonte: [Bergamasco \(2010\)](#)

i_3, i_8, i_9, i_{10} . Considere a primeira imagem recuperada $\{i_5\}$. Esta imagem corresponde a 20% de todas as imagens relevantes, portanto tem uma revocação de 20%. Além disso, ela tem uma precisão de 100% (uma entre uma imagem recuperada é relevante), podendo-se dizer que esta imagem tem uma precisão de 100% em 20% de revocação. Considere agora a segunda imagem recuperada que é relevante, $\{i_7\}$. Esta imagem tem uma precisão de 66,67% (duas entre três imagens recuperadas são relevantes) em 40% de revocação (foram recuperadas duas imagens relevantes de um total de cinco imagens relevantes). Continuando com a análise descrita, têm-se todos os pontos necessários para se a curva de precisão versus revocação (PxR). Caso ao final do conjunto B não tenham sido recuperadas todas as imagens consideradas relevantes, o próximo nível de revocação será igual à zero.”

$$\frac{ImagensRelevantes \cap ImagensRecuperadas}{ImagensRecuperadas} \quad (28)$$

$$\frac{ImagensRelevantes \cap ImagensRecuperadas}{ImagensRelevantes} \quad (29)$$

Para analisar o comportamento de um sistema CBIR é comum realizar diversas consultas no sistema e avaliar a média de Precisão para cada valor de Revocação calculado a partir do resultado da busca ([FORSYTH; PONCE, 2012](#)). Na Figura 48 é apresentado um

gráfico de Precisão *versus* Revocação, o eixo x armazena os valores de Revocação e o eixo y os valores de Precisão calculados.

Figura 48 – Exemplo de um gráfico de Precisão *versus* Revocação

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

4.5 Considerações Finais

Neste Capítulo foram detalhados os componentes de um sistema CBIR bem como a sua forma de avaliar os resultados deste tipo de sistema. Essa técnica tem se mostrado bastante útil no auxílio ao diagnóstico devido a sua característica de efetivamente fornecer subsídios para uma análise mais detalhada de determinado problema envolvendo imagens médicas por meio da análise de seus conteúdos. No contexto 3D essa abordagem é ainda bastante inovadora, como será apresentado no próximo Capítulo.

5 Revisão Bibliográfica Sistemática

Este capítulo tem por objetivo identificar por meio de pesquisa bibliográfica quais métodos de extração de características, funções de similaridade e outras técnicas relacionadas a um sistema CBIR estão sendo usados para a recuperação de imagens tridimensionais médicas por conteúdo.

Para atingir tal proposta foi feita uma Revisão Sistemática (RS) que procurou não somente focar nos pontos acima citados como também avaliar como outros aspectos relacionados a CBIR são empregadas no contexto tridimensional, como a Realimentação por Relevância e desempenho computacional.

Inicialmente são feitas considerações sobre os conceitos envolvidos em uma Revisão Sistemática e, em seguida, são sintetizados os principais dados obtidos com essa metodologia.

5.1 Conceitos sobre Revisão Sistemática

A RS é uma metodologia de pesquisa bibliográfica desenvolvida para reunir e avaliar estudos relevantes relacionados a um determinado tema. O processo de condução da RS obedece uma sequência de passos metodológicos, seguindo protocolos desenvolvidos com raciocínio *a priori*, o que a diferencia de revisões comuns. Além disso, a RS segue uma estratégia de pesquisa bem definida e documentada, que possibilita a identificação de novas linhas de estudos e limitações na pesquisa.

Previamente ao início de uma RS é feita uma análise exploratória do assunto, a fim de identificar, com a ajuda de um especialista da área, quais bases de dados e palavras-chaves podem ser úteis. Após essa etapa é dado início à RS, que é composta por três fases ([KITCHENHAM, 2004](#)):

- *Planejamento*: nesta etapa são identificadas as necessidades da pesquisa e são formulados os objetivos e os critérios de inclusão e exclusão dos trabalhos. Também são selecionadas as fontes de busca e é definido o conjunto de palavras-chave a serem utilizadas. Com essas informações é elaborado o Protocolo de Revisão.
- *Condução*: as *strings* definidas no Protocolo são utilizadas nas máquinas de buscas e os resultados são analisados de acordo com os critérios de inclusão e exclusão.

Somente os trabalhos incluídos são lidos integralmente na etapa seguinte (extração). Em geral, são lidos os títulos e o resumo dos trabalhos retornados pelas máquinas de busca a fim de decidir pela sua inclusão ou exclusão. é criado um formulário de Condução da Revisão para cada uma das bases, contendo dados da busca como: data da condução, *string* empregada, lista dos artigos retornados, incluídos e excluídos e respectivos critérios atendidos.

- *Extração*: nesta fase, durante a leitura completa dos estudos incluídos, procura-se destacar aspectos importantes que o pesquisador julgue necessário para o seu trabalho. Por esse motivo, os formulários de Extração são totalmente customizados de acordo com a necessidade do especialista. Na presente pesquisa, foi procurado obter informações referentes aos métodos de extratores e funções de similaridade empregados, assim como técnicas de avaliação e bases de dados utilizada.

Com os dados extraídos pode-se criar tabelas e gráficos tornando mais fácil a compreensão dos dados e possibilitando uma visão global do estado da arte de determinado assunto. Os documentos gerados pelos formulários de Extração dessa RS se encontram disponíveis no *site* do grupo de pesquisa: <http://143.107.58.159/lapis/node/149> . Os aspectos mais importantes do protocolo e da condução da revisão, assim como os resultados obtidos são apresentados nas próximas seções.

5.1.1 Protocolo da Revisão Sistemática

O protocolo de pesquisa utilizado no presente trabalho se baseou nos conceitos propostos por (KITCHENHAM, 2004) e (BIOLCHINI et al., 2005). Os principais pontos definidos foram:

- **Objetivos:** analisar, por meio de pesquisas bibliográficas, quais métodos de extração de características e funções de similaridade estão sendo usados para a recuperação por conteúdo de modelos tridimensionais médicos; avaliar os estudos experimentais realizados durante os últimos 10 anos envolvendo CBIR 3D.
- **Questões de Pesquisa:** “Quais extratores de características e funções de similaridade são implementados para modelos tridimensionais?” e “Quais outras técnicas são empregadas para aperfeiçoar a recuperação por conteúdo de modelos 3D?”

- **Fontes utilizadas:** foram selecionadas bases importantes e conhecidas da área de Ciência da Computação disponíveis na *web*, a saber: *IEEE Xplore Digital Library* (IEEE, 2013), *ACM Digital Library* (ACM, 2013) e *Springer* (SPRINGER, 2013).
- **CrITÉrios de Inclusão:** foi definido que seriam incluídos que atendessem a pelo menos um dos seguintes critérios: (I1) trabalhos que conceituem extratores e funções de similaridade para recuperação de modelos 3D; (I2) trabalhos que apliquem os extratores e funções de similaridade; (I3) trabalhos que conceituem técnicas para melhorar os resultados da busca; (I4) trabalhos que forneçam conceitos e estado da arte na área.
- **CrITÉrios de Exclusão:** foram descartados trabalhos que atendessem a pelo menos um dos seguintes critérios: (E1) utilizam recuperação por conteúdo em imagens 2D; (E2) não utilizam o processo de recuperação por conteúdo.
- **Palavras-chave:** considerando que durante a análise exploratória os extratores mais comuns para esse escopo de pesquisa são baseados em forma, adicionou-se a palavra *shape* às palavras-chave, além disso foram feitas combinações do termo *3D* relacionada com as palavras *model retrieval*, *shape descriptor* e *content-based*. Para cada base de dados foi utilizada uma combinação diferente dessas palavras:
 - *ACM Digital Library:* (“3D model retrieval” OR “content-based 3D” OR “3D shape retrieval”) AND “Abstract”: “descriptor” AND NOT “Abstract: “2D” AND NOT “semantic”
 - *IEEE Xplore Digital Library:* (“content based 3D” “3D model retrieval” “content-based 3D”) NOT “2D” NOT “benchmark” NOT “plan*”
 - *Springer:* :((“3D model retrieval” or “content-based 3D”) and “shape descriptor”)

Nas *strings* de busca da ACM e do IEEE foram excluídos os termos *semantic*, *benchmark* e planejamento, pois observou-se que muitos trabalhos de CBIR estavam relacionados a esses termos e numa leitura preliminar estavam fora do escopo da pesquisa.

Na base de dados da Springer, foi usado o conectivo AND, pois observou-se que quando utilizado o conectivo OR muitos trabalhos relacionados a CBIR para imagens 2D eram retornados. Como na análise exploratória verificou-se que o termo *shape* estava diretamente relacionado ao CBIR para 3D, optou-se por usar o termo para aumentar as chances de os resultados da busca estarem dentro do escopo definido.

Inicialmente foi feita uma RS focada em modelos tridimensionais médicos exclusivamente, portanto foram usadas palavras-chave mais específicas como *medical 3D*, *3D medical image* e *medical model*. Porém, a busca retornou pouquíssimos resultados, sendo necessário torná-la mais abrangente para qualquer modelo tridimensional.

5.1.2 Condução da Revisão Sistemática

Após finalizado o Protocolo, foi iniciada a fase de Condução ou Execução da Revisão. Nessa fase, foram realizadas as pesquisas nas fontes listadas, utilizando-se as combinações de palavras-chave referentes a cada uma delas, a fim de encontrar trabalhos relevantes relacionados ao tema. Inicialmente, a condução foi feita no primeiro semestre de 2011 e atualizada em Dezembro de 2011.

Depois, para cada uma das fontes, foram preenchidos Formulários de Condução, nos quais são analisados o título e os resumos de cada um dos trabalhos encontrados, para determinar quais trabalhos seriam incluídos e quais seriam descartados. Essa escolha é feita com base nos critérios de inclusão e exclusão citados anteriormente.

Após definição dos trabalhos incluídos, cada um destes foi lido integralmente e foram preenchidos Formulários de Extração, contendo o nome do artigo, os autores, a data de publicação, o veículo de publicação, a fonte, o resumo, descrição do método de extração/função de similaridade, qual a base de dados usada, qual a forma e métrica para avaliação dos resultados, comentários adicionais e referências relevantes.

Nas bases pesquisadas, foram encontrados 53 trabalhos, dos quais 36 foram incluídos. A Tabela 12 apresenta os artigos incluídos e quais critérios foram satisfeitos. Pode-se notar que alguns tiveram satisfeitos itens de exclusão e mesmo assim foram incluídos. Isso se deve ao fato que o critério de exclusão satisfeito não foi suficiente para anular os itens de inclusão observados. Na presente pesquisa, foi adotada a seguinte lógica para incluir o trabalho:

Tabela 12 – Critérios de Inclusão e Exclusão atendidos

Autores	Itens de inclusão	Itens de exclusão	Status
1.(CHEN et al., 2011)	I3	-	Incluído
2.(YACHUN; MINGQUAN; GUOHUA, 2009)	I1, I2	-	Incluído

3.(LV et al., 2009)	I3	-	Incluído
4.(SONG; GOLSHANI, 2003)	I4	-	Incluído
5.(LENG; LI; QIN, 2007)	I1, I2	-	Incluído
6.(KHE; FENG; NING, 2007)	I1, I2	-	Incluído
7.(OSADA; FURUYA; OHBUCHI, 2008)	I1, I2	-	Incluído
8.(QIN; JIA; QIN, 2008)	I4	-	Incluído
9.(WEI et al., 2008)	I1, I2	-	Incluído
10.(RUAN et al., 2008)	I3	-	Incluído
11.(ZHI-YONG; BAI-LIN, 2010a)	I3	-	Incluído
12.(ZHI-YONG; BAI-LIN, 2010b)	I3	-	Incluído
13.(YUBIN; HUI; YAO, 2007)	I4	-	Incluído
14.(GAO; ZHENG; ZHANG, 2009)	I4	-	Incluído
15.(YANG; LENG, 2007)	I1, I2	-	Incluído
16.(LI; JOHAN, 2010)	I1, I2	-	Incluído
17.(WANG; CUI, 2004)	I1, I2	-	Incluído
18.(XIANG et al., 2007)	I1, I2	-	Incluído
19.(GONG et al., 2009a)	I1, I2	-	Incluído
20.(GONG et al., 2009b)	I1, I2	-	Incluído
21.(KAZHDAN; FUNKHOUSER; RUSINKIEWICZ, 2003)	I1, I2	-	Incluído
22.(LI; GODIL; WAGAN, 2008)	I1, I2	-	Incluído
23.(LI et al., 2008)	I1, I2	E1	Incluído
24.(WU et al., 2009)	I1, I2	-	Incluído
25.(YOON et al., 2010)	I1, I2	E1	Incluído
26.(LI; JOHAN, 2011)	I1, I2	-	Incluído
27.(WANG; WANG; PANG, 2011)	I2	-	Incluído
28.(GAO et al., 2011)	I1	-	Incluído
29.(LI et al., 2011)	I1	-	Incluído
30.(FISHER; SAVVA; HANRAHAN, 2011)	I1, I2	-	Incluído
31.(AXENOPOULOS; LITOS; DARAS, 2011)	I1	-	Incluído
32.(SAAVEDRA et al., 2011)	I1, I2	-	Incluído

33.(OHBUCHI et al., 2008)	I1, I2	E1	Incluído
34.(AMAN; YAO; SUMMERS, 2010)	I1, I2	-	Incluído
35.(WU et al., 2004)	I1, I2	-	Incluído
36. (GLATARD; MONTAGNAT; MAGNIN, 2004)	I1, I2	E1	Incluído

5.1.3 Síntese da Revisão Sistemática

Como discutido na seção 5.1, dos 53 artigos encontrados usando-se as *strings* de busca, 36 foram incluídos para a extração mais detalhada de informação. A Figura 49 mostra o processo seguido durante a RS, com as exclusões ocorridas durante as etapas.

Figura 49 – Processo usado na Revisão Sistemática.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Houve nos últimos anos um aumento na publicação de artigos relacionados à área, isso é refletido no resultado da Revisão Sistemática, que mostrou que 73% dos trabalhos se encontram no período entre 2008 e 2011, dada a data inicial considerada na revisão como sendo o ano de 2003. Em relação ao conteúdo desses, a Figura 50 ilustra a distribuição de acordo com os tipos de artigos encontrados, sendo possível perceber que a maioria é constituída por trabalhos focados no desenvolvimento de novos extratores.

Figura 50 – Porcentagem de cada tipo de artigo encontrado.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Foi observado também que muitos dos trabalhos publicados têm como origem Universidades Chinesas. Essa distribuição é ilustrada na Figura 51 e valida alguns estudos que apontaram a China como sendo um dos novos centros acadêmicos de pesquisa em diversas linhas de estudo. Segundo o relatório da UNESCO de 2010 sobre o *status* da Ciência ao redor do mundo, o número de pesquisadores chineses está prestes a ser o maior do mundo e o número de citações feitas em seus artigos aumentou mais de 50% nos últimos 6 anos, representando atualmente 10% de todas as citações feitas e ficando atrás somente dos EUA (UNESCO, 2010).

Figura 51 – Cloud tag indicando a representatividade de cada país para a presente RS.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Em uma análise geral, foi constatado que a maioria dos estudos (78%) utiliza alguma técnica para avaliação de um sistema CBIR. Não há consenso em relação a qual

descriptor pode ser usado como referência para outros extratores, sendo o método *Light Field Descriptor* o mais citado, em 13% dos estudos selecionados.

A Tabela 17, incluída no Apêndice A, mostra as principais características dos artigos que desenvolveram extratores para CBIR 3D. Nela são apresentados os extratores, separados pelos tipos globais e locais e suas variações, as funções de similaridade e as métricas utilizadas. é possível perceber que a maioria são globais e utilizam com frequência a distância Euclidiana como função de similaridade e a métrica de Precisão *versus* Revocação para avaliar seus sistemas CBIR.

5.2 Análise qualitativa da Revisão Sistemática

Nas próximas seções são analisados os aspectos relevantes encontrados na RS, como categorias de extratores, funções de similaridade, base de dados e outras técnicas que foram utilizadas para melhorar o desempenho de sistemas CBIR 3D.

5.2.1 Pré-Processamento

Antes de extrair as características dos modelos, em geral, é necessária sua normalização, a fim de preparar o objeto para as próximas etapas. Nessa fase o modelo é ajustado nas coordenadas x , y e z (YUBIN; HUI; YAO, 2007) e ruídos que eventualmente possam causar discrepância nos resultados são descartados.

Kazhdan et al. (2003) propõem um método de normalização com coordenadas esféricas tornando o modelo invariante à rotação. Nesse trabalho um modelo 3D é representado dentro das coordenadas esféricas que é decomposta de acordo com a energia presente em diferentes frequências formando as harmônicas esféricas do modelo, que representam a variação espacial do conjunto de *voxels*. As harmônicas esféricas são somadas para cada frequência e é computada a Norma da Distância Euclidiana. Segundo os autores, descritores que foram aplicados em objetos normalizados com esta técnica obtiveram resultados melhores de busca.

Em Axenopoulos, Litos e Daras (2011) é utilizada uma técnica de alinhamento por meio da estimação de posição que também se mostrou eficiente para a fase de pré-processamento. Essa técnica consiste em efetuar a translação, a escala e a rotação do objeto. Durante a translação o modelo é movido até o centro da massa coincidir com o

centro do sistema de coordenadas e dimensionado para ocupar uma esfera delimitadora de raio 1. Na rotação é analisada a simetria do objeto em relação aos eixos x,z e y,z .

5.2.2 Extratores

Nesta subseção serão analisados os trabalhos interessantes encontrados na RS e que implementaram diferentes tipos de extratores. A abordagem será feita primeiramente em relação aos extratores globais e suas variantes e, em seguida, são discutidos alguns trabalhos que utilizaram extratores locais.

A implementação de extratores no contexto tridimensional é relativamente nova e ainda não se tem uma taxonomia própria para as diferentes categorias dos descritores. Fazendo uma adaptação do modelo proposto por Yubin, Hui e Yao (2007) foi proposta uma taxonomia para ser usada no presente trabalho, ilustrada na Figura 52.

Figura 52 – Taxonomia usada para o presente trabalho.

Fonte: Adaptado de Yubin, Hui e Yao (2007)

É possível dividir os extratores em **globais** e **locais**. Extratores globais descrevem o modelo por inteiro, extraindo características como volume e contorno. Extratores locais são focados em analisar como diferentes partes do modelos estão interconectadas. Extratores de aparência como cor e textura também são considerados locais.

Dos artigos incluídos nessa pesquisa, 75% desenvolviam extratores globais. A Figura 53 ilustra a distribuição dos artigos por tipo de extrator implementado no conjunto de

artigos analisados. Como ressalta Gao et al (2009), percebe-se que novos esforços estão sendo dirigidos para implementação de técnicas para recuperação de modelos baseados em dados parciais dos mesmos, sendo necessários extratores mais específicos para cada cenário. Além disso, acredita-se que os extratores globais são mais robustos e fáceis de implementar (QIN; JIA; QIN, 2008).

Figura 53 – Tipos dos extratores implementados em relação a taxonomia adotada na pesquisa.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Os extratores ainda podem ser divididos em *Shape-based* e *Appearance-based*. Como os nomes sugerem, os primeiros extraem características referentes à forma, ao volume e ao contorno do modelo, enquanto a segunda categoria se caracteriza por extratores que analisam textura, cores e interconectividade (QIN; JIA; QIN, 2008), (YUBIN; HUI; YAO, 2007).

Em Khe, Feng e Ning (2007) e Yachun, Mingquan e Guohua (2009) são desenvolvidos extratores baseados em forma que utilizam histogramas de distância. Para obter o histograma de distância são escolhidos pontos randômicos na superfície do objeto. Em seguida, é calculada a distância do centro do objeto até cada um dos pontos selecionados da superfície. Os valores de distância obtidos são agrupados em intervalos pré-determinados.

Song e Golshani (2003) também criaram histogramas de distância, porém, executaram um passo anterior que consiste na extração de projeções do objeto 3D. O histograma de distância é calculado a partir do centro da imagem até os pontos randômicos selecionados na borda da projeção.

Em Gao et al. (2011) são extraídas diversas projeções de cada objeto armazenado, as quais são agrupadas em *clusters*. O objetivo desse trabalho é permitir que o usuário

escolha as projeções que melhor representam o modelo para que seja possível recuperar o modelo sob diferentes perspectivas. A Figura 54 ilustra oito consultas e os resultados obtidos. Percebe-se que o trabalho apresentou resultados satisfatórios a partir de uma única projeção do objeto.

Figura 54 – Consulta feita em (GAO et al., 2011): a primeira linha representa a projeção dada como consulta e os resultados são apresentados na segunda e terceira linha.

Fonte: Gao et al. (2011)

Os estudos propostos por Li et al. (2011) e Saavedra et al. (2011) também se destacam por serem baseados em projeções e implementarem funções que analisam contornos.

O trabalho de Wang e Cui (2004) faz um mapeamento geométrico da superfície do modelo por meio dos descritores de Fourier, que são coeficientes representando o contorno do modelo .

Gao et al (2010) também utilizam descritores de Fourier e Máquinas de Aprendizado Supervisionado para recuperar modelos de faces humanas similares. Primeiro é encontrado um modelo de “face padrão” a partir dos modelos existentes da base de dados com o auxílio da Máquina de Aprendizado Supervisionado. Posteriormente, com o modelo da face fornecida como consulta é analisada a diferença obtida por meio dos descritores de Fourier entre ela e a face padrão, e entre os modelos armazenados e a face padrão.

Os autores que implementaram extratores locais justificaram sua escolha afirmando que os modelos possuem particularidades que são ignoradas em uma análise global. Em Osada, Furuya e Ohbuchi (2008) foi implementada a técnica *Volumetric Scale Invariant Feature*, que forma o vetor de característica a da orientação da mudança dos diferentes níveis de cinza dos *voxels* do modelo por meio da diferença Gaussiana.

Em Gong et al. (2009b) é apresentada uma análise do grau de interconectividade de determinado *voxel* e seus respectivos vizinhos. É formado um vetor de flexibilidade com

os centros dos pontos que são considerados interconectados. Para ser classificado como tal, é analisado se entre os seus 26 *voxels* vizinhos pelo menos 13 não são nulos. A Figura 55 ilustra um modelo analisado com essa técnica. Como os vetores possuem diferentes tamanhos, estes são agrupados em *clusters*.

Figura 55 – Exemplo de um modelo utilizado no trabalho. Tons avermelhados indicam um alto grau de interconectividade.

Fonte: Gong et al. (2009b)

O trabalho de Wei et al. (2008) foi o único encontrado nessa Revisão Sistemática que utilizou apenas as cores dos modelos para realizar a busca. Nesse trabalho, os modelos possuíam cores uniformes, e foi apresentado como consulta outro objeto com cor uniforme. O esperado era que a consulta retornasse os objetos com cores mais similares. Na prática esse trabalho não acrescentou muito à pesquisa, uma vez que a diferenciação de cores tanto em imagens quanto em modelos é bastante trivial e ao usar somente esse tipo de extrator os resultados podem ser inconsistentes devido a problemas de semântica.

A partir desta análise é possível notar que os extratores baseados em forma são os mais implementados pelos autores. O uso frequente de descritores de forma pode ser relacionado ao fato de que muitos modelos estão armazenados com seus respectivos parâmetros geométricos e é mais prático trabalhar com esse tipo de informação no espaço de coordenadas 3D.

5.2.3 Funções de Similaridade

Em relação às funções de Similaridade, a Distância Euclidiana foi a mais usada nos estudos selecionados, apesar de ser afirmado que esta métrica, assim como a Distância Manhattan, não são boas para analisar vetores de características, uma vez que ela é

sensível a valores discrepantes de extratores (YUBIN; HUI; YAO, 2007). A Figura 56 ilustra a distribuição do uso de diferentes funções de distância nos artigos encontrados.

Estudos na área de recuperação de imagens bidimensionais indicam que testes realizados considerando imagens mamográficas com diferentes funções de similaridade, mostraram que métricas como as distâncias Euclidiana, Manhattan e Chebychev são mais sensíveis à variação significativa em apenas uma característica. Já as distâncias Canberra, Trigonométrica Modificada, X^2 e Divergência de Jeffrey mostraram-se menos sensíveis e mais tolerantes a ruídos nos vetores de características (GONÇALVES et al., 2011).

Alguns autores optaram por agrupar os vetores de características em *clusters* e dessa forma, usaram técnicas como *k-means*, redes de Hopfield (RUAN et al., 2008) e Máquinas de Aprendizado Supervisionado ((KHE; FENG; NING, 2007), (ZHI-YONG; BAI-LIN, 2010a) e (ZHI-YONG; BAI-LIN, 2010b)) para realizar o agrupamento e o cálculo de dispersão dos grupos.

Figura 56 – Funções de Similaridade usadas

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

5.2.4 Métricas de Avaliação

Outro aspecto para o qual foi percebida bastante uniformidade nos resultados encontrados foi em relação à métrica de avaliação do sistema de recuperação propriamente dito. O mais usado foi o gráfico de Precisão *versus* Revocação, uma medida já bastante

utilizada no contexto de recuperação por conteúdo em imagens bidimensionais, e que talvez por esse motivo, se estendeu para os modelos 3D. Ela foi usada em 37% dos trabalhos, como em Li, Godil e Wagan (2008), (WANG; WANG; PANG, 2011), (LI et al., 2008) e (XIANG et al., 2007), sendo que no restante houve diversas métricas implementadas, porém nenhuma tendo uma utilização tão alta. A Figura 57 mostra esse cenário.

Enquanto o gráfico de Precisão *versus* Revocação envolve somente esses dois atributos, a Média de Precisão calcula a relação entre o valor da Precisão e o total de itens recuperados. A métrica *Normalized Recall*, como o nome sugere, normaliza o atributo revocação em relação aos itens relevantes. *Nearest Neighbor*, *First-Tier* e *Second-Tier* são métricas que analisam a quantidade de modelos que foram dados como consulta com os K primeiros modelos retornados.

Figura 57 – Técnicas de avaliação usadas

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

5.2.5 Bases de Dados

Essa informação era uma das mais importantes para o contexto de todo o projeto, visto que esperava-se que a partir de informações encontradas nos artigos fosse possível mapear bases de imagens médicas que fossem públicas e que fornecesse índices para comparar extratores. No entanto, foi notado que em 42% dos artigos foi utilizada a base de dados *Princeton Benchmark*, uma base de dados genérica. Esta base foi citada nos trabalhos de (GONG et al., 2009b), (YOON et al., 2010), (LI; JOHAN, 2011), (OHBUCHI et al., 2008), entre outros. Um dado preocupante foi que 41% dos trabalhos não indicaram qual

a sua fonte de dados, o que pode ser considerado uma falha aos resultados encontrados dessas pesquisas.

O fato da principal base encontrada ser genérica mostra que as pesquisas nesse campo de conhecimento ainda estão em sua fase inicial, uma vez que os pesquisadores estão implementando a recuperação por conteúdo em modelos simples.

5.2.6 Outras técnicas

Outras técnicas encontradas e que podem ser úteis para a pesquisa na qual esta RS está inserida são referentes à Realimentação por Relevância, na qual, por meio do *feedback* do usuário, é possível ajustar valores de pesos entre os modelos, refinando a consulta. Essa técnica está detalhada na Seção 4.3.

Nos trabalhos de (ZHI-YONG; BAI-LIN, 2010a) e (ZHI-YONG; BAI-LIN, 2010b) são construídas funções de regressão com base no retorno dos usuários e ajustando-se os pesos dos modelos com Regressão Logística e *Hidden Markov Models*, respectivamente.

Há também algoritmos que combinam diferentes extratores de forma, projeção e aparência a fim de obter um melhor resultado de busca (CHEN et al., 2011), (LV et al., 2009), (LENG; LI; QIN, 2007).

O trabalho de (CHEN et al., 2011) se destaca por utilizar Lógica *Fuzzy* para criar regras e adaptar os pesos de acordo com o *feedback* do usuário. Na pesquisa de (FISHER; SAVVA; HANRAHAN, 2011), os pesquisadores transformam uma cena tridimensional em grafo e a busca por conteúdo se dá em função dos itens dispostos em determinada cena. Por exemplo, para encontrar uma mesa para escritório foi fornecida uma *query* composta por diversos itens relacionados à mesa, como computador, caderno e caneta.

Por fim, é importante destacar que o desempenho da busca pode ser influenciado pela sua infraestrutura, como mostra o trabalho de (RUAN et al., 2008), no qual os autores concluem que o número de processadores exerce influência no tempo de processamento de extração de características e no retorno dos resultados da busca. No experimento foram usados 8, 10, 12 e 14 processadores para efetuar a busca de 500, 1000 e 1500 modelos. Em todos os casos o tempo diminuiu conforme o número de processadores aumentou.

5.2.7 Recuperação de Modelos Médicos Tridimensionais

Analisando o contexto dos estudos selecionados, alguns deles se destacaram devido ao caráter inovador de suas pesquisas ao aplicar técnicas específicas para modelos médicos tridimensionais. É importante destacar que nenhum desses estudos mencionaram o uso de bases públicas de modelos médicos.

A partir das fatias obtidas de um volume 3D do miocárdio, Glatard et al. (2004) pretenderam identificar em qual fase do ciclo cardíaco (sístole ou diástole) uma imagem de consulta estava enquadrada e encontrar fatias similares à imagem de consulta. Para isso, foram usados filtros de Gabor em dois momentos: para a indexar a imagem e para segmentá-la. Na indexação foram usados um banco de 42 filtros de Gabor representado na Equação 30, com espaçamento angular de 30 graus (u) e espaçamento de frequência de um oitavo (F) (correspondendo às frequências $\sqrt{2}$, $2\sqrt{2}$..., $N4\sqrt{2}$ ciclos por imagem, onde N é o tamanho da mesma). Foram usadas banda angulares de 30° (B_θ), frequência de banda de um oitavo (B_F) e foram determinados σ_x e σ_y para não obter filtros sobrepostos, apresentados nas Equações 31 e 32.

$$H(u, v) = \exp \left\{ -2\pi^2 \left[(u - F)^2 \sigma_x^2 + v^2 \sigma_y^2 \right] \right\} + \exp \left\{ -2\pi^2 \left[(u - F)^2 \sigma_x^2 + v^2 \sigma_y^2 \right] \right\} \quad (30)$$

$$\sigma_x = \frac{\sqrt{\ln 2}(2^{B_F} + 1)}{\sqrt{2}\pi F(2^{B_F} - 1)} \quad (31)$$

$$\sigma_y = \frac{\sqrt{\ln 2}}{\sqrt{2}\pi F \tan(\frac{B_\theta}{2})} \quad (32)$$

Para a segmentação, em cada *pixel* do espectro, foram considerados a vizinhança - 8 e aplicados 16 filtros de Gabor com as mesmas especificações anteriores. O espectro e a segmentação final são mostrados nas Figuras 58 e 58.

Em Wu et al. (2004) foram combinados diferentes descritores de volume (VOI - *Volume of Interest*) para analisar modelos do cérebro provenientes do exame de Tomografia por emissão de Prótons (PET - *Positron Emission Tomography*). Foi usada a distância Euclidiana para comparar a similaridade entre os modelos. Nesse trabalho os seguintes extratores foram implementados:

Figura 58 – Imagens retiradas de [Glatard, Montagnat e Magnin \(2004\)](#): (a) apresenta o espectro de um exame de MRI cerebral. (b) segmentação do miocárdio.

Fonte: [Glatard, Montagnat e Magnin \(2004\)](#)

- **3D VOI Location:** o centróide do modelo é localizado de acordo com a Equação 33 e armazenado no vetor de característica, no qual x_i e y_i são as coordenadas do modelo.

$$Centroide = \frac{\sum \vec{r} f(x, y)}{\sum f(x_i, y_i)}, \text{ onde } \vec{r} = x_i + y_i \quad (33)$$

- **VOI Volume:** o volume total do modelo é extraído pela contagem de *voxels* não-nulos
- **VOI Distribuição da Superfície:** nesse descritor é feita a contagem de *voxels* presentes em determinada área de superfície. No artigo não foi explicado como foi feita a escolha da área, ou quantos subconjuntos de área precisaram ser criados;
- **Dados dos pacientes:** foram armazenados alguns atributos do paciente como ID, nome, sexo, idade, peso e altura.

Aman, Yao and Summers (2010) usaram o extrator SIFT e *Bag of Words* para recuperar Tomografias Computadorizadas de Colonografia. Os autores aplicaram a métrica de *Normalized discount gain* para avaliar seus resultados: extraíram pontos chaves do modelo por meio da diferença Gaussiana apresentada na Equação 34, onde σ_1 e σ_2 são os graus de suavização do filtro Gaussiano e devem ser significativamente diferentes e, $x^2 + y^2$ mede a distância das coordenadas à origem (raio), uma vez que o filtro Gaussiano é circularmente simétrico ([PEDRINI; SCHWARTZ, 2008](#)).

$$DoG \triangleq G_{\sigma_1} - G_{\sigma_2} = \frac{1}{2\sigma_1^2} - \frac{1}{\sigma_2} e^{-(x^2+y^2)/2\sigma_2^2} \quad (34)$$

Em seguida esses elementos de interesse são rotulados com palavras-chaves e são formados *clusters* usando a técnica de *k-means*. Por fim, é construído um histograma a partir da contagem de ocorrência para cada palavra-chave. Essa técnica é chamada na literatura por *Bag of Words*.

5.3 Considerações Finais

Modelos tridimensionais estão cada vez mais presentes no cotidiano, incluindo a área médica. Métodos que são capazes de otimizar a sua utilização estão sendo estudados na comunidade acadêmica. Nesse contexto, sistemas de CBIR podem oferecer a um especialista uma segunda opinião de um determinado cenário por meio de uma histórico de imagens pré-registadas.

No contexto médico 3D essa técnica está começando a ser desenvolvida. Atualmente, alguns desafios estão sendo explorados, mas ainda existem alguns tópicos inexplorados. Seria interessante fornecer mais bases de modelos médicos públicos, a fim de facilitar pesquisas sobre esta área. Esta não é uma questão simples, pois os dados do paciente são sigilosos, mas é razoável pensar em simulações de diferentes situações clínicas.

Um dos obstáculos para a utilização de modelos médicos 3D é sobre o desempenho do sistema CBIR 3D que apresenta uma queda de desempenho comparado ao CBIR 2D devido à complexidade dos modelos geométricos em relação a imagens bidimensionais. Em um cenário no qual o dinamismo é extremamente importante, isso pode ser considerado uma grande lacuna. Por esse motivo, são necessários esforços para criar e aperfeiçoar métodos para este problema.

A partir dos extratores implementados nos artigos recuperados pela RS foi possível identificar aspectos de alguns extratores que foram úteis para o presente trabalho. Na Tabela 13 é apresentada uma breve descrição de cada aspecto que foi considerado importante para o desenvolvimento da presente pesquisa.

Tabela 13 – Resumo dos extratores de volume selecionados

Extrator	Autores	Descrição
Histograma de Distância	(KHE; FENG; NING, 2007)	A partir do centro do modelo é calculada a sua distância entre ele e a superfície em pontos randômicos. As distâncias são divididas em intervalos que formarão os <i>bins</i> de um histograma.
3D Volume <i>shape descriptor</i>	(YANG; PERIASWAMY; WU, 2007)	Divide o modelo em 8 octantes e extrai os valores de gradiente de cada quadrante. 8 histogramas são formados representando a magnitude do gradiente de cada um que, ao final, são concatenados.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

6 Recuperação por Conteúdo de modelos 3D cardíacos

O avanço tecnológico tem permitido aos especialistas da Medicina comporem diagnósticos mais rápidos e precisos. Grande parte dos diagnósticos são compostos a partir de exames que produzem imagens médicas. A quantidade de imagens geradas para cada paciente pode ser bastante alta, dependendo do exame, fazendo com que haja a possibilidade de sobrecarga de informação. Isso acarreta um tempo maior para um diagnóstico preciso, uma vez que o especialista precisa analisar todo o conjunto de dados.

Como mencionado no Capítulo 2, em exames como Ressonância Magnética Nuclear e Tomografia Computadorizada as imagens representam fatias do volume de interesse, podendo limitar a forma com que o especialista percebe e analisa o problema.

Já existem disponíveis alguns sistemas computacionais de auxílio ao diagnóstico, que fornecem ao especialista um conjunto de informações sobre determinado caso clínico a partir dessas fatias fornecidas, colaborando para um parecer mais preciso ao paciente (DOI, 2007). No entanto, é interessante disponibilizar ferramentas que trabalhem também no contexto tridimensional, a partir da reconstrução 3D dessas diversas fatias, com o objetivo de fornecer uma visão alternativa da estrutura analisada.

Com essa motivação inicial, a presente pesquisa teve por objetivo estudar técnicas para recuperação por conteúdo em modelos 3D cardíacos construídos a partir de imagens de exame de Ressonância Magnética Nuclear. Tais técnicas visam analisar as alterações de forma no ventrículo, que é um dos principais sintomas da ICC.

6.1 Metodologia de desenvolvimento

Para alcançar o objetivo proposto, este projeto de pesquisa foi dividido em três blocos de tarefas:

1. **Bloco teórico:** durante todo o projeto foram feitas pesquisas na literatura a fim de atualizar o estado da arte com relação a aspectos da recuperação de modelos 3D, como a normalização dos modelos 3D, representação, extração de características, aplicação de funções de similaridade e visualização dos resultados. O foco da pesquisa concentra-se em imagens médicas, porém trabalhos aplicados em outras áreas de

conhecimento foram avaliados a fim de verificar eventuais técnicas que poderiam ser adaptadas ao contexto da presente pesquisa.

2. **Bloco de desenvolvimento e implementação:** nesta etapa foram definidas, implementadas e validadas as técnicas de recuperação 3D por conteúdo considerando o escopo de modelos médicos cardíacos, oriundos dos exames de RMN. Foi construído um protótipo de sistema, abrangendo extratores, funções de similaridade e base de dados. Este bloco refere-se aos módulos 3 a 9 da Figura 59.
3. **Bloco de avaliação:** durante e após a condução do bloco de desenvolvimento, foi conduzida a avaliação dos resultados com base na métrica de Precisão *versus* Revocação, a mais utilizada na área de recuperação de imagens por conteúdo. Este bloco refere-se ao módulo 10 da Figura 59.
4. **Bloco de divulgação:** para validar a relevância do projeto, os resultados obtidos foram e estão sendo submetidos a conferências e periódicos da área em forma de artigos.

Os blocos citados anteriormente foram divididos em atividades, que são explicadas em detalhes nas próximas seções e estão ilustradas na Figura 59:

Figura 59 – Atividades desenvolvidas durante o projeto.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

1. *Revisão Bibliográfica:* nesta etapa foi feita uma revisão bibliográfica, detalhada nos Capítulos 2, 3, 4 e 5, com o objetivo de aprofundar alguns pontos importantes do

projeto abrangendo características de extratores e funções de similaridade a serem empregadas, considerando principalmente a área médica.

2. *Formação de base de dados com modelos médicos*: nesta fase foi especificado o escopo dos modelos médicos 3D a serem considerados e elaborada uma base de modelos para ser utilizada nas fases posteriores. Foram utilizados modelos fornecidos pelo Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InCor). Esta atividade está indicada no processo 2 da Figura 59.
3. *Segmentação e reconstrução dos modelos*: nessa etapa os modelos foram reconstruídos a partir dos *frames* do exame de RMN. Para atingir o objetivo desta atividade foram necessárias a segmentação e a reconstrução de cada um dos exames fornecidos. Esta atividade corresponde aos processos 3 e 4, da Figura 59, seguidos do armazenamento dos modelos (etapa 5 da Figura 59).
4. *Definição e Implementação de componentes de CBIR 3D*: nesta etapa foram definidos e implementados extratores e funções de similaridade que, posteriormente, foram aplicados aos modelos reconstruídos e indexados no banco de dados. Esta tarefa corresponde aos processos 6, 7 e 8 da Figura 59.
5. *Implementação do sistema de busca*: a partir dos resultados da fase anterior, nesta etapa foi implementado o protótipo de um sistema, considerando principalmente uma interface de busca para avaliar os resultados dos extratores e funções de similaridade. Esta etapa é indicada na Figura 59, no módulo 9.
6. *Avaliação*: nesta etapa foram definidos estudos de caso e conduzidos testes para avaliar as técnicas implementadas. Para analisar a eficiência das técnicas desenvolvidas, foi usada a métrica de Precisão *versus* Revocação, apresentada no processo 10 da Figura 59. Com esses testes foram gerados os Gráficos de Precisão *versus* Revocação e os modelos mais similares foram apresentados na interface gráfica.
7. *Análise dos Resultados*: a coleta dos resultados resultou em uma análise sobre o comportamento dos extratores e como esses podem ser utilizados em conjunto com funções de similaridade para estabelecer uma busca eficiente de modelos 3D no contexto de imagens médicas cardíacas.
8. *Elaboração de artigos*: com os resultados e análise documentados foram e estão sendo elaborados artigos para conferências e periódicos da área.

6.2 Segmentação e Reconstrução

Para constituir a base de testes do protótipo desenvolvido foram fornecidas séries de imagens de RMN, no formato *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM), de diversos pacientes com o seu respectivo diagnóstico (ausência ou presença de ICC). Cada exame médico possui cerca de 45 fatias do coração obtidas durante a fase de diástole. Esses *frames* possuem 256x256 *pixels* e uma resolução de contraste de 16 *bits* por *pixel*. Para efetivamente aplicar um extrator 3D foi necessária uma etapa de segmentação e outra de reconstrução. A região de interesse foi o ventrículo esquerdo e, como citado no Capítulo 2, essa estrutura está localizada sob a perspectiva axial na região destacada na Figura 60. Figura 60 – Região de interesse destacada de uma fatia pertencente a um exame de RMN.

Fonte: CBIC (2012b)

Após remover todas as informações dos pacientes dos exames, foi utilizado o *software Seg3D* (CBIC, 2012b) para auxiliar na segmentação manual. A primeira tarefa foi abrir o conjunto de imagens que se deseja segmentar e acionar a opção *Axial* na parte inferior da tela, conforme é mostrado em detalhe na Figura 61.

Após o conjunto de imagens ser processado, a segmentação foi feita usando a ferramenta *Polyline* disponível no Menu *Tools/Polyline*. Essa ferramenta permite ao usuário escolher os pontos que formam a região a ser segmentada. Esse passo está ilustrado na Figura 62. Após delimitar a região, esta precisa “ser preenchida” e por esse motivo foi acionada a opção *Fill*, como mostra a Figura 63.

Esse processo precisa ser feito para cada um dos *slices* do conjunto de imagens. Dessa forma, nesta pesquisa esse passo foi repetido 45 vezes para cada paciente. Para efetivamente segmentar a imagem, é necessário escolher alguma das técnicas de segmentação disponível no Menu *Advanced Filters*. No presente projeto de pesquisa foi escolhido o

Figura 61 – *Software* para segmentação Seg3D: a) Tela inicial. b) Opção para mudar a perspectiva de visualização da imagem.

Fonte: CBIC (2012b)

método *Level Set*, no qual realiza uma segmentação gradual entre cada par de *slices*, permitindo uma melhor continuidade dos *slices* do objeto reconstruído. Essa técnica está apresentada com mais detalhes no Capítulo 3, seção 3.3 e o resultado da segmentação para um *slice* é apresentado na Figura 64.

Como o objeto de estudo da pesquisa foi a deformação da cavidade do ventrículo esquerdo, apenas foi segmentada a região interna do mesmo. Todas as imagens segmentadas são encapsuladas em um único arquivo de formato *.nrrd*, um formato específico utilizado por esses dois *softwares* (Seg3D e ImageVis3D).

A partir do arquivo de imagens segmentadas, gerado pela aplicação foi possível efetuar a sua reconstrução utilizando a ferramenta *ImageVis 3D* (CBIC, 2012a). Como os *softwares* são do mesmo fornecedor a saída gerada pelo Seg3D (o conjunto de imagens segmentadas) é a entrada para o *ImageVis 3D*. Dessa forma, é necessário apenas abrir o

Figura 62 – Delimitação da região a ser segmentada usando a ferramenta *Polyline*.

Fonte: CBIC (2012b)

Figura 63 – Preenchimento da região.

Fonte: CBIC (2012b)

arquivo de imagens segmentadas que o *software ImageVis 3D* reconstrói o objeto criando uma superfície. A Figura 65 apresenta um exemplo de um ventrículo reconstruído com o *software*. Para exportar para o formato .obj, que foi a extensão usada na pesquisa para o processamento dos modelos 3D, é preciso escolher a opção *Menu-Workspace-Isosurface Settings-Export as Mesh* e então escolher o formato que deseja exportar e o local que deseja gravar o modelo.

Figura 64 – *Slice* segmentado.

Fonte: [CBIC \(2012b\)](#)

Figura 65 – Ventrículo reconstruído.

Fonte: [CBIC \(2012a\)](#)

6.3 Extratores implementados

Conforme discutido na seção 2.3, a ICC pode ter como sintoma principal a deformação do ventrículo. Considerando essa especificidade, foram implementados três extratores de forma com o objetivo de analisar a deformação global, a deformação em locais específicos do ventrículo e um extrator que analisa globalmente o modelo porém levando em consideração a localização espacial das deformações. Esses extratores estão detalhados nas próximas subseções.

6.3.1 Histograma de Distância

O extrator “Histograma de Distância” (HD) (KHE; FENG; NING, 2007) considera a superfície e a geometria do modelo 3D analisado. Os autores que o propuseram testaram o extrator usando modelos genéricos para analisar sua eficiência, obtendo uma taxa de erro menor que 20%.

O extrator calcula a distância entre o centróide do modelo e a sua superfície considerando pontos randômicos. As distâncias encontradas entre o centróide e os pontos randômicos são normalizadas em relação à distância máxima encontrada. Em seguida, são divididas em intervalos que formam os *bins* de um histograma de distância.

Apesar de sua simplicidade, Khe, Feng e Ning (2007) afirmam que este método possui propriedades desejáveis para a recuperação por conteúdo, tais como:

- **Invariância:** por se tratar de um histograma de distância, ele é invariante à rotação, escala e translação.
- **Robustez:** amostras randômicas asseguram que o método é robusto em relação a ruídos.
- **Eficiência:** a construção de histogramas de distância para uma base de modelos 3D é geralmente rápida e eficiente.

A Figura 66 ilustra o funcionamento do HD e o Algoritmo 1 apresenta a sua codificação estruturada.

Figura 66 – Histograma de Distância: a partir de um conjunto de *frames* o volume é extraído e reconstruído. Os histogramas são criados baseados na distância entre o centróide e a superfície do modelo em pontos randômicos.

Fonte: Khe, Feng e Ning (2007)

O algoritmo consiste em dois passos: o primeiro seleciona as coordenadas da superfície em pontos randômicos e calcula a distância Euclidiana entre esses pontos e o centróide do modelo (linha 3). Cada distância é armazenada em um vetor, denominado

Algoritmo 1 Histograma de Distância

```

1: Conjunto de coordenadas do modelo 3D (surface), coordenada do centróide (centroid)
   Passo 1: Calcular a distância entre a superfície e o centróide em pontos randômicos:
2:
3: for  $i = 0; i < surface.size; i++$  do
        $coordinateSurface \leftarrow surface[randomPoint]$     $dist[i] \leftarrow$ 
        $distance(coordinateSurface, centroid)$ 
4:   if  $maxDist < dist[i]$  then
        $maxDist \leftarrow dist[i]$ 
   Passo 2: Normalização das distâncias
5:
6: while  $j < VectorSize$  do  $dist[j] \leftarrow dist[j]/maxDist$ 
   return  $dist[j]$ 

```

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

dist. A variável *maxDist* é usada para armazenar a maior distância encontrada durante o processo (linhas 4 e 5). No segundo passo, as distâncias são normalizadas no intervalo [0,1] dividindo os valores do vetor *dist* pela variável *maxDist* (linha 8). A partir das distâncias normalizadas, o histograma é construído. Cada *bin* do histograma é resultante da soma da quantidade de pontos com uma distância específica do centróide.

O vetor de características foi formado pelos 101 *bins* do histograma, para futura comparação utilizando as funções de similaridade. Foram definidos 101 *bins* devido à discretização usada, considerando-se um *bin* a cada centésimo no intervalo [0,00, 1,00]. Uma discretização menor pode ser usada, diminuindo o tempo de processamento, porém a precisão da busca pode ser prejudicada.

A Figura 67 apresenta o método HD. A partir de um modelo reconstruído fornecido como consulta, é calculado a distância entre o centróide desse modelo e os pontos randômicos na superfície. Essa distância é normalizada dentro do intervalo[0,1] e a frequência de ocorrência de cada valor de distância no modelo é computada em um histograma. Esse histograma é transformado em um vetor de característica e é comparado com os outros vetores de características armazenados no Banco de Dados. Para calcular a semelhança entre dois vetores é aplicada a Distância Euclidiana e os modelos são classificados de acordo com o valor obtido. Quanto menor o valor, mais similar o modelo armazenado no Banco de Dados é em relação ao fornecido como consulta.

Figura 67 – Passos efetuados pelo Histograma de Distância.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

6.3.2 Extrator de Distância Local

Como mencionado, a ICC pode causar deformações no ventrículo, principalmente nas regiões inferiores da estrutura. Dessa forma, o segundo extrator implementado foi o Extrator de Distância Local - EDL, que analisa partes específicas do modelo baseado nos seus octantes.

A Figura 68 mostra cada passo do método EDL. A partir de um modelo reconstruído, o histograma de distância, descrito na seção 6.3.1, é calculado para cada octante, considerando o centróide do modelo como o ponto de origem para todos eles. A área de cada histograma é calculada e armazenada em um vetor, onde cada posição corresponde a um octante do modelo. Este vetor é comparado com os outros vetores da base de dados usando a função de similaridade da Distância Euclidiana e se o resultado for abaixo do *threshold* estabelecido, o valor dessa comparação é zero, caso contrário é um. A soma final dos valores armazenados neste vetor indica o quão similar dois modelos são.

Figura 68 – Execução do método EDL.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Como primeiro passo é necessária a divisão dos modelos em octantes utilizando as coordenadas x , y , z , como mostra a Definição 82. A Figura 69 ilustra o resultado esperado desta fragmentação em um modelo sintético e em um modelo real.

Definition 1 (Definição do Octante - DO)

$$DO = \begin{cases} \text{Octante1,} & x, y, z \geq 0 \\ \text{Octante2,} & x < 0 \quad y, z \geq 0 \\ \text{Octante3,} & x, y < 0 \quad z \geq 0 \\ \text{Octante4,} & y < 0 \quad x, z \geq 0 \\ \text{Octante5,} & z < 0 \quad x, y \geq 0 \\ \text{Octante6,} & x, z < 0 \quad y \geq 0 \\ \text{Octante7,} & x, y, z < 0 \\ \text{Octante8,} & y, z < 0 \quad x \geq 0 \end{cases}$$

Figura 69 – Octantes: a) A divisão dos octantes em uma esfera modelada; b) A divisão dos octantes em um ventrículo reconstruído.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Após dividir o modelo em 8 partes, foram calculados HDs para cada um desses octantes e, com o objetivo de normalizar a medida, tomou-se o centróide do modelo como ponto de origem para o cálculo da distância. Foi extraída a medida estatística da área dos histogramas gerados, utilizando a Equação 35, onde f_i é o i ésimo valor de frequência, d_i é a sua respectiva distância e n número de *bins* do histograma. Portanto, cada uma das 8 posições do vetor de características armazena a área do i ésimo octante.

$$area = \sum_{i=1}^n f_i d_i \quad (35)$$

Como último passo, foi definida uma nova forma de calcular a semelhança entre dois modelos. A problemática de usar funções de similaridade clássicas diretamente nos vetores de características, nesse caso, é a perda de informação sobre a referência dos octantes. A maioria das funções de similaridade citadas na literatura usam operações que não consideram o posicionamento de cada característica no vetor. Uma vez que nessa

pesquisa era necessário destacar a diferença entre cada par de posições, foi definido um novo método de comparação, para tornar o extrator sensível à rotação.

O novo método consiste em construir vetores auxiliares que são formados a partir dos resultados da aplicação de uma função de similaridade entre o octante de um determinado modelo de consulta e cada octante correspondente dos modelos armazenados no banco de dados. Cada posição do vetor VC_i , que armazena a área de um respectivo octante, é analisada, utilizando a distância Euclidiana. Se o seu valor for superior a um limiar, isso significa que os octantes dos dois modelos são diferentes, e a respectiva posição no vetor auxiliar recebe o valor 1, caso contrário, recebe valor zero. Essa etapa está representada pela Equação 36, onde d é o valor da distância encontrado e T o limiar escolhido. Portanto, o vetor final é o resultado de uma comparação entre os octantes de dois modelos e os vetores que possuem somas menores de suas posições indicam modelos mais similares.

$$vecPosition_i = \begin{cases} 0, & d \leq T \\ 1, & d > T \end{cases} \quad (36)$$

Este extrator fornece uma percepção local das variações de distância no modelo e, se deve principalmente à forma com que os octantes são comparados. Dessa forma, além de ser elaborado um novo método para extrair as características, por meio dos octantes, a função de similaridade é igualmente inovadora, uma vez que se utiliza de vetores auxiliares para fornecer ao usuário um resultado que enfatiza às diferenças locais.

6.3.3 Extrator baseado na Transformada de Hough 3D (ETH3D)

Como visto no Capítulo 3, a Transformada de Hough é eficaz para a detecção de curvas e objetos no domínio tridimensional a partir de um conjunto de pontos. Um dos seus pontos fortes é a forma como discretiza as informações espaciais da imagem com o objetivo de identificar quais pontos pertencem ao mesmo conjunto de interesse.

As técnicas de recuperação de imagens podem utilizar justamente essas informações para caracterizar os objetos e armazená-los em uma base de dados. Quanto mais precisas essas informações, mais detalhes serão atribuídos ao objeto e ele poderá ser caracterizado de forma mais eficiente.

Usando os conceitos da Matriz-R (descrita na seção 3.3.4.3), é possível obter informações a respeito do vetor normal, que indica o posicionamento de determinada

superfície, além da distância em relação desta superfície à origem. Comparado a outros extratores que só levam em consideração a distância, percebe-se um ganho espacial importante para problemas que exijam detectar alterações de forma em locais específicos.

Para exemplificar esses conceitos, pode ser retomado o caso do cubo, apresentado na seção 3.3.4.3. Executando-se os passos até a formação da Matriz-R e analisando-se a frequência de cada tripla (r, ϕ, θ) , é visto que cada par (θ, ϕ) ocorre duas vezes de seis formas diferentes, como mostra o gráfico da Figura 70, indicando a direção de cada uma das faces, ela ocorre duas vezes porque cada face do cubo é formada por dois triângulos da malha. As distâncias (r) são iguais devido ao cubo ter uma distância uniforme em relação à origem.

Entretanto, se forem efetuadas deformações no 1º Octante e no 7º Octante, alterando, por exemplo, as coordenadas para $(2,2,2)$ e $(-2,-2,-2)$, respectivamente, os gráficos também sofrem alterações, tanto na variedade de ângulos quanto nos valores de distância, indicando que o modelo não é mais uniforme em relação à distância e que surgiram novas orientações das faces em relação ao ponto de origem; Dessa forma, aumenta-se o número de *bins* do histograma. As Figuras 70 e 70 apresentam os histogramas de frequência para cada um dos casos, considerando a distância r entre a superfície e o ponto de origem para cada par de ângulos encontrados.

Um dos desafios desse extrator é em relação à indexação, recuperação e comparação das Matrizes-R. Uma vez que é gerada uma matriz cúbica, com dimensões definidas de acordo com o grau de resolução escolhido pelo usuário, na qual cada célula possui a frequência de ocorrência daquela tripla no modelo, a dificuldade de armazenamento aumenta, assim como a sua recuperação no banco de dados.

Com o intuito de não alterar profundamente a estrutura e o relacionamento das tabelas foi definido que o conjunto de triplas de um modelo, juntamente com a sua respectiva frequência de ocorrência (*freq*) seria armazenado como uma posição no vetor de características do modelo no banco de dados como é apresentado pela Definição 2. Dessa forma, um modelo pode ser caracterizado pelo seu conjunto de triplas encontrados, sendo armazenado sob forma de vetor de características.

Definition 2 (Vetor de Característica - VC)

$VC = \{a_1, a_2, \dots, a_n\}$, onde

$$a_i = (\phi_i, \theta_i, r_i, freq_i)$$

Figura 70 – Gráficos gerados pelo ETH3D na aplicação de diferentes cubos: a) Cubo sem deformação. b) Deformação no primeiro octante. c) Deformação no sétimo octante.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Para as operações de recuperação e comparação, foi necessária a implementação de um método que reconstruísse a matriz cúbica para, então, ser possível a comparação entre dois modelos. O Algoritmo 2 apresenta a reconstrução da matriz cúbica implementada.

O algoritmo indexa cada posição do *array* recuperado do banco de dados (*vetorBD*) contendo as coordenadas $(\phi, \theta, r, freq)$ na sua respectiva dimensão cúbica (linha 4). Na implementação do método, as dimensões da Matriz-R possui valores (5,9,51) devido ao grau de resolução escolhido: 45° para os ângulos e um intervalo de 0,02 para os valores de distância. Sendo assim, para ϕ que possui um intervalo $[0,180]$ e θ que possui um

Algoritmo 2 Pseudocódigo da Reconstrução da Matriz-R

```

1: Reconstrução Matriz-R
2:
3: vetorDB
   int[][][] matriz3D = new int[5][9][51];
4: for j = 0; j<vetorDB.size; j++ do matriz3D[(vetorDB[0])][(vetorDB[1])][(vetorDB[2])]
   =(vetorDB[3]);
   return matriz3D

```

 Fonte: Leila Bergamasco, 2013

intervalo $[0,360]$, os valores foram agrupados em intervalos de 45° obtendo as primeiras duas dimensões (5 e 9, respectivamente). Como as distâncias variam no intervalo $[0,1]$ e foram discretizadas em intervalos de 0,02, obtém-se a última dimensão com valor igual a 51. Esses valores foram escolhidos após a realização de testes nos quais foi notado que um grau de resolução maior gera informação muito granularizada, não fornecendo dados relevantes para comparação.

Para o cálculo de similaridade entre dois modelos, foram implementadas e testadas duas abordagens: (1) utilizando as matrizes cúbicas e comparando as frequências de cada célula e (2) formando uma matriz bidimensional, na qual para cada par de ângulos (ϕ, θ) foi calculado o desvio padrão entre as distâncias encontradas. A medida de desvio padrão foi selecionada após alguns testes feitos em modelos sintéticos com outras medidas (área e média das distâncias), nos quais o desvio padrão obteve um melhor desempenho.

O Algoritmo 3 apresenta o pseudocódigo utilizado para a implementação da primeira abordagem usando matriz cúbica, ela foi baseada no conceito de comparações de matriz 2D (SIMMONS, 2005). A Figura 71 apresenta os passos deste método.

Algoritmo 3 Pseudocódigo da Comparação de duas Matrizes-R usando a frequência.

```

1: Comparação de duas Matrizes-R
2:
3: mRconsulta, mRquery
   double soma = 0.0;
4:
5: for j = 0; j<5; j++ do
6:   for k = 0; k<9; k++ do
7:     for l = 0; l<51; l++ do soma+ = (mRconsulta[j][k][l] - mRquery[j][k][l]) *
     (mRconsulta[j][k][l] - mRquery[j][k][l]);
     distancia =  $\sqrt{soma}$ ;
     return distancia

```

 Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Figura 71 – Execução do método ETH3D utilizando as frequências das matrizes cúbicas.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

No Algoritmo 3 apresentado, são dadas como entradas duas Matrizes-R: *mRQuery* e *mRConsulta*. Foram iniciados três laços para percorrer cada uma das dimensões (linhas 3, 4 e 5). Para calcular a similaridade entre as duas matrizes, usando a Distância Euclidiana, primeiramente foi calculada a soma das diferenças entre os valores de frequência encontrados nas células correspondentes de ambas as matrizes cúbicas. A soma resultante foi armazenada na variável *soma* (linha 6). A variável *distancia* determina a Distância Euclidiana extraindo a raiz quadrada da soma feita pelo Algoritmo (linha 7).

A Figura 72 mostra esquematicamente como a similaridade entre duas matrizes cúbicas é calculada utilizando o método proposto. Cada matriz possui apenas 4 células contendo em cada uma a informação de frequência. As células das matrizes são comparadas somente se possuírem a mesma informação espacial, ou seja, a primeira célula da matriz *mRQuery*, de valor 2, só pode ser comparada com a primeira célula da matriz *mRConsulta*, com valor igual a 3. Executando o cálculo para todas as células, é obtido o valor da

variável *soma* igual a 18 e, conseqüentemente, o valor da variável *distancia*, que representa a Distância Euclidiana entre as duas matrizes, é a raiz quadrada do valor encontrado.

Figura 72 – Exemplo do cálculo de similaridade entre duas matrizes cúbicas.

mRQuery

2	1
6	7

mRConsulta

3	4
8	5

$$soma = (2-3)^2 + (1-4)^2 + (6-8)^2 + (7-5)^2$$

$$soma = 18$$

$$distancia = \sqrt{18}$$

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Na segunda abordagem foi usada uma matriz bidimensional e a medida estatística de desvio padrão para a comparação de modelos. Essa abordagem foi implementada com o objetivo de analisar a variação das distâncias da superfície até o ponto de origem do modelo nos intervalos espaciais, definidos pelo grau de resolução escolhido.

Para reduzir a dimensionalidade da matriz cúbica para encontrar os valores de desvio padrão, foi necessário, em um primeiro momento, calcular a média de distância para cada par de ângulos (ϕ, θ) . Posteriormente, foi calculado o desvio padrão entre um conjunto de frequências utilizando a Equação 37, onde f_i é a n -ésima frequência do par de ângulos (ϕ, θ) , $\bar{x}$ é a média dos valores encontrados (nesse caso, a distância) e n é o total de ocorrências dentro do intervalo de cada par de ângulos (ϕ, θ) .

$$DP = \sqrt{\sum \frac{(f_i(x - \bar{x})^2)}{n}} \quad (37)$$

O pseudocódigo apresentado no Algoritmo 4 mostra como esse extrator foi implementado e a Figura 73 ilustra os passos executados por esse método.

O Algoritmo 4 percorre a matriz e para cada par (ϕ, θ) , a soma total das distâncias é calculada por meio da função *calculaSoma* (linhas 5 e 6). Posteriormente, suas médias são computadas sendo armazenadas nas variáveis *mediaQ* e *mediaR* (linhas 7 e 8). Para o cálculo do desvio padrão, a matriz é novamente percorrida na dimensão das distâncias (linha 9) e as variáveis *devPadQuery* e *devPadRes* somam os valores de desvio padrão encontrados (linhas 10 e 11). Por fim, são construídas as matrizes *matrizDPQ* para armazenar a matriz

Algoritmo 4 Pseudocódigo da Comparação de duas Matrizes-R utilizando o desvio padrão.

```

1: Comparação de duas Matrizes-R
2:
3: mRconsulta, mRquery
   somaDesvio=0;
4:
5: for j = 0; j<5;j++ do
6:   for k = 0; k<9;k++ do somaR = calculaSoma(mRconsulta)
7: somaQ = calculaSoma(mRquery)
8: mediaR=somaR/n
9: mediaQ=somaQ/n
10:
11:   for l = 0; l<5;l++ do desvPadRes+ = matriz3D[j][k][l] * (l - mediaR)2;
12: desvPadQuery+ = mQuery[j][k][l] * (l - mediaQ)2;
13:   
$$desvPadRes = \sqrt{\frac{desvPadRes}{n}};$$

14: 
$$desvPadQuery = \sqrt{\frac{desvPadQuery}{n}};$$

15: //Reduz dimensionalidade
16: matrizDPQ[j][k] = desvPadQuery;
17: matrizDPR[j][k] = desvPadRes;
18:
19: distancia = calculaEuclidiana(matrizDPQ, matrizDPR)
20: return distancia

```

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

do modelo dado como consulta e *matrizDPR* para armazenar os valores do modelo a ser comparado (linhas 15 e 16). Ao final da execução, essas matrizes são fornecidas como parâmetros para o método *calculaEuclidiana*, o qual retorna a distância entre as duas matrizes (linha 17).

A Figura 74 exemplifica como é feita a redução de dimensionalidade de duas matrizes cúbicas usando o desvio padrão. São consideradas as mesmas matrizes cúbicas apresentadas anteriormente, na Figura 72, e foi estipulada uma distância igual a 0,2.

Na primeira etapa são calculadas as médias do intervalo, multiplicando cada frequência pela distância. Para se calcular o desvio padrão, a frequência da célula é multiplicada pela diferença entre a distância e a média encontrada. As variáveis *desvPadQuery* e *desvPadRes*, que representam as matrizes *mRquery* e *mRconsulta*, respectivamente, são o resultado da aplicação da Equação 37. Não foi necessário efetuar a divisão apresentada pois o valor de *n* é igual a 1, uma vez que somente foi analisada o comportamento da matriz perante somente uma distância. As matrizes *MatrizDPQ* e *MatrizDPR* são formadas a partir dos valores encontrados pelo desvio padrão. Por exemplo, para a primeira célula da

Figura 73 – Execução do método THD3D usando desvio padrão.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

matriz cúbica *mRquery*, de valor 2, foi encontrada a média 0,3, e o resultado do desvio padrão é igual a 0,14. Esse processo é feito para cada célula de cada matriz, obtendo-se oito valores de desvio padrão.

Com as duas matrizes resultantes bidimensionais é aplicada a distância Euclidiana, que percorrerá toda a matriz comparando os valores do desvio padrão, como mostra a Figura 73.

6.4 Funções de Similaridade

Para a presente pesquisa foram implementadas e testadas duas funções de similaridade: Distância Euclidiana e Distância Manhattan, definidas na seção 4.2. Os algoritmos 5 e 6 apresentam os pseudocódigos de cada uma delas.

Figura 74 – Exemplo do cálculo de similaridade entre duas matrizes cúbicas utilizando o desvio padrão.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Os parâmetros de entrada de todas as distâncias são o vetor de características do objeto 3D dado como consulta, armazenado na variável *query*[] e a matriz formada pelos vetores de características dos modelos 3D armazenados no banco de dados, aqui representada pela variável *res*[] [].

Algoritmo 5 Pseudocódigo da Distância Euclidiana

```

1: Distância Euclidiana
2:
3: for k = 0; k < MatrixSize; k++ do temp ← 0;
4:
5:   for i = 0; i < MatrixSizeLine; i++ do d1 = res[k][i];
6:   d2 = query[i];
7:   temp += ((d1 - d2) * (d1 - d2));
8:   distanceEucl[k]=temp;
9:
   return distanceEucl

```

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Algoritmo 6 Pseudocódigo da Distância Manhattan

```

1: Distância Manhattan
2:
3: for  $k = 0; k \leq \text{MatrixSize}; k++$  do  $\text{temp} \leftarrow 0$ ;
4:
5:   for  $i = 0; i \leq \text{MatrixSizeLine}; i++$  do  $d1 = \text{res}[k][i]$ ;
6:  $d2 = \text{query}[i]$ ;
7:  $\text{temp} += |d1 - d2|$ ;
8:    $\text{distanceMan}[k] = \text{temp}$ ;
9:
   return  $\text{distanceMan}$ 

```

 Fonte: Leila Bergamasco, 2013

6.5 Protótipo de sistema de recuperação desenvolvido

Para o auxílio no desenvolvimento do protótipo foram utilizadas ferramentas computacionais bastante utilizadas nesse campo de estudo. Para a implementação dos extratores e funções de similaridade foi utilizada a API Java 3D (ORACLE, 2013a), para o desenvolvimento da interface foi utilizada a API Java Swing (ORACLE, 2013b) e, como citado anteriormente, foi utilizado SGBD MySql 5.2 (MYSQL, 2013) para armazenar as informações dos modelos 3D.

A estrutura do protótipo, apresentada na Figura 75, possui os seguintes módulos implementados:

1. **Disponibilização da Interface:** o usuário (um especialista médico), fornece o modelo 3D por meio de uma interface de busca indicando onde o modelo está localizado. O modelo deve estar no formato .obj, um formato bastante utilizado em ambientes 3D;
2. **Aplicação de Extratores:** As informações são processadas por meio dos extratores, detalhados na seção 6.3, formando vetores de características, os quais são armazenados em uma base de dados.
3. **Cálculo da Função de Similaridade:** a função de similaridade é aplicada entre o modelo fornecido pelo especialista e os outros modelos já armazenados;
4. **Exibição dos Resultados:** os objetos considerados mais semelhantes são retornados ao usuário, por meio da interface, juntamente com informações relativas ao paciente

ao qual esses objetos reconstruídos pertencem. Exemplos dessas informações são o histórico clínico e o diagnóstico registrado.

Figura 75 – Estrutura do protótipo

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

O Sistema Gerenciador de Banco de Dados utilizado para o desenvolvimento do projeto foi o MySQL 5.2 (MYSQL, 2013). O modelo Entidade-Relacionamento está representado na Figura 76. Na tabela *Models* é armazenado o *path* do modelo e designado um ID único a ele. Na tabela *Descriptor* é relacionado um ID único para cada extrator implementado. Por fim, na tabela *Model_has_Descriptor* os IDs dos modelos são relacionados com os extratores e o vetor de características é armazenado.

Figura 76 – Modelo Entidade-Relacionamento do protótipo para armazenar resultados dos extratores.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Conforme mencionado, o objetivo do protótipo é apresentar os exames clínicos mais similares referentes a um determinado exame dado como consulta. Na Figura 77 é apresentada a interface desenvolvida. Ao acionar o botão de busca, o usuário indica o local no qual o arquivo (com extensão .obj) está armazenado. A aplicação apresenta ao usuário o modelo selecionado sendo possível a sua manipulação por meio do *zoom* e rotação.

Com o modelo disponibilizado, o usuário pode escolher qual extrator utilizar para a busca. Após confirmar a operação, o sistema recupera os vetores de características e calcula as funções de similaridade a partir dos modelos armazenados no banco de dados. Ao final, retorna os três casos mais parecidos, disponibilizando os modelos 3D em quadros específicos. Para obter mais informações a respeito do diagnóstico tomado e dados do paciente de algum dos casos retornados, é necessário selecionar o botão *More Information* que se encontra abaixo de cada modelo retornado. Para efetuar uma nova busca, basta escolher outro modelo para fornecer como *query*.

Figura 77 – Interface do protótipo.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

6.6 Considerações Finais

Neste Capítulo foram descritas as técnicas implementadas e utilizadas no presente projeto de pesquisa, principalmente em relação aos extratores desenvolvidos. Foram usadas três abordagens de extração de características: uma global por meio dos Histogramas

de Distâncias, uma local utilizando os Histogramas de Distância para cada octante do modelo e comparando individualmente cada um deles; e uma abordagem global preservando informações espaciais do objeto 3D por meio da adaptação da Transformada de Hough 3D. No próximo Capítulo são detalhados os resultados obtidos utilizando essas técnicas.

7 Resultados e Discussões

Este Capítulo apresenta os resultados encontrados durante a pesquisa. A fim de conferir a corretude dos algoritmos e devido à complexidade das estruturas a serem analisadas, os extratores foram primeiramente testados em modelos sintéticos, simulando deformações na estrutura. Posteriormente, foram avaliados com modelos reais provenientes do InCor e os resultados foram comparados.

Inicialmente é apresentada a metodologia dos testes, com a descrição dos objetos estudados e do ambiente no qual eles foram testados. Em seguida, para cada extrator são apresentados os resultados obtidos, por meio de gráficos de Precisão *versus* Revocação (PxR) e matrizes de distância, considerado tanto os modelos sintéticos quanto os reais.

7.1 Metodologia dos testes

Como a quantidade de testes é relativamente alta, a fim de observar o comportamento do algoritmo usando diferentes extratores, elaborou-se a rotina de testes apresentada na Figura 78. Para cada modelo real e sintético, foram calculados o Histograma de Distância, o ELD e o ETH3D. Em seguida, analisou-se a eficiência de recuperação utilizando gráficos de média de Precisão *versus* Revocação. A recuperação foi considerada bem sucedida se recuperasse casos com ICC mediante a uma consulta com um modelo apresentando tal anomalia.

Para testar os extratores em imagens médicas, foram usados 30 conjuntos de exames de RMN provenientes do InCor, sendo 53% apresentando o problema de ICC e 47% não apresentando nenhuma anomalia. 77% dos pacientes possuíam mais que 40 anos. A Figura 79 apresenta a distribuição de homens e mulheres em cada um dos grupos citados.

Cada exame médico possui cerca de 45 *slices* do coração obtidos durante a diástole. Esses *slices* apresentam resolução espacial de 256x256 *pixels* e uma resolução de contraste de 16 *bits* per *pixel*.

Como citado no Capítulo 6 as imagens foram segmentadas e reconstruídas de forma manual com o uso dos *softwares* *Seg3D* (CBIC, 2012b) e *ImageVis 3D* (CBIC, 2012a). O desenvolvimento da aplicação foi em Java, usando a API Java3D e o SGBD MySQL 5.2. A máquina usada para testes possui um processador Intel i7, com memória RAM de 4 GB e Sistema Operacional *Windows 7* - 64 *bits*.

Figura 78 – Sequência de testes usada.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Figura 79 – Distribuição de homens e mulheres para cada grupo de estudo.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

7.2 Modelos Sintéticos

7.2.1 Histograma de Distância

Como demonstrado na seção 6.3.1, o Histograma de Distância calcula em vários pontos randômicos do modelo a distância Euclidiana entre a superfície e o seu centróide.

Esses valores são agrupados em intervalos de distância criando um histograma. Para analisar o comportamento do método, este foi aplicado primeiramente em modelos sintéticos mais simples e com deformações, simulando a alteração de forma em locais específicos.

Foram criados três tipos de modelos sintéticos: sem anomalia - denominado Normal, Deformado tipo 1 ($D1$) e Deformado 2 ($D2$), apresentados na Figura 82, 82, 82, respectivamente. Cada um deles foi rotacionado ($D1Rot$ e $D2Rot$) e teve sua escala aumentada e diminuída ($D1Escala$ e $D2Escala$) com o objetivo de verificar o comportamento do algoritmo em relação à rotação e à operação de escala. Esses modelos possuem 100 vértices e, por serem poucos, não foram usados os pontos randômicos, ou seja, foram calculados os histogramas de distâncias usando todos os vértices do modelo. A função de similaridade usada foi a Distância Euclidiana.

Figura 80 – Modelos Sintéticos: (a) Modelo sem anomalias; (b) Modelo com deformação tipo 1; (c) Modelo com deformação tipo 2;

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

O resultado obtido foi bastante positivo. Os modelos rotacionados e com alterações de escala apresentaram as distâncias semelhantes e valores iguais a zero quando comparados entre si, indicando que são exatamente iguais do ponto de vista do algoritmo, sendo possível concluir que o método Histograma de Distância foi invariante à rotação e à escala. Outro ponto observado foi que os modelos deformados $D1$ e $D2$ foram considerados mais similares entre si do que quando comparados a um modelo normal, como mostra a relação de distâncias encontradas da Figura 81, na qual células em verdes indicam maior similaridade e células vermelhas menor similaridade. Com isso ficou comprovado que, possivelmente, em uma situação real, dado um exame com deformação em qualquer local, o uso desse extrator recuperaria corretamente modelos que também possuísem deformações semelhantes, independentemente do local da deformação.

Figura 81 – Distâncias usando os Modelos Sintéticos. As distâncias em vermelho mostram menos similaridade e as em verde indicam modelos similares.

Distância Euclidiana									
	Normal	NormalRot	NormalEscala	D1	D1Rot	D1Escala	D2	D2Rot	D2Escala
Normal	0,00	0,00	0,00	1,00	1,00	1,00	0,43	0,43	0,43
NormalRot	0,00	0,00	0,00	1,00	1,00	1,00	0,43	0,43	0,43
NormalEscala	0,00	0,00	0,00	1,00	1,00	1,00	0,43	0,43	0,43
D1	1,00	1,00	1,00	0,00	0,00	0,00	0,12	0,12	0,12
D1Rot	1,00	1,00	1,00	0,00	0,00	0,00	0,12	0,12	0,12
D1Escala	1,00	1,00	1,00	0,00	0,00	0,00	0,12	0,12	0,12
D2	0,43	0,43	0,43	0,12	0,12	0,12	0,00	0,00	0,00
D2Rot	0,43	0,43	0,43	0,12	0,12	0,12	0,00	0,00	0,00
D2Escala	0,43	0,43	0,43	0,12	0,12	0,12	0,00	0,00	0,00

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

7.2.2 Extrator de Distância Local - EDL

O EDL detalhado na seção 6.3.2 analisa nos oito octantes do modelo a variação da distância entre o seu centróide e a superfície. Dessa forma, na comparação de dois modelos essas partes são analisadas de forma individual. No caso de auxílio diagnóstico de ICC nos ventrículos, esta característica é útil, visto que a alteração na forma do ventrículo é uma das principais características da anomalia.

Foram confeccionados objetos com 100 vértices e diferentes tipos de deformação (*D1* e *D2*) para cada octante do modelo. No total foram criados 17 modelos. As Figuras 82, 82 e 82 apresentam exemplos dos objetos modelados com deformações em diferentes octantes.

Figura 82 – Modelos Sintéticos: (a) Modelo sem anomalias; (b) Modelo com deformação no primeiro octante; (c) Modelo com deformação no sétimo octante.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Os resultados também foram bastantes satisfatórios, como mostra a relação de distâncias encontradas apresentadas na Figura 83. Os modelos apresentaram uma diferença pequena quando comparados com suas respectivas rotações e com alterações de escala. Como pode ser visto comparando o modelo *D1*, com o modelo *D1Rot*, que obteve uma diferença

de 0,37 ou o modelo *D2* com sua respectiva rotação *D2Rot*, que obteve uma diferença de 0,05. Isso ocorreu devido ao fato de que este extrator compara individualmente cada octante. Quando o modelo é rotacionado, o octante onde se localiza a deformação é alterado. Porém, percebe-se que a distância obtida entre um modelo normal e outro deformado chega a uma diferença de até 80%, como pode ser visto nas distâncias encontradas entre os modelos *normal* e os modelos *D1* e *D2*, (0,46 e 0,83, respectivamente). Esses resultados indicaram que este extrator fornece uma maior precisão no retorno da busca (em relação às alterações em locais específicos) se comparado ao Histograma de Distância que chegou no máximo a uma diferença de distância máxima em torno de 40%.

No caso deste extrator foi concluído que ele não é invariante à rotação, um aspecto desejado no presente trabalho, uma vez que é capaz de diferenciar deformações em locais distintos.

Figura 83 – Distâncias Euclidianas usando os modelos sintéticos. As distâncias em vermelho mostram menos similaridade e as em verde indicam modelos similares.

Distância Euclidiana									
	Normal	NormalRot	NormalEscala	D1	D1Rot	D1Escala	D2	D2Rot	D2Escala
Normal	0,00	0,00	0,00	0,46	0,46	0,46	0,83	0,83	0,83
NormalRot	0,00	0,00	0,00	0,46	0,46	0,46	0,83	0,83	0,83
NormalEscala	0,00	0,00	0,00	0,46	0,46	0,46	0,83	0,83	0,83
D1	0,46	0,71	0,46	0,00	0,37	0,00	0,44	0,62	0,44
D1Rot	0,46	0,71	0,46	0,37	0,00	0,37	0,62	0,34	0,62
D1Escala	0,46	0,71	0,46	0,00	0,37	0,00	0,44	0,62	0,44
D2	0,83	0,73	0,83	0,44	0,62	0,44	0,00	0,05	0,00
D2Rot	0,83	0,73	0,83	0,62	0,34	0,62	0,05	0,00	0,05
D2Escala	0,83	0,73	0,83	0,44	0,62	0,44	0,00	0,05	0,00

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

7.2.3 Extrator baseado na Transformada de Hough 3D

Como descrito na seção 6.3.3, a vantagem deste extrator é armazenar a informação espacial além das distâncias entre o centróide e a superfície, sem a necessidade de executar a divisão por octantes dos modelos, como no caso do extrator EDL.

Os modelos sintéticos testados possuíam 12 vértices, para facilitar a análise do comportamento do extrator. Foram realizados testes com quatro tipos de modelos: normais, com pequena deformação no primeiro octante, com muita deformação no primeiro octante e com muita deformação no quarto octante, como mostram as Figuras 84, 84, 84 e 84, respectivamente.

Figura 84 – Modelos Sintéticos: (a) Modelo sem deformações; (b) Modelo com pequena deformação no primeiro octante; (c) Modelo com muita deformação no primeiro octante; (d) Modelo com muita deformação no quarto octante.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Além dessas deformações também foram analisadas algumas medidas que poderiam ser empregadas para a comparação dos modelos, como a área e o desvio padrão (apresentadas nas Equações 35 e 37, respectivamente) das distâncias encontradas para cada par de ângulos ϕ e θ , assim como a frequência de ocorrência de cada distância para cada par de ângulos. Após os testes com os modelos sintéticos, verificou-se que o cálculo do desvio padrão e a comparação de frequências obtiveram melhor desempenho. As Figuras 85, 85 e 85 apresentam as distância encontradas utilizando desvio padrão e a comparação por frequência, respectivamente.

Figura 85 – Distâncias encontradas: (a) Utilizando área; (b) Utilizando desvio padrão; (c) Utilizando frequências;

Área - Distância Euclidiana					
	Normal	Nrot	Pouco Deformado	Deformado na Mesma Direção	Muito Deformado Direção Oposta
Normal	0,00	35,65	1128,14	3100,17	3204,24
Nrot	89,07	0,00	1163,79	3198,14	3305,49
Pouco Deformado	1128,14	2907,74	0,00	683,40	932,44
Deformado na Mesma Direção	859,27	890,34	683,40	0,00	3204,24
Muito Deformado Direção Oposta	859,27	890,34	932,44	948,36	0,00

Desvio Padrão - Distância Euclidiana					
	Normal	Nrot	Pouco Deformado	Deformado na Mesma Direção	Muito Deformado Direção Oposta
Normal	0,00	0,00	37,58	52,84	54,77
Nrot	0,00	0,00	37,68	52,65	53,75
Pouco Deformado	37,58	37,58	0,00	4,47	38,35
Deformado na Mesma Direção	52,84	52,65	4,47	0,00	40,57
Muito Deformado Direção Oposta	54,77	53,75	38,35	40,57	0,00

Frequência - Distância Euclidiana					
	Normal	Nrot	Pouco Deformado	Deformado na Mesma Direção	Muito Deformado Direção Oposta
Normal	0,00	0,00	9,00	9,11	43,07
Nrot	0,00	0,00	9,00	9,11	43,07
Pouco Deformado	9,00	9,00	0,00	5,92	4,47
Deformado na Mesma Direção	9,11	9,11	5,92	0,00	4,80
Muito Deformado Direção Oposta	43,07	43,07	4,47	4,80	0,00

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Como é apresentado, as células nas cores vermelhas indicam maiores diferenças entre os modelos e as verdes diferenças menores. As tabelas que mostram o comportamento dos extratores que utilizaram desvio padrão e frequência apresentaram comportamento parecido indicando que, caso um modelo com deformações fosse dado como consulta, os

primeiros recuperados também possuíam deformações. No entanto, para modelos que utilizaram a área como medida estatística para comparação houve casos com o retorno errado. Quando, por exemplo, é fornecido o *modelo com muita deformação em direção oposta*, ele recupera primeiro modelos *normais*, pois possuem uma distância de 859,26, valor menor do que as distâncias encontradas para os outros modelos com deformações.

É interessante notar também que utilizando os extratores com desvio padrão e frequência os modelos com pouca deformação obtiveram uma distância menor em relação aos modelos normais do que quando comparados com os outros modelos que sofreram grandes alterações. Esse comportamento pode ser analisado quando é fornecido um modelo *normal* ou *nRot* para o protótipo que, por sua vez, apresenta os primeiros retornados como sendo os modelos que sofreram poucas deformações, indicado nas Tabelas 85 e 85 com o nome *Pouco Deformado* e com distâncias 37,58 e 9,00, respectivamente.

7.3 Modelos Reais

Como mencionada, para a avaliação dos extratores com modelos reais foram utilizados 30 casos provenientes do InCor, cuja característica foram apresentadas na seção 7.1.

Todos os modelos foram testados entre si, ou seja, foram realizadas 30 consultas ao sistema, cujo protótipo foi apresentado na seção 6.5. Foram elaborados gráficos de Precisão *versus* Revocação (PxR), apresentados na seção 4.4 e Matrizes de Distâncias, comparando o desempenho de cada extrator.

A Matriz de Distâncias é outra forma de analisar o comportamento dos extratores, na qual a coloração da célula indica quão semelhante ela é da imagem/modelo dado como consulta. A Matriz foi dividida em dois *clusters*: um dos pacientes com ICC (Pacientes 1 a 16) e outro dos pacientes sem anomalia (Pacientes 17 a 30), a coloração das células indica a ordem que foram recuperadas: células mais escuras foram recuperadas antes das células mais claras. Dessa forma, o quadrante superior à esquerda representa o *cluster* dos pacientes com ICC, e o quadrante inferior direito, os pacientes sem anomalia.

7.3.1 Histograma de Distância

Para o Histograma de Distância foram usados 10000 pontos aleatórios. Este número foi decidido empiricamente, após uma série de testes nos quais verificou-se que um aumento na quantidade de pontos não proporcionava um aumento de precisão do retorno da busca, além de ter um acréscimo no tempo de execução bastante alto. Os Histogramas de Distância foram comparados usando a distância Euclidiana. A distância foi computada *bin* a *bin*. As Figuras 86 e 87 apresentam os gráficos de PxR e a Matriz de Distâncias obtida, respectivamente.

Figura 86 – Gráfico de Precisão *versus* Revocação obtidos utilizando o método de Histograma de Distância.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Figura 87 – Matriz de Distâncias utilizando o método de Histograma de Distância.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

No Gráfico da Figura 86 os valores de precisão 0,5 e 0,6 foram os que mais predominaram durante a busca. Isso indica que em geral, foram recuperados cerca de 50%

a 60% dos modelos corretamente. Pode-se observar que o índice de precisão foi alto para valores pequenos de revocação (80%) indicando que os primeiros modelos recuperados estavam corretos, porém, conforme o número de modelos recuperados aumentava, o método começou a recuperar modelos não pertencentes à classe do modelo fornecida como *query* e a precisão consequentemente caiu rapidamente para 50%.

O comportamento citado ocorreu devido à característica global do extrator que não considera a localização das deformações. Dessa forma, modelos que possuíam deformações em locais distintos eram considerados similares se o grau de deformação total ocorrido no modelo era parecido. Esta característica fez com que o protótipo retornasse casos inadequados.

Na Figura 87 é possível verificar de maneira mais clara como os modelos foram retornados. Utilizando esse método percebe-se que alguns dos casos tiveram as células com cores mais escuras dentro de seus respectivos *clusters*, como os Pacientes 6, 11 e 13. Nesses casos além de recuperar o próprio modelo como sendo o mais similar, os segundos e terceiros modelos recuperados também eram casos de pacientes com ICC. No entanto, houve a ocorrência de diversas células fora de seus *clusters*, indicando que foram recuperados modelos incorretos. Isso aconteceu, por exemplo, com os pacientes 5 e 18: para os três primeiros casos retornados apenas o primeiro (o próprio modelo fornecido como busca) pertencia à classe correta.

As Figuras 88 e 89 apresentam os pacientes 5 e 11, e o resultado das suas respectivas buscas. Como mencionado anteriormente, o paciente 5 obteve poucos acertos entre os primeiros recuperados, diferentemente do paciente 11, que recuperou corretamente os primeiros modelos. Em média esse extrator recuperou em torno de 15 a 16 modelos corretamente, ou seja, em torno de 50% do conjunto total de imagens, um valor abaixo do que apresentado no artigo original (KHE; FENG; NING, 2007). Esse comportamento já era esperado, devido a vários fatores, como o conjunto de modelos utilizado na presente pesquisa que é mais complexo do que ao conjunto de imagens com os quais foram realizados os testes no artigo. Outro fator determinante foi a necessidade de se comparar localmente as deformações ocorridas nos modelos dos ventículos. Como o extrator analisa as deformações gerais dos modelos, esse tipo de informação local, acaba sendo descartado.

Figura 88 – Resultado incorreto apresentado pela interface quando é utilizado o método de Histograma de Distância. (Paciente 5)

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Figura 89 – Resultado correto apresentado pela interface quando é utilizado o método de Histograma de Distância. (Paciente 11)

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

7.3.2 Extrator de Distância Local

Para o extrator EDL, que divide o modelo em octantes e extrai Histogramas de Distâncias para cada octante, foram utilizadas todas as coordenadas de cada octante. Para a criação dos vetores auxiliares foi utilizada a Distância Euclidiana e um *threshold* de valor 0,3. Esse valor foi escolhido empiricamente depois de alguns testes com valores maiores e menores aplicados nos modelos sintéticos. Os gráficos de PxR e a Matriz de Distância estão apresentados nas Figuras 90 e 91, respectivamente.

Figura 90 – Gráfico de Precisão *versus* Revocação obtidos utilizando o método de ELD.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Figura 91 – Matriz de Distâncias utilizando o método de ELD.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Analisando o Gráfico da Figura 90 pode-se perceber que os valores de precisão ficam em torno de 0,6, porém com valores de revocação maiores que os valores apresentados na Figura 86. Isso significa que mesmo considerando uma quantidade maior de modelos recuperados, a taxa de acerto permanece, fazendo com que a precisão se mantenha a 60%.

Essa melhora no resultado se deve principalmente ao fato de o método analisar os modelos a partir das diferenças locais encontradas em cada um dos octantes de dois modelos comparados armazenando essa informação em um vetor auxiliar.

Esse resultado é refletido na Matriz de Distância, na qual os *clusters* adquirem uma divisão mais uniforme, com poucos resultados errados entre os primeiros modelos

recuperados. É possível perceber, por exemplo, para a maioria dos casos como os pacientes 6, 8, 10, 11, 22, 26, 27 e 28 recuperaram pelo menos os três primeiros modelos corretamente, observando a intensidade das colorações das células. Houve somente duas consultas, (pacientes 16 e 21) que recuperaram o segundo modelo incorretamente. Assim, este extrator apresenta um índice maior de acerto quando comparado ao Histograma de Distância apresentado anteriormente.

As Figuras 92 e 93 apresentam os pacientes 21 e 11, e o resultado das suas respectivas buscas. Como mencionado anteriormente, fornecendo o modelo do ventrículo do paciente 21 como consulta, que é um modelo sem anomalia, o sistema retornou incorretamente o segundo modelo que pertence à classe de modelos com ICC. No entanto, quando fornecido o modelo representando o paciente 11, o sistema recuperou corretamente todos os três primeiros modelos. Utilizando esse extrator foram recuperados, em média, cerca de 20 modelos corretamente, ou seja, 66% do conjunto total de imagens. Este valor está acima do alcançado pelo Histograma de Distância, porém ainda é um valor baixo, quando se trata de uma aplicação que visa auxiliar o diagnóstico.

Como citado anteriormente o método EDL analisa a similaridade entre dois modelos a partir do grau de diferença entre os octantes dos modelos comparados, se tornando **variante** à rotação, o que é desejável para essa aplicação. Com isso, houve uma melhora nos resultados, porém o fato de dividir o modelo em apenas 8 partes pode continuar acarretando perda de informação, principalmente quando a deformação no modelo é sutil. Isso porque o EDL utiliza valores de *threshold* para classificar um octante como similar ou diferente (seção 6.3.2 fazendo com que essas pequenas deformações passem despercebidas. Assim, outra dificuldade é encontrar um valor adequado de *threshold*, o qual pode variar de acordo com o conjunto de modelos analisados.

7.3.3 Extrator baseado na Transformada de Hough 3D

Durante a aplicação do método ETH3D foram considerados todos os vetores normais do modelo para construir a Matriz-R, com um grau de resolução de 45° e distâncias armazenadas em intervalos de 0.02. Conforme apresentado na seção 6.3.3, a matriz resultante apresenta dimensões (5,9,51), uma vez que ϕ está no intervalo de $[0,180]$, θ no intervalo de $[0,360]$ e a distância entre $[0,1]$. Esses valores foram também escolhidos empiricamente, após alguns testes, durante os quais foi verificado que graus de resolução

Figura 92 – Resultado incorreto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ELD.(Paciente 21)

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Figura 93 – Resultado correto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ELD. (Paciente 11)

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

menores deixavam as informações muito dispersas na Matriz-R construída, dificultando a recuperação de informações relevantes.

Como mencionado na seção 6.3.3, foram desenvolvidas duas abordagens utilizando a Matriz-R da Transformada de Hough 3D: utilizando as células da matriz cúbica e utilizando o desvio padrão das distâncias para cada par de ângulos (ϕ, θ) .

As Figuras 94 e 95 apresentam, respectivamente, os gráficos de Precisão *versus* Revocação e a Matriz de Distâncias usando as frequências de cada célula da Matriz-R.

Figura 94 – Gráfico de Precisão *versus* Revocação obtidos utilizando o método de ETH3D com as frequências das matrizes-R cúbicas.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Figura 95 – Matriz de Distâncias utilizando o método de ETH3D com as frequências das matrizes-R cúbicas.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Essa abordagem teve um ótimo desempenho atingindo 100% de precisão para valores pequenos de revocação e mantendo uma média de 70% a 80% para valores de revocação maiores, ou seja, mesmo com uma quantidade alta de modelos retornados, a maioria dos resultados pertencia a classe de modelo dado como *query*.

Essa considerável melhora no desempenho do extrator ETH3D, se justifica, principalmente pelo fato de que este extrator fornece, além da informação a respeito da distância da superfície e o centro do modelo (um indicativo para a ocorrência de deformação), a localização espacial dessas deformações de forma mais precisa, uma vez que analisa o

modelo em diferentes partes, dependendo do grau de resolução escolhido. Como os locais de comparação aumentam, a possibilidade de diferenciação também é incrementada. Isso significa que modelos considerados similares possuem muitos locais com posicionamentos similares ao modelo fornecido como consulta, aumentando as chances daquele modelo realmente pertencer à classe correta.

A Matriz de Distâncias acompanha essa análise e mostra que poucos casos apresentaram modelos recuperados erroneamente. Além disso, as células que ficaram fora dos *clusters* foram mais claras, ou seja, os primeiros modelos retornados eram os corretos. Por exemplo, muito casos (como os dos pacientes 1, 2, 26, 27 e 28) não apresentaram resposta errada para os cinco primeiros recuperados. Houve casos como os dos pacientes 7 e 29 que apenas o quarto modelo foi recuperado errado. A situação mais incorreta foi a do paciente 12, que recuperou o terceiro modelo incorretamente.

As Figuras 96 e 97 apresentam os pacientes 12 e 11, e o resultado das suas respectivas buscas. Fornecendo o modelo representando o paciente 12 como consulta, que é um modelo com ICC, o sistema retornou incorretamente o terceiro modelo que pertence à classe de modelos sem a doença. No entanto, quando fornecido o modelo representando o paciente 11, o sistema recuperou corretamente todos os primeiros modelos. O ETH3D utilizando frequência recuperou em média, cerca de 28 modelos corretamente, ou seja, 93% do conjunto total de imagens, atingindo uma precisão maior do que os extratores mencionados anteriormente.

O método ETH3D com frequência analisa a similaridade entre dois modelos a partir da frequência que determinada distância ocorre em um local definido pelas coordenadas espaciais e o grau de resolução escolhido. Comparados aos outros métodos, o ETH3D com a frequência, forneceu uma informação adicional espacial que auxiliou no aumento do grau de diferenciação entre dois modelos. Um desafio desse extrator foi analisar corretamente todas essas informações para que elas pudessem efetivamente fornecer uma caracterização real do modelo analisado. A discretização da informação em uma matriz cúbica, inspirada na Transformada de Hough 3D foi uma solução que mostrou bons resultados e se mostrou viável para a implementação, devido ao pouco tempo de processamento consumido.

Um último teste foi feito utilizando o ETH3D e a medida estatística do desvio padrão. Buscou-se por meio dessa abordagem, um meio alternativo à matriz cúbica apresentada anteriormente. Como os resultados com os modelos sintéticos apresentados na

Figura 96 – Resultado incorreto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com frequência. (Paciente 12)

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Figura 97 – Resultado correto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com frequência. (Paciente 11)

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

seção 7.2 foram positivos, esperava-se que os resultados nos modelos reais também fossem satisfatórios.

As Figuras 98 e 99 apresentam os resultados utilizando o ETH3D com o desvio padrão. A média de precisão ficou entre 0,5 e 0,6, abaixo da ETH3D utilizando frequência e do ELD. Esses valores mostram que cerca de apenas 50% dos modelos em média foram recuperados, um índice bastante baixo. Esse comportamento pode ser explicado uma vez que nos modelos sintéticos foram aplicadas grandes deformações nos octantes, fazendo com que houvesse um desvio padrão considerável, e capaz de ser diferenciável. Já nos modelos

reais, as deformações dentro de uma região é mais baixa, fazendo com que o desvio padrão não varie muito. Com isso, no decorrer da busca o extrator recupera erroneamente casos que possuem diferenças mais sutis.

Figura 98 – Gráfico de Precisão *versus* Revocação obtidos utilizando método de ETH3D com o desvio padrão das distâncias.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Figura 99 – Matriz de Distâncias utilizando método de ETH3D com o desvio padrão das distâncias.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

A Matriz de Distâncias detalha melhor o comportamento do extrator, verificando-se que muitos casos foram recuperados de forma incorreta. Por exemplo, nos casos 13, 15 e 29, o segundo modelo já foi recuperado de forma incorreta. Alguns casos como os dos pacientes 14 e 30 obtiveram um desempenho melhor recuperando corretamente todos os 5 primeiros modelos, mas esses casos foram exceções.

As Figuras 100 e 101 apresentam os pacientes 5 e 21, e o resultado das suas respectivas buscas. Fornecendo o modelo do ventrículo do paciente 5 como consulta, que é um modelo com ICC, o sistema retornou incorretamente tanto o segundo como o terceiro modelo pertence à classe de modelos sem ICC. No entanto, quando fornecido o modelo representando o paciente 21, o sistema recuperou corretamente todos os primeiros modelos. Utilizando esse extrator foram recuperados em média , cerca de 17 modelos corretamente, correspondendo a 56% do conjunto total de imagens, como citado anteriormente, inferior ao método ETH3D utilizando frequência.

Como visto, os resultados atingidos pelo ETH3D utilizando desvio padrão não foram muito satisfatórios, a principal limitação deste método é o fato que pequenas deformações podem não ser levadas em consideração, devido à característica do desvio padrão considerar a média do intervalo de valores, para então, computar os desvios do conjunto de dados.

Figura 100 – Resultado incorreto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com desvio padrão.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

7.4 Distância Manhattan

Todos os testes anteriores foram feitos usando a Distância Euclidiana, porém a literatura afirma que para a comparação de histogramas, a Distância Manhattan possui um melhor desempenho (VADIVEL; MAJUMDAR; SURAL, 2003). Com o intuito de analisar o comportamento do extrator Histograma de Distância utilizando essa métrica, foram feitos

Figura 101 – Resultado correto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com desvio padrão.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

testes e calculado o gráfico de PxR utilizando a Distância Manhattan, apresentado na Figura 102.

Figura 102 – Gráfico de Precisão *versus* Revocação obtidos utilizando o método de Histograma de Distância e com a Distância Manhattan.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Como observado, o seu resultado foi bem parecido com o atingido pela Distância Euclidiana, atingindo em média uma precisão de 55%, recuperando corretamente a maioria dos dois primeiros modelos e dificilmente retornando corretamente mais que 50% dos modelos do banco de dados.

Esse resultado é interessante principalmente por dois motivos: (1) para o método de Histograma de Distância, a distância escolhida não foi um fator determinante; (2) a principal característica do extrator, analisar os modelos globalmente, é de fato o motivo

pelo qual seu desempenho não foi muito satisfatório. Comprovando que extratores globais podem não ser ideais para a recuperação de modelos 3D por conteúdo nos quais a localização das diferenças de forma são importantes.

7.5 Desempenho do sistema com modelos com maior grau de resolução

Além dos resultados apresentados, foram conduzidos testes usando o remalhamento dos modelos, ou seja, foram incrementadas as quantidades de vértices em um modelo, utilizando o *software* Blender (BLENDER, 2013), com o objetivo de verificar o comportamento dos extratores. Na média, cada modelo real possui 40000 vértices e 80000 faces, que foram dobrados no remalhamento, deixando o modelo com 80000 vértices e 160000 faces, aproximadamente. As Figuras 103 e 103 apresentam a malha triangular de um modelo com 40000 vértices e a mesma malha remodelada com 80000 vértices, respectivamente. Esses modelos foram testados na mesma máquina utilizada nos testes anteriores, na qual possui um processador Intel i7, com memória RAM de 4 GB e Sistema Operacional *Windows 7 - 64 bits*.

Figura 103 – Modelos remalhados: (a) 40000 vértices. (b) 80000 vértices.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Para os testes feitos com a nova malha, usou-se o extrator que obteve melhor desempenho: ETH3D utilizando a frequência aplicando novamente em todos os novos modelos.

Foram testados diferentes graus de resolução 30° , 45° e 90° . Os gráficos de Precisão *versus* Revocação para os modelos de pacientes saudáveis e com ICC estão apresentados nas Figuras 104 e 105, respectivamente. Aplicando um grau de resolução de 45° , que também foi o grau aplicado nos primeiros modelos testados, percebe-se uma melhora na qualidade do retorno da busca, tanto em relação aos outros níveis de resolução quanto em

relação aos modelos com menor quantidade de vértices, indicando que o aumento de faces e vértices pode aumentar a precisão do retorno usando o algoritmo ETH3D.

Figura 104 – Gráfico de Precisão *versus* Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos com ICC e remodelados.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Figura 105 – Gráfico de Precisão *versus* Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos sem anomalias e remodelados.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Esperava-se que o tempo para a recuperação e comparação dos modelos aumentasse, porém a média dos tempos de execuções com os novos modelo não sofreu grande mudança. Enquanto que para os modelos simples o ETH3D demorou em média 7,48 segundos, sua utilização com os modelos alterados o tempo em média foi de 8,6 segundos. O que se notou entretanto, foram diversos “estouros” de memória na máquina virtual do Java. Porém,

existem meios de alterar o espaço alocado para essa memória e que podem ser estudados para adequar o funcionamento do sistema para modelos maiores. Provavelmente o baixo acréscimo de tempo se deve ao fato de que apesar de os modelos com grau de resolução maior possuírem muitos mais vértices e faces, o armazenamento dessa estrutura é feito em *arrays* e o acesso a esta estrutura é feito de forma sequencial, com tempo de acesso constante $O(1)$. Portanto, independentemente da quantidade de vértices e faces com que a malha é construída, a velocidade com que se percorre toda a estrutura deve permanecer praticamente igual.

7.6 Comparação entre extratores

Com o objetivo de ter uma visão mais clara do comportamento de todos os extratores implementados, foram elaborados gráficos de PxR para comparar seu comportamento perante a um mesmo modelo de consulta, sendo avaliado um modelo com ICC e um modelo sem a anomalia. Eles são apresentados nas Figuras 106 e 107, respectivamente.

Figura 106 – O gráfico de Precisão *versus* Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos com ICC.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

É possível notar que em ambos os casos, com e sem a doença, o comportamento dos extratores foi parecido. O ETH3D usando frequência foi o extrator com melhor desempenho, provando que a informação espacial é importante para a recuperação de objetos que apresentam especificidades em locais distintos dos modelos e que essa localização tem diferentes interpretações. Como mencionado anteriormente, o ETH3D usando desvio

Figura 107 – O gráfico de Precisão *versus* Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos sem anomalias.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

padrão teve um ótimo desempenho nos modelos sintéticos, porém essa performance não foi percebida nos modelos reais. O método ELD, que divide os modelos em octantes e cria o vetor auxiliar para comparar distâncias locais teve um bom desempenho, mostrando que é factível utilizar o método global do Histograma de Distâncias de forma local. O Histograma de Distâncias, por sua vez, apresentou um desempenho pouco satisfatório, principalmente devido à especificidade modelos, nos quais a informação local é extremamente importante para a composição do diagnóstico.

O tempo gasto para a recuperação dos modelos foi maior usando o TH3D com frequências, como mostra a Tabela 14. Esse comportamento era esperado uma vez que nesse método os dados são recuperados do banco de dados e é feita a construção de sua matriz 3D. Apesar desse acréscimo de tempo (2 segundos) se comparado com o método de Histograma de Distância, o seu ganho de precisão é bastante expressivo. Na Tabela 15 é mostrado que o ETH3D com frequência recuperou em média mais modelos corretos do que qualquer outro método, sendo viável para aplicações que exijam rápido retorno de resultados e com boa precisão.

Foi utilizado o protótipo desenvolvido para ilustrar o comportamento dos diferentes extratores em um mesmo modelo com ICC e sem a doença, mostrando os erros e acertos de cada um deles nos resultados apresentados ao usuário. As Figuras 108, 108, 108 e 108 ilustram os resultados fornecidos ao usuário usando os métodos de Histograma de Distância, EDL, ETH3D com frequência e ETH3D com desvio padrão em um modelo com

Tabela 14 – Média de tempo para a recuperação dos modelos (segundos)

Extrator	Média
Histogramas de Distância	5,86
ELD	6,53
ETH3D - Frequência	7,48
ETH3D - Desvio Padrão	6,98

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Tabela 15 – Média de modelos recuperados corretamente

Extrator	Média Histogramas de Distância	14
ELD	20	
ETH3D - Frequência	28	
ETH3D - Desvio Padrão	17	

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

ICC e as Figuras 109, 109, 109 e 109 apresentam o comportamento dos extratores em um modelo sem a anomalia. Os contornos verdes indicam que o modelo retornado pertence à classe do modelo fornecido como *query*, e os contornos vermelhos indicam que ele retornou um modelo errado para aquela *query*. O comportamento de erros e acertos completos pode ser verificado nas Matrizes de Distâncias das Figuras 87 91, 95 e 99.

Ao final do presente projeto de pesquisa foram desenvolvidos quatro extratores: Histograma de Distâncias, ELD, ETH3D utilizando frequência e ETH3D utilizando o desvio padrão. As características principais de cada um deles está apresentado na Tabela 16. Como pode-se notar, o extrator que obteve pior desempenho foi um extrator global e, o que obteve melhor desempenho, ETH3D com frequência, foi um extrator local, variante à rotação e invariante à escala. O extrator não ser invariante à rotação foi importante para o presente projeto, pois deformações em locais diferentes podem possuir diferentes significados. É importante destacar, no entanto, que todos os modelos que foram testados durante a pesquisa estavam normalizados em relação a sua posição espacial, todos com o mesmo ponto de origem nas coordenadas (0,0,0).

Tabela 16 – Principais características dos extratores desenvolvidos

Características dos extratores

Extrator	Global	Local	Invariante à rotação	Invariante à escala
Histograma de Distâncias	x		x	x
ELD		x		x
ETH3D - Frequência		x		x
ETH3D - Desvio		x		x

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

Figura 108 – Resultados fornecidos pelo Protótipo do Sistema usando diferentes extratores em um modelo com ICC: (a) Histograma de Distância; (b) EDL; (c) ETH3D - frequência; (d) ETH3D - desvio padrão.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

7.7 Artigos publicados e submetidos

Os seguintes artigos foram publicados no presente projeto de pesquisa:

Figura 109 – Resultados fornecidos pelo Protótipo do Sistema usando diferentes extratores em um modelo sem a ICC: (a) Histograma de Distância; (b) EDL; (c) ETH3D - frequência; (d) ETH3D - desvio padrão.

Fonte: Leila Bergamasco, 2013

- AFONSO, M. B.; BERGAMASCO, L. C.; MOURA, D.; NUNES, F. L. S.. Aplicações de realidade virtual para treinamento médico: estudo comparativo de técnicas de visualização. In: *Workshop de Realidade Virtual e Aumentada*. Paranaíba, Paraná, 2012.

Esse artigo originou-se de um trabalho de Iniciação Científica que analisava o realismo da visualização de modelos médicos 3D por meio de anaglifos coloridos.

- BERGAMASCO, L.; NUNES, F. L. S. O estado da arte em recuperação de modelos tridimensionais por conteúdo por meio de uma Revisão Sistemática. In: *VIII Brazilian Symposium of Information Systems*. São Paulo, 2012. v. 1, p. 37–49. Este artigo se refere à primeira Revisão Sistemática conduzida com o objetivo de analisar o estado da arte do campo de estudo do CBIR 3D.
- 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, 2012. Disponível em: <<http://www.decom.ufop.br/sibgrapi2012/index.php/call/wtd>>.

Este artigo corresponde ao texto depositado para o Exame de Qualificação e foi selecionado para apresentação no SIBGRAPI.

Foi submetido e está aguardando avaliação um artigo com resultados parciais do extrator de Histograma de Distância, enviado ao AMIA - *American Medical Informatics Association*.

Pretende-se ainda enviar um artigos comparando os resultados obtidos com o Histograma de Distância e o ELD para o SAC - *Symposium On Applied Computing* e os resultados finais obtidos no projeto de pesquisa ao periódico *Journal of Digital Imaging*.

7.8 Considerações finais

Neste Capítulo foram discutidos os resultados obtidos aplicando-se os diversos extratores implementados em modelos médicos cardíacos. Percebeu-se que o extrator ETH3D obteve o melhor desempenho, possivelmente pelo fato de considerar a disposição espacial dos vetores normais além da distância do centróide até a superfície. Dessa forma o extrator tem informações mais precisas do local onde a deformação ocorre.

Outro ponto observado foi que o remodelamento dos modelos, aumentando seus vértices e faces provocou uma melhora nos resultados sem aumentar muito o tempo de processamento. Com esses resultados, comprovou-se que o uso de extratores focados em

informações locais pode ser viável para o caso de recuperação de modelos que possuam a doença de ICC.

A partir dos testes realizados, algumas considerações se fazem necessárias. A primeira delas é relativa à questão da implementação de extratores globais *versus* locais. Ficou provado que apesar dos extratores globais serem fáceis de implementar e realizar o processamento de informações de forma rápida, como afirmam [Qin, Jia e Qin \(2008\)](#), a sua robustez pode ser questionada em aplicações reais, cuja natureza é semelhante a do problema aqui abordado: modelos com deformações em locais específicos. A eficácia de determinado extrator está diretamente relacionada ao cenário na qual ele é aplicado.

Um desafio desse projeto foi em relação ao seu caráter inovador, uma vez que durante a Revisão Sistemática conduzida, a maioria dos trabalhos têm aplicado CBIR 3D em modelos genéricos e, no presente projeto de pesquisa o conjunto de modelos pertencia a um domínio mais complexo. Dessa forma, os métodos precisaram ser totalmente adaptados ou criados a partir de conceitos clássico aplicado a imagens 2D, como a Transformada de Hough. Essa necessidade de adaptação e criação de métodos acabou gerando uma inovação bastante significativa na atual literatura a respeito de CBIR 3D. Não só pelo fato de se aplicar em um cenário diferenciado de imagens médicas, mas também por desenvolver extratores locais para modelos 3D que podem ser aplicados em outros contextos.

Outro ponto bastante crítico e igualmente desafiador foi a utilização de imagens médicas cardíacas como a base de testes do projeto. Não é trivial encontrar bases públicas disponíveis. A parceria com a Faculdade de Medicina e o InCor permitiu obter uma quantidade significativa de modelos para efetuar testes ao mesmo tempo que iniciou uma colaboração para resolver um problema real.

O entendimento do problema cardíaco em si já é um desafio. Foi preciso ainda executar a segmentação e a reconstrução de cada um dos conjuntos de imagens. Os procedimentos de segmentação e reconstrução executados neste projeto foram simplificados e conduzidos manualmente com o auxílio de *softwares* apropriados. No entanto, deve ser ressaltado que a importância dessas fases é grande no contexto apresentado. Assim, métodos que automatizem esses processos e produzam resultados corretos são necessários para a abordagem de recuperação por conteúdo usando modelos 3D. Por isso, devem constituir uma das linhas de continuidade do presente projeto.

Em contrapartida a estes pontos críticos mencionados, o desenvolvimento de aplicações de auxílio diagnóstico por meio de modelos médicos reais promovem não

somente à inovação no campo computacional, mas também promovem um ganho social bastante importante, uma vez que especialistas de todas as regiões podem utilizar esse tipo de sistema para auxiliar na elaboração de diagnóstico, independentemente do local onde se encontram.

Por fim, o protótipo desenvolvido foi feito com o objetivo de tornar disponível todos os extratores e funções de similaridade implementados para o especialista ou usuário escolher qual combinação deseja utilizar. No entanto, esse tipo de escolha nem sempre é trivial, principalmente para um leigo em Computação. Sendo assim, esse protótipo pode ser aperfeiçoado com o objetivo de tornar mais atrativo para o especialista, por meio de, por exemplo, interfaces mais “amigáveis” nas quais o especialista pode escolher não somente o modelo a ser analisado, mas qual região ele quer que seja analisada e o próprio *software* inferir qual extrator é mais adequado para aquela situação. É possível, ainda, tornar o protótipo mais flexível para os desenvolvedores da área de computação, a fim de poder receber diversos tipos de extratores e funções de similaridade e se tornar um *software* para testes de diferentes tipos de modelos 3D.

7.8.1 Trabalhos futuros

A partir do presente projeto de pesquisa originaram-se outros possíveis campos de estudo. É interessante realizar, por exemplo, análise de desempenho com modelos definidos com mais vértices e faces, a fim de verificar até que ponto o aumento da malha 3D pode aumentar a precisão dos resultados. Além disso é interessante analisar se a biblioteca Java 3D responderá bem a todos os testes e efetuar comparações com outras bibliotecas de processamento de modelos 3D.

Como o foco do projeto era o uso de CBIR 3D, os modelos usados foram reconstruídos manualmente. Por esse motivo é extremamente importante o estudo de métodos de segmentação e reconstrução que tornem a etapa de pré-processamento mais automatizada e forneçam objetos 3D mais realistas.

É interessante comparar os resultados das buscas com diferentes funções de similaridade. Nessa pesquisa foram usadas a Distância Euclidiana e a Distância Manhattan, porém existe um conjunto grande de outras funções que podem ser implementadas.

A elaboração de mais extratores, com o objetivo de comparar o desempenho de diferentes abordagens também pode enriquecer a discussão acerca do uso de CBIR para modelos médicos, um campo bastante novo na literatura.

O sistema foi testado com um conjunto limitado de imagens e com foco em ICC, porém ele foi estruturado para receber outros tipos de modelos, médicos ou não e em maior quantidade, favorecendo a discussão dos resultados. Assim, um trabalho decorrente do atual é avaliar o desempenho da abordagem proposta com maior quantidade e maior variedade de modelos.

Por fim, o protótipo desenvolvido é bastante genérico e melhorias podem ser feitas tanto sob a perspectiva do usuário, aperfeiçoando a interação com os modelos, como no aspecto computacional focando no desenvolvimento de extratores e funções de similaridade tornando o protótipo um repositório de métodos que podem ser avaliados.

8 Conclusão

Este projeto de pesquisa teve por objetivo o desenvolvimento de técnicas para recuperação de modelos médicos tridimensionais. Em muitos exames médicos é comum que sejam apresentadas diversas fatias de uma estrutura para a análise do especialista médico e, devido à grande quantidade de dados que devem ser analisadas, o excesso de informação para analisar pode dificultar o diagnóstico.

Na literatura, percebe-se que o uso de CBIR para modelos 3D é algo relativamente novo e sua aplicação em modelos específicos, como os modelos médicos, é ainda mais inovadora.

O objeto de estudo da presente pesquisa foi composto por imagens cardíacas do ventrículo esquerdo com a doença de Insuficiência Cardíaca Congestiva (ICC). Essas imagens foram geradas por meio de Ressonância Magnética. Na etapa de pré-processamento foi feita a segmentação e reconstrução das imagens médicas. Os modelos 3D gerados foram separados em dois grupos: com ICC e sem a doença. Foram desenvolvidos e aplicados quatro extratores: Histograma de Distância, Extrator de Distância Local, Extrator baseado na Transformada de Hough 3D utilizando frequência e Extrator baseado na Transformada de Hough 3D utilizando desvio padrão. O primeiro extrator considera o modelo total (abordagem global) e os demais consideram abordagens locais. As funções de similaridade usadas foram as Distâncias Euclidiana e Manhattan.

Os resultados mostraram que extratores que levam em consideração a disposição espacial das deformações obtiveram um melhor desempenho que o extrator com abordagem global. O extrator local ETH3D com frequência por exemplo, teve um desempenho de 20% a 30% melhor que o Histograma de Distância que utiliza uma abordagem local.

Os modelos foram alterados, aumentando o grau de resolução, ou seja, sua quantidade de vértices foi aumentada em 100% e foi percebido que a precisão melhorou sensivelmente, de 10% a 15%, sem ter onerado muito o tempo de recuperação (aumento de cerca de um 1 segundo em média). Dessa forma, é possível afirmar que o uso desses extratores são viáveis para aplicações que exijam um tempo rápido de resposta.

A principal contribuição do presente projeto foi provar que é possível aplicar os conceitos de CBIR 3D para contextos mais específicos. Nesse caso foi estudada a ICC, uma doença que provoca a deformação no ventrículo esquerdo, porém os métodos desenvolvidos

neste projeto podem ser aplicados para resolver outros problemas que envolvam deformações locais.

A pesquisa envolvendo imagens médicas possui um grau de desafio bastante alto, uma vez que é necessário não só o entendimento do problema, como também a compreensão do funcionamento de toda a estrutura que está sendo trabalhada. Além disso, todo o método implementado precisou ser minuciosamente testado para que seus resultados pudessem ser considerados satisfatórios e confiáveis.

Em contrapartida, o desenvolvimento de aplicações para a área da Medicina promovem não somente a inovação no campo computacional, mas também promovem um ganho social bastante importante, uma vez que especialistas de diversas regiões podem utilizar o sistema para auxiliar na elaboração de diagnóstico, independentemente do local onde se encontram. Uma vez que existe um sistema que usuários da área de saúde possam usar para recuperar casos semelhantes, o profissional pode confirmar suas suspeitas por meio de comparação a casos similares recuperados. Embora esta ação possa ser feita manualmente, sem uma abordagem científica como aqui apresentada, a procura manual seria exaustiva e sujeita a interpretação humana subjetiva e, conseqüentemente, poderia ser inviável devido ao grande volume de dados que deveria ser analisado.

Os resultados obtidos com o projeto foram coerentes com a teoria na qual os extratores se baseavam. Uma vez que o principal problema era identificar deformações locais, extratores que fornecessem esse tipo de informação e que cruzassem com outros dados como o grau de deformação, indicado pela distância da superfície até o centro do modelo, tinham uma chance maior de apresentarem melhores resultados. A partir das análises feitas, pode-se concluir que o uso de CBIR para modelos médicos 3D pode ser bem relevante para auxiliar na composição do diagnóstico. Por meio deste projeto de pesquisa, houve uma contribuição real com o estado da arte, tanto em relação à definição e desenvolvimento extratores locais no contexto tridimensional, como no sentido de comprovar a viabilidade de aplicações como CBIR em um cenário complexo que considera imagens médicas.

Referências¹

- ACM. *ACM Digital Library*. 2013. Disponível em: <<http://dl.acm.org/>>. Citado na página 73.
- AHANATHAPILLAI, V.; HAMILTON, D. Eigenhearts for diagnosis of congestive heart failure (CHF). In: *Advances in Medical, Signal and Information Processing, 2006. MEDSIP 2006. IET 3rd International Conference On*. Glasgow, Escócia: IEEE Computer Society, 2006. p. 1 –4. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 38.
- AMAN, J.; YAO, J.; SUMMERS, R. Content-based image retrieval on CT colonography using rotation and scale invariant features and bag-of-words model. In: *Proceedings of 2th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro*. Antalya, Turkey.: IEEE Computer Society, 2010. p. 1357 –1360. ISSN 1945-7928. Citado 3 vezes nas páginas 66, 76 e 158.
- AXENOPOULOS, A.; LITOS, G.; DARAS, P. 3D model retrieval using accurate pose estimation and view-based similarity. In: *Proceedings of the 1st ACM International Conference on Multimedia Retrieval*. New York, NY, USA: ACM, 2011. (ICMR '11), p. 41:1–41:8. ISBN 978-1-4503-0336-1. Citado 2 vezes nas páginas 75 e 78.
- AZEVEDO, E.; CONCI, A. *Computação Gráfica - Teoria e Prática*. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2003. 353 p. Citado na página 41.
- BALLARD, D. Generalizing the hough transform to detect arbitrary shapes. *Pattern Recognition*, v. 13, n. 2, p. 111 – 122, 1981. ISSN 0031-3203. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0031320381900091>>. Citado 2 vezes nas páginas 49 e 52.
- BERGAMASCO, L. C. C. *Recuperação de imagens por conteúdo utilizando Lógica Fuzzy - um estudo de caso sobre imagens faciais*. Dissertação (Trabalho de Conclusão de Curso). São Paulo: Universidade de São Paulo, 2010. 52 p. Citado 2 vezes nas páginas 68 e 69.
- BERGAMASCO, L. C. C.; NUNES, F. L. S. O estado da arte em recuperação de modelos tridimensionais por conteúdo por meio de uma revisão sistemática. In: *Proceedings of VIII Brazilian Symposium of Information Systems*. São Paulo, São Paulo: Sociedade Brasileira de Computação, 2012. Nenhuma citação no texto.
- BIOIMAGEM. *Escore de cálculo*. 2012. Disponível em: <<http://bioimagem.blogspot.com.br/2010/10/escore-de-calcio-armadilha.html>>. Citado na página 31.
- BIOLCHINI, J. et al. *Systematic Review in Software Engineering*. Rio de Janeiro, 2005. Citado na página 72.
- BLENDER. *Blender*. 2013. Disponível em: <<http://www.blender.org/>>. Citado na página 134.
- BOCCHI, E. et al. Atualização da diretriz brasileira de insuficiência cardíaca crônica. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, scielo, v. 98, p. 1 – 33, 00 2012. ISSN 0066-782X. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0066-782X2012000700001&nrm=iso>. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 34.

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

BOOHM, C.; BERCHTOLD, S.; KEIM, D. A. Searching in high-dimensional spaces: index structures for improving the performance of multimedia databases. *ACM Computing Surveys*, v. 33, p. 322–373., 2001. Citado na página 62.

BUENO, J. M. *Suporte à Recuperação de Imagens Médicas em Conteúdo através de Histograma Métricos*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo - Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação (USP-ICMC), 2001. Citado na página 65.

BUGATTI, P. H. *Análise da influência das funções de distância para o processamento de consultas por similaridade em recuperação de imagens por conteúdo*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo - Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação (USP-ICMC), 2008. Citado na página 67.

CAMARGO, I. de; BOULOS, P. *Geometria Analítica*. 3. ed. São Paulo: Prentice Hall, 2005. 543 p. Citado 2 vezes nas páginas 46 e 47.

CANON, I. *Como ler um histograma*. 2011. Disponível em: <<http://www.canon.pt>>. Citado na página 65.

CARBALLO, T.; ALVAREZ, R.; GARRIDO, O. *Comprimido: Anatomia del corazón*. 2012. Disponível em: <http://www.cuidandote.net/2012/02/comprimido-anatomia-del-corazon/>. Citado na página 28.

CARDIOLOGIC. *Ecocardiograma*. 2012. Disponível em: <<http://cardi-o-logic.com/Servicios/Ecocardiograma.html>>. Citado na página 29.

CASTAÑON, C. A. B. *Recuperação de imagens por conteúdo através de análise multiresolução por Wavelets*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo - Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação (USP-ICMC), São Carlos, 2003. Citado 2 vezes nas páginas 62 e 63.

CBIC. *ImageVis3D: A Real-time Volume Rendering Tool for Large Data*. *Scientific Computing and Imaging Institute (SCI)*. 2012. Disponível em: <http://www.imagevis3d.org>. Citado 3 vezes nas páginas 94, 96 e 115.

CBIC. *Seg3D: Volumetric Image Segmentation and Visualization*. *Scientific Computing and Imaging Institute (SCI)*. 2012. Disponível em: <http://www.seg3d.org>. Citado 5 vezes nas páginas 93, 94, 95, 96 e 115.

CHEN, Z. Q. et al. 3D model retrieval based on fuzzy weighted shape distributions. In: *Advanced Materials Research*. [S.l.]: Trans Tech Publications, 2011. v. 201-203, p. 1678–1681. Citado 2 vezes nas páginas 74 e 85.

CLINE, H. E. et al. Automated coronary CT angiography plaque-lumen segmentation. In: *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*. California, USA: Proc. SPIE Medical Imaging, 2009. v. 7260. Citado na página 20.

DATASUS. *Epidemologias e Mortalidade*. 2013. Disponível em: <<http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php>>. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 31.

DATTA, R. et al. Image retrieval: Ideas, influences, and trends of the new age. *ACM Comput. Surv.*, ACM, New York, NY, USA, v. 40, n. 2, p. 5:1–5:60, maio 2008. ISSN 0360-0300. Citado 2 vezes nas páginas 66 e 68.

DELFINO, S. R. *Utilização de Técnicas de Processamento de Imagem e Realidade Virtual para Geração de Casos para Treinamento Médico*. Dissertação (Mestrado) — Centro Universitário Eurípides de Marília - UNIVEM, Marília, São Paulo, 2006. Citado na página 43.

DOI, K. Computer-aided diagnosis in medical imaging: Historical review, current status and future potential. *Comp. Med. Imag. and Graph.*, v. 31, n. 4-5, p. 198–211, 2007. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 90.

DUDA, R. O.; HART, P. E. Use of the hough transformation to detect lines and curves in pictures. *Commun. ACM*, ACM, New York, NY, USA, v. 15, n. 1, p. 11–15, jan. 1972. ISSN 0001-0782. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/361237.361242>>. Citado na página 50.

ELFADIL, N.; IBRAHIM, I. Self organizing neural network approach for identification of patients with congestive heart failure. In: *Multimedia Computing and Systems (ICMCS), 2011 International Conference on*. Ouarzazate, Marrocos: IEEE Computer Society, 2011. p. 1 –6. ISSN Pending. Citado na página 39.

FISHER, M.; SAVVA, M.; HANRAHAN, P. Characterizing structural relationships in scenes using graph kernels. *ACM Trans. Graph.*, ACM, New York, NY, USA, v. 30, p. 34:1–34:12, August 2011. ISSN 0730-0301. Citado 2 vezes nas páginas 75 e 85.

FORSYTH, D. A.; PONCE, J. *Computer Vision: A Modern Approach*. 2. ed. New Jersey, EUA: Prentic, 2012. 761 p. Citado 3 vezes nas páginas 62, 64 e 69.

GAO, B.; ZHENG, H.; ZHANG, S. An overview of semantics processing in content-based 3D model retrieval. In: *Proceedings of 11 th International Conference on Artificial Intelligence and Computational Intelligence. AICI*. Shanghai, China: IEEE Computer Society, 2009. p. 54–59. Citado na página 75.

GAO, Y. et al. Less is more: Efficient 3D object retrieval with query view selection. *Multimedia, IEEE Transactions on*, v. 13, n. 5, p. 1007 –1018, oct. 2011. ISSN 1520-9210. Citado 4 vezes nas páginas 10, 75, 80 e 81.

GLATARD, T.; MONTAGNAT, J.; MAGNIN, I. E. Texture based medical image indexing and retrieval: application to cardiac imaging. In: *Proceedings of the 6th ACM SIGMM international workshop on Multimedia information retrieval*. New York, NY, USA: ACM, 2004. (MIR '04), p. 135–142. ISBN 1-58113-940-3. Citado 4 vezes nas páginas 11, 76, 87 e 157.

GONÇALVES, V. M. et al. Avaliação de funções de similaridade em um framework de teste para programas com saídas gráficas. In: *Proceedings of XXXVII Conferencia Latinoamericana de Informatica (XXXVII CLEI)*. Quito, Equador: IEEE Computer Society, 2011. v. 1, n. 37, p. 1–15. Citado 2 vezes nas páginas 67 e 83.

GONG, B. et al. Automatic facial expression recognition on a single 3D face by exploring shape deformation. In: *Proceeding of 17th ACM international conference on Multimedia*. Beijing, China: ACM - Association for Computing Machinery, 2009. p. 569–572. Citado 2 vezes nas páginas 75 e 157.

GONG, B. et al. Boosting 3D object retrieval by object flexibility. In: *Proceeding of 17th ACM international conference on Multimedia*. Beijing, China: ACM - Association for Computing Machinery, 2009. p. 525–528. Citado 5 vezes nas páginas 75, 81, 82, 84 e 157.

GONZALES, R. C.; WOODS, R. E. *Processamento de Imagens Digitais*. São Paulo: Editora Edgard Blucher, 1992. Citado 2 vezes nas páginas 40 e 52.

GUYTON, A.; HALL, J. *Tratado de fisiologia médica*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006. ISBN 9788535216417. Citado na página 31.

Hajeer, M. Y. et al. Current products and practices. *Journal of Orthodontics*, v. 31, n. 1, p. 62–70, 2004. Disponível em: <<http://jorthod.maneyjournals.org/content/31/1/62-abstract>>. Citado na página 21.

IEEE. *IEEE Xplore Digital Library*. 2013. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/home.jsp>>. Citado na página 73.

IMAGING, B. *How MRI works*. 2012. Disponível em: <<http://www.bitterrootimaging.com>>. Citado na página 36.

INCA. *Doenças Isquêmicas do Coração*. 2003. Instituto Nacional do Câncer. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/inquerito/docs/isquemiascoracao.pdf>>. Citado na página 25.

INCOR, U. *WebPax*. 2012. Disponível em: <<http://webpax.incor.usp.br>>. Citado 2 vezes nas páginas 34 e 35.

INFOESCOLA. *Angiografia*. 2012. Disponível em: <<http://www.infoescola.com/exames-medicos/angiografia/>>. Citado na página 30.

JIA, J. et al. An overview of content-based three-dimensional model retrieval methods. In: *Proceedings of 3th System of Systems Engineering. SoSE*. Cingapura: IEEE Computer Society, 2008. p. 1–6. Citado na página 22.

KAZHDAN, M.; FUNKHOUSER, T.; RUSINKIEWICZ, S. Rotation invariant spherical harmonic representation of 3D shape descriptors. In: *Proceedings of the 1th Eurographics/ACM SIGGRAPH symposium on Geometry processing*. Aachen, Germany: Eurographics Association, 2003. p. 156–164. Citado na página 75.

KHE, L.; FENG, Z.; NING, H. An effective approach to content-based 3D model retrieval and classification. In: *Proceedings of the 1th Internacional Conference on Computational Intelligence and Security (CIS)*. China: IEEE Computer Society, 2007. p. 361–365. Citado 7 vezes nas páginas 75, 80, 83, 89, 97, 123 e 157.

KHOSHELHAM, K. Extending generalized hough transform to detect 3D objects in laser range data. In: *ISPRS Workshop on Laser Scanning*. Espoo, Finlândia: Elsevier, 2007. Citado 3 vezes nas páginas 56, 57 e 58.

KITCHENHAM, B. *Procedures for Performing Systematic Review*. [S.l.], 2004. Citado 2 vezes nas páginas 71 e 72.

KUMAR, V. et al. *Robins e Cotran, bases patológicas das Doenças*. 8. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. Citado 3 vezes nas páginas 31, 32 e 33.

- LEEDS, L. U. *MRI scan better for heart patients*. 2011. Disponível em: <<http://www-leeds.ac.uk/news/article/2784/>>. Citado na página 35.
- LENG, B.; LI, L.; QIN, Z. MADE: a composite visual-based 3D shape descriptor. In: *Proceedings of 3th Internacional Conference on Computer Vision/Computer Graphics Collaboration Techniques*. Rocquencourt, France: Springer Berlin / Heidelberg, 2007. v. 4418, n. 3, p. 93–104. Citado 3 vezes nas páginas 75, 85 e 158.
- LI, B.; JOHAN, H. View context: A 3D model feature for retrieval. In: *Proceedings of 11th Conference on Advances in Multimedia Information Processing*. Shangai, China: Springer Berlin / Heidelberg, 2010. v. 5916, n. 11, p. 185–195. Citado 2 vezes nas páginas 75 e 158.
- LI, B.; JOHAN, H. 3D model retrieval using hybrid features and class information. *Multimedia Tools and Applications*, Springer Netherlands, p. 1–26, 2011. ISSN 1380-7501. 10.1007/s11042-011-0873-3. Citado 3 vezes nas páginas 75, 84 e 158.
- LI, L. et al. View-based 3D cad model retrieval using local visual features. In: *Image and Signal Processing (CISP), 2011 4th International Congress on*. Shangai, China: Springer Berlin / Heidelberg, 2011. v. 3, n. 4, p. 1373 –1376. Citado 2 vezes nas páginas 75 e 81.
- LI, X.; GODIL, A.; WAGAN, A. 3D part identification based on local shape descriptors. In: *Proceedings of 8th Workshop on Performance Metrics for Intelligent Systems*. Washington, United States: ACM - Association for Computing Machinery, 2008. p. 162–166. Citado 3 vezes nas páginas 75, 84 e 159.
- LI, Z. et al. Multiresolution wavelet analysis of shape orientation for 3D shape retrieval. In: *Proceeding of the 1th ACM international conference on Multimedia information retrieval*. Vancouver, Canada: ACM - Association for Computing Machinery, 2008. p. 403–410. Citado 3 vezes nas páginas 75, 84 e 158.
- LV, T. et al. Selective feature combination and automatic shape categorization of 3d models. In: *Proceedings of 6th International Conference on Fuzzy Systems and Knowledge Discovery. FSKD*. Tianjin, China: IEEE Computer Society, 2009. p. 447–451. Citado 2 vezes nas páginas 75 e 85.
- MAIPU, D. *Galeria de Imagens - Cardiologia Nuclear*. 2013. Disponível em: <http://www.diagnosticomaipu.com/galerias-de-imagenes/galeria-de-imagenes-cardiologia-nuclear/galeria-de-imagenes-cardiologia>. Citado na página 29.
- MANSUR, A. de P.; ARMAGANIJAN, D.; GERALDO, J. Diretrizes de doença coronariana crônica angina estável. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, scielo, v. 83, p. 2 – 43, 09 2004. ISSN 0066-782X. Citado na página 27.
- MARQUES, J.; TRAINA, A. J. M. Realimentação de relevância: Integração do conhecimento do especialista com a recuperação de imagens por conteúdo. In: *VI Workshop de Informática Médica*. Rio de Janeiro: Sociedade Brasileira de Computação, 2006. p. 83–93. Citado 2 vezes nas páginas 67 e 68.
- MARQUES, O.; VIEIRA, H. *Processamento de Imagens*. Rio de Janeiro: Brasport, 1999. Citado 2 vezes nas páginas 49 e 66.
- MARTINI, F. H. *Fundamentals of Anatomy and Physiology*. 17a. ed. São Francisco, EUA: Pearson, 2006. Citado na página 27.

MONTEIRO, A. B. et al. *Métodos Avançados de Imagem: Ressonância Magnética*. 1997. Disponível em: <<http://www.forp.usp.br/laciro/pesquisa/ressomag.htm>>. Citado na página 35.

MPEG7, M. P. E. G. *MPEG-7 Overview*. 2004. Disponível em: <<http://mpeg.chiariglione.org/standards/mpeg-7>>. Citado na página 62.

MYSQL. *MySql 5.2*. 2013. Disponível em: <<http://www.mysql.com/>>. Citado 2 vezes nas páginas 111 e 112.

NACIF, M. S. et al. Ressonância magnética cardíaca e seus planos anatômicos: como eu faço? *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, scielo, v. 95, p. 756 – 763, 12 2010. ISSN 0066-782X. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0066-782X2010001600014&nrm=iso>. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 37.

NAKAZATO, M.; HUANG, T. 3D MARS: immersive virtual reality for content-based image retrieval. In: *Multimedia and Expo, 2001. ICME 2001. IEEE International Conference on*. Tóquio, Japão: IEEE Computer Society, 2001. p. 44 –47. Citado na página 63.

NETTER, F. H. *Atlas de Anatomia Humana*. 5a. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. Citado na página 26.

NUNES, F. L. *Processamento gráfico para aplicações em saúde: técnicas, requisitos, ferramentas, desafios e oportunidades*. Tese (Livre Docência). São Paulo: [s.n.], 2011. Citado 2 vezes nas páginas 64 e 65.

NUNES, F. L. S. *Introdução ao processamento de imagens médicas para auxílio ao diagnóstico*. Rio de Janeiro: Pontifícia Universidade Católica-Rio de Janeiro, 2006. Atualizações em informática. 73-123 p. Citado na página 20.

NUNES, F. L. S. et al. Importância da avaliação na engenharia de requisitos em sistemas de realidade virtual e aumentada: um estudo de caso. In: *Symposium on Virtual and Augmented Reality*. Natal, Rio Grande do Norte: Sociedade Brasileira de Computação, 2010. Citado na página 22.

OHBUCHI, R. et al. Salient local visual features for shape-based 3d model retrieval. In: *Proceedings of 8th IEEE International Conference on Shape Modeling and Applications. SMI*. New York, USA: IEEE Computer Society, 2008. p. 93–102. Citado 3 vezes nas páginas 76, 84 e 158.

ORACLE. *API Java 3D*. 2013. Disponível em: <<http://www.oracle.com/technetwork/java/javase/tech/index-jsp-138252.html>>. Citado na página 111.

ORACLE. *API Swing Java*. 2013. Disponível em: <<http://docs.oracle.com/javase/6/docs/api/javax/swing/package-summary.html>>. Citado na página 111.

OSADA, K.; FURUYA, T.; OHBUCHI, R. Local volumetric features for 3D model retrieval. In: *Proceeding of 8th IEEE International Conference on Shape Modeling and Applications. SMI*. New York, USA: IEEE Computer Society, 2008. p. 245–246. Citado 3 vezes nas páginas 75, 81 e 158.

OTA, J.; PEREIRA, C. Cor pulmonale. *Revista da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e do Hospital das Clínicas da FMRP*, v. 31, p. 241–246, 1988. Citado na página 33.

PEDRINI, H.; SCHWARTZ, W. R. *Análise de imagens Digitais*. São Paulo: Thomson Learning, 2008. Citado 5 vezes nas páginas 21, 43, 50, 55 e 87.

PINHEIRO, P. *Prolapso da Válvula Mitral*. 2012. Disponível em: <<http://www.mdsaude.com>>. Citado na página 26.

PRADO, F. C.; VALLE, J. R.; RAMOS, J. Atualização terapêutica: manual prático de diagnóstico e tratamento. In: . São Paulo: Artes Médicas, 1999. Citado na página 20.

PRETO, T. M.; PEDRINI, H.; CENTENO, T. M. Reconstrução 3D de imagens m'edicas usando level sets para controle de metamorfose. In: *Iberian Latin American Congress on Computational Methods in Engineering*. Rio de Janeiro: Sociedade Brasileira de Computação, 2009. Citado na página 44.

PROCARDÍACO. 2010. Pró - Cardíaco de Curitiba - Exames de Eletrocardiograma. Disponível em: <<http://www.procardiacocuritiba.com.br/site/.../eletrocardiograma>>. Citado na página 28.

QIN, Z.; JIA, J.; QIN, J. Content based 3D model retrieval: A survey. In: *Proceedings of 6th International Workshop on Content-Based Multimedia Indexing. CBMI*. London, England: IEEE Computer Society, 2008. p. 249–256. Citado 4 vezes nas páginas 63, 75, 80 e 142.

ROCHE. *Insuficiência Cardíaca Crônica*. 2012. Disponível em: <<http://www.roche.pt-/portugal/index.cfm/produtos/equipamentos-de-diagnostico/informacao-diagnostico-/siscardiovascular/insuf-card-cronica/>>. Citado na página 33.

RODGERS, Z. B. et al. Computerized assessment of coronary calcified plaques in CT images of a dynamic cardiac phantom. In: *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*. California, USA: [s.n.], 2008. (Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series, v. 6915). Citado na página 21.

RUAN, J. et al. A high performance computing platform for 3D model retrieval. In: *Proceedings of 1th International Conference on Computer Science and Software Engineering. (CSSE)*. Wuhan, China: IEEE Computer Society, 2008. p. 446–449. Citado 3 vezes nas páginas 75, 83 e 85.

RUI, Y. et al. *Relevance Feedback: A Power Tool for Interactive Content-Based Image Retrieval*. 1998. Citado na página 68.

SAAVEDRA, J. M. et al. Stela: sketch-based 3D model retrieval using a structure-based local approach. In: *Proceedings of the 1st ACM International Conference on Multimedia Retrieval*. New York, NY, USA: ACM, 2011. (ICMR '11), p. 26:1–26:8. ISBN 978-1-4503-0336-1. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/1991996.1992022>>. Citado 3 vezes nas páginas 75, 81 e 157.

SANTOS, A. P. O. *Recuperação de Imagens Mamográficas Baseadas em Conteúdo*. 155 p. Dissertação (Mestrado) — Centro Universitário Eurípedes de Marília - UNIVEM, Marília, 2006. Citado na página 68.

SCHMID, M.; DANIEL, W. G.; ACHENBACH, S. Cardiovascular magnetic resonance evaluation of the patient with known or suspected coronary artery disease. *Heart*, v. 96, n. 19, p. 1586–1592, 2010. Disponível em: <<http://heart.bmj.com/content/96/19/1586.short>>. Citado na página 30.

SIMMONS, G. F. *Cálculo com Geometria Analítica*. São Paulo: Pearson, 2005. v. 2. Citado 5 vezes nas páginas 44, 45, 47, 48 e 105.

SMEULDERS, A. et al. Content-based image retrieval at the end of the early years. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, v. 22, n. 12, p. 1349–1380, dec 2000. ISSN 0162-8828. Citado na página 62.

SONG, J.-J.; GOLSHANI, F. Shape-based 3D model retrieval. In: *Proceedings of 15th IEEE International Conference on Tools with Artificial Intelligence*. California, Estados Unidos: IEEE Computer Society, 2003. p. 636–640. Citado 5 vezes nas páginas 22, 66, 75, 80 e 157.

SPENCE, A. P. *Anatomia humana básica*. 2a. ed. São Paulo: Manole, 1991. 292-295 p. Citado 3 vezes nas páginas 25, 27 e 32.

SPRINGER. *Springer Link*. 2013. Disponível em: <<http://link.springer.com/>>. Citado na página 73.

STEINBRUCH, A. *Geometria analítica*. São Paulo: McGraw-Hill, 2006. 292 p. Citado 2 vezes nas páginas 46 e 47.

STEWART, J. *Cálculo*. 6. ed. São Paulo: Thomson Learning, 2010. Citado na página 52.

SUBRAMANIAN, U. et al. A controlled trial of including symptom data in computer-based care suggestions for managing patients with chronic heart failure. *The American Journal of Medicine*, v. 116, n. 6, p. 375 – 384, 2004. ISSN 0002-9343. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0002934303008040>>. Citado na página 37.

SUETENS, P. *Fundamentals of Medical Imaging*. 2a. ed. New York, EUA: Cambridge University Press, 2009. Citado 4 vezes nas páginas 8, 30, 35 e 43.

TIMERMAN, A. et al. *Manual de Cardiologia: SOCESP*. Atheneu, 2000. ISBN 9788573792546. Disponível em: <<http://books.google.com.br/books?id=Wi8hGwAACAAJ>>. Citado na página 27.

TOLEDO, M. F.; ADDE, F. V. Discinesia ciliar primária na infância. *Jornal da Pediatria*, v. 76, n. 1, p. 8, 2000. Citado na página 29.

TORRES, R.; FALCÃO, A. X. Content-based image retrieval: Theory and applications. In: *Revista de Informatica Teorica e Aplicada*. Rio Grande do Sul: Instituto de Informática da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2006. v. 13, n. 2, p. 165–189. Citado 6 vezes nas páginas 22, 62, 63, 65, 66 e 67.

UNESCO. *Relatório UNESCO sobre Ciência 2010: O atual status da ciência em torno do mundo*. Rio de Janeiro, 2010. Citado na página 77.

VADIVEL, A.; MAJUMDAR, A.; SURAL, S. Performance comparison of distance metrics in content-based image retrieval applications. In: *International Conference on Information Technology*. Bhubaneswar, India: [s.n.], 2003. p. 159–164. Citado na página 132.

VRANIC, D. V. *3D Model Retrieval*. Tese (PhD Thesis) — University of Leipezig, Germany, 2001. Citado na página 22.

WANG, D.; CUI, C. 3D model similarity measurement with geometric feature map based on phase-encoded range image. In: *Proceedings of 5th Conference on Advances in Multimedia Information Processing*. Tokyo, Japan: Springer Berlin / Heidelberg, 2004. v. 3333, n. 5, p. 103–110. Citado 3 vezes nas páginas 75, 81 e 158.

WANG, X.; WANG, S.; PANG, H. Distance metric learning based on semantic correlation strength for 3D model retrieval. In: *Multimedia and Signal Processing (CMSP), 2011 International Conference on*. Guilin, China: IEEE Computer Society, 2011. v. 1, p. 334–338. Citado 2 vezes nas páginas 75 e 84.

WEI, W. et al. Color-based 3D model classification using hopfield neural network. In: *Proceedings of 1th International Conference on Computer Science and Software Engineering. CSSE*. Wuhan, China: IEEE Computer Society, 2008. p. 883–886. Citado 3 vezes nas páginas 75, 82 e 157.

WIEDERHOLD, G.; SHORTLIFFE, E. S. System design and engineering in health care. In: *Biomedical Informatics*. 3. ed. New York: Springer, 2006. p. 233–263. Citado na página 21.

WU, H. et al. Volume of interest (VOI) feature representation and retrieval of multi-dimensional dynamic positron emission tomography images. In: *Intelligent Multimedia, Video and Speech Processing, 2004. Proceedings of 2004 International Symposium on*. Hong Kong, China: IE, 2004. p. 639 – 642. Citado 4 vezes nas páginas 66, 76, 86 e 158.

WU, H.-Y. et al. 3D shape retrieval by using manifold harmonics analysis with an augmentedly local feature representation. In: *Proceeding of 8th International Conference on Virtual Reality Continuum and its Applications in Industry*. Tokio, Japan: ACM - Association for Computing Machinery, 2009. p. 311–314. Citado 2 vezes nas páginas 75 e 157.

XIANG, P. et al. Pose insensitive 3D retrieval by poisson shape histogram - in computational science. In: *Proceedings of 7th International Conference of Computational Science*. Beijing, China: Springer Berlin / Heidelberg, 2007. v. 4488, n. 7, p. 25–32. Citado 3 vezes nas páginas 75, 84 e 157.

YACHUN, F.; MINGQUAN, Z.; GUOHUA, G. Semantic-oriented 3D model retrieval using visual vocabulary labelling. In: *Proceedings of 1th International Joint Conference on Artificial Intelligence. JCAI*. Hainan, Island: IEEE Computer Society, 2009. p. 642–647. Citado 3 vezes nas páginas 74, 80 e 158.

YANG, C. et al. In vivo MRI-based 3D FSI RV/LV models for human right ventricle and patch design for potential computer-aided surgery optimization. *Comput. Struct.*, Pergamon Press, Inc., Elmsford, NY, USA, v. 85, n. 11-14, p. 988–997, jun. 2007. ISSN 0045-7949. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.compstruc.2006.11.008>>. Citado na página 38.

YANG, F.; LENG, B. OFS: A feature selection method for shape-based 3D model retrieval. In: *Proceeding of 10th IEEE International Conference on Computer-Aided Design and Computer Graphics*. Beijing, China: IEEE Computer Society, 2007. p. 114–119. Citado na página 75.

YANG, M.; PERIASWAMY, S.; WU, Y. False positive reduction in lung GGO nodule detection with 3D volume shape descriptor. In: *IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, 2007. ICASSP 2007*. Honolulu, Hawaii: IEEE Computer Society, 2007. v. 1, p. I–437 –I–440. ISSN 1520-6149. Citado na página 89.

YOON, S. M. et al. Sketch-based 3D model retrieval using diffusion tensor fields of suggestive contours. In: *Proceedings of the 18th international conference on Multimedia*. Firenze, Italy: ACM - Association for Computing Machinery, 2010. p. 193–200. Citado 2 vezes nas páginas 75 e 84.

YUBIN, Y.; HUI, L.; YAO, Z. Content-based 3D model retrieval: A survey. In: *Proceedings of 7th IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*. Montreal, Canadá: IEEE Computer Society, 2007. v. 36, n. 7, p. 1081–1098. Citado 5 vezes nas páginas 75, 78, 79, 80 e 83.

ZHI-YONG, Z.; BAI-LIN, Y. A relevance feedback based on bayesian logistic regression for 3D model retrieval. In: *Proceeding of 2th International Conference on Computer Application and System Modeling (ICCASM)*. Taiwan: IEEE Computer Society, 2010. p. 77–80. Citado 3 vezes nas páginas 75, 83 e 85.

ZHI-YONG, Z.; BAI-LIN, Y. A relevance feedback scheme based on hidden markov model regression for 3D model retrieval. In: *Proceedings of 3th International Workshop on Advanced Computational Intelligence. (IWACI)*. Jiagsu, China: IEEE Computer Society, 2010. p. 657–660. Citado 3 vezes nas páginas 75, 83 e 85.

Apêndice A – Tabela de características dos extratores

Tabela 17 – Características dos artigos que implementam extratores

Autor	Extrator	Imagem utilizada	Função de Similaridade	Avaliação
Local				
<i>Aparência - Textura</i>				
(GLATARD; MONTAGNAT; MAGNIN, 2004)	Gabor filter descriptor	Modelos Médicos do cérebro e do coração	Distância Euclidiana	Método próprio: <i>vertical score</i>
<i>Aparência - Cor</i>				
(WEI et al., 2008)	Extrator baseado em cor	Genérica	Classificação por Redes Hopfield	-
<i>Forma - Interconectividade de voxels</i>				
(GONG et al., 2009b)	<i>Object flexibility</i>	Genérica	Kullback-Leibler	Precisão <i>versus</i> Revocação
(SAAVEDRA et al., 2011)	STELA: <i>Structure-based local approach</i>	Genérica	Qui-Quadrado	<i>First Tier</i>
(WU et al., 2009)	<i>Mainfold Harmonics Analysis with Augmented Local Feature</i>	Genérica	<i>Dimension Amnesic Pyramid Match Kernel</i>	Precisão <i>versus</i> Revocação.
Global				
<i>Forma - Estatística</i>				
(KHE; FENG; NING, 2007)	Histograma de distância e Momentos invariantes	Genérica	<i>Support Vector Machine Classification</i> (SVM)	Revocação Normalizada.
(SONG; GOLSHANI, 2003)	3D Shape Spectrum (3DDS) e Descriptor for 2D projection (D2)	Genérica	Distância Manhattan	Porcentagem <i>Bull Eye</i> .
(GONG et al., 2009a)	<i>Basic Facial Shape Component e Expressional Face Component</i>	Modelos Faciais	SVM Classification	Média de Acurácia
(XIANG et al., 2007)	<i>Poisson Shape Histogram</i>	Genérica	Distância Manhattan	Precisão <i>versus</i> Revocação

(LI; JOHAN, 2011)	CBR-ZFDR - ZFDR: <i>Zernike moments feature, Fourier descriptor feature, Depth information feature e Ray-based feature</i> e CBR: <i>Class-based retrieval</i>	Genérica	Distância média, Distância Mínima e Classe do centróide	Precisão <i>versus</i> Revocação
(AMAN; YAO; SUMMERS, 2010)	Descritor híbrido usando SIFT: <i>Scale Invariant Feature Transform</i> e <i>Bag of Words</i>	Modelos médicos do cólon	Distância Euclidiana	<i>Normalized Discounted Cumulative Gain</i>
(LENG; LI; QIN, 2007)	MADE: Um descritor composto pelas técnicas de Fourier, Tchebichev e D-buffer	Genérica	Distância Euclidiana	Precisão <i>versus</i> Revocação, <i>Nearest Neighbor, First Tier, Second Tier e Discounted Cumulative Gain</i>
(OHBUCHI et al., 2008)	<i>Individual Match Scale Invariant Feature Transform</i> (IM-SIFT)	Genérica	Distância Manhattan	Precisão <i>versus</i> Revocação
<i>Forma - Geometria</i>				
(YACHUN; MINGQUAN; GUOHUA, 2009)	Histograma de vértices e rotulação de modelos	Genérica	Distância Euclidiana	Precisão <i>versus</i> Revocação.
(WANG; CUI, 2004)	Mapa Geométrico	Genérica	Distância Euclidiana	-
(WU et al., 2004)	VOI: <i>Volume Interest</i>	Modelos médicos do cérebro	Distância Euclidiana	-
(OSADA; FURUYA; OHBUCHI, 2008)	<i>Volumetric Scale Invariant Feature Transform</i> (VSIFT)	Genérica	<i>Bag of Features</i>	<i>Mean First Tear, Mean Normalized Discounted Gain, Mean Normalized Cumulated Gain e Mean Average Precision</i>
(LI et al., 2008)	<i>Multiresolution Wavelet Analysis</i>	Genérica	Distância Manhattan	Precisão <i>versus</i> Revocação, <i>First Tier, Second Tier, Nearest Neighbours, Discounted Cumulative Gain</i> , tempo de processamento e tamanho de armazenamento
<i>Forma - Projeções e Contornos</i>				
(LI; JOHAN, 2010)	Descritor baseado em visões, integrando contorno, contorno sugestivo, silhueta e limites	Genérica	Distância Canberra	Precisão <i>versus</i> Revocação

<i>Forma - Esqueleto</i>				
(LI; GODIL; WAGAN, 2008)	Descritor Spin	Genérica	Kullback- Leibler	Precisão <i>versus</i> Re- vocação

Fonte: Leila Bergamasco, 2013