



UNIVERSIDADE DE S O PAULO

Escola de Artes, Ciências e Humanidades

Leila Cristina Carneiro Bergamasco

Recuperação de Imagens Cardíacas Tridimensionais por Conteúdo

São Paulo
Junho 2013

Leila Cristina Carneiro Bergamasco

Recuperação de Imagens Cardíacas Tridimensionais por Conteúdo

Dissertação apresentada como parte da avaliação do programa de mestrado em Sistemas de Informação EACH - Escola de Artes, Ciências e Humanidades.

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

São Paulo
Junho 2013

Dissertação de Mestrado sob o título “*Recuperação de Imagens Cardíacas Tridimensionais por Conteúdo*”, defendida por Leila Cristina Carneiro Bergamasco e aprovada em ____de ____de 2013, em São Paulo, Estado de São Paulo, pela banca examinadora constituída pelos doutores:

Prof. Dr. Fátima L. S. Nunes
Orientador

Prof. Dr. Helton Bísaro
Universidade de São Paulo - EACH

Prof. Dr. Richard Haiti Cabral
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 a FAPESP pelo financiamento desta pesquisa por meio do processo 2011/15949-0, ao CNPq, a CAPES, ao INCT-MACC e a 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

Os modelos tridimensionais fornecem uma visão mais completa dos objetos analisados por considerar 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 visa a desenvolver técnicas para recuperação de imagens médicas tridimensionais com base em seu conteúdo, com foco no contexto médico, mais especificamente na área cardíaca. Pretende-se contribuir com a detecção de anomalias por meio da disponibilização de quadros clínicos similares, gerando-se 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 confirmam o potencial que a recuperação por conteúdo possui no contexto médico podendo auxiliar na composição de diagnósticos e além de contribuir com a área de Computação no sentido de ter desenvolvido técnicas para recuperação por conteúdo no domínio de modelos tridimensionais.

Abstract

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 aims 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 intend to contribute to the detection of anomalies making available similar clinical cases, generating 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 confirm 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 having developed content based retrieval methods on three-dimensional models domain.

Sumário

Lista de Figuras	x
Lista de Tabelas	xvii
Lista de Algoritmos	xviii
Lista de Abreviaturas	xix
1 Introdução	1
1.1 Objetivos e Justificativa	4
1.2 Organização do texto	4
2 Sistema Circulatório	6
2.1 Anatomia do coração humano	6
2.2 Exames para diagnósticos cardíacos	8
2.3 Insuficiência Cardíaca	12
2.4 Ressonância Magnética Nuclear	14
2.5 Sistemas CAD para detecção de ICC	17
2.6 Considerações Finais	19
3 Processamento Gráfico	20
3.1 Estrutura de imagens 2D e modelos 3D	20
3.2 Conectividade de elementos	22
3.3 Processamento Gráfico em modelos 3D	23
3.3.1 Sistemas de coordenadas 3D	24

3.3.2	Vetor normal	26
3.3.3	Coordenadas esféricas	27
3.3.4	Transformada de Hough	28
3.3.4.1	Transformada de Hough 2D paramétrica	29
3.3.4.2	Transformada de Hough 2D não paramétrica	31
3.3.4.3	Transformada de Hough 3D	35
3.4	Considerações Finais	40
4	Recuperação de Imagens Baseada em Conteúdo	41
4.1	Extratores	43
4.2	Funções de Similaridade	45
4.3	Realimentação por Relevância	46
4.4	Avaliação de Sistemas CBIR	48
4.5	Considerações Finais	49
5	Revisão Bibliográfica Sistemática	50
5.1	Conceitos sobre Revisão Sistemática	50
5.1.1	Protocolo da Revisão Sistemática	51
5.1.2	Condução da Revisão Sistemática	53
5.1.3	Síntese da Revisão Sistemática	55
5.2	Análise qualitativa da Revisão Sistemática	57
5.2.1	Pré-Processamento	57
5.2.2	Extratores	58
5.2.3	Funções de Similaridade	61
5.2.4	Métricas de Avaliação	62
5.2.5	Bases de Dados	63
5.2.6	Outras técnicas	63

5.2.7	Recuperação de Modelos Médicos Tridimensionais	64
5.3	Considerações Finais	66
6	Recuperação por Conteúdo de modelos 3D cardíacos	68
6.1	Metodologia de desenvolvimento	68
6.2	Segmentação e Reconstrução	71
6.3	Extratores implementados	74
6.3.1	Histograma de Distância	75
6.3.2	Extrator de Distância Local	77
6.3.3	Extrator baseado na Transformada de Hough 3D (ETH3D)	80
6.4	Funções de Similaridade	87
6.5	Base de Dados	88
6.6	Protótipo de sistema de recuperação desenvolvido	89
6.7	Considerações Finais	90
7	Resultados e Discussões	92
7.1	Metodologia dos testes	92
7.2	Modelos Sintéticos	93
7.2.1	Histograma de Distância	93
7.2.2	Extrator de Distância Local	95
7.2.3	Extrator baseado na Transformada de Hough 3D	96
7.3	Modelos Reais	98
7.3.1	Histograma de Distância	99
7.3.2	Extrator de Distância Local	100
7.3.3	Extrator baseado na Transformada de Hough 3D	103
7.4	Distância Manhattan	109
7.5	Desempenho do sistema com modelos com maior grau de resolução	110

7.6	Comparação entre extratores	112
7.7	Artigos publicados e submetidos	115
7.8	Considerações finais	117
8	Conclusão	119
8.1	Trabalhos futuros	121
	Apêndice A – Tabela de características dos extratores	122
	Referências	125

Lista de Figuras

1	Exemplo de modelo disposto em coordenadas 3D (HAJEER et al., 2004). . .	2
2	Anatomia do coração (NETTER, 2011)	7
3	Diagrama de funcionamento do coração (PINHEIRO, 2012)	7
4	Ciclo cardíaco: (a) apresenta o plano axial do ventrículo esquerdo e (b) mostra o comportamento da estrutura durante a sístole e diástole (MARTINI, 2006)	8
5	Paciente realizando uma Eletrocardiografia em repouso (PROCARDÍACO, 2010).	9
6	Aplicação do Raio-X: (a) ilustra o aparelho sendo manipulado pelo especialista, enquanto (b) apresenta um exemplo de uma radiografia da pélvis (TOLEDO; ADDE, 2000).	9
7	Paciente realizando uma Ecocardiografia em repouso (CARDIOLOGIC, 2012).	9
8	Exame gerado a partir da Tomografia por emissão de fóton único. (HEART-INSTITUTE, 2013).	10
9	Resultado do exame de Cineangiografia. É possível perceber o comportamento do contraste ao longo do exame (INFOESCOLA, 2012).	10
10	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 (SCHMID et al., 2010).	11
11	Imagem gerada pela Tomografia Computadorizada Multidetectors — a flecha vermelha indica uma possível formação de cálcio na válvula mitral. (BIOIMAGEM, 2012).	11

12	Comportamento do coração durante a sístole e diástole (quando o coração recebe e bombeia o sangue respectivamente) quando apresenta alguma dessas disfunções (ROCHE, 2012).	14
13	Rotina de métodos que podem ser aplicados para compor o diagnóstico (BOCCHI et al., 2012).	15
14	Imagens do ventrículo esquerdo gerados por RMN. Em (a) um paciente sem ICC e (b) um paciente com ICC.	15
15	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.	16
16	Processo de aquisição de imagem RMN, adaptado de (IMAGING, 2012). . .	16
17	Planos anatômicos adaptado de Nacif et al. (2010). (a) Coronal, (b) Sagital, (c) Axial.	17
18	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 (NACIF et al., 2010)</i>	17
19	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 (AHANATHAPILLAI; HAMILTON, 2006).	18
20	Nível de pressão em diferentes partes do coração (YANG et al., 2007). . . .	19
21	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.	20
22	Modelo de uma garrafa com sua respectiva representação por meio de <i>voxels</i>	21
23	Modelo de uma garrafa com sua respectiva representação por meio de faces triangulares.	21
24	Cubo com a indicação das arestas.	22

25	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> (PEDRINI; SCHWARTZ, 2008)	23
26	Técnica <i>Level Set</i> : (a) Exemplo de fatias sobrepostas. (b) Aproximação feita unindo as curvas das fatias, formando o modelo 3D (PRETO et al., 2009).	24
27	Disposição do ponto P no sistema cartesiano 3D (SIMMONS, 2005)	24
28	Cálculo do comprimento de um vetor (SIMMONS, 2005)	25
29	Vetor normal originado a partir de dois vetores diretores	26
30	Coordenadas esféricas (SIMMONS, 2005).	28
31	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>	29
32	Transformada de Hough. a) Espaço da imagem. b) Espaço de parametrização.	30
33	Conjunto de pontos dispostos no espaço de imagem	30
34	Gráfico dos valores de ρ em relação ao θ	32
35	Principais componentes da Generalização da Transformada de Hough.	32
36	Conjunto de pontos, sendo que ABC é uma forma geométrica não parametrizada e inicialmente desconhecida.	34
37	GTH3D. a) Componentes relacionados ao cálculo da distância e os ângulos formados por ela. b) Vetor normal e seus ângulos de orientação (KHOSHELHAM, 2007).	36
38	Matriz-R gerada pela aplicação do método GTH3D.	37
39	Demonstração do funcionamento da GTH 3D. a) Lista de pontos 3D. b) Cubo a ser encontrado.	38
40	Arquitetura de um sistema CBIR, baseado em (CASTAÑON, 2003)	42
41	Esquema geral de um sistema CBIR (NUNES, 2011)	43
42	Exemplo de um vetor de característica (NUNES, 2011)	44
43	Exemplo de um histograma de cores (CANON, 2011)	44

44	Exemplo da orientação do gradiente de <i>pixels</i>	45
45	Figuras matematicamente similares e semanticamente diferentes (BERGAMASCO, 2010)	46
46	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 (BERGAMASCO, 2010).	47
47	Exemplo de um gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação	49
48	Processo usado na Revisão Sistemática.	55
49	Porcentagem de cada tipo de artigo encontrado.	56
50	Cloud tag indicando a representatividade de cada país para a presente RS.	56
51	Taxonomia usada para o presente trabalho, adaptado de (YUBIN et al., 2007)	58
52	Tipos dos extratores implementados em relação a taxonomia adotada na pesquisa.	59
53	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.	60
54	Exemplo de um modelo utilizado no trabalho. Tons avermelhados indicam um alto grau de interconectividade (GONG et al., 2009b).	61
55	Funções de Similaridade usadas	62
56	Técnicas de avaliação usadas	63
57	Imagens retiradas de Glatard et al. (2004): (a) apresenta o espectro de um exame de MRI cerebral. (b) segmentação do miocárdio.	65
58	Atividades desenvolvidas durante o projeto.	70
59	Região de interesse destacada de uma fatia pertencente a um exame de RMN.	71
60	<i>Software</i> para segmentação Seg3D: a) Tela inicial. b) Opção para mudar a perspectiva de visualização da imagem.	72
61	Delimitação da região a ser segmentada usando a ferramenta <i>Polyline</i>	73
62	Preenchimento da região.	73

63	<i>Slice</i> segmentado.	74
64	Ventrículo reconstruído.	74
65	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 (KHE et al., 2007).	75
66	Passos efetuados pelo Histograma de Distância.	77
67	Execução do método EDL.	78
68	Octantes: a) A divisão dos octantes em uma esfera modelada; b) A divisão dos octantes em um ventrículo reconstruído.	79
69	Gráficos gerados pelo ETH3D na aplicação de diferentes cubos: a) Cubo sem deformação. b) Deformação no primeiro octante. c) Deformação no sétimo octante.	81
70	Execução do método ETH3D utilizando as frequências das matrizes cúbicas.	84
71	Exemplo do cálculo de similaridade entre duas matrizes cúbicas.	84
72	Execução do método THD3D usando desvio padrão.	86
73	Exemplo do cálculo de similaridade entre duas matrizes cúbicas utilizando o desvio padrão.	87
74	Modelo Entidade-Relacionamento do protótipo para armazenar resultados dos extratores.	89
75	Estrutura do protótipo	90
76	Interface do protótipo.	91
77	Sequência de testes usada.	93
78	Distribuição de homens e mulheres para cada grupo de estudo.	94
79	Modelos Sintéticos: (a) Modelo sem anomalias; (b) Modelo com deformação tipo 1; (c) Modelo com deformação tipo 2;	94
80	Distâncias usando os Modelos Sintéticos. As distâncias em vermelho mostram menos similaridade e as em verde indicam modelos similares.	95

81	Modelos Sintéticos: (a) Modelo sem anomalias; (b) Modelo com deformação no primeiro octante; (c) Modelo com deformação no sétimo octante.	95
82	Distâncias Euclidianas usando os modelos sintéticos. As distâncias em vermelho mostram menos similaridade e as em verde indicam modelos similares.	96
83	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. . .	97
84	Distâncias encontradas: (a) Utilizando área; (b) Utilizando desvio padrão; (c) Utilizando frequências;	97
85	Gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação obtidos utilizando o método de Histograma de Distância.	99
86	Matriz de Distâncias utilizando o método de Histograma de Distância. . .	99
87	Resultado incorreto apresentado pela interface quando é utilizado o método de Histograma de Distância. (Paciente 5)	101
88	Resultado correto apresentado pela interface quando é utilizado o método de Histograma de Distância. (Paciente 11)	101
89	Gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação obtidos utilizando o método de ELD.	102
90	Matriz de Distâncias utilizando o método de ELD.	102
91	Resultado incorreto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ELD.(Paciente 21)	103
92	Resultado correto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ELD. (Paciente 11)	104
93	Gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação obtidos utilizando o método de ETH3D com as frequências das matrizes-R cúbicas.	104
94	Matriz de Distâncias utilizando o método de ETH3D com as frequências das matrizes-R cúbicas.	105
95	Resultado incorreto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com frequência. (Paciente 12)	106
96	Resultado correto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com frequência. (Paciente 11)	107

97	Gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação obtidos utilizando método de ETH3D com o desvio padrão das distâncias.	107
98	Matriz de Distâncias utilizando método de ETH3D com o desvio padrão das distâncias.	108
99	Resultado incorreto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com desvio padrão.	109
100	Resultado correto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com desvio padrão.	109
101	Gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação obtidos utilizando o método de Histograma de Distância e com a Distância Manhattan.	110
102	Modelos remalhados: (a) 40000 vértices. (b) 80000 vértices.	111
103	Gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos com ICC e remodelados.	111
104	Gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos sem anomalias e remodelados.	112
105	O gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos com ICC.	113
106	O gráfico de Precisão <i>versus</i> Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos sem anomalias.	114
107	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.	115
108	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.	116

Lista de Tabelas

1	Lista de vértices e faces	22
2	Valores de ρ encontrados para cada ponto e ângulo.	31
3	Matriz acumuladora obtida	31
4	Estrutura da Tabela-R	33
5	Tabela-R com os valores das direções de gradiente, r e β dos pontos da imagem analisada.	35
6	Cálculo para cada um dos pontos da Figura 36	35
7	Matriz acumuladora obtida a partir da Tabela 6	35
8	Relação de vetores normais e ângulos ϕ e θ associados a cada um deles . .	38
9	Valores encontrados para o baricentro, distância e ângulos de orientação. .	39
10	Matriz-R obtida.	39
11	Valores x_c, y_c e z_c encontrados para cada face.	39
12	Critérios de Inclusão e Exclusão atendidos	53
13	Resumo dos extratores de volume selecionados	67
14	Média de tempo para a recuperação dos modelos (segundos)	113
15	Média de modelos recuperados corretamente	113
16	Principais características dos extratores desenvolvidos	115
17	Características dos artigos que implementam extratores	122

Lista de Algoritmos

1	Histograma de Distância	76
2	Pseudocódigo da Reconstrução da Matriz-R	82
3	Pseudocódigo da Comparação de duas Matrizes-R usando a frequência. . . .	83
4	Pseudocódigo da Comparação de duas Matrizes-R utilizando o desvio padrão.	85
5	Pseudocódigo da Distância Euclidiana	88
6	Pseudocódigo da Distância Manhattan	88

Lista de Abreviaturas

2D Bidimensional

3D Tridimensional

API *Application programming interface*

CAD *Computer-Aided Diagnosis*

CBIR *Content-Based Image Retrieval*

DICOM *Digital Imaging and Communications in Medicine*

EDL Extrator de Distância Local

ETH3D Extrator baseado na Transformada de Hough 3D

GTH Generalização da Transformada de Hough

GTH3D Generalização da Transformada de Hough 3D

HD Histograma de Distância

ICC Insuficiência Cardíaca Congestiva

PACS *Picture Archive and Communication System*

PET *Positron Emission Tomography*

RMN Ressonância Magnética Nuclear

RS Revisão Sistemática

SIFT *Scale-Invariant Feature Transform*

SPECT *Single-photon emission computed tomography*

TH Transformada de Hough

VOI *Volume of Interest*

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 et al., 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.

Em Doi (2007) são apresentados dados relacionados a publicações envolvendo sistemas de CAD durante o período de 2000 a 2005, e que 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 CADs substituiriam a pessoa física do médico, o que gerou 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 Tomogra-

fia 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 .

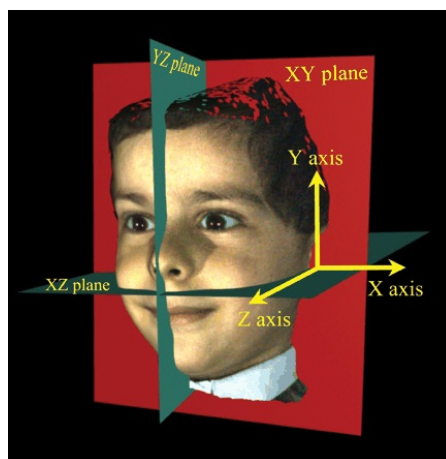


Figura 1 – Exemplo de modelo disposto em coordenadas 3D (HAJEER et al., 2004).

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 cardíaco 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 das 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 bombear o sangue para o resto 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 tronco pulmonar que realiza a mesma função para o ventrículo direito. Por fim, o músculo papilar é responsável pela abertura e fechamento 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 as vermelhas indicam que por meio das veias pulmonares o sangue é oxigenado e é bombeado novamente para o restante do corpo humano.

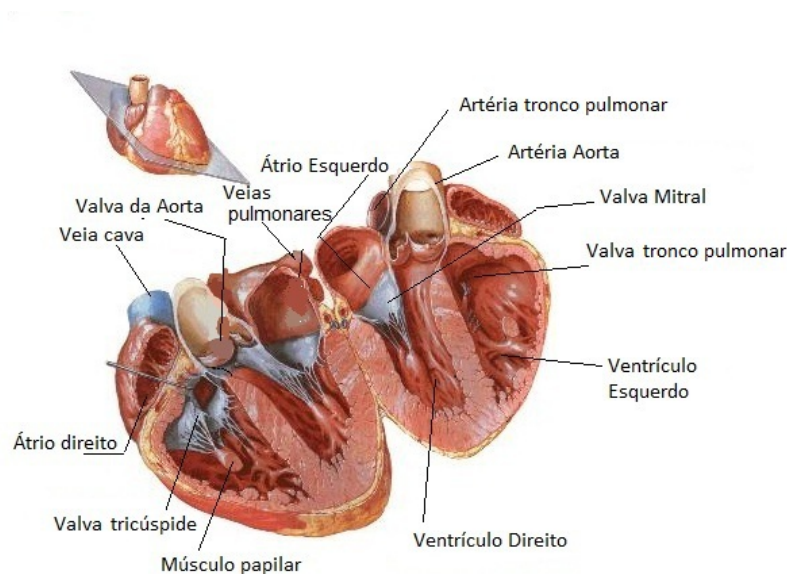


Figura 2 – Anatomia do coração (NETTER, 2011)

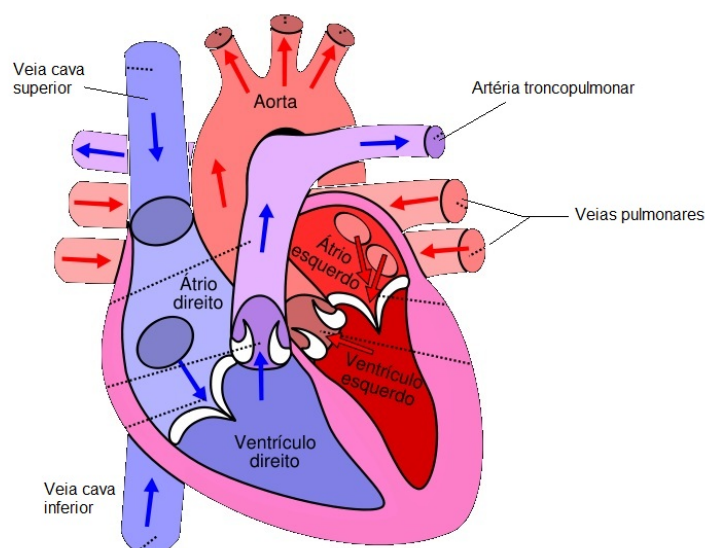


Figura 3 – Diagrama de funcionamento do coração (PINHEIRO, 2012)

Para efetivamente bombear o sangue para o corpo e pulmões, o coração se contrai e relaxa provocando o fluxo sanguíneo. A contração é chamada de sístole e o movimento dos ventrículos quando começam a descontraír é chamado de diástole. A Figura 4 ilustra esse movimento sobre a perspectiva do ventrículo esquerdo (SPENCE, 1991).

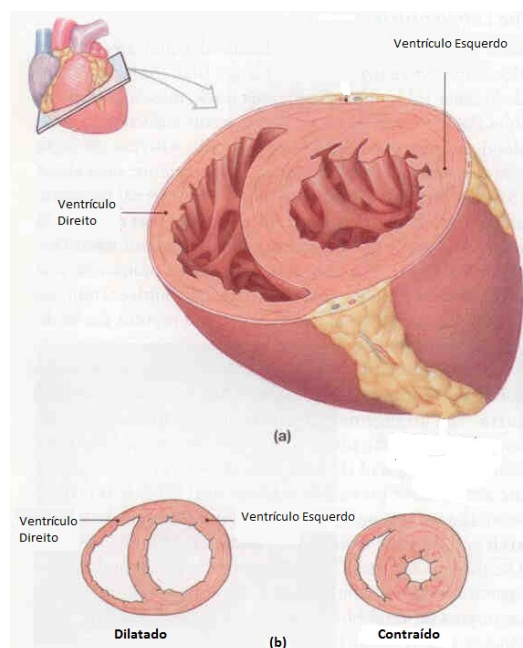


Figura 4 – Ciclo cardíaco: (a) apresenta o plano axial do ventrículo esquerdo e (b) mostra o comportamento da estrutura durante a sístole e diástole (MARTINI, 2006)

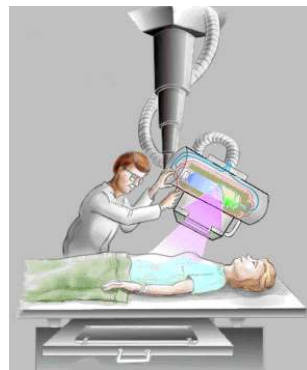
2.2 Exames para diagnósticos cardíacos

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

- **Eletrocardiografia:** são colocados eletrodos no paciente e são registradas as atividades elétricas do comportamento cardíaco, como apresentado na Figura 5. Quando existe falta de oxigênio há uma variação elétrica que é mostrada no exame. Seu efeito é limitado e deve ser associado a outros exames complementares, porém com uma análise cuidadosa é possível reforçar ou afastar algumas hipóteses diagnósticas como alterações indicativas de isquemia, enfisema pulmonar e sobrecarga na câmara esquerda. Por ser não invasivo e fornecer resultados rápidos, ele é prescrito em praticamente qualquer suspeita de doença.
- **Radiografia Simples do Tórax:** por meio de radiografias do tórax é possível identificar anomalias que podem ser relacionadas a diversas doenças, porém sua sensibilidade é baixa e são necessários exames adicionais para comprovar o diagnóstico. As Figuras 6(a) e 6(b) apresentam um exemplo de aplicação e o resultado deste exame.



Figura 5 – Paciente realizando uma Eletrocardiografia em repouso (PROCARDÍACO, 2010).



(a)



(b)

Figura 6 – Aplicação do Raio-X: (a) ilustra o aparelho sendo manipulado pelo especialista, enquanto (b) apresenta um exemplo de uma radiografia da pélvis (TOLEDO; ADDE, 2000).

- **Ecocardiografia:** um exame de ultrassom feito com o coração em repouso ou em exercício, como apresentado na Figura 7. Seu custo é relativamente baixo e tem uma boa acurácia, permitindo boas condições para o diagnóstico e avaliação do tratamento. Em especial, na Insuficiência Cardíaca Congestiva (ICC), é possível avaliar o gravidade da situação e sua origem, fundamental para o planejamento terapêutico do paciente.



Figura 7 – Paciente realizando uma Ecocardiografia em repouso (CARDIOLOGIC, 2012).

- **Tomografia computadorizada simples por emissão de fóton único (Single-photon emission computed tomography - SPECT):** este tipo de tomografia

auxilia na detecção da doença coronariana com um alto índice de sensibilidade e especificidade. Ele possui um custo mais elevado, porém é de fácil aplicação e apresenta poucas reações adversas. A Figura 8 apresenta o exame gerado a partir de duas perspectivas do ventrículo, a axial (*frames* 7 a 11) e a sagital (*frames* 32 a 34).

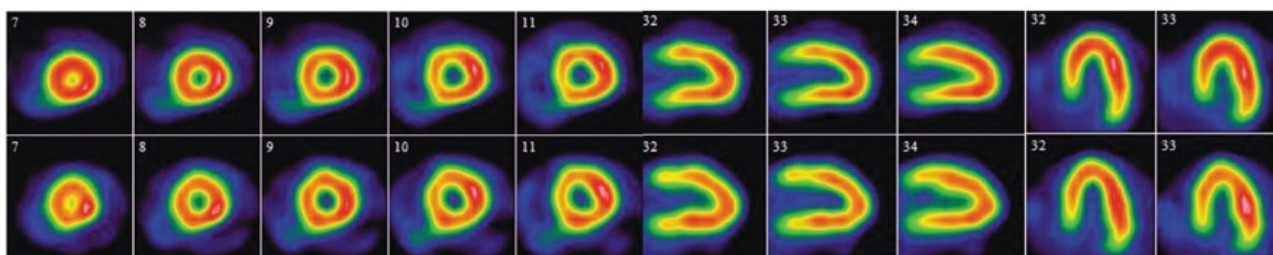


Figura 8 – Exame gerado a partir da Tomografia por emissão de fóton único. (HEART-INSTITUTE, 2013).

- **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. Este exame é considerado bastante eficaz no diagnóstico da isquemia e infarto. Na Figura 9 é apresentado um *frame* do exame de Cineangiografia.



Figura 9 – Resultado do exame de Cineangiografia. É possível perceber o comportamento do contraste ao longo do exame (INFOESCOLA, 2012).

- **Ressonância Magnética Nuclear:** a Ressonância Magnética Nuclear (RMN) busca medir o magnetismo da distribuição do hidrogênio na estrutura analisada, gerando 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). Este exame tem alcançado bons resultados, equivalentes aos exames de Tomografia Computadorizada, além de possibilitar uma quantificação mais precisa da anomalia encontrada, sendo indicado para a maioria dos pacientes

que apresentam alterações na Eletrocardiografia e na Ecocardiografia. A Figura 10(a) apresenta o aparelho de RMN e a Figura 10(b), mostra a imagem gerada por um exame para detecções de anomalias circulatórias.

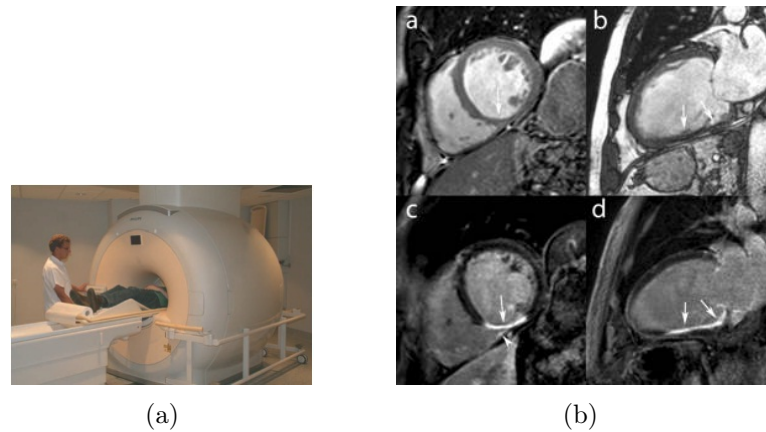


Figura 10 – Exame de Ressonância Magnética: (a) Equipamento usado para a realização do exame de RMN (SUETENS, 2009). Nesse tipo de câmera é possível examinar o corpo inteiro do paciente; (b) Diferentes fatias extraídas de um exame de RMN: todas mostram as paredes ventriculares com afunilamento, indicando bloqueio parcial ou tecido infartado (SCHMID et al., 2010).

- **Tomografia Computadorizada Multidetectores:** por meio dessa modalidade de imagens clínicas é possível analisar o volume de placa de aterosclerose e o *score* de cálcio coronariano. É um exame não invasivo que possibilita analisar obstruções coronárias com um alto grau de precisão.



Figura 11 – Imagem gerada pela Tomografia Computadorizada Multidetectores – a flecha vermelha indica uma possível formação de cálcio na válvula mitral. (BI-OIMAGEM, 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 tem um custo anual de 18 bilhões de dólares ao governo norte americano (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 indicativos 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 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

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

Spence (1991), com frequência é provocada por:

- Isquemia: falta de suprimento sanguíneo no tecido, no caso cardíaco, diminuindo a quantidade de glicose e oxigenação, podendo levar à morte da região afetada;
- Hipertensão: a pressão arterial é a força que o sangue exerce nas paredes arteriais. Quanto maior esta força, maior a pressão e maior o esforço que o coração precisa realizar para bombear o sangue. A longo prazo pode causar 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, porém em menor grau. Nesse caso, o coração não é capaz de voltar ao estado normal após a diástole, impedindo que o bombeamento de sangue aumente quando há necessidade metabólica, como quando se faz exercício físico. 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 12 ilustra cada uma dessas disfunções durante o ciclo cardíaco.

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 13 apresenta a rotina de exames adaptada das Diretrizes Bra-

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



Figura 12 – Comportamento do coração durante a sístole e diástole (quando o coração recebe e bombeia o sangue respectivamente) quando apresenta alguma dessas disfunções (ROCHE, 2012).

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

Nas imagens obtidas por meio de exames de RMN e SPECT a percepção dessa doença é bastante ambivalente. Nas Figuras 14, 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, a forma é bastante parecida, sendo o fluxo de sangue na região, o indicador mais confiável para detectar o problema.

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).

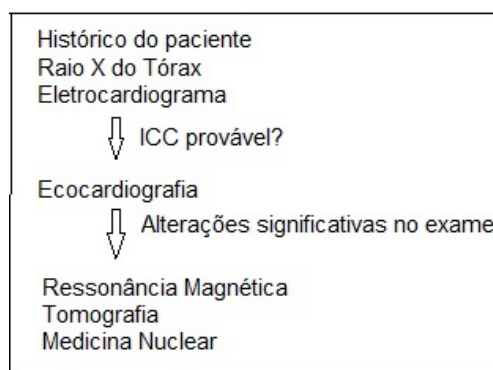


Figura 13 – Rotina de métodos que podem ser aplicados para compor o diagnóstico (BOCCHI et al., 2012).

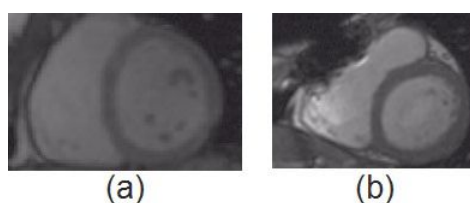


Figura 14 – Imagens do ventrículo esquerdo gerados por RMN. Em (a) um paciente sem ICC e (b) um paciente com ICC.

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 (G_z) e dois gradientes transversais (G_x e G_y). Por esse motivo é possível adquirir as fatias geradas e reconstruir seu volume tridimensional (MONTEIRO et al., 1997). A Figura 16 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

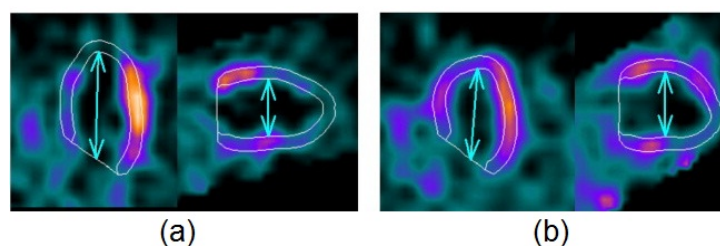


Figura 15 – Imagens geradas por SPECT do ventrículo esquerdo. Em (a) um paciente sem ICC e (b) um paciente com ICC. Percebe-se que o fluxo sanguíneo na região é um indicador mais robusto para o problema.

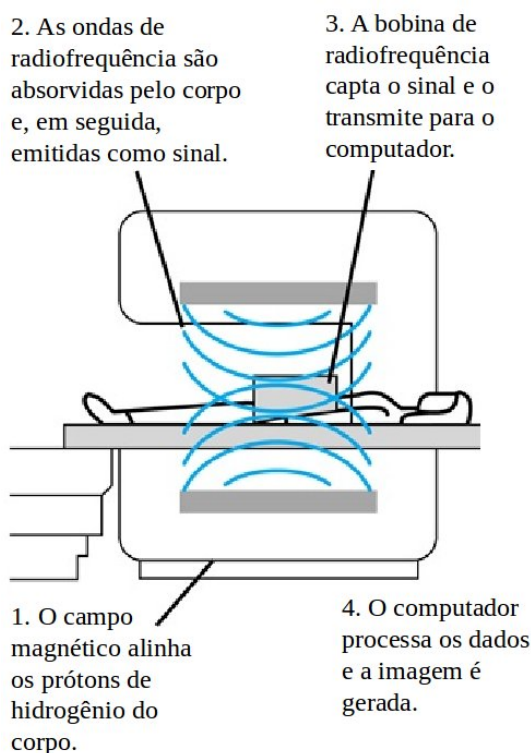


Figura 16 – Processo de aquisição de imagem RMN, adaptado de (IMAGING, 2012).

estruturas cardíológicas sem métodos invasivos.

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 17 ilustra cada um desses planos e a Figura 18 apresenta a relação entre o órgão e a imagem.

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.

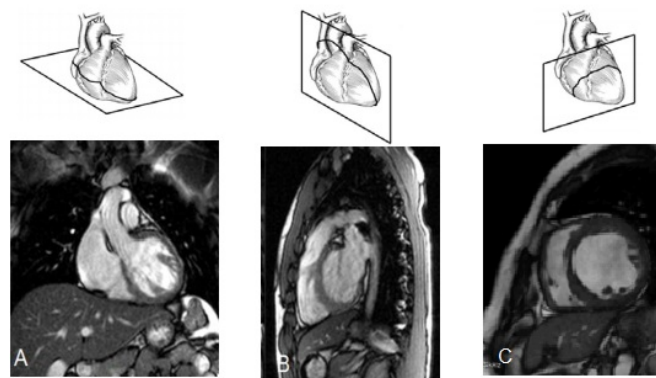


Figura 17 – Planos anatômicos adaptado de Nacif et al. (2010). (a) Coronal, (b) Sagital, (c) Axial.



Figura 18 – 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 (NACIF et al., 2010)

A Ressonância Magnética tem se mostrado bastante útil no diagnóstico de doenças cardíacas, 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 19 mostra o média de contractilidade encontrada e a identificação de uma anormalidade.

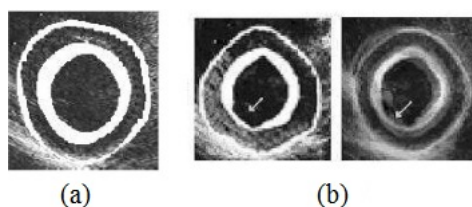


Figura 19 – Método de *EigenHearts*. (a) Padrão de contractilidade encontrado e (b) A imagem à esquerda é dada como consulta e o programa identifica uma anormalidade quando é sobreposta ao padrão do sistema (AHANATHAPILLAI; HAMILTON, 2006).

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 Ressonância 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 20 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.

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

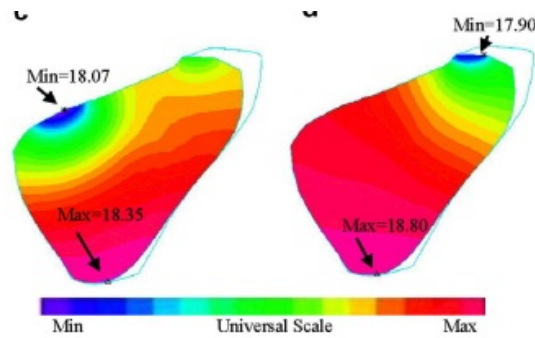


Figura 20 – Nível de pressão em diferentes partes do coração (YANG et al., 2007).

(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 21 ilustra, de forma simplificada, um exemplo dessa matriz.

	0	1	2	3	4
0					
1					
2					
3					
4					

Figura 21 – 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.

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 22 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).

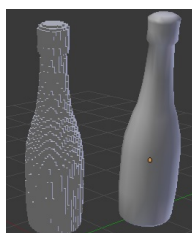


Figura 22 – Modelo de uma garrafa com sua respectiva representação por meio de voxels.

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 23 é possível perceber como as faces triangulares formam o objeto 3D.

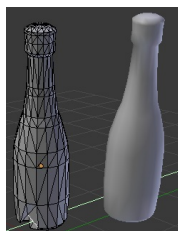


Figura 23 – Modelo de uma garrafa com sua respectiva representação por meio de faces triangulares.

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 24 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)		

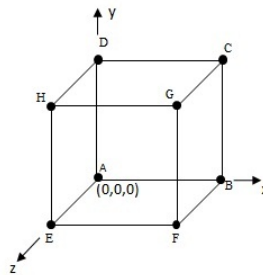


Figura 24 – Cubo com a indicação das arestas.

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 25 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, usando faces triangulares, a vizinhança ocorre por meio do compartilhamento de arestas e vértices, como pode ser observado na Figura 25 (c), 25 (d) e 25 (e) e é útil para determinar as regiões de interesse e grau de curvatura da região, por exemplo.

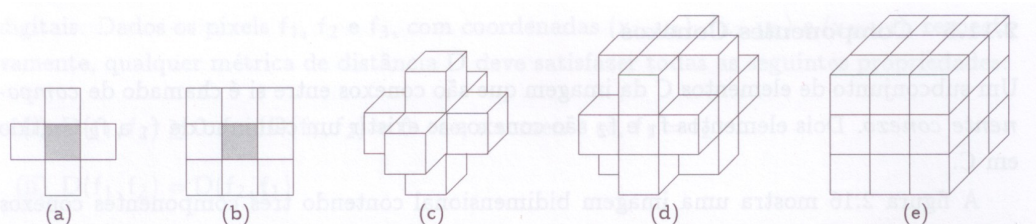


Figura 25 – Tipos de vizinhança: (a) vizinhança-4 de um pixel; (b) vizinhança-8 de um pixel; (c) vizinhança-6 de um voxel; (d) vizinhança-18 de um voxel; (e) vizinhança-26 de um voxel (PEDRINI; SCHWARTZ, 2008)

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 26 ilustra essa técnica.

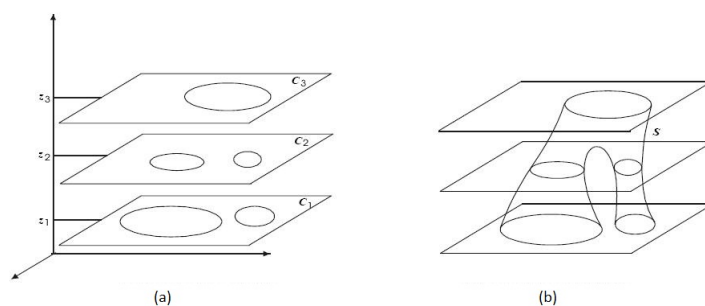


Figura 26 – Técnica Level Set: (a) Exemplo de fatias sobrepostas. (b) Aproximação feita unindo as curvas das fatias, formando o modelo 3D (PRETO et al., 2009).

3.3.1 Sistemas de coordenadas 3D

O sistema de coordenadas 3D pode ser naturalmente generalizado do ambiente 2D, apenas adicionando mais um ponto (z) ao par de coordenadas (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 3.1 e os números x,y,z chamam-se, respectivamente, **componentes** i,j,k (SIMMONS, 2005). A Figura 27 ilustra a disposição desses componentes.

$$\vec{R} = x \vec{i} + y \vec{j} + z \vec{k} \quad (3.1)$$

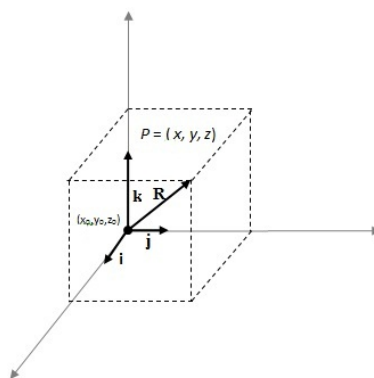


Figura 27 – Disposição do ponto P no sistema cartesiano 3D (SIMMONS, 2005)

Considerando que $\vec{R}$ é o vetor enunciado na Equação 3.1, seu comprimento em relação à origem é dado pela Equação 3.2:

$$|\vec{\mathbf{R}}| = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2} \quad (3.2)$$

Essa fórmula pode ser provada utilizando o Teorema de Pitágoras demonstrado pela Equação 3.3 e ilustrado na Figura 28.

$$\begin{aligned} |\mathbf{R}^2| &= OB^2 + BP^2 \\ &= OA^2 + AB^2 + BP^2 \end{aligned} \quad (3.3)$$

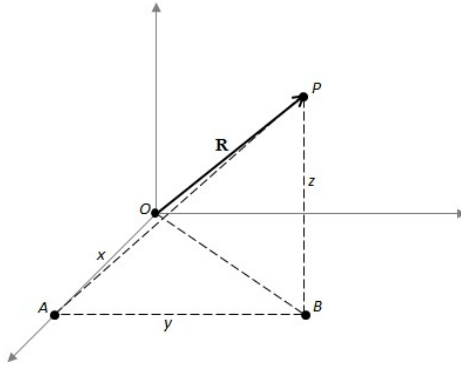


Figura 28 – Cálculo do comprimento de um vetor (SIMMONS, 2005)

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 3.4.

$$\begin{aligned} \overrightarrow{P_1P_2} &= \vec{R}_2 - \vec{R}_1 = (x_2 \vec{i} + y_2 \vec{j} + z_2 \vec{k}) - (x_1 \vec{i} + y_1 \vec{j} + z_1 \vec{k}) \\ &= (x_2 - x_1) \vec{i} + (y_2 - y_1) \vec{j} + (z_2 - z_1) \vec{k} \end{aligned} \quad (3.4)$$

Aplicando-se a Equação 3.2 na distância $\overrightarrow{P_1P_2}$ encontrada na Equação 3.4 é possível obter a Equação 3.5 (SIMMONS, 2005).

$$|\overrightarrow{P_1P_2}| = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2} \quad (3.5)$$

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 3.6, 3.7 e 3.8 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 3.9, na qual as variáveis x , y e z representam as coordenadas dos vértices da malha e n representa a quantidade total de vértices.

$$x_g = \frac{(x_a + x_b + x_c)}{3} \quad (3.6)$$

$$y_g = \frac{(y_a + y_b + y_c)}{3} \quad (3.7)$$

$$z_g = \frac{(z_a + z_b + z_c)}{3} \quad (3.8)$$

$$centroide = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i, y_i, z_i)}{n} \quad (3.9)$$

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). Um plano pode ser qualquer superfície fechada determinada por um conjunto de pontos, como uma face triangular. 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 3.2 . A Figura 29 ilustra o vetor $\vec{n}$ em relação ao plano π .

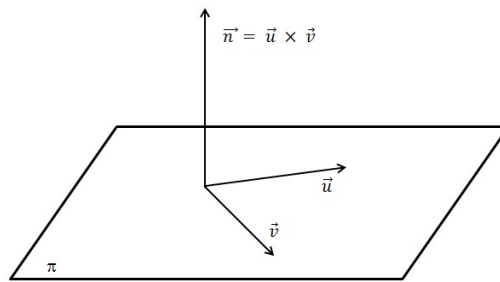


Figura 29 – Vetor normal originado a partir de dois vetores diretores

O exemplo a seguir, retirado de Camargo e Boulous (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 30). 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 30, $OP' = \rho \sin \phi$, $x = OP' \cos \theta$ 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 3.10, 3.11 e 3.12. De forma similar é possível encontrar o módulo de ρ e os valores de $\cos \phi$ e $\tan \theta$ aplicando as Equações 3.13, 3.14 e 3.15, respectivamente.

$$x = \rho \sin \phi \cos \theta \quad (3.10)$$

$$y = \rho \sin \phi \sin \theta \quad (3.11)$$

$$z = \rho \cos \phi \quad (3.12)$$

$$\rho^2 = x^2 + y^2 + z^2 \quad (3.13)$$

$$\cos\phi = \frac{z}{\rho} \quad (3.14)$$

$$\tan\theta = \frac{y}{x} \quad (3.15)$$

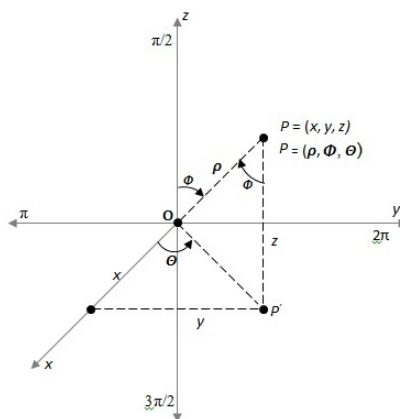


Figura 30 – Coordenadas esféricas (SIMMONS, 2005).

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 31(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 31 (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).

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

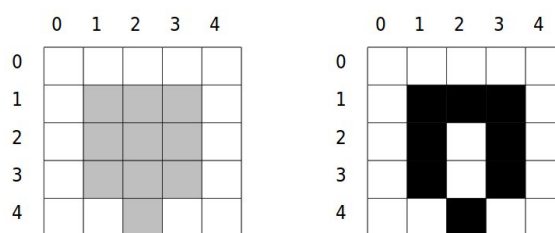


Figura 31 – Demonstração do processo de detecção de borda: (a) Imagem em nível de cinza. (b) Bordas detectadas a partir de uma vizinhança-4 pixels

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 32(a), 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 32(b). 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.

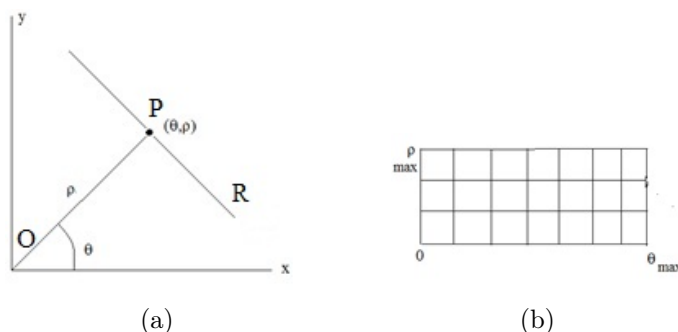


Figura 32 – Transformada de Hough. a) Espaço da imagem. b) Espaço de parametrização.

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 33. 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.

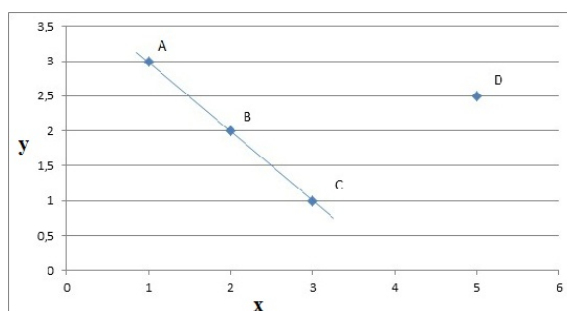


Figura 33 – Conjunto de pontos dispostos no espaço de imagem

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).

$$\begin{aligned}\rho &= x\cos\theta + y\sin\theta \\ \theta = 0^\circ &\Rightarrow \rho = 1\cos(0) + 3\sin(0) = 1 \\ \theta = 45^\circ &\Rightarrow \rho = 1\cos(45) + 3\sin(45) = 2,83 \\ \theta = 90^\circ &\Rightarrow \rho = 1\cos(90) + 3\sin(90) = 3\end{aligned}$$

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 34, 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

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

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 35 (BALLARD, 1981).

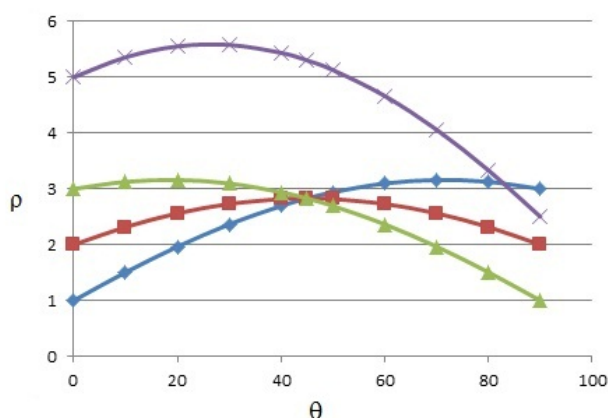


Figura 34 – Gráfico dos valores de ρ em relação ao θ .

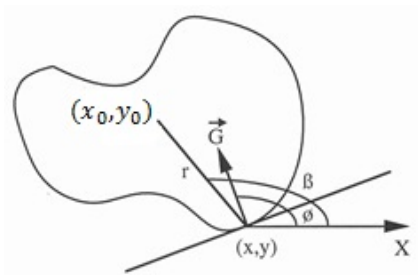


Figura 35 – Principais componentes da Generalização da Transformada de Hough.

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 gradiente e os valores de r e β , são usadas as Equações 3.16, 3.17 e 3.18, onde G_x e G_y são os gradientes em relação ao eixo x , que representa as linhas da matriz de

¹O 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)

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	$(r, \beta)_{j1}, (r, \beta)_{j2}, \dots, (r, \beta)_{jn}$
...	
$\phi_k = \pi$	$(r, \beta)_{k1}, (r, \beta)_{k2}, \dots, (r, \beta)_{kn}$

$$\phi(x, y) = \tan^{-1}\left(\frac{G_y}{G_x}\right) \quad (3.16)$$

$$r = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2} \quad (3.17)$$

$$\beta = \arctan\left(\frac{y - y_0}{x - x_0}\right) \quad (3.18)$$

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 3.19 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.

$$\begin{aligned} x_c &= x + r \cos \beta \\ y_c &= y + r \sin \beta \end{aligned} \quad (3.19)$$

Para exemplificar a técnica, supõe-se que se queira encontrar a forma geométrica definida pelos pontos ABC no gráfico da Figura 36, 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).

O centróide da imagem é obtido utilizando a Equação 3.9 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 3.20

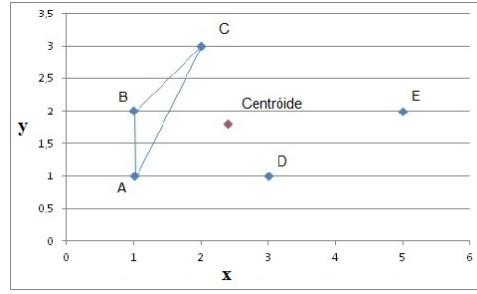


Figura 36 – Conjunto de pontos, sendo que ABC é uma forma geométrica não parametrizada e inicialmente desconhecida.

e 3.21, 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).

$$G_x = f(x, y) - f(x + 1, y) \quad (3.20)$$

$$G_y = f(x, y) - f(x, y + 1) \quad (3.21)$$

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.

$$A = (1, 1)$$

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

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

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

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

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

$$G_x = 1 - 0 = 1$$

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

$$G_y = 1 - 1 = 0$$

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

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	$(1.41, -0.75)_B; (1, 0)_C; (2, 0)_D, (2, 0)_E$

A Tabela 6 apresenta o resultado do cálculo para cada um dos pontos do gráfico apresentado na Figura 36. 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 36.

Tabela 6 – Cálculo para cada um dos pontos da Figura 36

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

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

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:

- a distância r 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 da distância r no plano xy e o eixo x ;
- os ângulos ϕ e θ , que indicam o posicionamento espacial do vetor normal.

As Figuras 37(a) e 37(b) mostram os componentes referentes ao cálculo da distância do ponto P ao ponto C e ao posicionamento do vetor normal respectivamente.

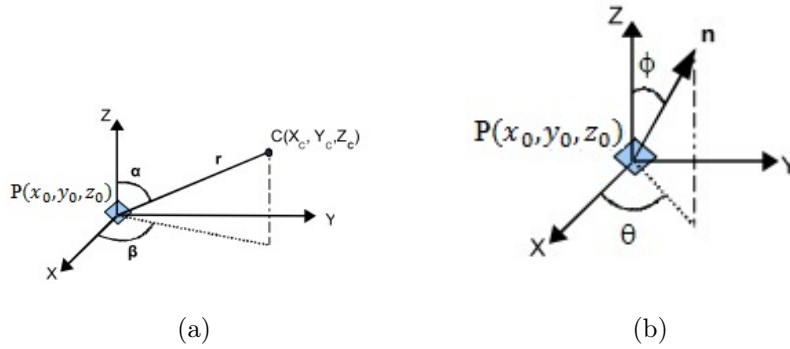


Figura 37 – GTH3D. a) Componentes relacionados ao cálculo da distância e os ângulos formados por ela. b) Vetor normal e seus ângulos de orientação (KHOSHELHAM, 2007).

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 38.

Os valores de α e β são calculados utilizando as Equações 3.22 e 3.23, 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 3.5.

$$\alpha = \arccos \frac{(z_0 - z)}{r} \quad (3.22)$$

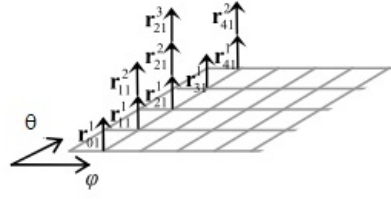


Figura 38 – Matriz- R gerada pela aplicação do método $GTH3D$.

$$\beta = \arccos \frac{(x_0 - x)}{r \sin(\alpha)} \quad (3.23)$$

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 3.24 (KHOSHELHAM, 2007), sendo que os valores de x , y e z são os valores do baricentro de cada face.

$$\begin{cases} x_c = x + r \sin(\alpha) \cos(\beta) \\ y_c = y + r \sin(\alpha) \sin(\beta) \\ z_c = z + \cos(\alpha) \end{cases} \quad (3.24)$$

Após o cálculo da matriz acumuladora, basta aplicar a Equação 3.25 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.

$$\begin{cases} x = x_c - r \sin(\alpha) \cos(\beta) \\ y = y_c - r \sin(\alpha) \sin(\beta) \\ z = z_c - \cos(\alpha) \end{cases} \quad (3.25)$$

Para exemplificar esse conceito, dado um conjunto de pontos, listados na Figura 39(a), que sabidamente é o cubo representado na Figura 39(b), 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 3.9, é encontrada a coordenada $(0,0,0)$ para ser o ponto de referência. Ao calcular os vetores, como apresentado na seção 3.4 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

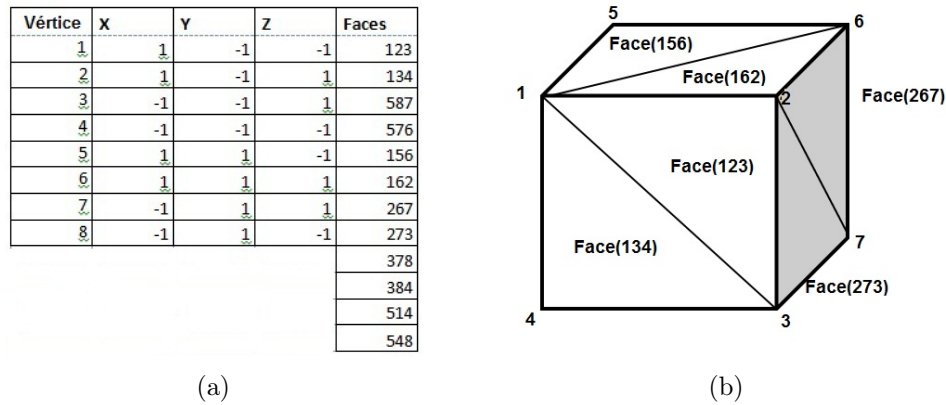


Figura 39 – Demonstração do funcionamento da GTH 3D. a) Lista de pontos 3D. b) Cubo a ser encontrado.

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.

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 3.6, 3.7 e 3.8 (cálculo do baricentro) e a Equação de distância (3.5) 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

Com esses dados é possível, então, calcular a Matriz-R, apresentada na Tabela 10. Usando as Equações 3.24 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 3.25 substituindo os valores de x_c, y_c e z_c por essa tripla, são obtidos os mesmos valores das coordenadas dos baricentros das

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

faces, indicando que aquelas faces pertencem ao conjunto de interesse, ou seja, ao cubo.

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

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

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 40, e tem como base o trabalho de Castañón (2003). Nos parágrafos seguintes são apresentadas cada uma das etapas da Figura 40. 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 et al., 2001).

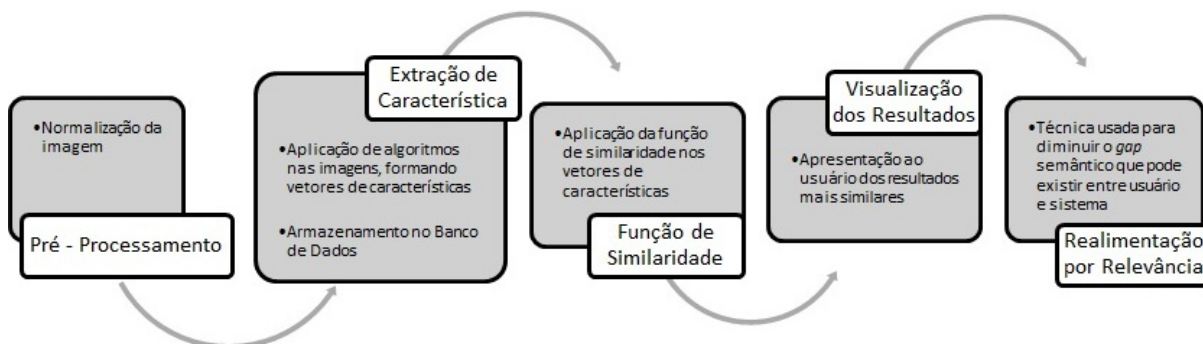


Figura 40 – Arquitetura de um sistema CBIR, baseado em (CASTAÑON, 2003)

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 et al., 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 41 apresenta a esquematização do sistema envolvendo o usuário.

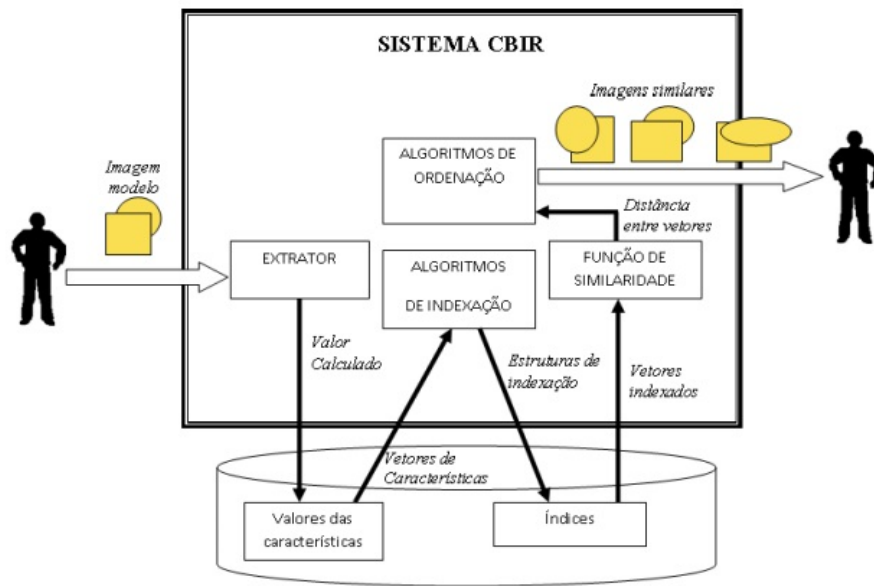


Figura 41 – Esquema geral de um sistema CBIR (NUNES, 2011)

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, a Figura 42 ilustra o vetor de característica que seria armazenado para representar esta imagem.”

Um extrator típico para a categoria de extratores de cor é o histograma de cor, que

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

Figura 42 – Exemplo de um vetor de característica (NUNES, 2011)

calcula e apresenta a frequência de cada cor existente na imagem, formando as barras (*bins*) dos histogramas, como mostrado na Figura 43. Para comparar dois histogramas, pode-se analisar a diferença absoluta entre os seus respectivos *bins*. Por ser uma solução computacionalmente fácil e rápida, é muito utilizada e estudada nesse contexto (BUENO, 2001).

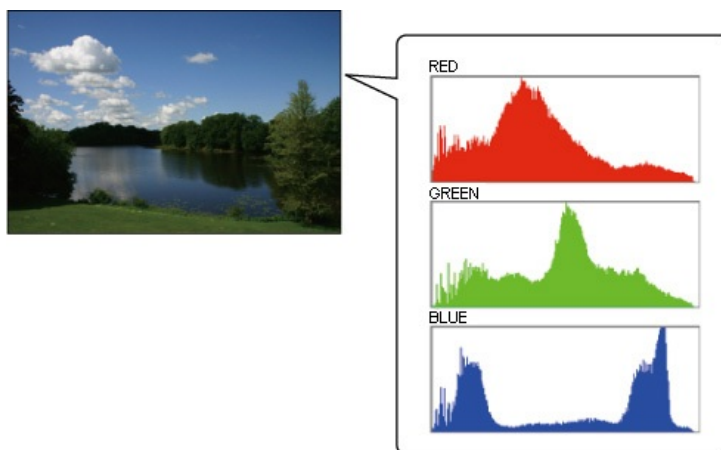


Figura 43 – Exemplo de um histograma de cores (CANON, 2011)

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 et al. (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 intersecção de até 16 *voxels* a partir do *voxel* analisado. A Figura 44 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.

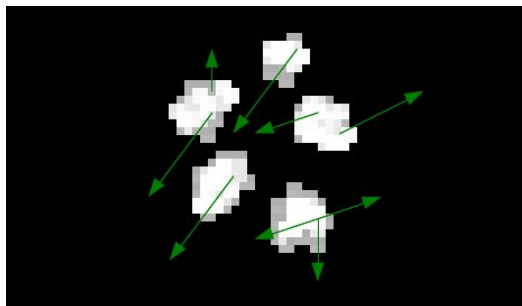


Figura 44 – Exemplo da orientação do gradiente de *pixels*

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 4.1 e 4.2, 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.

$$Dist_{Manhat} = \sum_{i=1}^n |x_i - y_i| \quad (4.1)$$

$$Dist_{Euclid} = \sqrt[p]{\sum_{i=1}^n |x_i - y_i|^p} \quad (4.2)$$

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 45 ilustra essa relação.



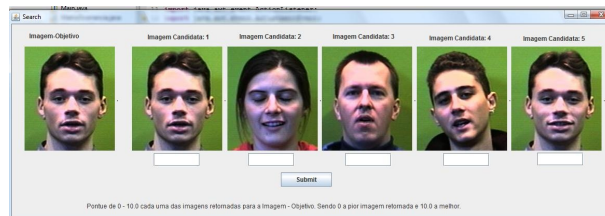
Figura 45 – Figuras matematicamente similares e semanticamente diferentes (BERGAMASCO, 2010)

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

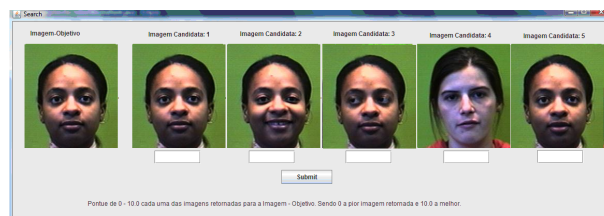
as menos relevantes. Estudos comprovam que a realimentação negativa pode contribuir mais para o refinamento da consulta. Existe também a possibilidade de fazer a realimentação por relevância de forma automática analisando os valores encontrados a partir de avaliações feitas a respeito da precisão e relevância 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 46(a) 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).



(a)



(b)

Figura 46 – 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 (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 4.3, indica a proporção de imagens recuperadas que são relevantes. A medida Revocação, apresentada na Equação 4.4, 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 $B = \{i_5, i_6, i_7, i_1, i_3, i_8, i_9, i_{10}\}$. 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.”

$$\frac{\text{ImagensRelevantes} \cap \text{ImagensRecuperadas}}{\text{ImagensRecuperadas}} \quad (4.3)$$

$$\frac{\text{ImagensRelevantes} \cap \text{ImagensRecuperadas}}{\text{ImagensRelevantes}} \quad (4.4)$$

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 47 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.

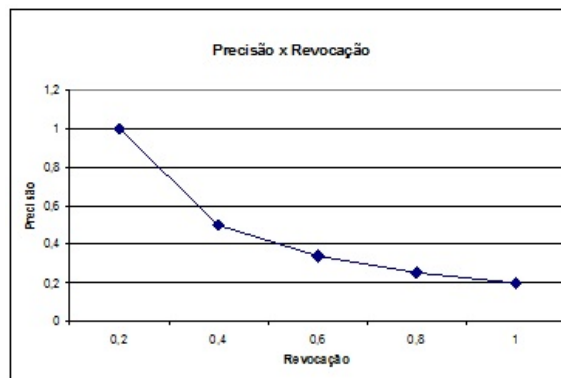


Figura 47 – Exemplo de um gráfico de Precisão versus Revocação

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 for-

mulados 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 et al., 2009)	I1, I2	-	Incluído
3.(LV et al., 2009)	I3	-	Incluído
4.(SONG; GOLSHANI, 2003)	I4	-	Incluído
5.(LENG et al., 2007)	I1, I2	-	Incluído
6.(KHE et al., 2007)	I1, I2	-	Incluído
7.(OSADA et al., 2008)	I1, I2	-	Incluído
8.(QIN et al., 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 et al., 2007)	I4	-	Incluído
14.(GAO et al., 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 et al., 2003)	I1, I2	-	Incluído
22.(LI et al., 2008a)	I1, I2	-	Incluído
23.(LI et al., 2008b)	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 et al., 2011)	I2	-	Incluído
28.(GAO et al., 2011)	I1	-	Incluído
29.(LI et al., 2011)	I1	-	Incluído
30.(FISHER et al., 2011)	I1, I2	-	Incluído
31.(AXENOPOULOS et al., 2011)	I1	-	Incluído

32.(SAAVEDRA et al., 2011)	I1, I2	-	Incluído
33.(OHBUCHI et al., 2008)	I1, I2	E1	Incluído
34.(AMAN et al., 2010)	I1, I2	-	Incluído
35.(WU et al., 2004)	I1, I2	-	Incluído
36. (GLATARD et al., 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 48 mostra o processo seguido durante a RS, com as exclusões ocorridas durante as etapas.

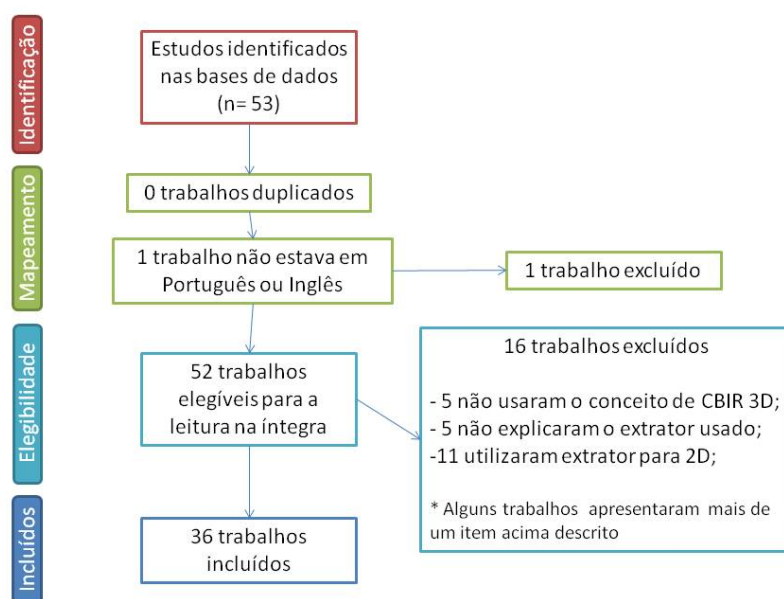


Figura 48 – Processo usado na Revisão Sistemática.

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 49 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.

Foi observado também que muitos dos trabalhos publicados têm como origem Univer-

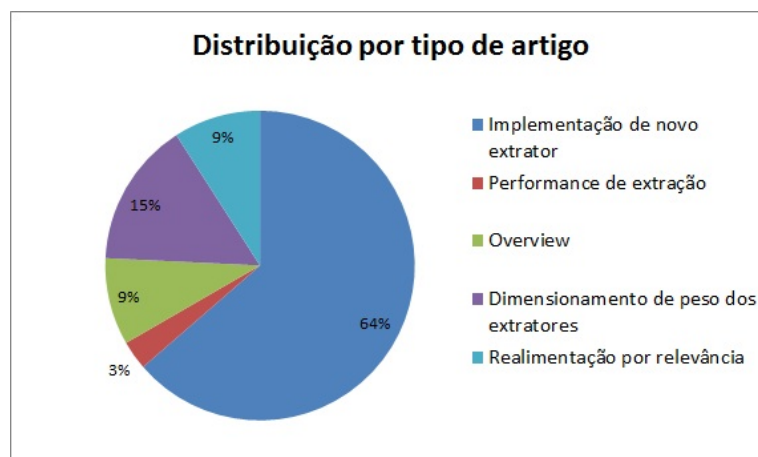


Figura 49 – Porcentagem de cada tipo de artigo encontrado.

sidades Chinesas. Essa distribuição é ilustrada na Figura 50 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 50 – Cloud tag indicando a representatividade de cada país para a presente RS.

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 descritor 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 et al., 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 et al. (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 et al. (2007) foi proposta uma taxonomia para ser usada no presente trabalho, ilustrada na Figura 51.

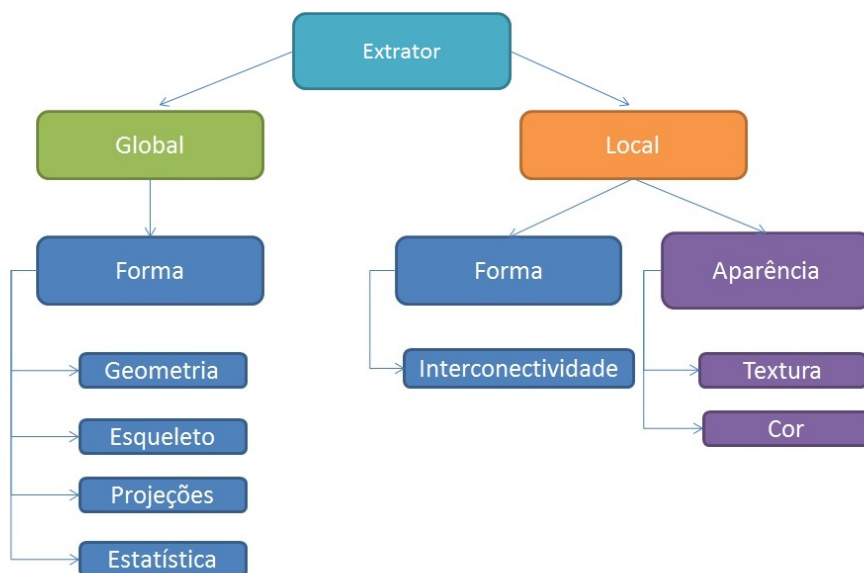


Figura 51 – Taxonomia usada para o presente trabalho, adaptado de (YUBIN et al., 2007)

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 52 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 et al., 2008).

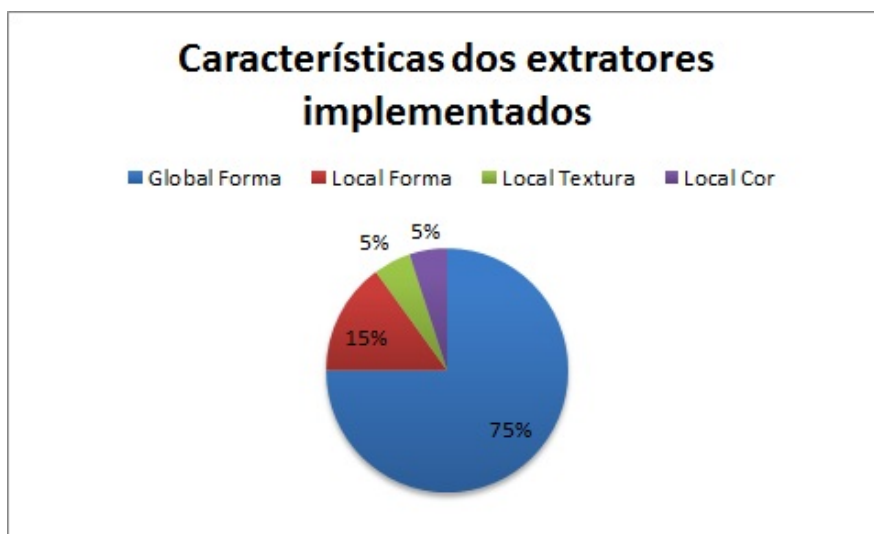


Figura 52 – Tipos dos extratores implementados em relação a taxonomia adotada na pesquisa.

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 et al., 2008), (YUBIN et al., 2007).

Em Khe et al. (2007) e Yachun et al. (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 53 ilustra oito consultas e os resultados obtidos. Percebe-se que o trabalho apresentou resultados satisfatórios a partir de uma única projeção do objeto.

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.

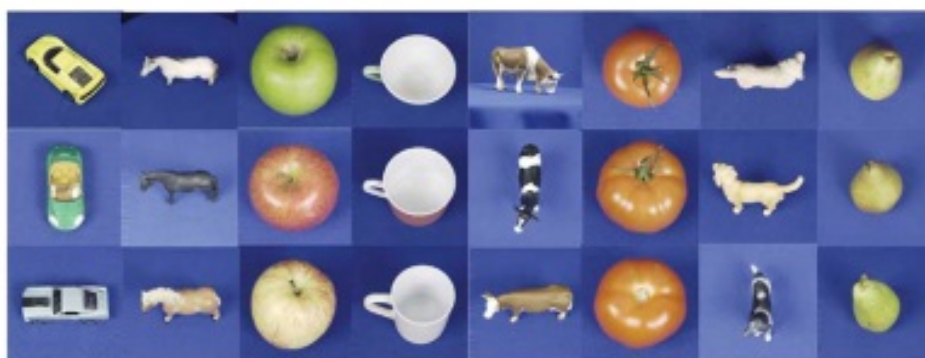


Figura 53 – Consulta feita em (GAO et al., 2011): a primeira linha representa a projeção dada como consulta e os resultados são apresentados na segunda e terceira linha.

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 et al. (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 54 ilustra um modelo analisado com essa técnica . Como os vetores possuem diferentes tamanhos, estes são agrupados em *clusters*.

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.

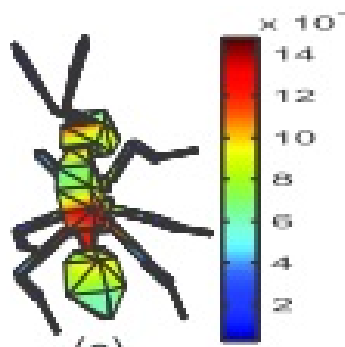


Figura 54 – Exemplo de um modelo utilizado no trabalho. Tons avermelhados indicam um alto grau de interconectividade (GONG et al., 2009b).

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 inconscistentes 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 et al., 2007). A Figura 55 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 et al., 2007), (ZHI-YONG; BAI-LIN, 2010a) e (ZHI-YONG; BAI-LIN, 2010b)) para realizar o agrupamento e o cálculo de dispersão dos grupos.

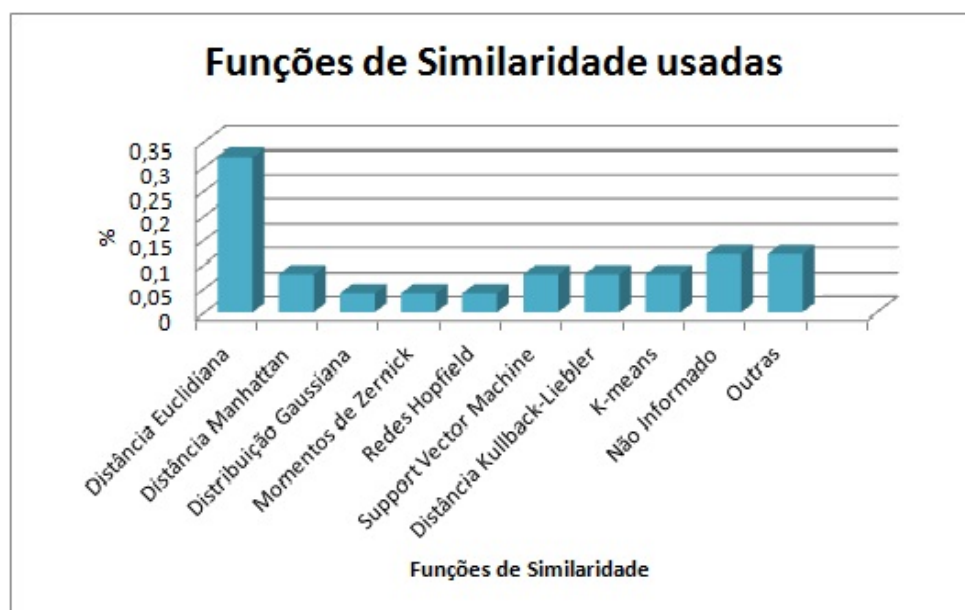


Figura 55 – Funções de Similaridade usadas

5.2.4 Métricas de Avaliação

Outro aspecto para o qual foi percebida bastante uniformidade nos resultados encontrados foi em relação à metríca 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 et al. (2008a), (WANG et al., 2011), (LI et al., 2008b) e (XIANG et al., 2007), sendo que no restante houve diversas métricas implementadas, porém nenhuma tendo uma utilização tão alta. A Figura 56 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.

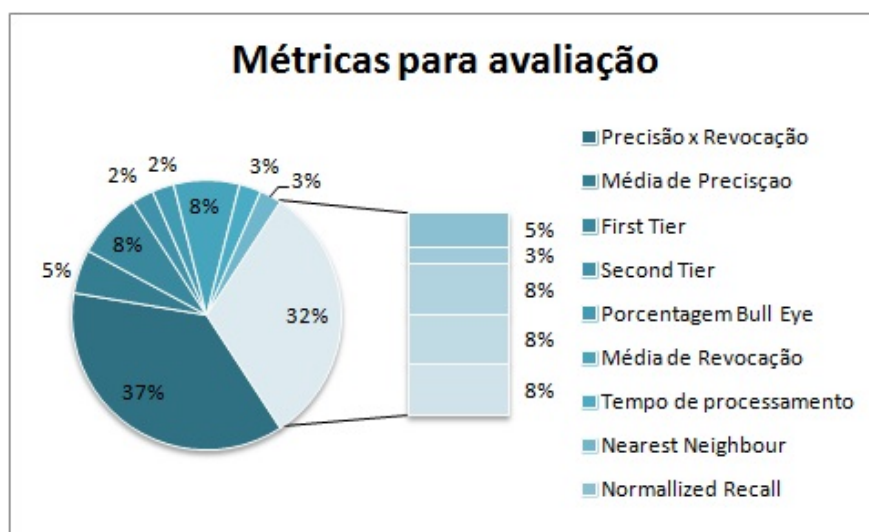


Figura 56 – Técnicas de avaliação usadas

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 et al., 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 et al., 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) pretendiam 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 5.1, 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 5.2 e 5.3.

$$H(u, v) = \exp \left\{ -2\pi^2 \left[(u - F)^2 \sigma_x^2 + v^2 \sigma_y^2 \right] \right\} + \exp \left\{ -2\pi^2 \left[(u - F)^2 \sigma_x^2 + v^2 \sigma_y^2 \right] \right\} \quad (5.1)$$

$$\sigma_x = \frac{\sqrt{\ln 2}(2^{B_F} + 1)}{\sqrt{2\pi}F(2^{B_F} - 1)} \quad (5.2)$$

$$\sigma_y = \frac{\sqrt{\ln 2}}{\sqrt{2\pi}F \tan\left(\frac{B_\theta}{2}\right)} \quad (5.3)$$

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 57(a) e 57(b).

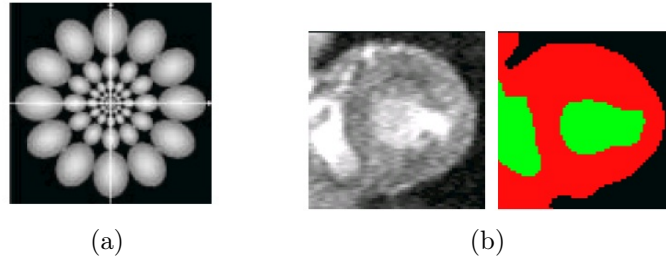


Figura 57 – Imagens retiradas de Glatard et al. (2004): (a) apresenta o espectro de um exame de MRI cerebral. (b) segmentação do miocárdio.

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:

- **3D VOI Location:** o centróide do modelo é localizado de acordo com a Equação 5.4 e armazenado no vetor de característica, no qual x_i e y_i são as coordenadas do modelo.

$$Centroide = \frac{\sum \vec{r} f(x, y)}{\sum f(x_i, y_i)}, \text{ onde } \vec{r} = x_i + y_i \quad (5.4)$$

- **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 5.5, 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).

$$DoG \triangleq G_{\sigma_1} - G_{\sigma_2} = \frac{1}{2\sigma_1^2} - \frac{1}{\sigma_2} e^{-(x^2+y^2)/2\sigma_2^2} \quad (5.5)$$

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 et al., 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 et al., 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.

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 58.
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 58.
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 58:

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 58.

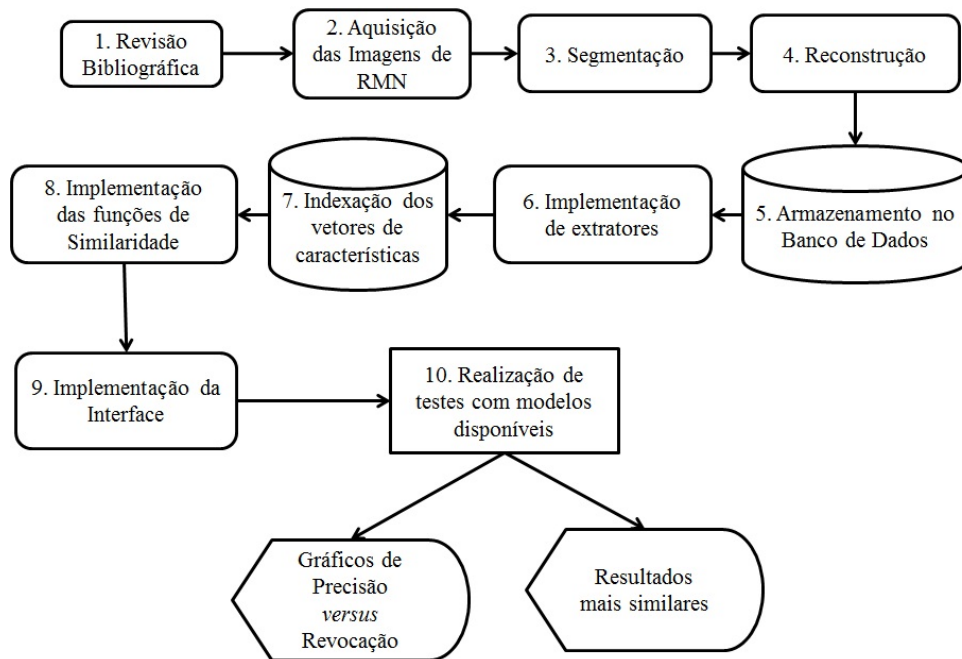


Figura 58 – Atividades desenvolvidas durante o projeto.

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 58, seguidos do armazenamento dos modelos (etapa 5 da Figura 58).
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 58.
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 58, 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 58. 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 59.

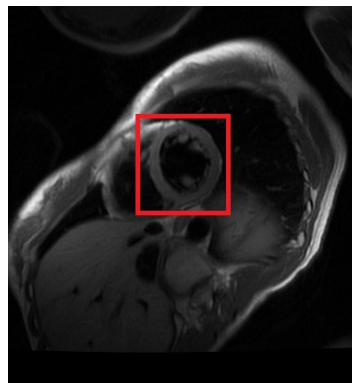
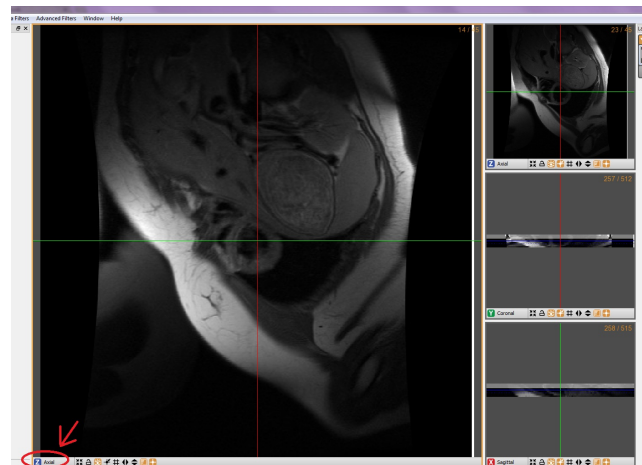


Figura 59 – Região de interesse destacada de uma fatia pertencente a um exame de RMN.

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 60(b).

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



(a)



(b)

Figura 60 – Software para segmentação Seg3D: a) Tela inicial. b) Opção para mudar a perspectiva de visualização da imagem.

Figura 61. Após delimitar a região, esta precisa “ser preenchida” e por esse motivo foi acionada a opção *Fill*, como mostra a Figura 62.

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 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 63.

Como o objeto de estudo da pesquisa foi a deformação da cavidade do ventrículo es-

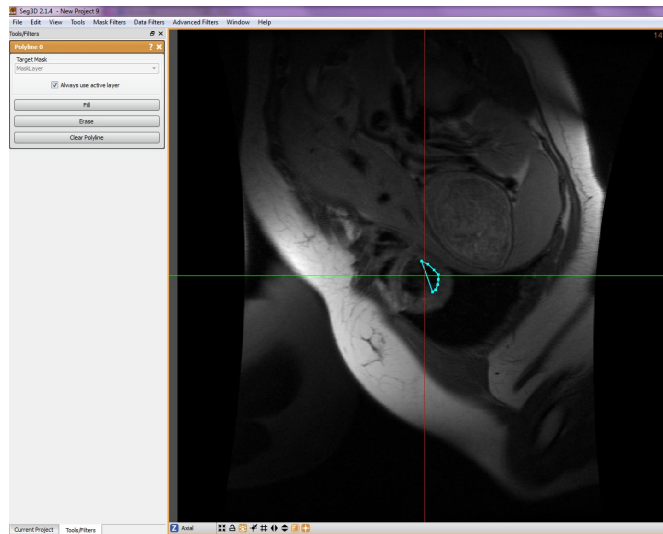


Figura 61 – Delimitação da região a ser segmentada usando a ferramenta *Polyline*.

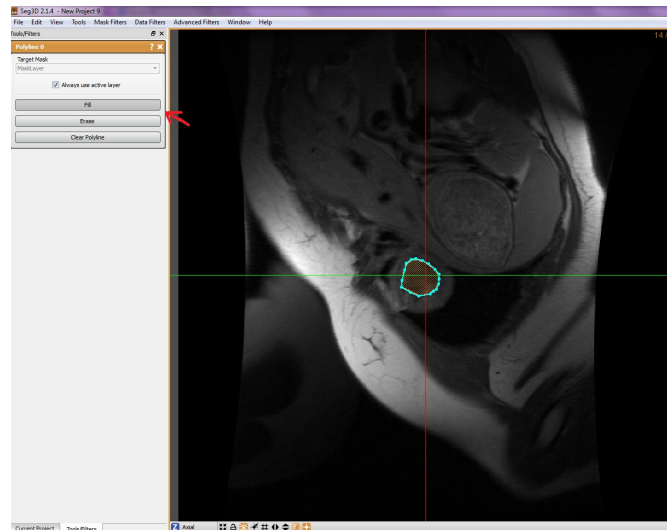


Figura 62 – Preenchimento da região.

querdo, 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 arquivo de imagens segmentadas que o *software ImageVis 3D* reconstrói o objeto criando uma superfície. A Figura 64 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*

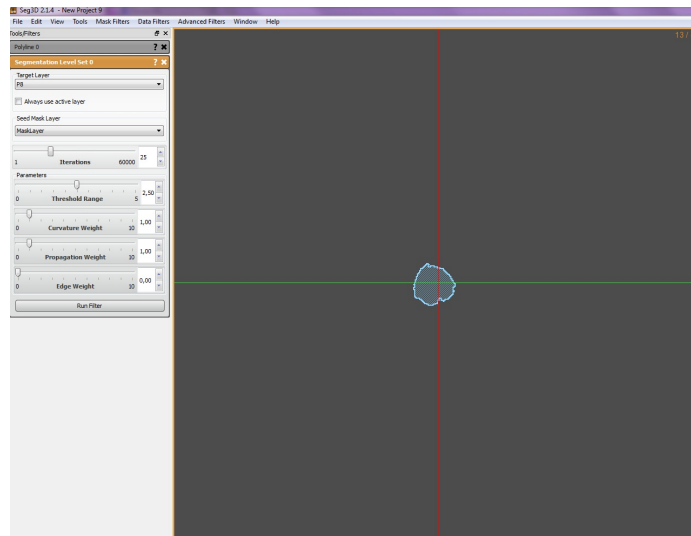


Figura 63 – Slice segmentado.

Settings-Export as Mesh e então escolher o formato que deseja exportar e o local que deseja gravar o modelo.

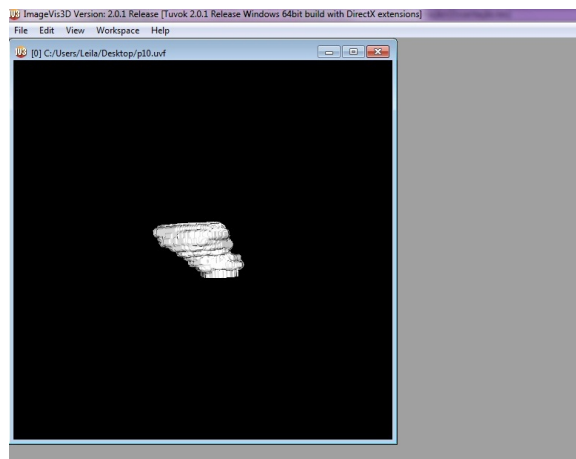


Figura 64 – Ventrículo reconstruído.

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 et al., 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 et al. (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 65 ilustra o funcionamento do HD e o Algoritmo 1 apresenta a sua codificação estruturada.

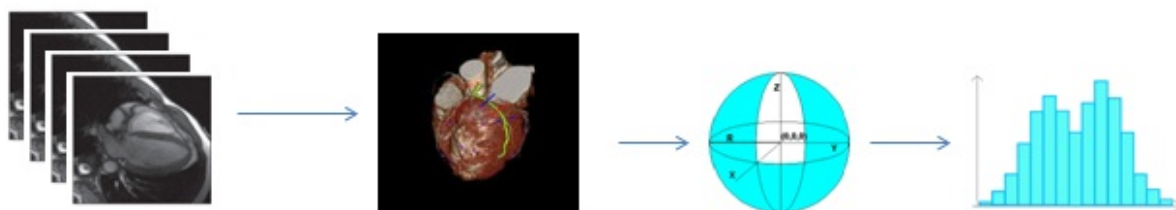


Figura 65 – *Histograma de Distância: a partir de um conjunto de frames o volume é extraído e reconstruído. Os histogramas são criados baseados na distância entre o centróide e a superfície do modelo em pontos randômicos (KHE et al., 2007).*

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 *dist*. A variável

```

Entrada: Conjunto de coordenadas do modelo 3D (surface), coordenada do
           centróide (centroid)
1 Passo 1: Calcular a distância entre a superfície e o centróide em pontos
  randômicos:
2 para cada  $i = 0; i < surface.size; i++$  faça
3    $coordinateSurface \leftarrow surface[randomPoint]$ 
4    $dist[i] \leftarrow distance(coordinateSurface, centroid)$ 
5   se  $maxDist < dist[i]$  então
6      $maxDist \leftarrow dist[i]$ 
7 Passo 2: Normalização das distâncias
8 enquanto  $j < VectorSize$  faça
9    $dist[j] \leftarrow dist[j]/maxDist$ 
10 retorna  $dist[j]$ 

```

Algoritmo 1: Histograma de Distância

$maxDist$ 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 66 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.

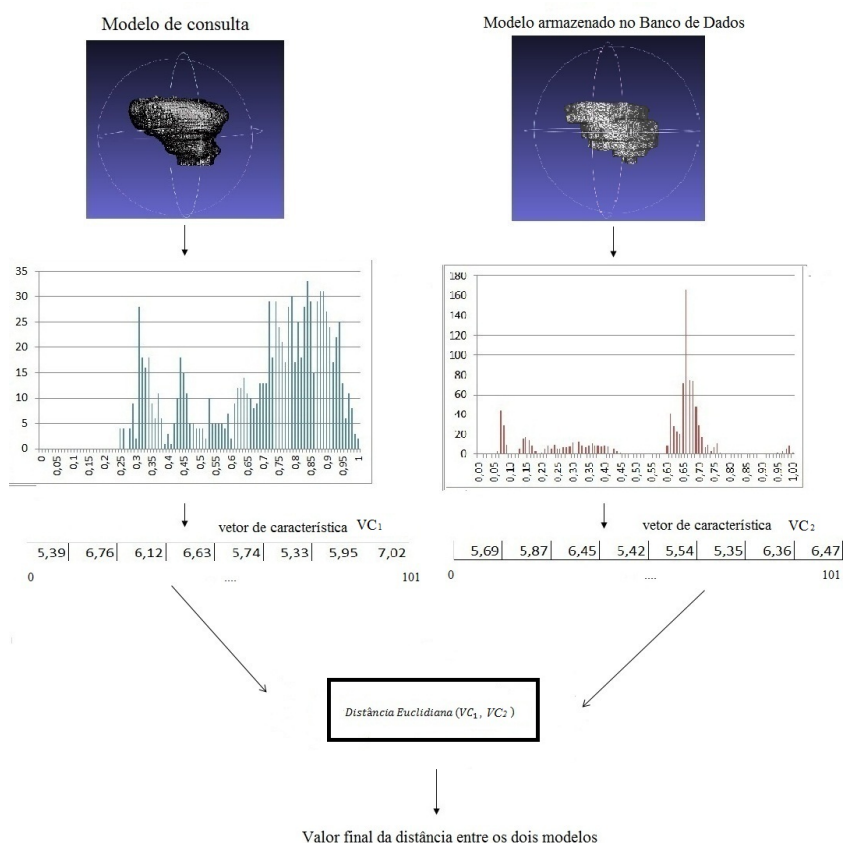


Figura 66 – Passos efetuados pelo Histograma de Distância.

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 67 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.

Como primeiro passo é necessária a divisão dos modelos em octantes utilizando as coordenadas x , y , z , como mostra a Definição 81(b). A Figura 68 ilustra o resultado

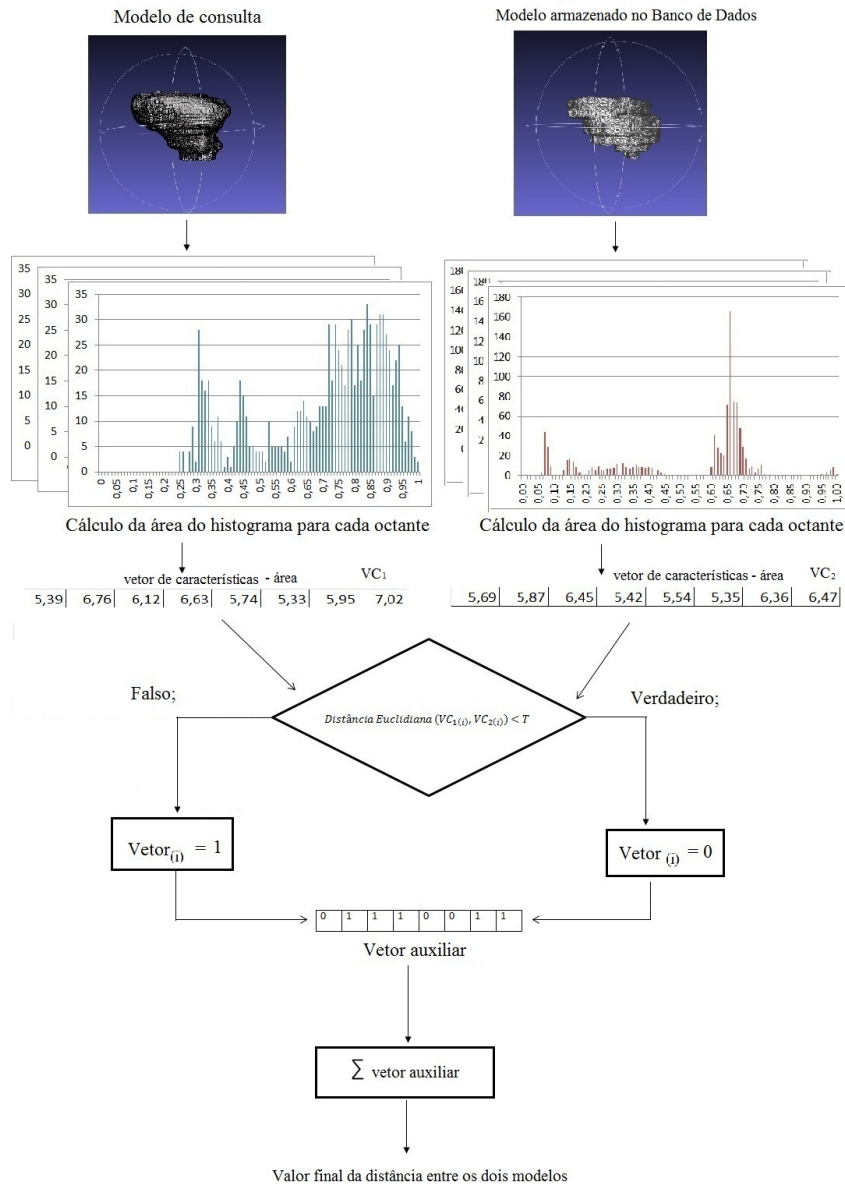


Figura 67 – Execução do método EDL.

esperado desta fragmentação em um modelo sintético e em um modelo real.

Definição 1 (Definição do Octante - DO)

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

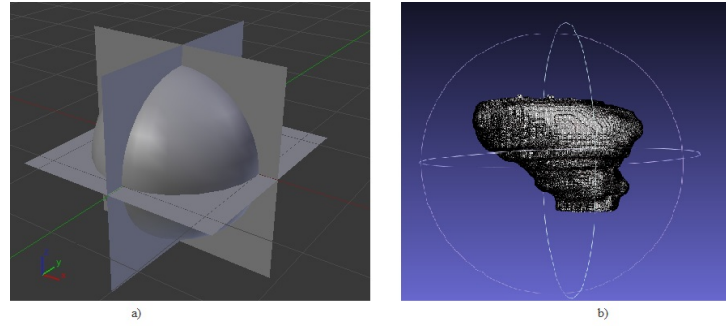


Figura 68 – Octantes: a) A divisão dos octantes em uma esfera modelada; b) A divisão dos octantes em um ventrículo reconstruído.

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 6.1, 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.

$$area = \sum_{i=1}^n f_i d_i \quad (6.1)$$

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 6.2, 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.

$$vecPosition_i = \begin{cases} 0, & d \leq T \\ 1, & d > T \end{cases} \quad (6.2)$$

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.

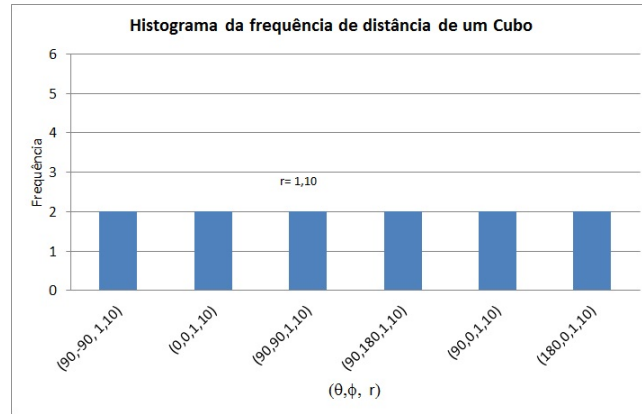
As técnicas de recuperação de imagens podem utilizar justamente essas informações para caracterizar os objetos e armazená-los em uma base de dados. Quanto mais precisas essas informações, mais detalhes serão atribuídos ao objeto e ele poderá ser caracterizado de forma mais eficiente.

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.

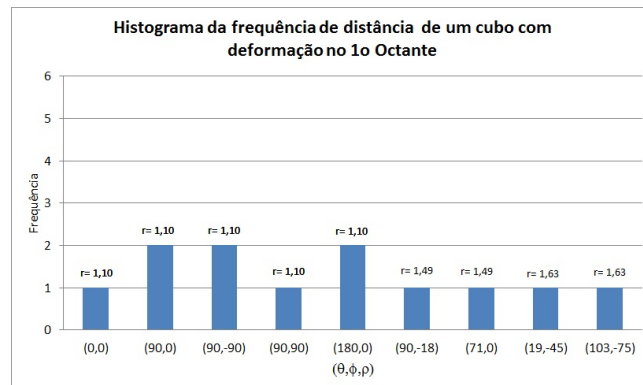
Para exemplificar esses conceitos, pode ser retomado o caso do cubo, apresentado na seção 3.3.4.3. Executando-se os passos até a formação da Matriz-R e analisando-se a frequência de cada tripla (r, ϕ, θ) , é visto que cada par (θ, ϕ) ocorre duas vezes de seis formas diferentes, como mostra o gráfico da Figura 69(a), 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,

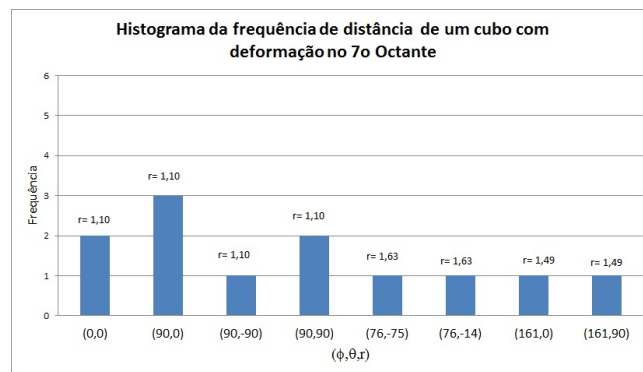
indicando que o modelo não é mais uniforme em relação à distância e que surgiram novas orientações das faces em relação ao ponto de origem; Dessa forma, aumenta-se o número de *bins* do histograma. As Figuras 69(b) e 69(c) apresentam os histogramas de frequência para cada um dos casos, considerando a distância r entre a superfície e o ponto de origem para cada par de ângulos encontrados.



(a)



(b)



(c)

Figura 69 – Gráficos gerados pelo ETH3D na aplicação de diferentes cubos: a) Cubo sem deformação. b) Deformação no primeiro octante. c) Deformação no sétimo octante.

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.

Definição 2 (Vetor de Característica - VC)

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

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

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.

```

1 Reconstrução Matriz-R
  Entrada: vetorDB
2 int[][][] matriz3D = new int[5][9][51];
3 para cada j = 0; j < vetorDB.size; j++ faça
4   | matriz3D[(vetorDB[0])][(vetorDB[1])][(vetorDB[2])] =(vetorDB[3]);
5 retorna matriz3D

```

Algoritmo 2: Pseudocódigo da Reconstrução da Matriz-R

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 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 70 apresenta os passos deste método.

```

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

```

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

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 extraíndo a raiz quadrada da soma feita pelo Algoritmo (linha 7).

A Figura 71 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

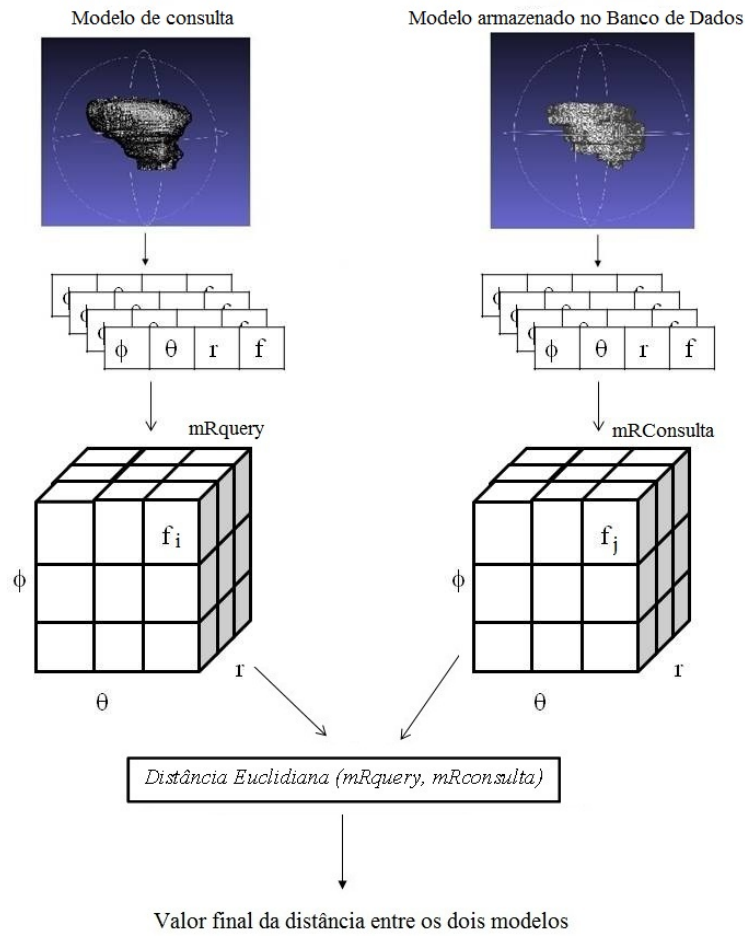


Figura 70 – Execução do método ETH3D utilizando as frequências das matrizes cúbicas.

encontrado.

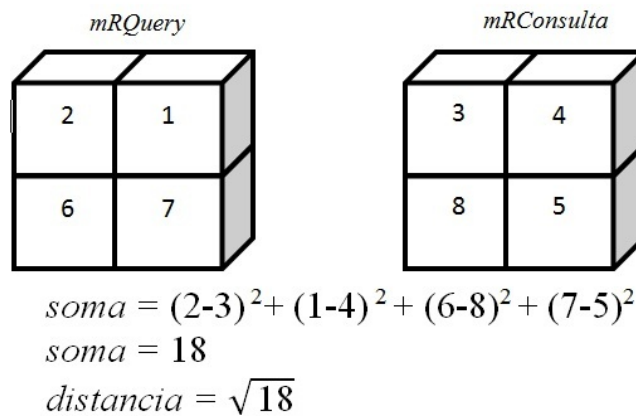


Figura 71 – Exemplo do cálculo de similaridade entre duas matrizes cúbicas.

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 6.3, 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) .

$$DP = \sqrt{\sum \frac{(f_i(x - \bar{x})^2)}{n}} \quad (6.3)$$

O pseudocódigo apresentado no Algoritmo 4 mostra como esse extrator foi implementado e a Figura 72 ilustra os passos executados por esse método.

```

1 Comparação de duas Matrizes-R
  Entrada: mRconsulta, mRquery
2 somaDesvio=0;
3 para cada  $j = 0; j < 5; j++$  faça
4   para cada  $k = 0; k < 9; k++$  faça
5     somaR = calculaSoma(mRconsulta)
6     somaQ = calculaSoma(mRquery)
7     mediaR=somaR/n
8     mediaQ=somaQ/n
9     para cada  $l = 0; l < 51; l++$  faça
10       $desvPadRes+ = matriz3D[j][k][l] * (l - mediaR)^2;$ 
11       $desvPadQuery+ = mQuery[j][k][l] * (l - mediaQ)^2;$ 
12       $desvPadRes = \sqrt{\frac{desvPadRes}{n}};$ 
13       $desvPadQuery = \sqrt{\frac{desvPadQuery}{n}};$ 
14      //Reduz dimensionalidade
15       $matrizDPQ[j][k] = desvPadQuery;$ 
16       $matrizDPR[j][k] = desvPadRes;$ 
17   distancia = calculaEuclidiana(matrizDPQ, matrizDPR)
18 retorna distancia

```

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

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 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).

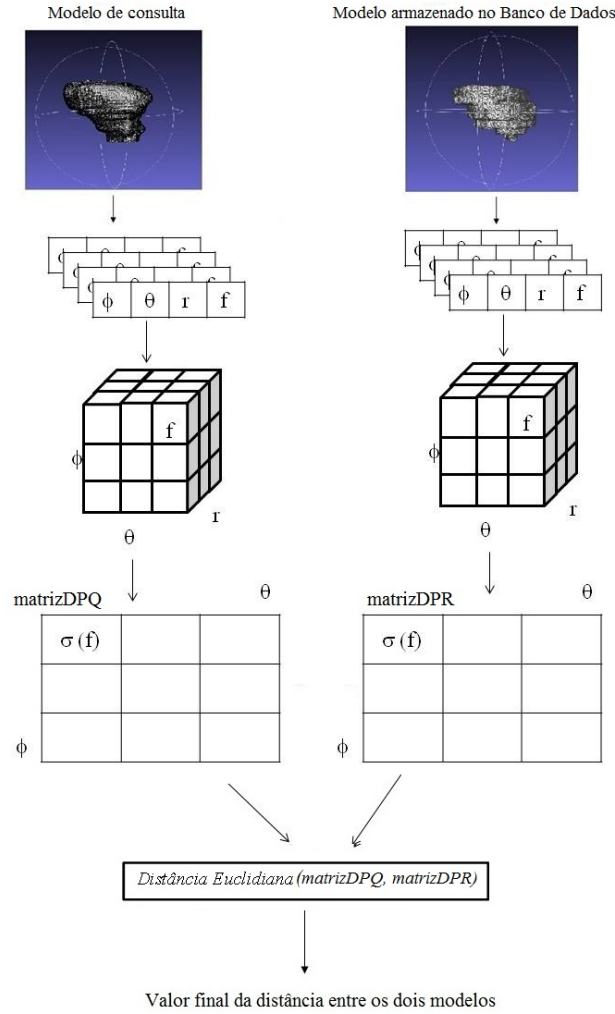


Figura 72 – Execução do método THD3D usando desvio padrão.

A Figura 73 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 71, 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 *devPadQuery* e *devPadRes*, que representam as matrizes *mRquery* e *mRconsulta*, respectivamente, são o

resultado da aplicação da Equação 6.3. 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 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.

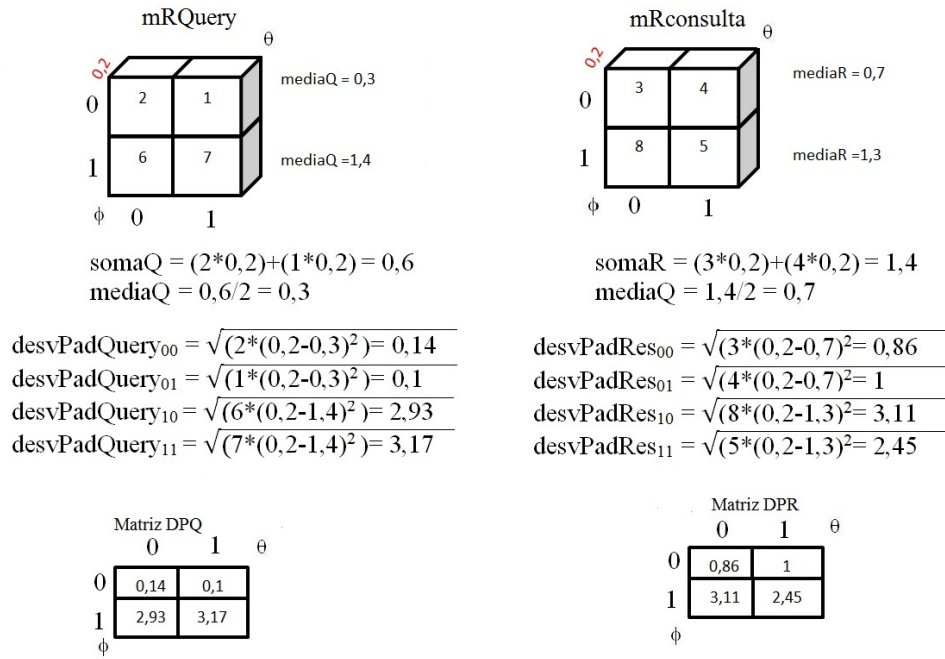


Figura 73 – Exemplo do cálculo de similaridade entre duas matrizes cúbicas utilizando o desvio padrão.

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 72.

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.

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[][]*.

```

1 Distância Euclidiana
2 para cada  $k = 0; k < MatrixSize; k++$  faça
3    $temp \leftarrow 0;$ 
4   para cada  $i = 0; i < MatrixSizeLine; i++$  faça
5      $d1 = res[k][i];$ 
6      $d2 = query[i];$ 
7      $temp += ((d1 - d2) * (d1 - d2));$ 
8    $distanceEucl[k] = temp;$ 
9 retorna distanceEucl

```

Algoritmo 5: Pseudocódigo da Distância Euclidiana

```

1 Distância Manhattan
2 para cada  $k = 0; k < MatrixSize; k++$  faça
3    $temp \leftarrow 0;$ 
4   para cada  $i = 0; i < MatrixSizeLine; i++$  faça
5      $d1 = res[k][i];$ 
6      $d2 = query[i];$ 
7      $temp += |d1 - d2|;$ 
8    $distanceMan[k] = temp;$ 
9 retorna distanceMan

```

Algoritmo 6: Pseudocódigo da Distância Manhattan

6.5 Base de Dados

O Sistema Gerenciador de Banco de Dados utilizado na pesquisa foi o MySQL 5.2 (MYSQL, 2013). O modelo Entidade-Relacionamento está representado na Figura 74. 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.

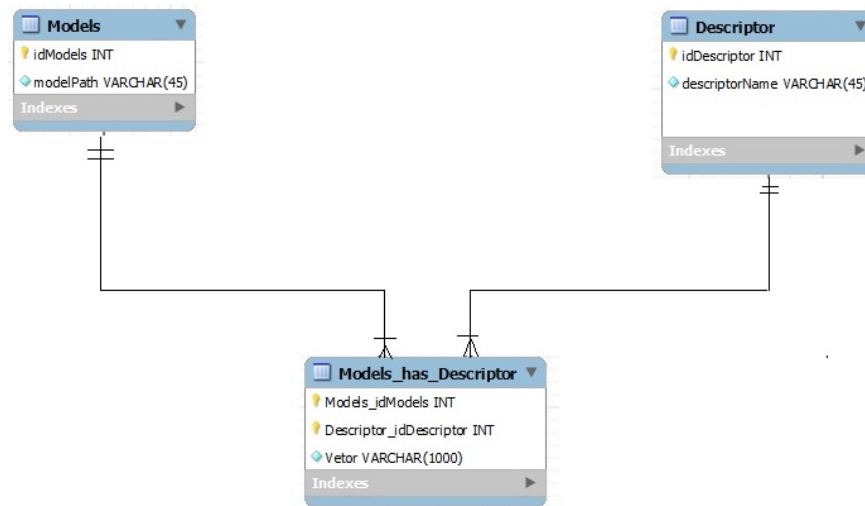


Figura 74 – Modelo Entidade-Relacionamento do protótipo para armazenar resultados dos extratores.

6.6 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 retor-

nados 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.

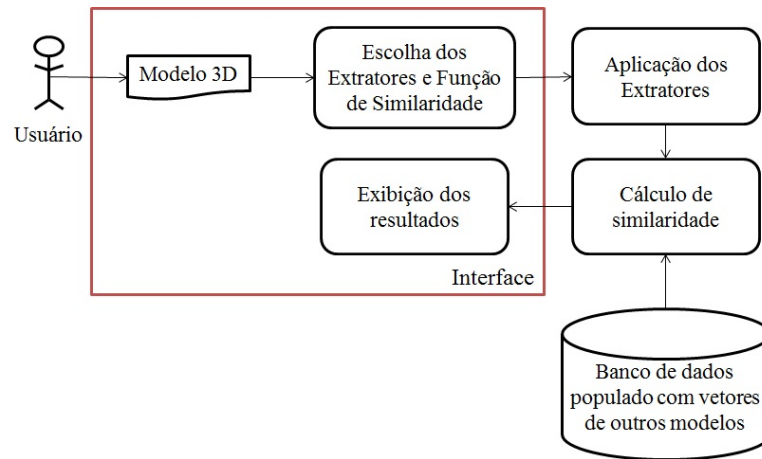


Figura 75 – Estrutura do protótipo

Conforme mencionado, o objetivo do protótipo é apresentar os exames clínicos mais similares referentes a um determinado exame dado como consulta. Na Figura 76 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*.

6.7 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

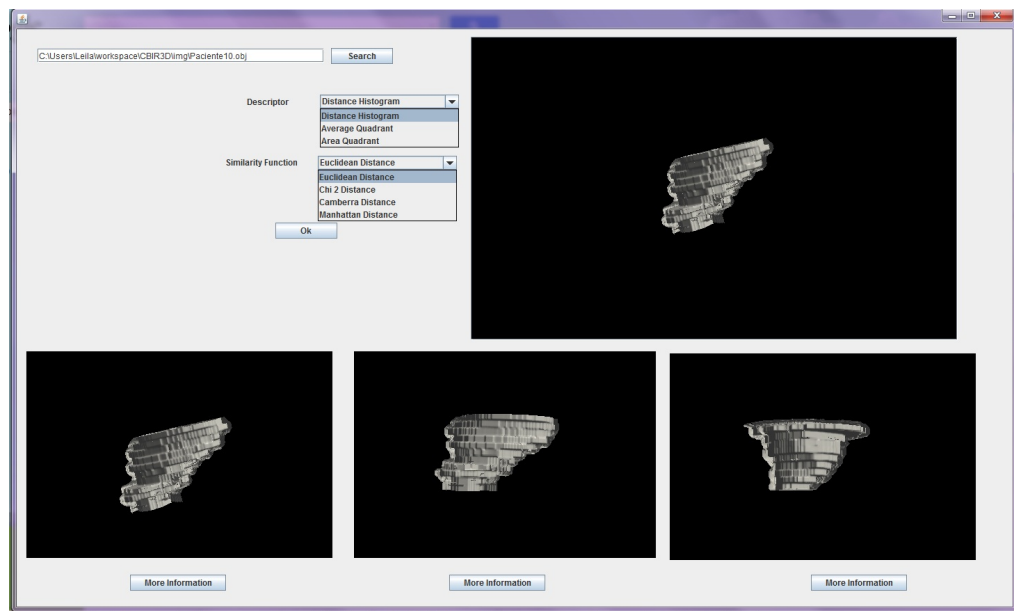


Figura 76 – Interface do protótipo.

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 77. 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 78 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*.

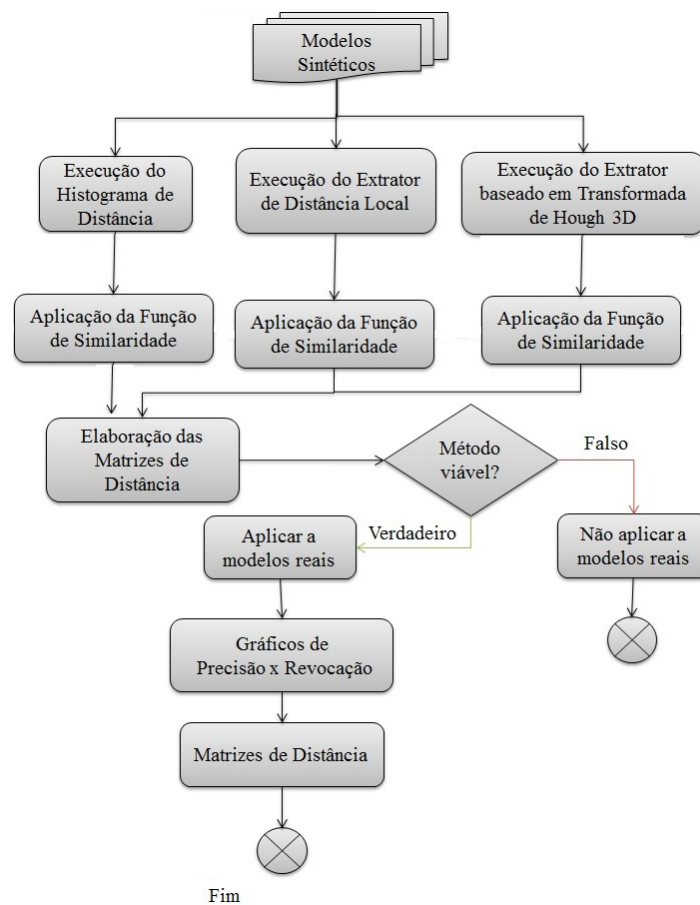


Figura 77 – Sequência de testes usada.

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*.

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.

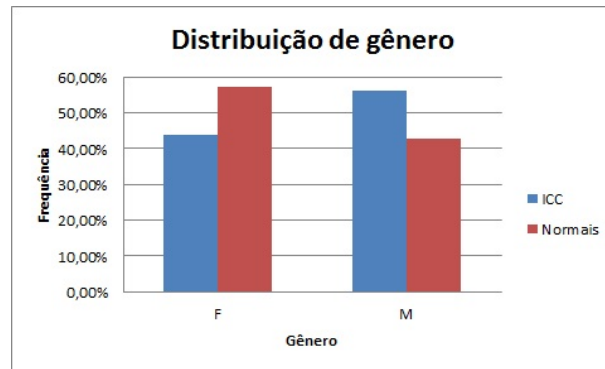


Figura 78 – Distribuição de homens e mulheres para cada grupo de estudo.

Foram criados três tipos de modelos sintéticos: sem anomalia - denominado Normal, Deformado tipo 1 ($D1$) e Deformado 2 ($D2$), apresentados na Figura 81(a), 81(b), 81(c), 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.

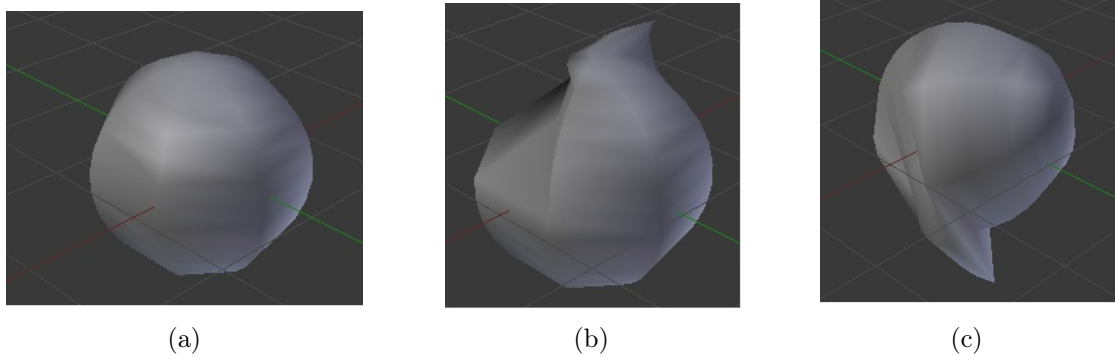


Figura 79 – Modelos Sintéticos: (a) Modelo sem anomalias; (b) Modelo com deformação tipo 1; (c) Modelo com deformação tipo 2;

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 80, 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.

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

Figura 80 – Distâncias usando os Modelos Sintéticos. As distâncias em vermelho mostram menos similaridade e as em verde indicam modelos similares.

7.2.2 Extrator de Distância Local

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 81(a), 81(b) e 81(c) apresentam exemplos dos objetos modelados com deformações em diferentes octantes.

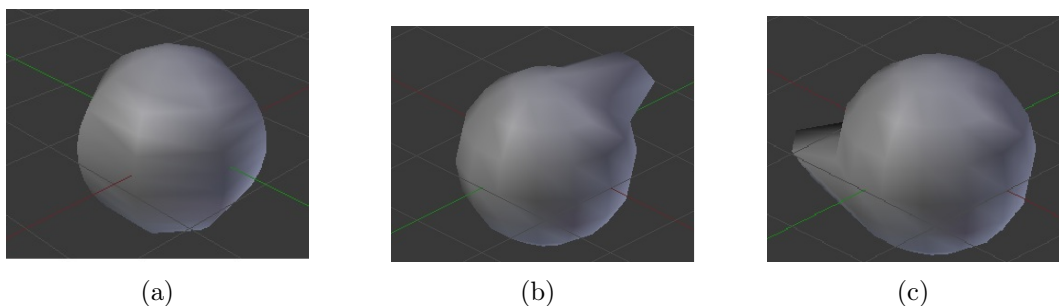


Figura 81 – Modelos Sintéticos: (a) Modelo sem anomalias; (b) Modelo com deformação no primeiro octante; (c) Modelo com deformação no sétimo octante.

Os resultados também foram bastantes satisfatórios, como mostra a relação de dis-

tâncias encontradas apresentadas na Figura 82. 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 a 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.

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

Figura 82 – Distâncias Euclidianas usando os modelos sintéticos. As distâncias em vermelho mostram menos similaridade e as em verde indicam modelos similares.

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 83(a), 83(b), 83(c) e 83(d), respectivamente.

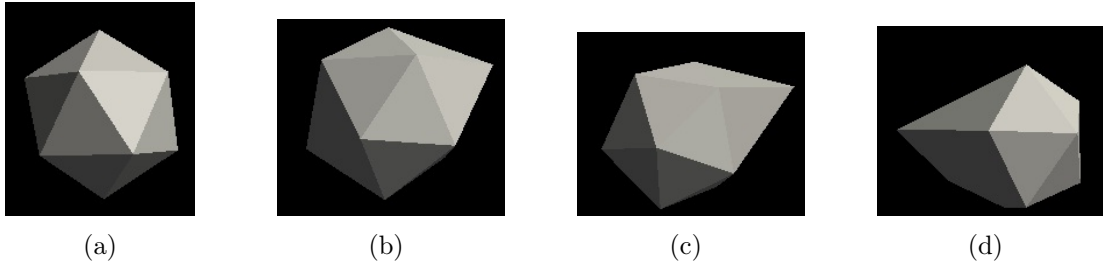


Figura 83 – Modelos Sintéticos: (a) Modelo sem deformações; (b) Modelo com pequena deformação no primeiro octante; (c) Modelo com muita deformação no primeiro octante; (d) Modelo com muita deformação no quarto octante.

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 6.1 e 6.3, 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 84(a), 84(b) e 84(c) apresentam as distâncias encontradas utilizando desvio padrão e a comparação por frequência, respectivamente.

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

(a)

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

(b)

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

(c)

Figura 84 – Distâncias encontradas: (a) Utilizando área; (b) Utilizando desvio padrão; (c) Utilizando frequências;

Como é apresentado, as células nas cores vermelhas indicam maiores diferenças entre os modelos e as verdes diferenças pequenas. 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 84(b) e 84(c) 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 6.6. 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 85 e 86 apresentam os gráficos de PxR e a Matriz de Distâncias obtida, respectivamente.



Figura 85 – Gráfico de Precisão versus Revocação obtidos utilizando o método de Histograma de Distância.

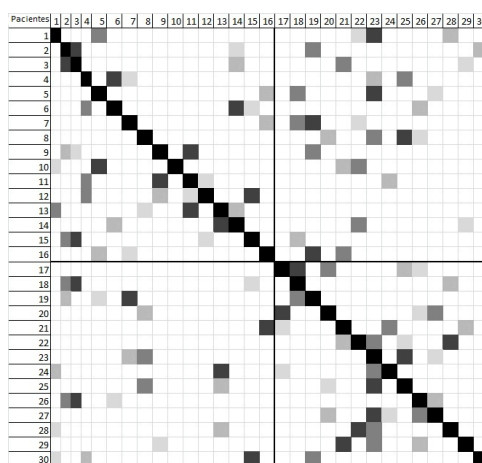


Figura 86 – Matriz de Distâncias utilizando o método de Histograma de Distância.

No Gráfico da Figura 85 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 86 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 dos 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 87 e 88 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 et al., 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.

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

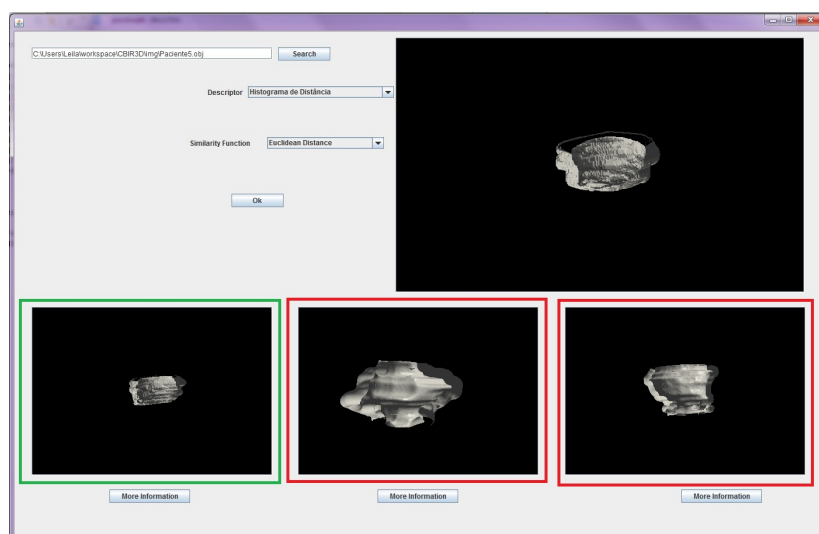


Figura 87 – Resultado incorreto apresentado pela interface quando é utilizado o método de Histograma de Distância. (Paciente 5)

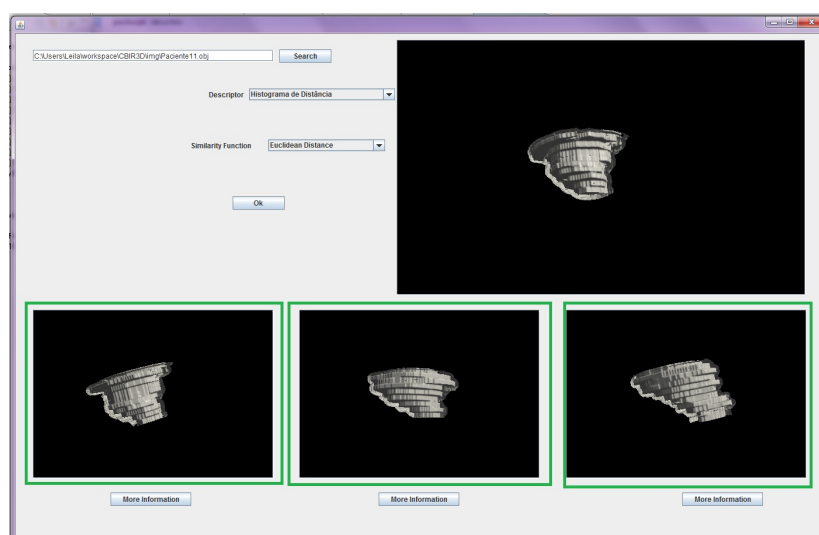


Figura 88 – Resultado correto apresentado pela interface quando é utilizado o método de Histograma de Distância. (Paciente 11)

e menores aplicados nos modelos sintéticos. Os gráficos de PxR e a Matriz de Distância estão apresentados nas Figuras 89 e 90, respectivamente.

Analisando o Gráfico da Figura 89 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 85. 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.

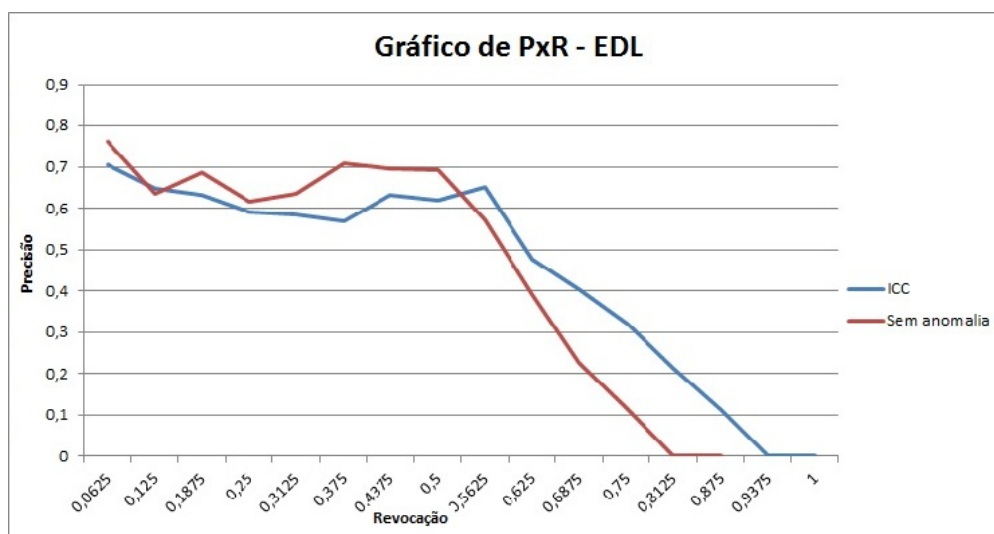


Figura 89 – Gráfico de Precisão versus Revocação obtidos utilizando o método de ELD.

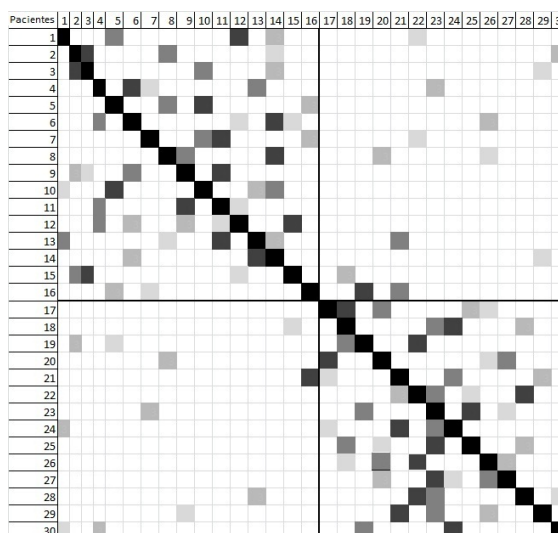


Figura 90 – Matriz de Distâncias utilizando o método de ELD.

Esse resultado é refletido na Matriz de Distância, na qual os *clusters* adquirem um 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 91 e 92 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.

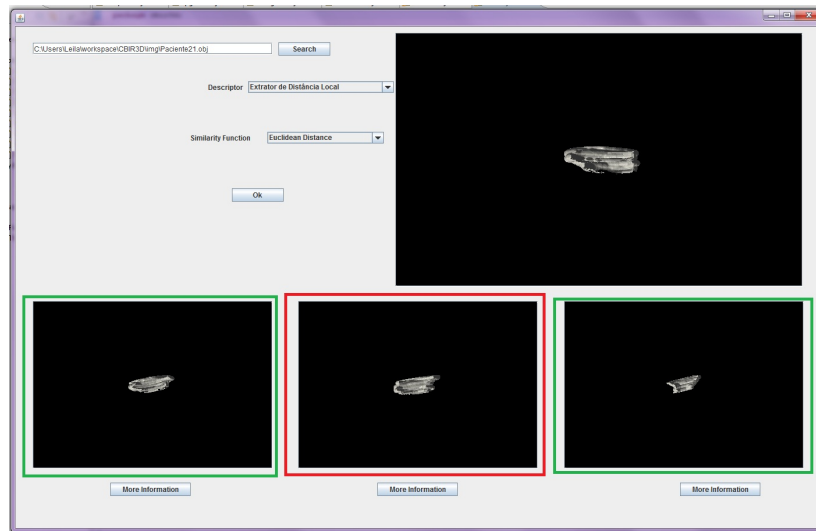


Figura 91 – Resultado incorreto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ELD.(Paciente 21)

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

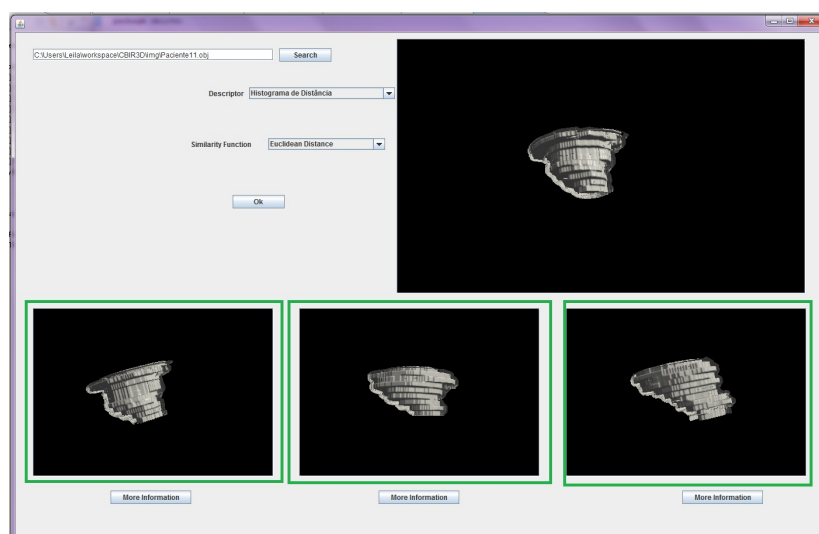


Figura 92 – Resultado correto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ELD. (Paciente 11)

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

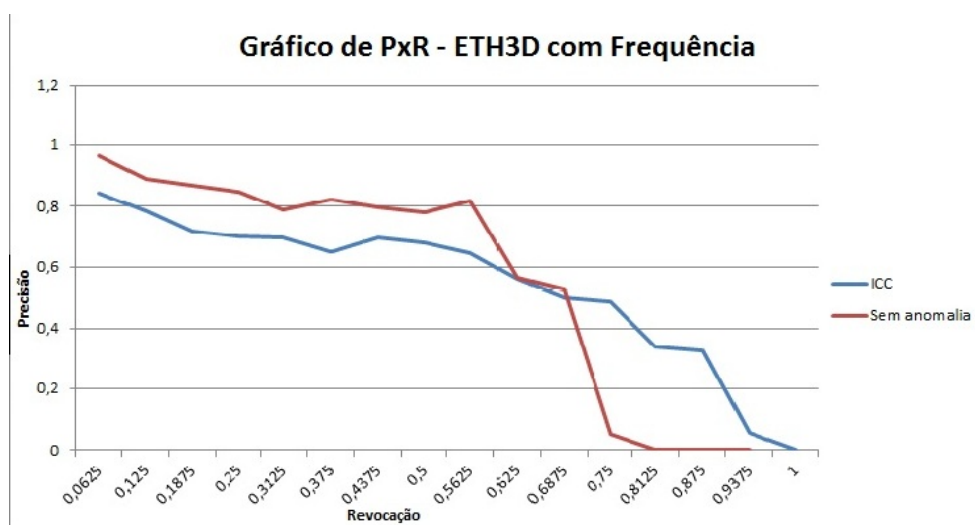


Figura 93 – Gráfico de Precisão *versus* Revocação obtidos utilizando o método de ETH3D com as frequências das matrizes-R cúbicas.

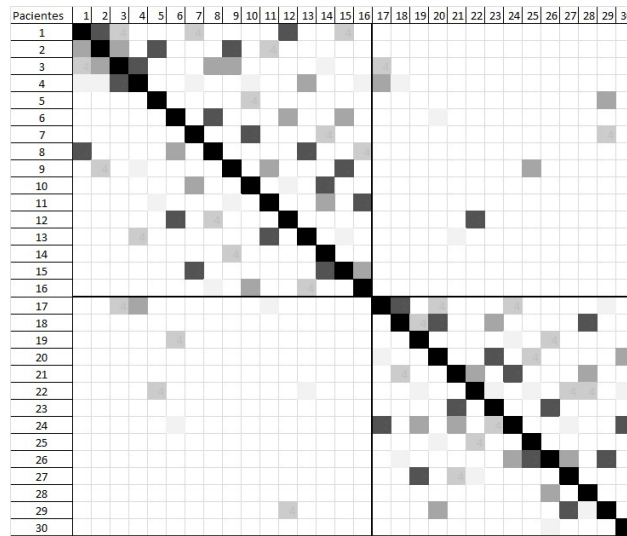


Figura 94 – Matriz de Distâncias utilizando o método de ETH3D com as frequências das matrizes-R cúbicas.

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, muitos 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 95 e 96 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.

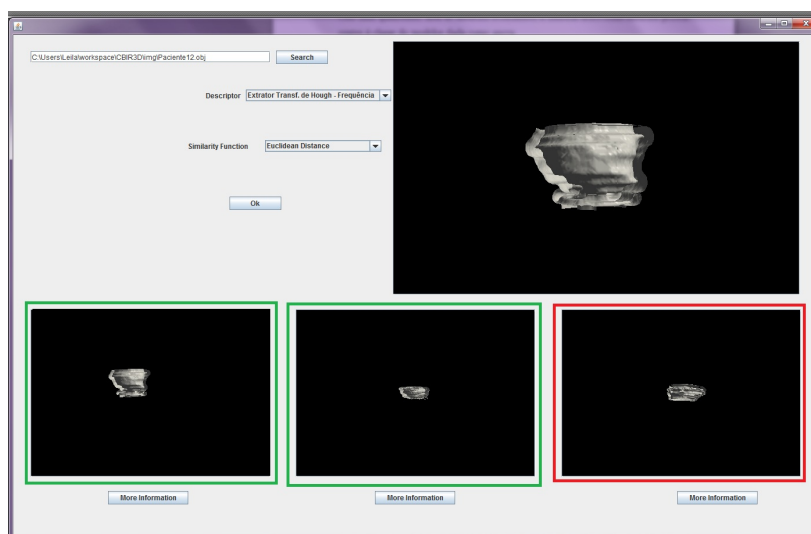


Figura 95 – Resultado incorreto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com frequência. (Paciente 12)

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

As Figuras 97 e 98 apresentam os resultados utilizando o ETH3D com o desvio padrão.

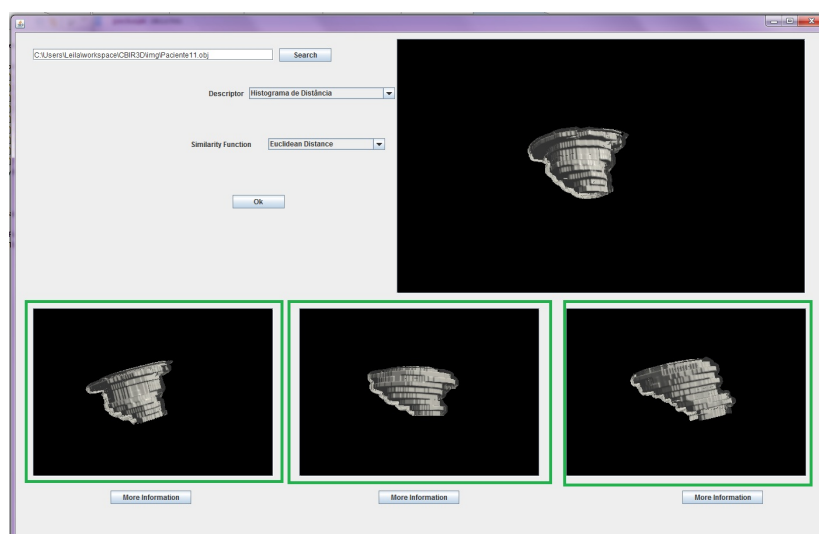


Figura 96 – Resultado correto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com frequência. (Paciente 11)

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

A Matriz de Distâncias detalha melhor o comportamento do extrator, verificando-se

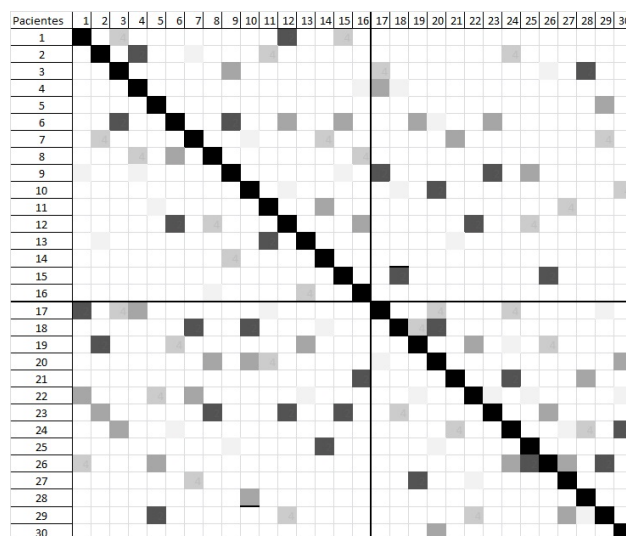


Figura 98 – Matriz de Distâncias utilizando método de ETH3D com o desvio padrão das distâncias.

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 99 e 100 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.

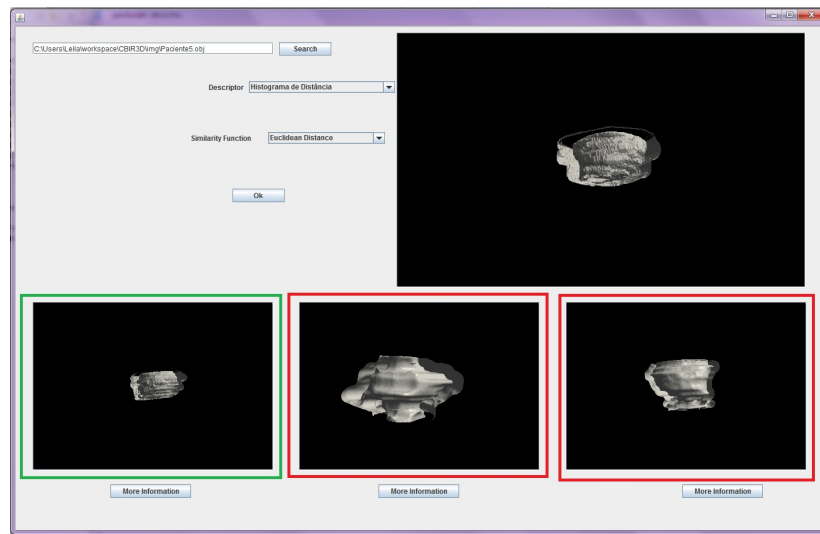


Figura 99 – Resultado incorreto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com desvio padrão.

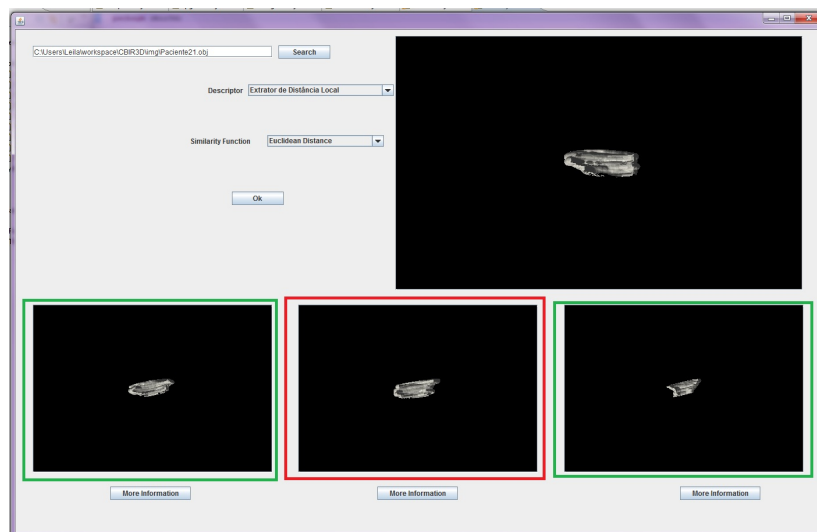


Figura 100 – Resultado correto apresentado pela interface quando se é utilizado o método ETH3D com desvio padrão.

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 et al., 2003). Com o intuito de analisar o comportamento do extrator Histograma de Distância utilizando essa métrica, foram feitos testes e calculado o gráfico de PxR utilizando a Distância Manhattan, apresentado na Figura 101.

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

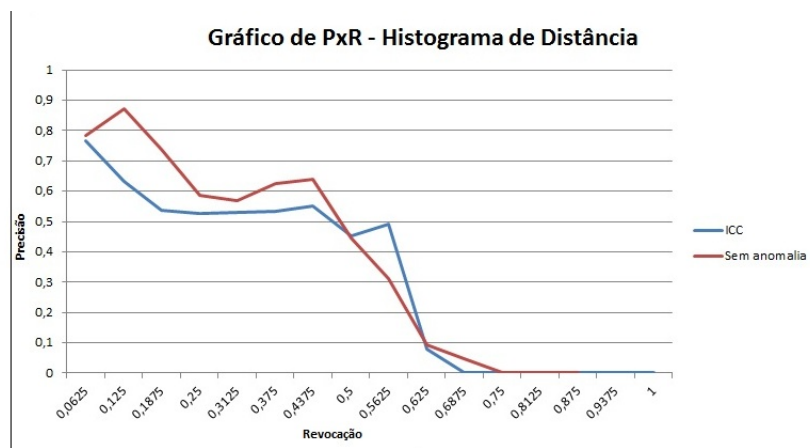


Figura 101 – Gráfico de Precisão versus Revocação obtidos utilizando o método de Histograma de Distância e com a Distância Manhattan.

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 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 102(a) e 102(b) apresentam a malha triangular de um modelo com 40000 vértices e a mesma malha remodelada com 80000 vértices, respectivamente.

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

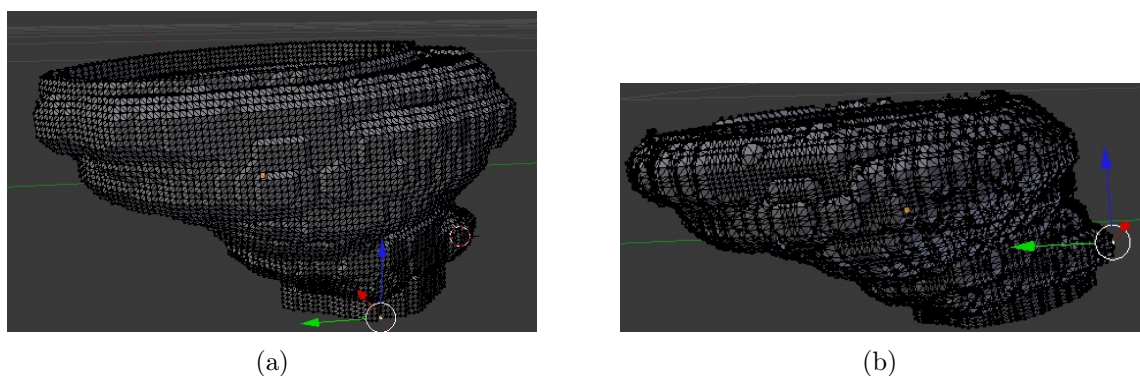


Figura 102 – Modelos remalhados: (a) 40000 vértices. (b) 80000 vértices.

versus Revocação para os modelos de pacientes saudáveis e com ICC estão apresentados nas Figuras 103 e 104, 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.

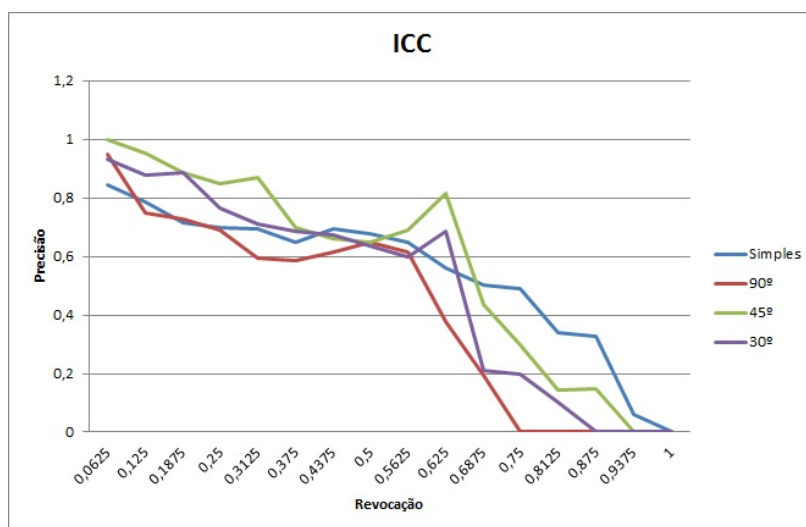


Figura 103 – Gráfico de Precisão versus Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos com ICC e remodelados.

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

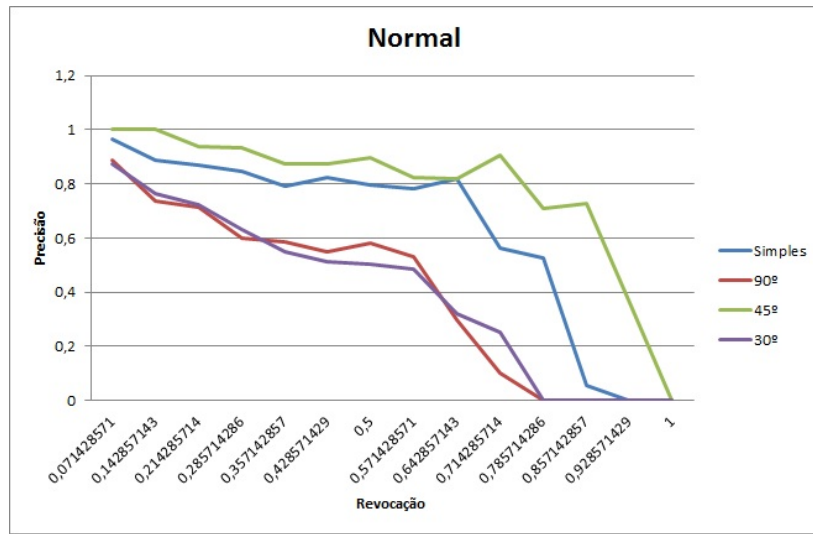


Figura 104 – Gráfico de Precisão versus Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos sem anomalias e remodelados.

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 105 e 106, respectivamente.

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 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

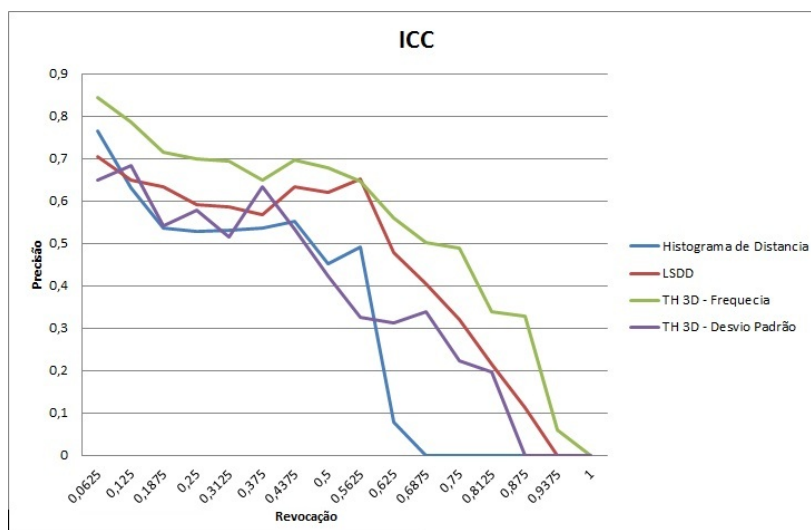


Figura 105 – O gráfico de Precisão versus Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos com ICC.

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.

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

Tabela 15 – Média de modelos recuperados corretamente

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

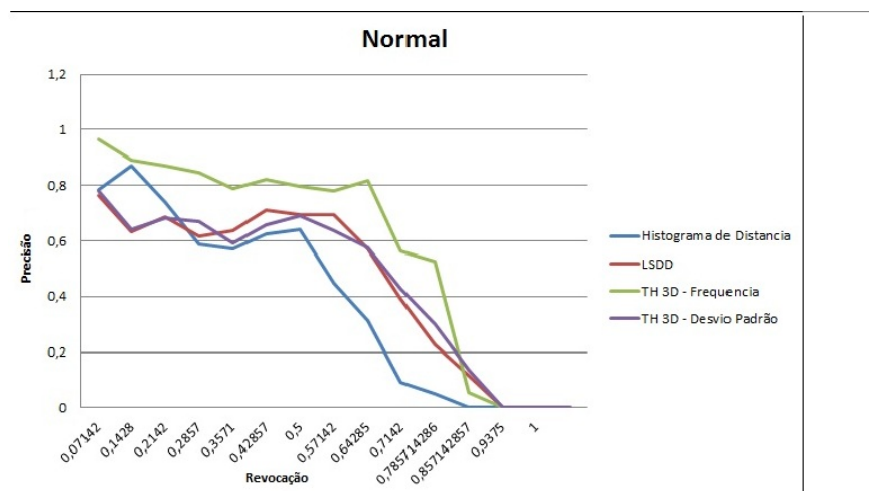


Figura 106 – O gráfico de Precisão versus Revocação comparando todos os extratores implementados nos modelos sem anomalias.

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 107(a), 107(b), 107(c) e 107(d) 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 ICC e as Figuras 108(a), 108(b), 108(c) e 108(d) 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 86, 90, 94 e 98.

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).

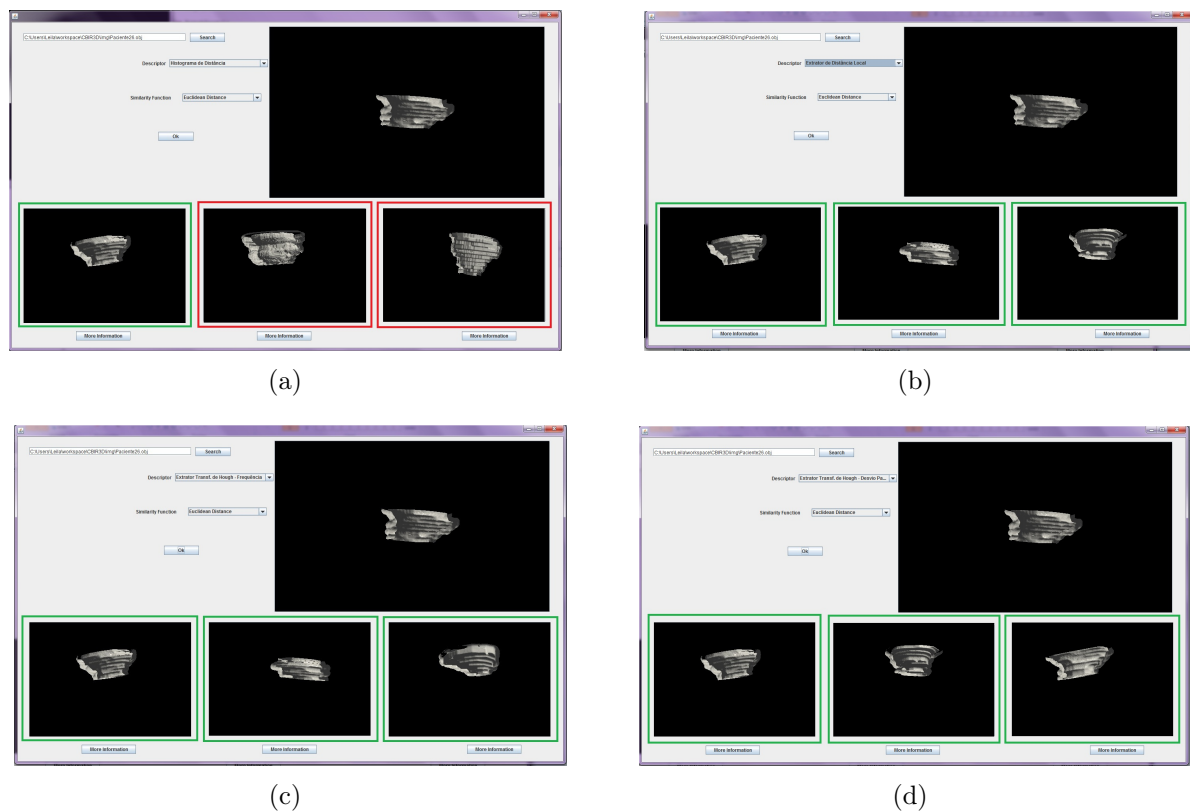


Figura 107 – Resultados fornecidos pelo Protótipo do Sistema usando diferentes extratores em um modelo com ICC: (a)Histograma de Distância; (b) EDL; (c)ETH3D - frequência; (d) ETH3D - desvio padrão.

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

7.7 Artigos publicados e submetidos

Os seguintes artigos foram publicados no presente projeto de pesquisa:

- 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*. Paranavaí, 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.

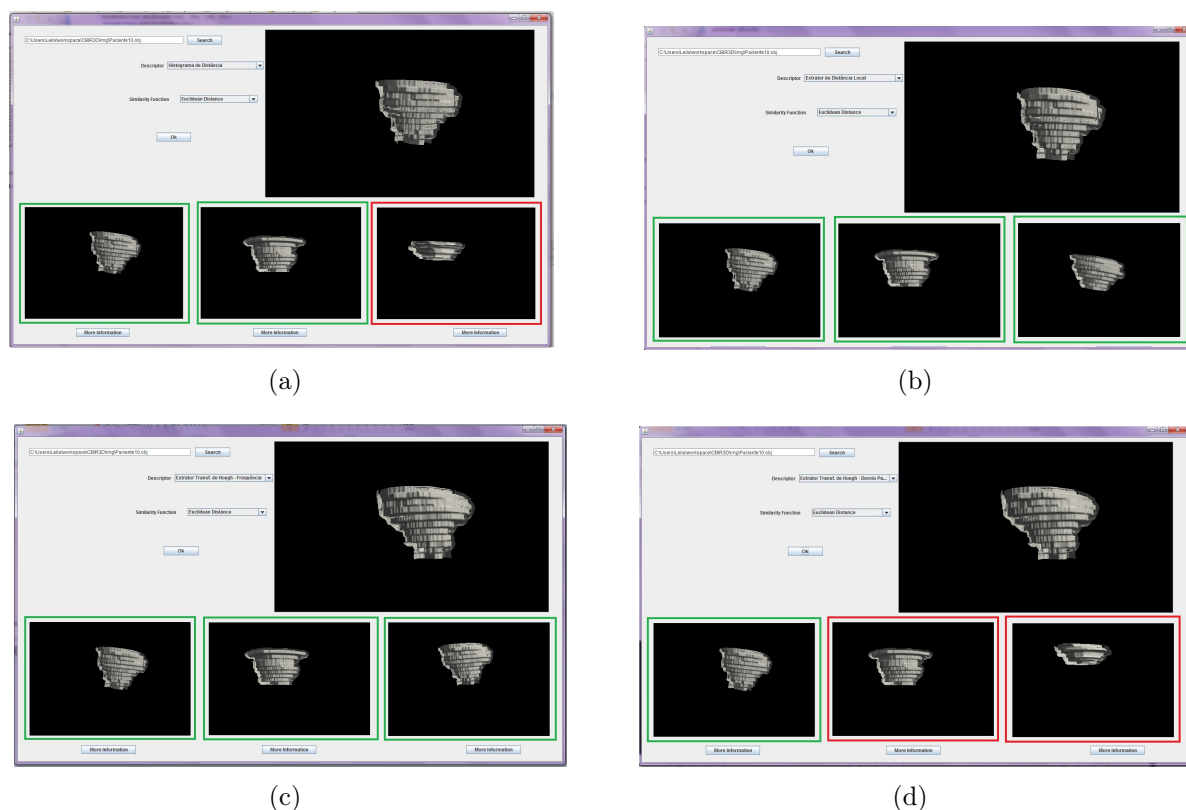


Figura 108 – Resultados fornecidos pelo Protótipo do Sistema usando diferentes extra-
tores em um modelo sem a ICC: (a) Histograma de Distância; (b) EDL;
(c) ETH3D - frequência; (d) ETH3D - desvio padrão.

- 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 et al. (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.

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 de extratores locais no contexto tridimensional, como no sentido de comprovar a viabilidade de aplicações como CBIR em um cenário complexo que considera imagens médicas.

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.

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 et al., 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 et al., 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 Clas-sification	Média de Acurácia
(XIANG et al., 2007)	<i>Poisson Shape Histogram</i>	Genérica	Distância Manhattan	Precisão <i>versus</i> Re-vocação
(LI; JOHAN, 2011)	CBR-ZFDR - ZFDR: <i>Zernike moments fea-ture, Fourier descriptor feature, Depth informa-tion 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> Re-vocação
(AMAN et al., 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 Dis-counted Cumulative Gain</i>
(LENG et al., 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 Cu-mulative Gain</i>
(OHBUCHI et al., 2008)	<i>Individual Match Scale Invariant Feature Trans-form</i> (IM-SIFT)	Genérica	Distância Manhattan	Precisão <i>versus</i> Re-vocação
<i>Forma - Geometria</i>				
(YACHUN et al., 2009)	Histograma de vértices e rotulação de modelos	Genérica	Distância Euclidiana	Precisão <i>versus</i> Re-vocação.
(WANG; CUI, 2004)	Mapa Geométrico	Genérica	Distância Euclidiana	-
(WU et al., 2004)	VOI: <i>Volume Interest</i>	Modelos médicos do cérebro	Distância Euclidiana	-
(OSADA et al., 2008)	<i>Volumetric Scale Inva-riant Feature Transform</i> (VSIFT)	Genérica	<i>Bag of Fe-atures</i>	<i>Mean First Tear, Mean Normalized Discounted Gain, Mean Normalized Cumulated Gain e Mean Average Precision</i>

(LI et al., 2008b)	<i>Multiresolution Wavelet Analysis</i>	Genérica	Distância Manhattan	Precisão <i>versus</i> Revocação, <i>First Tier</i> , <i>Second Tier</i> , <i>Nearest Neighbours</i> , <i>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 et al., 2008a)	Descritor Spin	Genérica	Kullback-Leibler	Precisão <i>versus</i> Revocação

Referências

ACM. *ACM Digital Library*. 2013. Disponível em: <http://dl.acm.org/>.

AHANATHAPILLAI, V.; HAMILTON, D. Eigenhearts for diagnosis of congestive heart failure (CHF). In: *Advances in Medical, Signal and Information Processing, 2006. MED-SIP 2006. IET 3rd International Conference On*. Glasgow, Escócia: IEEE Computer Society, 2006. p. 1 –4.

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.

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.

AZEVEDO, E.; CONCI, A. *Computação Gráfica - Teoria e Prática*. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2003. 353 p.

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>.

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.

BIOIMAGEM. *Escore de cálculo*. 2012. Disponível em: <http://bioimagem.blogspot.com.br/2010/10/escore-de-calcio-armadilha.html>.

BIOLCHINI, J.; MIAN, P. G.; NATALI, A. C. C.; TRAVASSOS, G. H. *Systematic Review in Software Engineering*. Rio de Janeiro, 2005.

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.

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.

- 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.
- 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.
- CAMARGO, I. de; BOULOS, P. *Geometria Analítica*. 3. ed. São Paulo: Prentice Hall, 2005. 543 p.
- CANON, I. *Como ler um histograma*. 2011. Disponível em: <http://www.canon.pt>.
- CARDIOLOGIC. *Ecocardiograma*. 2012. Disponível em: <http://cardi-o-logic.com/Servicios/Ecocardiograma.html>.
- 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.
- CBIC. *ImageVis3D: A Real-time Volume Rendering Tool for Large Data*. *Scientific Computing and Imaging Institute (SCI)*. 2012. Disponível em: <http://www.imagevis3d.org>.
- CBIC. *Seg3D: Volumetric Image Segmentation and Visualization*. *Scientific Computing and Imaging Institute (SCI)*. 2012. Disponível em: <http://www.seg3d.org>.
- CHEN, Z. Q.; ZOU, K. S.; IP, W. H.; CHAN, C. Y. 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.
- 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.
- DATASUS. *Epidemologias e Mortalidade*. 2013. Disponível em: <http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php>.
- DATTA, R.; JOSHI, D.; LI, J.; WANG., J. Z. 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.
- 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.
- 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.
- 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>.

- 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.
- 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.
- FORSYTH, D. A.; PONCE, J. *Computer Vision: A Modern Approach*. 2. ed. New Jersey, EUA: Prentic, 2012. 761 p.
- 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.
- 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.
- 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.
- GONÇALVES, V. M.; NUNES, F. S.; DELAMARO, M. E.; OLIVEIRA, R. A. P. Avaliação de funções de similaridade em um framework de teste para programas com saídas gráficas. In: *Proceedings of XXXVII Conferencia Latinoamericana de Informatica (XXX-VII CLEI)*. Quito, Equador: IEEE Computer Society, 2011. v. 1, n. 37, p. 1–15.
- GONG, B.; WANG, Y.; LIU, J.; TANG, X. 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.
- GONG, B.; XU, C.; LIU, J.; TANG, X. 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.
- GONZALES, R. C.; WOODS, R. E. *Processamento de Imagens Digitais*. São Paulo: Editora Edgard Blucher, 1992.
- GUYTON, A.; HALL, J. *Tratado de fisiologia médica*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006. ISBN 9788535216417.
- HAJEER, M. Y.; MILLETT, D. T.; AYOUB, A. F.; SIEBERT, J. P. 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>.
- HEART-INSTITUTE. *SPECT Research*. 2013. University Ottawa. Disponível em: http://www.ottawaheart.ca/research_discovery/spect-research_overview.htm.

- IEEE. *IEEE Xplore Digital Library*. 2013. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/home.jsp>.
- IMAGING, B. *How MRI works*. 2012. Disponível em: <http://www.bitterrootimaging.com>.
- INCA. *Doenças Isquêmicas do Coração*. 2003. Instituto Nacional do Câncer. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/inquerito/docs/isquemiascoracao.pdf>.
- INFOESCOLA. *Angiografia*. 2012. Disponível em: <http://www.infoescola.com/exames-medicos/angiografia/>.
- JIA, J.; QIN, Z.; ZHANG, Q.; CHEN, J.; LIU, Y. 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.
- 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.
- 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.
- KHOSHELHAM, K. Extending generalized hough transform to detect 3D objects in laser range data. In: *ISPRS Workshop on Laser Scanning*. Espoo, Finlândia: Elsevier, 2007.
- KITCHENHAM, B. *Procedures for Performing Systematic Review*. [S.l.], 2004.
- KUMAR, V.; ABBAS, A. K.; FAUSTO, N.; ASTER, J. C. *Robins e Cotran, bases patológicas das doenças*. 8. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.
- LEEDS, L. U. *MRI scan better for heart patients*. 2011. Disponível em: <http://www.leeds.ac.uk/news/article/2784/>.
- 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.
- 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.
- 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.
- LI, L.; ZHANG, S.; ZHANG, K.; HE, Q. 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.

- 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.
- LI, Z.; MITANI, J.; FUKUI, Y.; NISHIHARA, S. Multiresolution wavelet analysis of shape orientation for 3D shape retrieval. In: *Proceeding of the 11th ACM international conference on Multimedia information retrieval*. Vancouver, Canada: ACM - Association for Computing Machinery, 2008. p. 403–410.
- LV, T.; LIU, G.; HUANG, S. bin; WANG, Z. xuan. 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.
- 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.
- 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.
- MARQUES, O.; VIEIRA, H. *Processamento de Imagens*. Rio de Janeiro: Brasport, 1999.
- MARTINI, F. H. *Fundamentals of Anatomy and Physiology*. 17a. ed. São Francisco, EUA: Pearson, 2006.
- MONTEIRO, A. B.; BULGARELLI, A. F.; ROSIN, H. R.; FARIA, R. S. *Métodos Avançados de Imagem: Ressonância Magnética*. 1997. Disponível em: <http://www.forp.usp.br/laciro/pesquisa/ressomag.htm>.
- MPEG7, M. P. E. G. *MPEG-7 Overview*. 2004. Disponível em: <http://mpeg.chiariglione.org/standards/mpeg-7>.
- MYSQL. *MySQL 5.2*. 2013. Disponível em: <http://www.mysql.com/>.
- NACIF, M. S.; JUNIOR, A. C. d. O.; CARVALHO, A. C. P.; ROCHITTE, C. E. 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.
- 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.
- NETTER, F. H. *Atlas de Anatomia Humana*. 5a. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.
- NUNES, F. L. *Processamento gráfico para aplicações em saúde: técnicas, requisitos, ferramentas, desafios e oportunidades*. Tese (Livre Docência). São Paulo: [s.n.], 2011.

- NUNES, F. L. S. *Introdução ao processamento de imagens médicas para auxílio ao diagnóstico*. Rio de Janeiro: Pontifícia Universidade Católica-Rio de Janeiro, 2006. 73-123 p.
- 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.
- OHBUCHI, R.; OSADA, K.; FURUYA, T.; BANNO, T. Salient local visual features for shape-based 3d model retrieval. In: *Proceedings of 8th IEEE International Conference on Shape Modeling and Applications. SMI*. [S.l.: s.n.], 2008. p. 93–102.
- ORACLE. *API Java 3D*. 2013. Disponível em: <http://www.oracle.com/technetwork/java/javase/tech/index-jsp-138252.html>.
- ORACLE. *API Swing Java*. 2013. Disponível em: <http://docs.oracle.com/javase/6/docs/api/javax/swing/package-summary.html>.
- 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.
- 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.
- PEDRINI, H.; SCHWARTZ, W. R. *Análise de imagens Digitais*. São Paulo: Thomson Learning, 2008.
- PINHEIRO, P. *Prolapso da Válvula Mitral*. 2012. Disponível em: <http://www.mdsaude.com>.
- PRADO, F. C.; VALLE, J. R.; RAMOS, J. Atualização terapêutica: manual prático de diagnóstico e tratamento. In: . São Paulo: Artes Médicas, 1999.
- 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: [s.n.], 2009.
- PROCARDÍACO. 2010. Pró - Cardíaco de Curitiba - Exames de Eletrocardiograma. Disponível em: <http://www.procardiacocuritiba.com.br/site/.../eletrocardiograma>.
- 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.
- ROCHE. *Insuficiência Cardíaca Crônica*. 2012. Disponível em: <http://www.roche.pt/portugal/index.cfm/produtos/equipamentos-de-diagnostico/informacao-diagnostico/siscardiovascular/insuf-card-cronica/>.
- 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).

- RUAN, J.; LIN, J.; YANG, Y.; WEI, W. A high performance computing platform for 3D model retrieval. In: *Proceedings of 11th International Conference on Computer Science and Software Engineering. (CSSE)*. Wuhan, China: IEEE Computer Society, 2008. p. 446–449.
- RUI, Y.; HUANG, T. S.; ORTEGA, M.; MEHROTRA, S. *Relevance Feedback: A Power Tool for Interactive Content-Based Image Retrieval*. 1998.
- SAAVEDRA, J. M.; BUSTOS, B.; SCHERER, M.; SCHRECK, T. 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>.
- SANTOS, A. P. O. *Recuperação de Imagens Mamográficas Baseadas em Conteúdo*. 155 p. Dissertação (Mestrado) — Centro Universitário Eurípedes de Marília - UNIVEM, Marília, 2006.
- 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>.
- SIMMONS, G. F. *Cálculo com Geometria Analítica*. São Paulo: Pearson, 2005.
- SMEULDERS, A.; WORRING, M.; SANTINI, S.; GUPTA, A.; JAIN, R. 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.
- 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.
- SPENCE, A. P. *Anatomia humana básica*. 2a. ed. São Paulo: Manole, 1991. 292-295 p.
- SPRINGER. *Springer Link*. 2013. Disponível em: <http://link.springer.com/>.
- STEINBRUCH, A. *Geometria analítica*. São Paulo: McGraw-Hill, 2006. 292 p.
- STEWART, J. *Cálculo*. 6. ed. [S.l.]: Thomson Learning, 2010.
- 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>.
- SUETENS, P. *Fundamentals of Medical Imaging*. 2a. ed. New York, EUA: Cambridge University Press, 2009.
- TIMERMAN, A.; PAULO, S. de Cardiologia do Estado de S.; CESAR, L.; FERREIRA, J.; BERTOLAMI, M. *Manual de Cardiologia: SOCESP*. Atheneu, 2000. ISBN 9788573792546. Disponível em: <http://books.google.com.br/books?id=Wi8hGwAACAAJ>.

- TOLEDO, M. F.; ADDE, F. V. Discinesia ciliar primária na infância. *Jornal da Pediatria*, v. 76, n. 1, p. 8, 2000.
- 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.
- UNESCO. *Relatório UNESCO sobre Ciência 2010: O atual status da ciência em torno do mundo*. [S.l.], 2010.
- 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.
- VRANIC, D. V. *3D Model Retrieval*. Tese (PhD Thesis) — University of Leipezig, Germany, 2001.
- 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*. [S.l.]: Springer Berlin / Heidelberg, 2004. v. 3333, n. 5, p. 103–110.
- 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*. [S.l.: s.n.], 2011. v. 1, p. 334–338.
- WEI, W.; YANG, Y.; LIN, J.; RUAN, J. 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.
- WIEDERHOLD, G.; SHORTLIFFE, E. S. System design and engineering in health care. In: *Biomedical Informatics*. 3. ed. New York: Springer, 2006. p. 233–263.
- WU, H.; KIM, J.; CAI, W.; FENG, D. 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.
- WU, H.-Y.; LUO, T.; WANG, L.; WANG, X.-L.; ZHA, H. 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.
- XIANG, P.; HUA, C.; GANG, F.; CHUAN, Z. 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.
- 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.

YANG, C.; TANG, D.; HABER, I.; GEVA, T.; NIDO, P. J. del. 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>.

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.

YANG, M.; PERIASWAMY, S.; WU, Y. False positive reduction in lung GGO nodule detection with 3D volume shape descriptor. In: *Acoustics, Speech and Signal Processing, 2007. ICASSP 2007. IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2007. v. 1, p. I–437–I–440. ISSN 1520-6149.

YOON, S. M.; SCHERERA, M.; SCHRECK, T.; KUIJPER, A. 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.

YUBIN, Y.; HUI, L.; YAO, Z. Content-based 3D model retrieval: A survey. In: *Proceedings of 7th IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*. [S.l.]: IEEE Computer Society, 2007. v. 36, n. 7, p. 1081–1098.

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.

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.