LEILA CRISTINA C. BERGAMASCO

**RECUPERAÇÃO DE OBJETOS MÉDICOS 3D
UTILIZANDO HARMÔNICOS ESFÉRICOS E REDES DE
FLUXO**

São Paulo
2018

LEILA CRISTINA C. BERGAMASCO

**RECUPERAÇÃO DE OBJETOS MÉDICOS 3D
UTILIZANDO HARMÔNICOS ESFÉRICOS E REDES DE
FLUXO**

Tese apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Doutor em Ciências.

São Paulo
2018

LEILA CRISTINA C. BERGAMASCO

**RECUPERAÇÃO DE OBJETOS MÉDICOS 3D
UTILIZANDO HARMÔNICOS ESFÉRICOS E REDES DE
FLUXO**

Tese apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração:
Engenharia de Computação

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

São Paulo
2018

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

Este exemplar foi revisado e corrigido em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, _____ de _____ de _____

Assinatura do autor: _____

Assinatura do orientador: _____

Catálogo-na-publicação

Bergamasco, Leila Crisitna Carneiro

Recuperação de objetos médicos 3D utilizando harmônicos esféricos e redes de fluxo / L. C. C. Bergamasco -- versão corr. -- São Paulo, 2018.
181 p.

Tese (Doutorado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.
Departamento de Engenharia de Computação e Sistemas Digitais.

1.RECUPERAÇÃO DA INFORMAÇÃO 2.INFORMÁTICA MÉDICA
3.RECONHECIMENTO DE PADRÕES I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de Computação e Sistemas Digitais II.t.

Dedicatória

Dedico esta Tese aos meus avós, a origem da possibilidade deste estudo.

AGRADECIMENTOS

“Nanos gigantum humeris insidentes” é uma expressão em latim que expressa a aquisição do conhecimento a partir de descobertas anteriores. Isaac Newton tornou essa frase famosa ao dizer: *“Se eu pude ver mais longe é porque estive em ombros de gigantes”*. Ao final deste trabalho, minha conclusão mais importante é que um Doutorado, como qualquer outro projeto grande de vida, não é realizado por uma pessoa só, há uma comunidade apoiando a quem devo sinceros agradecimentos.

Aos meus pais, que sedimentaram grande parte do meu caminho até este momento. Meus primeiros “gigantes” que me permitiram, além de ver longe, sonhar.

Ao Alex, meu companheiro de jornada, por sua compreensão em meus momentos de ausência e silêncio. Obrigado por sempre me lembrar que parar e respirar fundo é preciso.

A todos os meus familiares e amigos que proporcionaram momentos leves e alegres durante esse período desafiador.

À professora Fátima, que durante os sete anos em que trabalhamos juntas, me proporcionou reuniões valiosas nas quais experiências, conhecimento e aprendizados foram divididos.

Ao InCor, em especial ao professor Rochitte, que desde a concepção do projeto se mostrou disponível para explanação de dúvidas e compartilhamento de conhecimento.

Aos professores Helton e Karla pelas contribuições teóricas feitas neste trabalho. A Matemática é um mundo que sempre me fascinou e com a ajuda de vocês pude explorar com maturidade alguns conceitos.

Aos alunos do LApIS, em especiais aos de Iniciação Científica que colaboraram para o amadurecimento de vários pontos deste trabalho.

Aos professores e funcionários do PPGEe que colaboraram durante todo o processo de desenvolvimento e entrega deste projeto.

Ao CAPES-PROEX do PPGEe e ao INCT/MACC pelo apoio financeiro em participações de eventos científicos da área.

“Nós só podemos ver uma curta
distância à frente, mas podemos ver
muito do que precisa ser feito.”

-Alan Turing

RESUMO

A Recuperação de Imagens Baseada em Conteúdo (*Content-Based Image Retrieval* - CBIR) visa recuperar, em uma base de imagens, as ocorrências mais similares a uma imagem fornecida como modelo, a partir de características extraídas desses objetos. O uso dos conceitos de CBIR, embora bem explorado para recuperação de imagens bidimensionais, ainda é pouco explorado no domínio de objetos tridimensionais. A partir da identificação de lacunas na literatura a respeito da abordagem eficiente para recuperação destes objetos, o objetivo deste estudo foi definir, implementar e validar técnicas de recuperação destes objetos médicos tridimensionais com base no seu conteúdo considerando buscas globais e regionalizadas da estrutura tridimensional. Para atingir tal objetivo foram realizadas as seguintes atividades: revisão bibliográfica, definição da base de dados, implementação de descritores e métodos de comparação por similaridade, construção de um protótipo de sistema de recuperação, realização de testes com objetos médicos tridimensionais e análise dos resultados. Os resultados obtidos com os métodos desenvolvidos foram positivos, alcançando 90% de média de precisão no retorno da busca. Verificou-se que os descritores baseados em Harmônicos Esféricos podem ser adaptados para serem utilizados como descritores locais. Adicionalmente, verificou-se que a abordagem utilizando grafos bipartidos em conjunto com o cálculo de similaridade por meio de uma rede de fluxo, produziu resultados melhores do que os métodos que utilizaram abordagens clássicas de comparação. Em relação ao estudo de caso analisado, as Cardiomiopatias, foi possível constatar que as informações de idade e gênero contribuem para melhorar a precisão da recuperação, uma vez que essas informações podem influenciar diretamente a estrutura do ventrículo esquerdo. Além disso, em uma avaliação com usuários finais da área de Cardiologia, constatou-se que efetivamente esta abordagem pode auxiliar na composição de diagnósticos. Estes resultados confirmaram o potencial que a recuperação por conteúdo possui no contexto médico, além de contribuir com a área de Computação no sentido de ter desenvolvido técnicas para recuperação por conteúdo no domínio de objetos tridimensionais.

Palavras-Chave – CBIR 3D, Cardiomiopatia, descritores de forma, objetos tridimensionais médicos.

ABSTRACT

Content-Based Image Retrieval - CBIR aims to retrieval, in an image database, the most similar occurrences to an image provided as a query, from extracted characteristics of these objects. The use of CBIR concept, although exploited for recovery of two-dimensional images, is still under explored in the three-dimensional objects knowledge field. Based on the identification of the current literature gaps regarding efficient approaches to retrieval these objects, the objective of this study was to define, implement and validate retrieval techniques of three-dimensional medical objects based on their content considering global and regionalized searches of the three-dimensional structure. In order to achieve this objective, the following activities were carried out: literature review, database definition, implementation of descriptors and methods of comparison by similarity, construction of a retrieval system prototype, tests with three-dimensional medical objects and results analysis. The results obtained with the methods developed were positive, reaching 90% of mean precision in the return of the search. It has been found that the descriptors based on Spherical Harmonics can be adapted to be used as local descriptors. Additionally, it was identified that the approach using bipartite graphs in conjunction with the similarity computation through network flow, produced better results than the methods that used classic approaches of comparison. Regarding the case study analyzed, the Cardiomyopathies, it was possible to verify that the information of age and gender contribute to improve the accuracy of the retrieval, since this information can directly influence the structure of the left ventricle. In addition, in an evaluation with end users of Cardiology area, it was verified that this approach can effectively aid in the diagnoses. These results confirmed the potential that content-based retrieval has in the medical context, as well as contribute to the Computing area in the sense of developing techniques for content-based in three-dimensional retrieval.

Keywords – 3D CBIR, Cardiomiopatya, Shape descriptors, three-dimensional medical objects.

LISTA DE FIGURAS

1	Estrutura dos Capítulos presentes neste trabalho.	29
2	Objeto 3D representando uma garrafa por meio de <i>voxels</i>	32
3	Objeto 3D representando uma garrafa por meio de faces triangulares. .	33
4	Cubo com a indicação dos vértices.	33
5	Esquema geral de um sistema CBIR.	34
6	Cálculo dos SPHARMs: (1) É possível separar o cálculo dos SPHARMs em duas partes: o cálculo dos harmônicos (2), composto por: fator de Normalização (4), Polinômios associado de Legendre (5) e o exponencial complexo (6), e a segunda parte é composta pelo cálculo da matriz de coeficiente harmônico (3).	39
7	Exemplo de um grafo G com três vértices e duas arestas.	41
8	Exemplo de grafo bipartido contendo quatro vértices e três arestas. . .	41
9	Exemplo de uma rede de fluxo com capacidades não-negativas.	42
10	Rede de fluxo ao final da execução do algoritmo de Ford-Fulkerson, os números em vermelho são as capacidades máximas suportadas e em preto as capacidades originais.	44
11	Processo de aquisição de imagem RMN.	47
12	Planos anatômicos: (a) Coronal, (b) Sagital, (c) Axial.	48
13	Relação entre órgão e imagem: (a) Plano Coronal (b) Plano Sagital (c) Plano de corte do eixo curto do ventrículo. (<i>VE: Ventrículo Esquerdo; VD: Ventrículo Direito; AE: Átrio Esquerdo; Ao: Aorta; AP: Artéria Pulmonar; Ad: Aorta descendente; DA: Coronária descendente</i>).	48
14	Tipos de cardiomiopatias.	49

15	Diferentes tipos de Cardiomiopatias – <i>fatia</i> 7 retirado de exames de RMC: a) Caso com CMD; b) Caso sem anomalia; c) Caso com CMH. Nota-se pelas imagens que para CMD a região interna do ventrículo esquerdo é maior e a parede ventricular mais fina. O oposto ocorre para a anomalia de CMH que apresenta uma região interna menor e uma parede ventricular mais espessa.	51
16	Diferentes tipos de Cardiomiopatias – sétimo <i>fatia</i> retirado de exames de RMC: a) Caso com CMD; b) Caso sem anomalia; c) Caso com CMH. Nesse exemplo, tanto a região interna do ventrículo esquerdo como a parede ventricular possuem aspecto parecido.	51
17	Gráfico PxR gerado para uma consulta do exemplo prático.	54
18	Matriz de distância gerada pelo exemplo prático da Seção 4.1.	56
19	dendrograma gerado pelo exemplo prático da Seção 4.1.	57
20	Gráfico de silhueta gerado pelo exemplo prático.	58
21	Exemplo de pergunta respondida por meio de Escala Likert	59
22	Distribuição dos descritores de acordo com a imagem médica utilizada.	68
23	Visão geral do projeto: após a coleta, preparação dos <i>fatias</i> e armazenamento na base de dados, se inicia a etapa da extração e recuperação de objetos 3D similares e os apresenta para o usuário final.	81
24	Modelo metodológico utilizado durante a execução do presente trabalho de pesquisa. As tarefas foram divididas em três grandes blocos de atividades: Revisão Bibliográfica, Desenvolvimento e Resultados. . . .	82
25	Modelo proposto de comparação dos coeficientes SPHARMs por meio de um grafo bipartido.	86
26	Modelo gerado para indexação e comparação por similaridade utilizando redes de fluxo.	89
27	Modelo proposto de indexação dos coeficientes SPHARMs por meio de um grafo bipartido.	90
28	Representação alto nível do ETH3D	93

29	Exemplos de cubos utilizados no GC1: a) Cubo original com 2cm de largura; b) Cubo original rotacionado 60° no eixo X; c) Cubo com vértice redimensionado em 5 cm no 2° vértice e no eixo Y.	96
30	Exemplos de ventrículos utilizados no GC2: a)Ventrículo sem anomalia com 4cm de largura; b)Ventrículo original incrementado em 2 cm no eixo X, na direção interna (círculo verde); c)Ventrículo original incrementado em 0.5 cm no eixo X, na direção externa (círculo verde).	97
31	Distribuição das anomalias no GE considerando diferentes gêneros e idades	98
32	Interface da ferramenta Medviso utilizada para a tarefa de segmentação automática do ventrículo esquerdo.	99
33	Exemplo de segmentação de um <i>fatia</i> de um ventrículo: a) <i>fatia</i> com segmentação insatisfatória, da parede externa do ventrículo; b)Segmentação final de um <i>fatia</i>	100
34	Estruturas ventriculares analisadas pelo presente estudo : a) endocárdio definido pelo contorno vermelho e epicárdio definido pelo contorno verde; e b) parede ventricular exemplificada pelas lihas amarelas. . . .	100
35	Exemplo de reconstrução 3D dos <i>fatias</i> : a)Reconstrução do endocárdio; b)Reconstrução do epicárdio; c)Reconstrução da parede ventricular. . .	101
36	Matriz de distâncias gerada pela aplicação dos SPHARMs nos cubos. .	101
37	Matriz de distâncias gerada pela aplicação dos SPHARMs e o valor residual nos ventrículos com deformações controladas.	103
38	Gráficos PxR utilizando a estrutura do endocárdio: (a) Casos de pacientes com CMD; (b) Casos de pacientes com CMH; (c) Casos de pacientes sem anomalia.	109
39	Exemplo de recuperações corretas e incorretas utilizando a estrutura do endocárdio.	111
40	Gráficos PxR utilizando a estrutura do epicárdio: (a) Casos de pacientes com CMD; (b) Casos de pacientes com CMH; (c) Casos de pacientes sem anomalia.	113

41	Exemplo de recuperações corretas e incorretas utilizando a estrutura do epicárdio.	117
42	Gráficos PxR utilizando a estrutura da parede ventricular: (a) Casos de pacientes com CMD; (b) Casos de pacientes com CMH; (c) Casos de pacientes sem anomalia.	119
43	Gráfico PxR considerando apenas a nova abordagem para cada tipo de anomalia.	121
44	Gráfico PxR considerando apenas a nova abordagem para cada tipo de anomalia.	123
45	Gráfico de dispersão dos valores de massas do conjunto de dados do GE.	124
46	Gráfico de dispersão dos valores de volumes do conjunto de dados do GE.	124
47	Gráficos PxR utilizando a abordagem SBRF no conjunto estratificado: (a) Casos de pacientes com CMD; (b) Casos de pacientes com CMH; (c) Casos de pacientes sem anomalia.	127
48	Matriz de distâncias obtida a partir da recuperação do grupo de controle G6.	128
49	Dendrograma obtido a partir da recuperação do grupo de controle G6. .	129
50	Gráfico PxR da recuperação regionalizada de casos com e sem ICC. .	129
51	Interface inicial do sistema CorePyx, apresentando o objeto 3D do ventrículo esquerdo selecionado pelo usuário.	131
52	Interface do sistema CorePyx para a seleção de regiões do ventrículo esquerdo.	132
53	Interface do sistema CorePyx para a seleção de descritor.	132
54	Interface do sistema CorePyx para a seleção de métodos de comparação por similaridade.	133
55	Interface do sistema CorePyx apresentando os resultados da busca realizada.	133
56	Interface do sistema CorePyx com as diferentes opções de navegação.	134

57	Interface do sistema CorePyx com as opções apresentadas ao usuário quando o modo semi-automático de navegação é selecionado.	134
58	Categorias analisadas e respectivos valores normalizados obtidos por meio da escala Likert nos questionários realizados.	137
59	Exemplo de segmentação incorreta de um caso de CMH.	146

LISTA DE TABELAS

1	Lista de vértice e faces.	32
3	Critérios de qualidade e seus respectivos pesos	64
5	Sumarização dos testes realizados em cada conjunto de dados, considerando diferentes descritores e métodos de comparação por similaridade.	92
6	Coeficientes de silhueta encontrados para a estrutura do endocárdio em cada tipo de quadro clínico e técnica computacional utilizada.	107
7	Medida de AUC considerando a estrutura de Endocárdio e cada tipo de quadro clínico.	108
8	Massas e volumes durante a diástole do ventrículo esquerdo - casos de consultas que utilizaram a estrutura do endocárdio para a recuperação dos objetos médios 3D e que foram recuperados casos não pertencentes ao quadro clínico consultado.	108
9	Coeficientes de silhueta encontrados para a estrutura do epicárdio em cada tipo de quadro clínico e técnica computacional utilizada.	112
10	Medida de AUC considerando a estrutura de epicárdio e cada tipo de quadro clínico.	112
11	Massas e volumes durante a diástole do ventrículo esquerdo - casos de consultas que utilizaram a estrutura do epicárdio para a recuperação dos objetos médios 3D.	114
12	Coeficientes de silhueta encontrados para a estrutura da parede ventricular em cada tipo de quadro clínico e técnica computacional utilizada.	116
13	Medida de AUC considerando a estrutura da parede ventricular e cada tipo de quadro clínico.	118
14	Massas e volumes durante a diástole do ventrículo esquerdo - casos de consultas que utilizaram a estrutura da parede ventricular para a recuperação dos objetos médios 3D.	118

15	Média de precisão considerando diferentes quadros clínicos e abordagem utilizada.	122
16	Índice de acerto de cada estrutura para cada quadro clínico	122
17	Média de coeficiente de silhueta entre o conjunto de dados estratificado e o conjunto de dados geral.	126
18	Média de valores AUC entre o conjunto de dados estratificado e o conjunto de dados geral.	126
19	Valores de coeficiente de silhueta, média de AUC e precisão considerando as diferentes abordagens para a recuperação de pacientes com ICC.	130
20	Massas e volumes durante a diástole do ventrículo esquerdo - casos de consultas que utilizaram a estrutura do endocárdio para recuperação de casos sem anomalia	130

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1D	Unidimensional
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
AE	Átrio Direito
ADNI	<i>Alzheimer's Disease Neuroimaging Initiative</i>
AE	Átrio Esquerdo
AHA	<i>American Heart Association</i>
AVC	Acidente Vascular Cerebral
AUC	<i>Area under the curve</i> - Área sob a curva
CAD	Computer-Aided Diagnosis
GC	Grupo de controle
GE	Grupo experimental
CMAVD	Cardiomiopatia arritmogênica do ventrículo direito
CMD	Cardiomiopatia dilatada
CMH	Cardiomiopatia hipertrófica
CMH	Cardiomiopatia restritiva
CBIR	<i>Content-Based Image Retrieval</i> - Recuperação de Imagens Baseada em Conteúdo
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> - Comunicação de Imagens Digitais em Medicina
EB	Exabyte
ETH3D	Extrator baseado na Transformada de Hough 3D
FP	Falso-Positivo
FN	Falso-Negativo
ICC	Insuficiência Cardíaca Congestiva
InCor	Instituto do Coração
IRMA	<i>Image Retrieval in Medical Applications</i>

ImageCLEF *Image Cross Language Evaluation Forum*

KD *K-dimensional*

KNN *K-Nearest Neighbourhood*

LApIS Laboratório de Aplicações de Informática em Saúde

LIDC *Lung Image Database Consortium*

MVC *Model-View-Controller*

PET *Positron-Emission Tomography* -Tomografia por emissão de pósitrons

PxR Precisão vs. Recall

RMC Ressonância Magnética Cardíaca

RMN Ressonância Magnética Nuclear

ROC Receiver Operating Characteristic

SPHARM *Spherical Harmonics* - Harmônicos Esféricos

SBRF SPHARMs utilizando redes de fluxo

SOE SPHARMs utilizando distância Euclidiana

SVM *Support Vector Machines* - Máquinas de Vetores de Suporte

TC Tomografia Computadorizada

VD Ventrículo Direito

VE Ventrículo Esquerdo

VN Verdadeiro-Negativo

VP Verdadeiro-Positivo

SUMÁRIO

Parte I: INTRODUÇÃO E DEFINIÇÕES	21
1 Introdução	22
1.1 Motivação	24
1.2 Hipótese	26
1.3 Objetivos	26
1.3.1 Contribuições	27
1.4 Organização do Texto	28
2 Aspectos conceituais	31
2.1 Estruturas 3D	31
2.2 Sistemas CBIR	33
2.2.1 Descritores	35
2.2.2 Métodos de Indexação	37
2.2.3 Métodos de comparação por similaridade	37
2.3 Harmônicos Esféricos	38
2.4 Grafos e redes de fluxo	41
2.4.1 Redes de fluxo	42
2.4.2 Algoritmo de Ford-Fulkerson	42
2.5 Considerações finais do capítulo	44
3 Exames Cardiológicos e Cardiomiopatias	45
3.1 Exames médicos cardiológicos	45
3.1.1 Ressonância Magnética Nuclear	46
3.2 Cardiomiopatia	48

3.3	Considerações finais do capítulo	52
4	Métricas de avaliação	53
4.1	Curvas de Precisão vs. Revocação	53
4.2	Área sob a Curva	54
4.3	Matriz de Distâncias	55
4.4	Dendrograma	55
4.5	Coeficiente de silhueta	56
4.6	Escala Likert e Análise qualitativa	58
4.7	Considerações finais do capítulo	59
	Parte II: DESENVOLVIMENTO	60
5	Revisão Literária	61
5.1	Metodologia do Mapeamento Sistemático	61
5.1.1	Fase de planejamento	62
5.1.2	Fases de Condução e Extração	63
5.2	Análise Global	65
5.3	Descritores	67
5.4	Estruturas de indexação	69
5.5	Métodos de comparação por similaridade	70
5.6	Bases de dados	71
5.7	Aplicações	73
5.8	Métodos de Avaliação	74
5.9	Discussão da Revisão Literária	74
5.10	Considerações finais do capítulo	76
6	Métodos e Materiais	78
6.1	Classificação metodológica	78

6.2	Visão geral do projeto	79
6.3	Metodologia proposta	80
6.4	Métodos propostos	82
6.4.1	Utilização dos coeficientes de SPHARMs	83
6.4.2	Utilização de grafos bipartidos como estruturas de indexação e comparação de coeficientes SPHARMs	85
6.4.3	Utilização do valor residual como método de comparação por similaridade	87
6.4.3.1	Valores negativos nos coeficientes	87
6.4.3.2	Definição das capacidades das arestas intermediárias	88
6.4.3.3	Valores de fluxo máximo parecidos	88
6.4.4	Proposta de interface para auxílio diagnóstico	89
6.4.5	Metodologia para avaliação do estudo	91
6.4.5.1	Descritor baseado na Transformada de Hough 3D	93
6.4.5.2	Descritor baseado em SPHARMs e octantes	94
6.5	Materiais	94
6.5.1	Tecnologias utilizadas	94
6.5.2	Descrição do conjunto de dados	95
6.5.2.1	Grupo de controle	95
6.5.2.2	Grupo experimental	97
6.5.2.3	Produção dos objetos 3D	98
6.6	Validação da implementação	101
6.7	Considerações finais do capítulo	104
Parte III: RESULTADOS E DISCUSSÕES		105
7	Resultados Experimentais	106
7.1	Recuperação de objetos médicos 3D considerando o endocárdio	107

7.2	Recuperação de objetos médicos 3D considerando o epicárdio	112
7.3	Recuperação de objetos médicos 3D considerando a parede ventricular	116
7.4	Visão geral do desempenho das abordagens	121
7.5	Recuperação considerando estratificação da base de dados	125
7.6	Recuperação regionalizada	127
7.7	Sistema CorePyx	130
7.8	Avaliação do sistema	134
7.8.1	Análise com escala Likert	135
7.9	Considerações finais do capítulo	139
8	Discussões	140
8.1	Utilização de SPHARMS como descritor global e local	140
8.2	Usabilidade do sistema	143
8.3	Análise do estudo de caso	144
8.4	Limitações e contribuições da abordagem proposta e trabalhos futuros	145
8.5	Considerações finais do capítulo	149
	Parte IV: CONSIDERAÇÕES FINAIS	150
9	Conclusão	151
9.1	Trabalhos publicados	153
	Referências	155
	Parte V: APÊNDICES E ANEXOS	167
	Apêndice A – Termo de Anuência	168
	Apêndice B – Formulários para avaliação da interface	171
	Apêndice C – Parecer cosubstanciado do Comitê de Ética	177

PARTE I

INTRODUÇÃO E DEFINIÇÕES

1 INTRODUÇÃO

A tecnologia tem atuado como agente transformador em diversos setores da sociedade, mudando a forma como as pessoas trabalham e se relacionam. Um dos efeitos colaterais dessa modernização é um aumento na geração de informação produzida por dispositivos e sistemas eletrônicos. Desde 2005, o crescimento dos dados gerados têm crescido exponencialmente a cada dois anos (GANTZ; REINSEL, 2012). Em 2005, a quantidade de dados disponíveis globalmente era de 130 *exabytes* (EB) e, para o ano de 2020, foi estimado que a quantidade de dados gerados alcançará 44,000 EB ¹.

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. Consequentemente, esta área possui um cenário similar em relação à geração de dados. O relatório anual da Escola de Medicina de Stanford sobre tendências na área de Saúde, apontou um crescimento de 48% na quantidade de dados gerados por diferentes meios clínicos. Atualmente, há 153 EB de dados disponíveis e é estimado que a área de Saúde seja responsável por um volume total de 2.314 EB de dados em 2020 (STANFORD, 2017).

Diferentemente de outras áreas que utilizam e geram majoritariamente dados textuais, a Medicina também faz uso massivo de imagens para composição de seus diagnósticos. Independentemente do propósito da imagem, nos últimos anos esses equipamentos também evoluíram e se tornaram mais precisos, proporcionando um volume maior de dados e imagens, que exigem uma maior capacidade de armazenamento (ISSA; BYERS; DAKSHANAMURTHY, 2014).

Algumas modalidades médicas como a Ressonância Magnética Cardíaca (RMC) e a Tomografia Computadorizada (TC) são exemplos de exames que podem gerar objetos tridimensionais (3D) de estruturas específicas do corpo humano a partir de deze-

¹EMC Digital Universe with Research & Analysis by IDC - <https://www.emc.com/leadership/digital-universe/2014iview/executive-summary.htm>

nas de *fatias* (BANKMAN; MORCOVESCU, 2002). Um outro aspecto que também desafia a comunidade médica é a fadiga visual, percebida quando o especialista realiza a análise contínua de muitas imagens. A fadiga visual possui diversas características como a perda de concentração e a diminuição da área analisada dos exames pelos radiologistas, ocasionando uma menor acurácia nos diagnósticos fornecidos (WAITE et al., 2017). Krupinski et al. (2010) observaram, por exemplo, que a acurácia de diagnósticos de exames de colonografia, gerados por TC, diminuía em aproximadamente 4% ao final do turno, sendo que o cansaço visual gerado pela análise ininterrupta de imagens foi apontado como principal causa do problema.

Expostos esses fatores, torna-se relevante o desenvolvimento de métodos inteligentes para armazenamento e recuperação dessas imagens médicas que são geradas diariamente. Nesse sentido, os sistemas de Diagnóstico Auxiliado por Computador (*Computer-Aided Diagnosis* - CAD) têm o propósito de apoiar especialistas médicos em seus diagnósticos, uma vez que o tempo demandado para analisar essas imagens tem se tornado cada vez maior (DATTA et al., 2008).

Muitos dos sistemas CAD utilizam metadados para procurar objetos de interesse em suas bases de dados. Nesse tipo de busca é necessário que o próprio usuário insira palavras-chaves para serem utilizadas como parâmetros de busca. Algumas limitações desse tipo de busca são referentes a escolhas de palavras-chaves inapropriadas, alto grau de subjetividade do usuário e também do conteúdo armazenado. Por se tratar de imagens, uma alternativa a metadados é utilizar como referência para a busca o próprio conteúdo da imagem, considerando características relacionadas a sua forma, cor e textura (YU et al., 2010).

A Recuperação de Imagens Baseada em Conteúdo (*Content-Based Image Retrieval* - CBIR) pode ser utilizada nesse cenário para melhorar a precisão das buscas, uma vez que possibilita a extração de características da imagem e utiliza métodos computacionais para representar essas características e calcular a similaridade entre os objetos que elas representam. Em relação aos objetos 3D, são possíveis duas abordagens: (1) extrair características de cada *fatia* do exame sob análise ou (2) extrair as características diretamente do objeto 3D reconstruído (YU et al., 2010). A primeira abordagem é considerada por alguns autores uma estratégia problemática, pois exige muito tempo para processar todos os *fatias*. Assim, a segunda abordagem pode constituir uma alternativa eficiente, sendo a adotada neste trabalho de pesquisa.

1.1 Motivação

A partir de um mapeamento sistemático da literatura (Capítulo 5), foi notado que o desenvolvimento de técnicas para a recuperação de imagens por conteúdo no domínio médico é bastante explorado no contexto bidimensional (2D). Mesmo em trabalhos que analisam a informação volumétrica como o de Kumar et al. (2014b) e Glatard, Montagnat e Magnin (2004), essa informação é obtida a partir de um conjunto de imagens 2D dos *fatias* do exame. Quando o objeto 3D reconstruído constitui a entrada de dados, normalmente são apenas analisadas informações básicas de volume, como proposto por Wu et al. (2004). Algumas revisões de literatura da última década também concentram sua pesquisa na abordagem 2D, como em (AKGUL et al., 2011) e (HWANG; LEE; CHOI, 2012). Dessa forma, nota-se que esse campo de estudo possui diversas características inexploradas e mencionadas no trabalho de Muller et al. (2004) como “tendências futuras”.

No domínio 3D, características relacionadas à forma do objeto 3D continuam sendo bastante relevantes para discriminar diferentes objetos na base de dados e, por esse motivo, é uma das subáreas mais estudadas. Há uma predominância no desenvolvimento de descritores globais, ou seja, que analisam todo o objeto 3D, devido à robustez e simplicidade de desenvolvimento. Entretanto, uma das limitações desses descritores é a insensibilidade às diferenças sutis que acontecem em determinadas regiões do objeto 3D. Dependendo do problema sob investigação, esse tipo de informação pode ser relevante, causando uma perda de precisão nos resultados (YU et al., 2010).

Como exemplo do cenário citado, em Cardiologia há algumas doenças que atingem principalmente o ventrículo esquerdo, nas quais o principal sintoma é a alteração de sua morfologia em áreas específicas, chamadas de Cardiomiopatias. Comumente a detecção dessas doenças envolve exames como Eletrocardiograma e Ecocardiograma e, em casos mais complexos, utiliza-se a RMC (ALBANESI; MANES, 1998). Como citado anteriormente, a RMC produz uma série de *fatias* e as alterações na estrutura ventricular nem sempre podem ser visualmente percebidas nesse conjunto de imagens.

O desenvolvimento de técnicas computacionais para auxiliar na extração de características relacionadas às anomalias pode facilitar a recuperação de objetos médicos 3D similares a um dado objeto médico 3D cujo diagnóstico é conhecido e, assim, contribuir para a elaboração de diagnósticos mais precisos.

Em trabalhos anteriores, foram recuperados objetos 3D médicos da estrutura do coração e observou-se que os descritores globais obtiveram as piores taxas de precisão (BERGAMASCO; NUNES, 2013; BERGAMASCO; NUNES, 2014). Ainda, sobre as especificidades encontradas nos objetos 3D médicos, é notado que determinadas doenças possuem deformações em regiões específicas dos órgãos, como a Insuficiência Cardíaca Congestiva (ICC), que ocorre em sua maioria na região inferior do ventrículo ou o Acidente Vascular Cerebral (AVC) isquêmico, que provoca uma alteração localizada devido ao impedimento da drenagem do sangue para o cérebro (KUMAR et al., 2010). Dessa forma, para o médico especialista, a região de interesse do órgão é limitada à determinada localização.

Considerando o cenário apresentado, a utilização de técnicas inteligentes de recuperação de objetos médicos 3D, em uma abordagem local, destacando as regiões específicas de interesse é relevante. Dessa forma, a presente pesquisa definiu, implementou e validou algoritmos que possibilitassem a extração e comparação de características considerando especificidades locais dessas estruturas 3D. Como descritor para a extração dessas características foi adaptada a técnica de Harmônicos Esféricos (*Spherical Harmonics* - SPHARMs) que, como será apresentado no Capítulo 5, é apontada por diversos autores como um descritor robusto e capaz de diferenciar pequenas alterações de forma. Entretanto, esse descritor vem sendo utilizado apenas de forma global e, no contexto médico, nota-se que não há registro de sua utilização em conjunto com a técnica de CBIR.

Também no Capítulo 5, é verificada a predominância da utilização de distâncias métricas para a comparação dos vetores de características. No entanto, é sabido que essa estratégia possui limitações como, por exemplo, quando os vetores de características que representam os objetos possuem tamanhos diferentes ou quando o vetor possui *outliers* que acabam por impactar o resultado final. Sendo assim, nessa pesquisa também foi definida, implementada e validada uma nova abordagem para medir a similaridade com o objetivo de suprir as limitações apontadas. Encontrou-se na modelagem de redes de fluxo por meio de grafos bipartidos e busca de caminhos aumentantes um novo valor que pode ser utilizado para medir a similaridade entre dois objetos 3D.

Dessa forma, pretende-se, além de favorecer a composição do diagnóstico, contribuir para a diminuição do cansaço visual causado pela análise exaustiva de exames. Além disso, a estratégia proposta pode ser útil como ferramenta no processo educacional dos estudantes de Medicina, contribuindo para a aquisição de conhecimento

sobre os possíveis cenários dentro do quadro clínico de Cardiomiopatia.

1.2 Hipótese

Diante das considerações apresentadas, verificou-se uma lacuna na literatura no que tange às abordagens que permitem a recuperação por conteúdo, considerando regiões de interesse de objetos 3D. No contexto médico, relacionados às doenças que causam deformidades em locais específicos.

Por conseguinte, a hipótese concebida para essa pesquisa fundamenta-se na premissa de que: **“Dado um objeto tridimensional da estrutura do coração como argumento de consulta, é possível estabelecer um conjunto de métodos para recuperar de forma precisa objetos similares armazenados, com base em seu conteúdo, de forma local e interativa.”**

1.3 Objetivos

A partir das motivações e da hipótese apresentadas, o presente estudo tem por objetivo geral definir, implementar e validar técnicas de recuperação de objetos médicos 3D com base no seu conteúdo considerando buscas globais e regionalizadas da estrutura 3D.

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

1. definir, implementar e validar descritores para objetos médicos 3D;
2. definir, implementar e validar métodos de comparação da similaridade entre objetos médicos 3D;
3. desenvolver um sistema para facilitar a utilização das técnicas desenvolvidas;
4. avaliar a eficiência dos descritores e métodos de comparação por similaridade em objetos médicos 3D;

Para verificar a viabilidade da abordagem proposta, a especialidade médica de Cardiologia foi escolhida como estudo de caso, dando ênfase no quadro clínico de

Cardiomiopatia. A abordagem foi testada com objetos 3D reconstruídos a partir de imagens de RMC, fornecidas e pré-classificadas por especialistas médicos do Departamento de Ressonância Magnética e Tomografia Computadorizada Cardiovascular do Instituto do Coração (InCor) da Universidade de São Paulo.

Para atingir os objetivos propostos foi definido um modelo metodológico dividido em três blocos de atividades: 1) Revisão literária, constituída pelo mapeamento sistemático da literatura sobre recuperação de objetos médicos 3D; 2) Desenvolvimento, composto pelas etapas de implementação e testes de validação e 3) Análise de Resultados, que, como o próprio nome sugere, apresenta e discute os resultados obtidos considerando diferentes perspectivas.

O descritor desenvolvido utilizando o conceito de SPHARMs foi adaptado para contemplar regiões de interesse dos objetos médicos 3D, favorecendo a identificação de alterações locais de forma. Grafos foram empregados para organizar e comparar vetores de características.

1.3.1 Contribuições

A estratégia final obtida proporciona uma abordagem inédita da literatura, cuja viabilidade é comprovada pelo estudo de caso na área de Cardiomiopatia. Assim, as seguintes contribuições são destacadas na presente pesquisa:

- desenvolvimento de um novo descritor local baseado em SPHARMs;
- proposição e implementação de uma forma de indexação baseada em grafos bipartidos;
- proposição e desenvolvimento de uma nova medida de similaridade utilizando a informação do valor residual de uma rede de fluxo;
- realização de estudos de caso utilizando anomalias que compõem o quadro clínico de Cardiomiopatia;
- desenvolvimento de um sistema CAD com validação conduzida com a participação do usuário final.

Adicionalmente, alguns aspectos socioeconômicos também foram beneficiados a partir da presente pesquisa.

- educacional: é possível utilizar a solução desenvolvida como ferramenta de ensino;
- econômico: é possível pode diminuir o tempo do diagnóstico, reduzindo os custos envolvidos nesse tipo de procedimento;
- social: a presente pesquisa gerou um sistema de auxílio ao diagnóstico que pode ser acessado e compartilhado com locais de atendimento distantes de grandes centros médicos.

1.4 Organização do Texto

Além deste Capítulo de Introdução, o presente documento possui nove Capítulos, como apresentado na Figura 1, distribuídos em quatro partes: (1) **Introdução e Definições** que apresenta o contexto da pesquisa e pontua a motivação, hipótese e objetivos do presente estudo; (2) **Desenvolvimento**, composta pelos Capítulos que descrevem todas as etapas de desenvolvimento deste trabalho, desde o mapeamento sistemático conduzido, para identificar as lacunas e tendências, até os métodos propostos e materiais utilizados; (3) **Resultados e Discussões**, que contém os Capítulos referentes aos resultados encontrados sob diferentes perspectivas de análise e as discussões sobre vantagens e limitações da abordagem proposta; (4) **Considerações Finais**, que apresenta o Capítulo de conclusão e os Apêndices do presente trabalho. Cada Capítulo é detalhado a seguir:

- Capítulo 2: neste Capítulo os conceitos computacionais utilizados no presente estudo são detalhados, explorando principalmente a teoria matemática que fundamenta os SPHARMs, e a utilização de grafos como medida de similaridade por meio de análise de redes de fluxo. Neste Capítulo também é detalhado o processo computacional que compreende a técnica de CBIR;
- Capítulo 3: como trata-se de um trabalho multidisciplinar, informações relacionadas à compreensão das áreas de Cardiologia e à patologia de Cardiomiopatia são detalhadas nesse Capítulo;
- Capítulo 4: neste Capítulo são definidas as métricas de avaliações utilizadas para análise de desempenho da abordagem proposta do presente trabalho;

Figura 1: Estrutura dos Capítulos presentes neste trabalho.

Fonte: Autor

- Capítulo 5: por meio de um mapeamento sistemático, foram identificados quais técnicas são aplicadas para a recuperação de objetos 3D originados de exames médicos. A metodologia e resultados encontrados na revisão da literatura são explorados neste Capítulo;
- Capítulo 6: os métodos propostos e desenvolvidos durante esta pesquisa são detalhados, principalmente no que tange aos descritores baseado em SPHARMs e métodos de mensuração da similaridade utilizando grafos e redes de fluxo. Neste Capítulo também é apresentada a descrição dos materiais utilizados para testes e validação do presente estudo;
- Capítulo 7: os resultados deste trabalho de pesquisa são descritos comparando-se o desempenho dos conjuntos de testes utilizando o descritor desenvolvido e descritores previamente elaborados, bem como diferentes medidas de similaridade, abordagens variadas para a extração da informação (utilizando dados globais ou locais da estrutura 3D) e estratificando o conjunto de testes por gênero e idade;
- Capítulo 8: neste Capítulo são discutidas as limitações, vantagens e pontos de melhoria da abordagem proposta com base nos resultados reportados;
- Capítulo 9: as conclusões encontradas são discutidas, assim como as principais

contribuições e publicações feitas durante o período de desenvolvimento deste trabalho de pesquisa.

Ao final encontram-se as Referências Bibliográficas utilizadas no presente estudo, assim como os Apêndices e Anexos.

2 ASPECTOS CONCEITUAIS

Neste capítulo são fundamentados os principais conceitos teóricos utilizados para embasar o presente estudo, iniciando com a definição de estruturas 3D – que, como será apresentado no Capítulo 5, possui diversas terminologias e entendimentos entre os pesquisadores da área. Também será detalhado o processo que ocorre em um sistema CBIR dando ênfase em duas etapas essenciais desta técnica: extração de características e métodos de comparação por similaridade. Por fim, os conceitos sobre SPHARMs e redes de fluxo, que serviram de base para o ineditismo apresentado no Capítulo 6, são investigados.

2.1 Estruturas 3D

No espaço tridimensional, podemos representar os objetos 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 diversas vezes, formam um objeto 3D. Quanto mais *voxels* forem usados, mais detalhes o objeto 3D conterá. A Figura 2 apresenta um exemplo de uma representação por meio de *voxels*. A sua desvantagem consiste principalmente na alta demanda por memória para armazenamento e recuperação deste tipo de estrutura (AZEVEDO; CONCI, 2003).

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

O rápido armazenamento e recuperação das faces de uma superfície se deve principalmente à forma como ela é mapeada. Um dos métodos utilizado é o modelo

Figura 2: Objeto 3D representando uma garrafa por meio de *voxels*.

Fonte: Autor

baseado em vértices, no qual a geometria 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 objeto 3D da Figura 4 e quais são os vértices que representam cada face. Para simplificar o entendimento, as faces usadas são quadráticas, ou seja, cada face é representada por quatro vértices.

Tabela 1: Lista de vértice e faces.

Vértices	Coordenadas	Faces	Vértice
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	(1,0,1)	F6	DCGH
G	(1,1,1)		
H	(0,1,1)		

Fonte: Autor

Figura 3: Objeto 3D representando uma garrafa por meio de faces triangulares.

Fonte: Autor

Figura 4: Cubo com a indicação dos vértices.

Fonte: Autor

2.2 Sistemas CBIR

Métodos inteligentes para efetuar a recuperação da informação se fazem cada vez mais necessários, uma vez que a quantidade e a complexidade da informação têm aumentado continuamente.

Uma das abordagens possíveis é a utilização de sistemas CBIR que, por meio de uma imagem dada como modelo, recupera as imagens mais semelhantes presentes em uma base de dados disponível (TORRES; FALCÃO, 2006).

Geralmente um sistema CBIR é composto por duas fases: uma fase de extração de características e indexação *offline* e a fase de recuperação de imagens *online*.

Na primeira fase é fornecida ao sistema uma fonte de objetos gráficos, como imagens 2D ou objetos 3D, na qual são aplicados os algoritmos de extração e formados os vetores de características, os quais são indexados em uma base de dados. Na fase de recuperação, o objeto gráfico é dado como consulta, suas características são extraídas e armazenadas em forma de um vetor. Por meio de um ou mais métodos de mensuração de similaridade, o vetor de características desse objeto gráfico fornecido como consulta é comparado com os vetores de características indexados na base de dados. Em seguida, os resultados que mais se assemelham são mostrados ao usuário. A Figura 5 apresenta a esquematização do sistema envolvendo o usuário e em seguida, são detalhadas as etapas apresentadas.

Figura 5: Esquema geral de um sistema CBIR.

Adaptado de (NUNES, 2006)

Na etapa de **extração de características** são implementados os descritores, algoritmos que extraem características relacionadas a propriedades como cor, textura ou forma. Os valores de características extraídas formam o vetor de características (TORRES; FALCÃO, 2006).

Após a extração, são realizados o armazenamento e a indexação desses vetores na base de dados. Métodos de indexação podem ser usados nesta fase, consistindo em estratégias que melhoram a atualização e a busca de vetores de características em bases de dados, aumentando o desempenho do sistema (BOOHM; BERCHTOLD; KEIM, 2001).

Os **métodos de comparação por similaridade** têm a finalidade de calcular a semelhança entre dois objetos gráficos com base em suas características. Normalmente um dos objetos gráficos é dado como parâmetro de busca e o outro se encontra armazenado no banco de dados, juntamente com suas características extraídas previamente.

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

2.2.1 Descritores

Os descritores são algoritmos que extraem dados quantitativos de objetos gráficos, essas informações são armazenadas em estruturas denominadas vetor de características (TORRES; FALCÃO, 2006). É esperado que esse vetor contenha informações relevantes e que permitam diferenciar as estruturas gráficas disponíveis na base de dados (YU et al., 2010).

Um dos grandes desafios durante a implementação dos descritores é justamente balancear a quantidade e a qualidade das informações armazenadas, uma vez que a quantidade de variáveis extraídas pode ser muito grande, podendo tornar inviável posteriores comparações. Outra questão é que, dependendo do objetivo que o sistema CBIR se propõe a resolver, os descritores precisam ser adaptados para extrair informações mais específicas (por exemplo: de uma determinada região, com um certo grau de ruído) (TORRES; FALCÃO, 2006).

No domínio 2D é largamente usada a taxonomia na qual se dividem as técnicas em descritores de forma, cor ou textura. Porém, para objetos 3D, não há uma taxonomia consensual entre os pesquisadores. Muitas das técnicas desenvolvidas buscam quantificar a informação relacionada à forma, seja ela relacionada à estrutura do ob-

jeto 3D (volume, área de superfície, etc.) ou à sua própria geometria (como estão organizados os *voxels* e vértices).

Yu et al. (2010) propuseram as seguintes categorias para os descritores no domínio 3D:

- **Estatísticos** - são os descritores que extraem amostras de regiões da superfície em 3D e analisam características como distribuição da curvatura, a relação entre os vértices, momentos de várias ordens, etc;
- **Geométricos** - são diretamente relacionados à estrutura de dados dos objetos 3D e extraem informações de sua unidade elementar, como vértices, polígonos ou *voxels*. Também consideram o domínio espacial, uma vez que podem separar o objeto 3D em conjuntos com base em suas coordenadas. Descritores nesta categoria incluem mapas de distância, *Ray-based*, conjuntos de pontos ponderados, etc;
- **Baseados em sinal** - analisam o objeto 3D pela perspectiva do domínio de frequência, como os descritores de Fourier, Esféricos Harmônicos, *Wavelets* esféricos, etc;
- **Topológicos** - são descritores com uma representação de alto nível que informam como os vértices estão conectados. Os descritores mais comuns nessa categoria são chamados de esqueletos;
- **Visuais** - o principal objetivo dessa categoria é mapear o objeto 3D em um conjunto de imagens 2D e o analisar sob essa perspectiva. Esses descritores são muito utilizados no contexto de imagens médicas atualmente;
- **Baseados em aparência** - extraem características baseadas na cor e textura da superfície da estrutura 3D. Essa categoria normalmente é aplicada em conjunto com outro descritor de forma, para complementar a informação do objeto 3D;

Os autores também identificaram que os descritores mais utilizados são baseados em Sinal (em que há uma redução grande na dimensão dos dados), os Estatísticos e os Visuais.

2.2.2 Métodos de Indexação

Além do tradicional vetor de características em que cada posição do vetor é uma informação da imagem ou objeto 3D analisado, existem outras possibilidades para a indexação dessas informações em base de dados, como os métodos de indexação baseado em grafos e as as árvores k -dimensionais (comumente chamada de árvores KD).

A indexação baseada em grafos tem se tornado mais frequente, uma vez que as estruturas de dados das imagens e objetos 3D estão também se tornando mais complexas. Em um domínio 3D, por exemplo, além da informação relacionada à superfície como, por exemplo, a sua cor ou textura, é possível armazenar informações como volume, distribuição espacial dos *voxels* e vértices. Em um grafo, nós e arestas estão associados com atributos do objeto 3D. Dessa forma, é possível usar os vértices/*voxels* como nós e as arestas como a relação espacial entre esses vértices/*voxels*, por exemplo (CASTELLI; BERGMAN, 2004).

Para medir a similaridade ou a dissimilaridade entre dois grafos podem ser utilizadas técnicas de buscas otimizadas como a ordenação bolha e funções *hash* (CASTELLI; BERGMAN, 2004)

O uso de árvores KD na recuperação de imagens tem um conceito similar ao dos grafos. Uma árvore KD pode dividir o espaço dos dados em planos de cortes com $(d - 1)$ dimensões, utilizando o conceito de “vizinhos mais próximos”. Cada nó possui pelo menos dois filhos e, por considerar a informação espacial dos dados, essa estrutura de indexação permite buscas simples, lógicas ou por região.

2.2.3 Métodos de comparação por similaridade

A semelhança entre duas imagens pode ser verificada comparando-se seus vetores de características (MARQUES; VIEIRA, 1999) por meio de métodos por comparação de similaridade. Esses métodos utilizam algoritmos para computar a similaridade dos objetos com base no conteúdo de seus respectivos vetores de características.

Uma das formas mais utilizadas para se comparar diferentes vetores de características é por meio das funções de distâncias métricas, definida pela Equação 1. Utilizando essa estratégia, se o valor retornado for 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 (TORRES; FALCÃO, 2006).

Teorema 1. *Uma distância de ordem p entre dois pontos $X = (x_1, x_2, \dots, x_n)$ e $Y = (y_1, y_2, \dots, y_n) \in \mathbb{R}^n$ é definida por:*

$$(\sum_{i=1}^n |x_i - y_i|^p)^{1/p}$$

Quando $p = 1$, é chamada distância Manhattan, quando $p = 2$ é chamada distância Euclidiana e quando p tende ao infinito, é obtida a distância Chebyshev.

Outro método de comparação de vetores de características é utilizar Máquina de Vetores de Suporte (*Support Vector Machine* - SVM), uma técnica de Inteligência Artificial relacionada ao Aprendizado Supervisionado.

Uma SVM tem por objetivo gerar dicotomias, separando dados n -dimensionais $(x_1, x_2, \dots, x_n)$ em duas classes em pelo menos um hiperplano. Uma SVM pode ser classificada como Linear ou Não-Linear. Quando se tem uma SVM Linear é possível dividir o conjunto de dados em grupos separados.

Em uma SVM não-Linear não é possível realizar a separação linear dos dados e é necessário mapeá-los para um espaço de dimensão maior utilizando o produto interno entre qualquer ponto dos dados originais, chamado de função *kernel*.

Por fim, uma outra opção para ser utilizada como método de mensuração de similaridade é a chamada Regra dos K-Vizinhos Mais Próximos (*K-Nearest Neighbourhood* - KNN). Nesse método, para determinar se um novo elemento pertence ou não a uma classe, é calculada a distância entre o novo elemento e os grupos de classes já existentes. O grupo de elementos que obtiver a menor distância para com esse novo elemento é escolhido para ser seu “proprietário” e a classe respectiva lhe é atribuída (YU et al., 2010).

2.3 Harmônicos Esféricos

Como será apresentado no Capítulo 6, os SPHARMs constituem uma das principais contribuições da presente pesquisa e devido a sua complexidade matemática, é interessante detalhar algumas de suas características.

SPHARMs constituem um conceito bastante conhecido e utilizado em vários campos de conhecimento como, por exemplo, física e engenharia. Na computação, esse

conceito é muito utilizado em modelagem 3D para a simulação dos efeitos de luz, principalmente.

SPHARMs são funções esféricas que satisfazem a equação de Laplace. Essas funções podem ser expressas como uma combinação linear dos coeficientes harmônicos como apresentado na Equação 2.1, no qual o termo a_{lm} é uma matriz de coeficientes harmônicos complexos e o termo $Y_l^m(\theta, \phi)$ são SPHARMs de grau l e ordem m para as coordenadas esféricas (θ, ϕ) . Em geral, o valor m está dentro do intervalo $[-l, l]$ e $l \in \mathbb{N} [0, \infty]$ (ARFKEN; WEBER, 1992).

$$f(\theta, \phi) = \sum_l \sum_{m=-l}^l a_{lm} Y_l^m(\theta, \phi) \quad (2.1)$$

A computação dos SPHARMs pode ser dividida em diversas partes, como apresentado na Figura 6. Cada fração do cálculo pode ser definida como a seguir (ARFKEN; WEBER, 1992):

Figura 6: Cálculo dos SPHARMs: (1) É possível separar o cálculo dos SPHARMs em duas partes: o cálculo dos harmônicos (2), composto por: fator de Normalização (4), Polinômios associado de Legendre (5) e o exponencial complexo (6), e a segunda parte é composta pelo cálculo da matriz de coeficiente harmônico (3).

Fonte: Autor

1. cálculo dos harmônicos (item 2 da Figura 6): o termo $Y_l^m(\theta, \phi)$ da Equação 2.1 é um harmônico de grau l e ordem m das coordenadas esféricas (θ, ϕ) . A coordenada esférica θ representa o ângulo polar $[0, 2\pi]$, e ϕ representa o azimute $[0, \pi]$. A Equação 2.2 apresenta a formulação desse termo, no qual N_l^m é o fator de normalização dos SPHARMs, $P_l^m(\cos \phi)$ é o polinômio associado de Legendre e

$e^{im\phi}$ é o exponencial complexo.

$$Y_l^m(\theta, \phi) = N_l^m P_l^m(\cos\phi) e^{im\phi} \quad (2.2)$$

(a) fator de normalização (item 4 da Figura 6): é um binomial que utiliza os valores de l e m como entrada (Equação 2.3) .

$$N_l^m = \sqrt{\frac{2l+1}{4\pi} \frac{(l-m)!}{(l+m)!}} \quad (2.3)$$

(b) polinômios associados de Legendre (item 5 da Figura 6): estes polinômios são soluções para a Equação geral dos polinômios de Legendre (GROEMER, 1996). Estes polinômios podem ser expressos utilizando soma explícita, como apresentado nas Equações 2.4 e 2.5, na qual l e m são as mesmas variáveis da Equação 2.2, e k é uma variável de controle que inicia com valor zero e utiliza as variáveis l e m para determinar seu valor máximo.

$$P(x)_l^m = (1-x^2)^{\frac{m}{2}} \sum_{k=0}^{\frac{l-m}{2}} \frac{(2l-2k!)}{2^l(l-k)!k!(l-2k-m)!} \omega \quad (2.4)$$

$$\omega = (-1)^k x^{(l-2k-m)} \quad (2.5)$$

(c) exponencial complexo (item 6 da Figura 6): a Equação 2.6 apresenta o cálculo desta variável; este termo é computado utilizando Identidade de Euler, no qual o termo i representa a parte imaginária do número complexo, ϕ é o ângulo azimute e m é a ordem do SPHARM.

$$e^{im\phi} = \cos(m\phi) + i \cdot \sin(m\phi) \quad (2.6)$$

2. coeficientes harmônicos a_{lm} (item 3 da Figura 6): estes coeficientes são projeções de $f(\theta, \phi)$ em cada função base de $Y_l^m(\theta, \phi)$ de uma esfera, como mostrado na Equação 2.7.

$$a_{lm} = \int_{\theta=0}^{\pi} \int_{\phi=0}^{2\pi} f(\theta, \phi) Y_l^m(\theta, \phi) \sin(\theta) d\phi d\theta \quad (2.7)$$

Depois de calculada cada fração da Equação 2.1, um vetor de tamanho N é obtido, no qual N é o número de vértices da estrutura 3D. Este vetor, como será apresentado no Capítulo 6, será utilizado como descritor para a recuperação de objetos 3D médicos.

2.4 Grafos e redes de fluxo

Um grafo G é um par (V, E) , no qual V é o conjunto de vértices de G e E representa o conjunto de arestas que conectam diferentes vértices, dessa forma $E \subseteq [V^2]$. Dois vértices x, y de G são denominados adjacentes se eles possuem uma aresta e conectando-os. Por sua vez, as arestas são consideradas adjacentes se elas possuem um vértice v em comum. Se todos os vértices G são adjacentes entre si, então o grafo é denominado um grafo completo (DIESTEL, 2017). A Figura 7 apresenta um exemplo de grafo G , na qual os pares de vértices $(v1, v2)$ e $(v2, v3)$ são adjacentes, assim como o par de arestas $(e1, e2)$.

Figura 7: Exemplo de um grafo G com três vértices e duas arestas.

Fonte: Autor

Um grafo G é denominado n -partido se G pode ser particionado em n classes. Para qualquer grafo n -partido, duas condições precisam ser satisfeitas: 1) qualquer aresta deve ter suas terminações em classes diferentes, e 2) vértices da mesma classe não podem ser adjacentes. Uma abordagem muito utilizada é dividir o grafo em duas classes, obtendo-se assim um grafo bipartido (DIESTEL, 2017). A Figura 8 apresenta um exemplo de grafo bipartido, contendo quatro vértices divididos em duas classes $Classe_1$ e $Classe_2$, conectados por quatro arestas.

Figura 8: Exemplo de grafo bipartido contendo quatro vértices e três arestas.

Fonte: Autor

2.4.1 Redes de fluxo

Uma das principais aplicações de grafos bipartidos é modelar problemas que envolvam redes de fluxo. Uma rede de fluxo é uma estrutura que permite a passagem de dados em seu interior como, por exemplo, redes elétricas, de telecomunicações ou até mesmo estrutura rodoviária (CORMEN et al., 2001). Formalmente, uma rede de fluxo pode ser modelada por meio de um grafo direcionado¹, também conhecido como dígrafo $R = (V, E)$. Para se modelar corretamente uma rede de fluxo, outras três condições precisam ser satisfeitas: 1) todas as arestas do grafo R devem possuir valores não-negativos, denominados capacidades, no qual $c(u, v) \geq 0$; 2) O grafo R deve possuir obrigatoriamente dois vértices – a fonte s e o sorvedouro/terminal t ; 3) todos os vértices do grafo R devem estar presentes em algum caminho entre s e t (CORMEN et al., 2001). A Figura 9 apresenta um exemplo de uma rede de fluxo modelada por um grafo direcionado. Nesse exemplo, as capacidades das arestas entre os vértices (1,3) e (4,3), são, respectivamente, 12 e 7.

Figura 9: Exemplo de uma rede de fluxo com capacidades não-negativas.

Fonte: Autor

2.4.2 Algoritmo de Ford-Fulkerson

As redes de fluxo podem ter diferentes objetivos. Pode-se desejar, por exemplo, saber qual o fluxo máximo ou mínimo que determinada rede suporta. Dado o cenário de fluxo máximo, o objetivo é identificar a capacidade máxima de cada aresta, dado o conjunto de caminhos disponíveis do grafo R . Dessa forma, almeja-se descobrir qual a carga máxima que este fluxo pode transportar entre a fonte e o sorvedouro de forma eficiente (CORMEN et al., 2001).

¹Um grafo direcionado, como o nome sugere, apresenta a direção do fluxo de dados utilizando setas nas arestas do grafo (DIESTEL, 2017)

O algoritmo de Ford-Fulkerson é uma abordagem clássica utilizada quando se deseja obter o fluxo máximo em redes de fluxo. Ele consiste em, iterativamente, aumentar o fluxo por meio de caminhos aumentantes (CORMEN et al., 2001). Dessa forma, o fluxo máximo inicia-se com valor zero, $f(u, v) = 0$, e aumenta até que as capacidades das arestas cheguem ao seu limite. Esse processo é realizado com o auxílio dos fluxos residuais, uma estrutura que armazena em memória a capacidade máxima inicial de cada aresta. Conforme o algoritmo é executado, o fluxo residual diminui na mesma proporção que o fluxo máximo aumenta. A Equação 2.8 apresenta a relação entre o fluxo original f e seu respectivo fluxo residual f' quando o fluxo é aumentado ($f \uparrow f'$).

$$(f \uparrow f') = \begin{cases} f(u, v) + f'(u, v) & \text{se } (u, v) \in E \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (2.8)$$

Quando o algoritmo de Ford-Fulkerson é aplicado na rede de fluxo apresentada na Figura 9, o valor total máximo do fluxo é igual a zero, já que todas as arestas iniciam zeradas. O valor total do fluxo residual é igual a 110, correspondendo à soma de todas as capacidades das arestas. O algoritmo utiliza busca por largura para encontrar os caminhos aumentantes e, dessa forma, no primeiro passo é encontrado o caminho $\{s \rightarrow 1 \rightarrow 3 \rightarrow t\}$. Dado este caminho, o valor máximo que pode ser “transportado” por todas as suas arestas é 12, e este valor é subtraído das arestas do fluxo residual, atualizando-as. Similarmente o valor do fluxo máximo é atualizado, resultando no valor 12. O segundo caminho encontrado é $\{s \rightarrow 2 \rightarrow 4 \rightarrow 3 \rightarrow t\}$, e para este caminho o valor máximo é 7. Finalmente, o último caminho encontrado é $\{s \rightarrow 2 \rightarrow 4 \rightarrow t\}$, que retorna o valor máximo igual a quatro.

A Figura 10 apresenta a rede de fluxo máximo a partir da original apresentada na Figura 9. Os valores em vermelho são as capacidades máximas que o fluxo suporta dada a sua configuração. Ao final da execução do algoritmo é obtido um valor total máximo de 23 (este valor é calculado a partir dos valores máximos encontrados em cada iteração: $12 + 7 + 4 = 23$). Como algumas capacidades não foram utilizadas nas suas totalidades, ainda restou um valor total de fluxo residual de 27, que corresponde à soma total de cada valor residual existente nas capacidades das arestas ao final do algoritmo.

Figura 10: Rede de fluxo ao final da execução do algoritmo de Ford-Fulkerson, os números em vermelho são as capacidades máximas suportadas e em preto as capacidades originais.

Fonte: Autor

2.5 Considerações finais do capítulo

Neste Capítulo foram abordados os principais conceitos teóricos que serviram de base para a proposta de recuperação de objetos médicos 3D utilizando busca regionalizada.

Sistemas CBIR oferecem flexibilidade para a exploração de diferentes tipos de descritores e métodos de comparação por similaridade. Em paralelo, nota-se que a fundamentação matemática robusta dos SPHARMs indica um alto potencial descritivo de estruturas 3D ao mesmo tempo que, ao discretizar a informação 3D em sinais unidimensionais (1D), diminui a necessidade de armazenamento. Adicionalmente, os grafos também apresentam flexibilidade para estruturar dados e apresentam potencial para armazenar estruturas multidimensionais como vetores de características extraídos de estruturas 3D. Essa abordagem, apesar de pouco utilizada atualmente na literatura, fornece indícios de bom desempenho, como comentado também no Capítulo 5.

No próximo Capítulo é dada ênfase à outra vertente deste estudo multidisciplinar: a geração de imagens 3D por meio de exames cardiológicos. Também é descrito o quadro clínico de Cardiomiopatia, que possui diversas especificidades, as quais serão utilizadas como forma de validação da abordagem proposta por esta investigação.

3 EXAMES CARDIOLÓGICOS E CARDIOMIOPATIAS

Neste Capítulo são apresentados os principais conceitos sobre os exames de imagens feitos na área de Cardiologia para a detecção de anomalias, dando ênfase ao exame de RMC e ao seu método de captação de sinal e geração de imagens 3D. Além disso, o quadro clínico de Cardiomiopatia, que constitui o estudo de caso do presente trabalho, é detalhado.

3.1 Exames médicos cardiológicos

Existem diversos tipos de modalidades de exames médicos que geram imagens 2D e outras que geram objetos 3D com a finalidade de auxiliar na detecção de doenças cardíacas. Mansur, Armaganijan e Geraldo (2004) e Timerman et al. (2000) apontam algumas das principais modalidades utilizadas:

- **Radiografia Simples do Tórax:** por meio de radiografias do tórax é possível identificar anomalias que podem ser relacionadas a diversas doenças e fraturas. Durante esse exame, o paciente é exposto a uma máquina geradora de raios-X, a qual é calibrada para registrar a estrutura que será analisada. As diferentes densidades dos tecidos que compõem o corpo humano absorvem os raios-X com níveis diferenciados. Este fato proporciona a geração de uma imagem com diferentes níveis de contraste, com áreas mais claras e áreas mais escuras representando diferentes tipos de tecidos (SUETENS, 2009);
- **Ecocardiografia:** caracterizada por um exame de ultrassom feito com o coração em repouso ou em exercício. Seu custo é relativamente baixo e tem uma boa acurácia. Nesse exame, são emitidas ondas sonoras que são refletidas pelo coração. A variação do comprimento da onda refletida é mapeada para o formato de imagem e a estrutura cardíaca pode ser analisada do ponto de vista morfofuncional (SUETENS, 2009);

- **Medicina Nuclear:** nesse tipo de especialidade é analisado, de forma não invasiva, o comportamento de tecidos com pequenas quantidades de substâncias radioativas inseridas no local. Esse exame utiliza o componente radioativo tecnécio-99m para avaliar as funções, por exemplo, do ventrículo esquerdo;
- **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;
- **Ressonância Magnética Nuclear:** a 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);
- **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;

3.1.1 Ressonância Magnética Nuclear

O principal objetivo de um exame de RMN é medir o magnetismo da distribuição do hidrogênio. Para isso, o equipamento possui bobinas que captam e emitem radiação (SUETENS, 2009).

As bobinas podem ser de dois tipos: radiofrequência e gradiente. 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 (MONTEIRO et al., 1997).

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 de corte geradas e reconstruir seu volume 3D (MONTEIRO et al., 1997). A Figura 11 mostra o processo de captação das imagens pela RMC.

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

Figura 11: Processo de aquisição de imagem RMN.

Fonte: Adaptado de Imaging (2012).

implantes metálicos muito antigos, insuficiência renal ou marca-passos não podem realizar este tipo de exame (SUETENS, 2009). No contexto cardíaco, ela é comumente denominada RMC e, além de muito precisa, permite a quantificação de estruturas cardiológicas sem métodos invasivos.

Para a realização do exame de RMC 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 12 ilustra cada um desses planos e a Figura 13 apresenta a relação entre o órgão e a imagem.

O conjunto dessas fatias disponibilizadas pode ser reconstruído com a finalidade de formar uma superfície ou um volume 3D e propiciar informações a respeito da estrutura investigada. Novos esforços estão sendo feitos para aperfeiçoar essas técnicas e atualmente algumas ferramentas computacionais fazem de forma semiautomática essa reconstrução. A RMC tem se mostrado bastante útil no diagnóstico de doenças

Figura 12: Planos anatômicos: (a) Coronal, (b) Sagital, (c) Axial.

Fonte: Adaptado de Nacif et al. (2010).

Figura 13: Relação entre órgão e imagem: (a) Plano Coronal (b) Plano Sagital (c) Plano de corte do eixo curto do ventrículo. (VE: Ventrículo Esquerdo; VD: Ventrículo Direito; AE: Átrio Esquerdo; Ao: Aorta; AP: Artéria Pulmonar; Ad: Aorta descendente; DA: Coronária descendente).

Fonte: Nacif et al. (2010)

cardiológicas, porém um único exame pode conter mais de 150 *fatias*, podendo tornar sua análise demorada e cansativa.

3.2 Cardiomiopatia

A Cardiomiopatia é caracterizada como um quadro clínico originado por anormalidades do miocárdio que, por sua vez, corresponde à estrutura muscular do coração (KUMAR et al., 2010).

Ela é normalmente dividida em quatro categorias: Cardiomiopatia dilatada (CMD), Cardiomiopatia hipertófica (CMH), Cardiomiopatia restritiva (CMR) e uma mais rara chamada de Cardiomiopatia arritmogênica do ventrículo direito (CMAVD) (ALBANESI; MANES, 1998). A Figura 14 ilustra as três primeiras categorias. Segundo Kumar et al. (2010) a CMD é caracterizada quando a fração de ejeção do ventrículo esquerdo é menor que 40%, a patologia de CMH ocorre quando a fração de ejeção está entre 50% e 80% e a CMR é observada quando esta fração está entre 45% e 90%.

Figura 14: Tipos de cardiomiopatias.

Fonte: Adaptado de Kumar et al. (2010).

Nos casos de CMD e CMH apesar de terem causas diferentes, as consequências são majoritariamente as mesmas: ICC, morte súbita, fibrilação atrial e ataque cardíaco.

A CMD é caracterizada principalmente por um aumento em uma ou mais câma-

ras cardíacas (sendo os ventrículos esquerdos os mais afetados), fazendo com que o coração fique com uma forma globosa. Há um espessamento da parede ventricular, porém menor do que em relação à dilatação acometida. De acordo com Albanesi e Manes (1998) alguns exames são feitos para a detecção dessa doença, como radiografia, eletrocardiograma e RMC. Esta última, pode ser utilizada para identificar diferenças anatômicas e funcionais da estrutura afetada pela doença, porém normalmente não é possível diferenciar a CMD de outras anomalias que causam disfunção ventricular esquerda, sendo necessários exames complementares como ecocardiografia. Para o seu tratamento é indicado repouso, diuréticos e vasodilatadores.

Na doença de CMH há a preservação da função sistólica, porém com relaxamento diminuído. Ela é a doença cardíaca de origem genética mais comum, possui uma taxa de mortalidade relativamente baixa (entre 0,5% e 1% anualmente), porém ainda é a maior causa de morte súbita entre adolescentes e atletas, causando interesse da comunidade médica na busca de tratamentos eficientes e identificação precoce da doença. Similarmente à CMD, a CMH é detectada utilizando exames como o eletrocardiograma, ecocardiograma e RMN. No seu tratamento são normalmente recomendados fármacos como os betabloqueadores que diminuem a frequência cardíaca e a pressão arterial. Em casos mais graves podem ser utilizados marca-passos ou fibrilação atrial que, por meio de ablação por radiofrequência, regulam as arritmias encontradas na estrutura atrial (BITTENCOURT; ROCHA; Albanesi Filho, 2010).

A CMR é a cardiomiopatia menos frequente e é caracterizada pela restrição ao enchimento ventricular, tendo comprometimento da função diastólica. Os principais sintomas dessa doença são hipertensão, dispnéia ¹ e edemas nos membros inferiores. Assim como as outras cardiomiopatias, exames como eletrocardiograma e ecocardiografias são comumente utilizados. Para seu tratamento são indicados diuréticos, antiarrítmicos, anticoagulantes e antifibrosos (ALBANESI; MANES, 1998).

Por fim, a CMAVD possui como causa alguns fatores genéticos e a RMC é o exame mais utilizado para sua identificação. Sua principal consequência é a formação de tecido gorduroso no miocárdio do ventrículo direito causando seu endurecimento. O tratamento para tal doença também consiste no uso de fármacos antiarrítmicos e antifibrosos (ALBANESI; MANES, 1998).

As anomalias de CMD e CMH, que ocorrem com mais frequência, foram escolhidas como objeto de estudo do presente trabalho. As Figuras 15a, 15b e 15c apresen-

¹ A dispnéia é caracterizada pela dificuldade de respirar ocasionando uma respiração rápida e curta (KUMAR et al., 2010)

tam exemplos de exames de RMC de pacientes com CMD, sem nenhuma das duas anomalias e CMH, respectivamente. Neste exemplo, em específico, é apresentado o sétimo *fatia* de cada exame e é nítida a alteração da morfologia da parede ventricular (sendo mais espessa para o caso de CMH e mais fina para casos de CMD). Entretanto, como mostram as Figuras 16a, 16b e 16c, há casos em que essa alteração não é muito evidente. Por esse motivo, técnicas computacionais que analisem detalhadamente a estrutura 3D, sob diferentes perspectivas, se fazem necessárias.

Figura 15: Diferentes tipos de Cardiomiopatias –*fatia* 7 retirado de exames de RMC: a) Caso com CMD; b) Caso sem anomalia; c) Caso com CMH. Nota-se pelas imagens que para CMD a região interna do ventrículo esquerdo é maior e a parede ventricular mais fina. O oposto ocorre para a anomalia de CMH que apresenta uma região interna menor e uma parede ventricular mais espessa.

Fonte: Autor

Figura 16: Diferentes tipos de Cardiomiopatias – sétimo *fatia* retirado de exames de RMC: a) Caso com CMD; b) Caso sem anomalia; c) Caso com CMH. Nesse exemplo, tanto a região interna do ventrículo esquerdo como a parede ventricular possuem aspecto parecido.

Fonte: Autor

3.3 Considerações finais do capítulo

Neste capítulo foram abordados os principais exames cardiológicos, além da captação de sinal e a geração de imagens 3D por meio de aparelhos de RMC, e a especificação do quadro clínico de Cardiomiopatia.

A RMC é um exame muito usado para detecção de anomalias no coração apresentando alta precisão e pouco risco para o paciente. Em contrapartida, a quantidade gerada de dados por esse exame é alta: cerca de 150 imagens por exame, exigindo atenção e dispêndio de tempo para análise. Dessa forma, é interessante desenvolver métodos computacionais para auxiliar a recuperação dessa informação gerando conhecimento útil ao especialista. Além disso, a patologia de Cardiomiopatia fornece um desafio adicional, já que há casos nos quais não é possível identificar se há ou não anomalia, observando somente o conjunto de imagens.

No próximo capítulo serão detalhados os conceitos relacionados às métricas de avaliação utilizadas neste trabalho, considerando análises objetivas, como por exemplo, métricas de avaliação computacionais e análises subjetivas por meio de entrevistas ao usuário final do protótipo desenvolvido na presente pesquisa.

4 MÉTRICAS DE AVALIAÇÃO

Neste capítulo são conceituadas as principais métricas de avaliação utilizadas nesta pesquisa para análise de desempenho da abordagem proposta. Em relação às métricas quantitativas utilizadas na área de recuperação da informação, são definidos a curva de Precisão vs Revocação, matriz de distâncias, coeficiente de silhueta, dendrogramas e áreas sob a curva de Precisão vs. Revocação (*Area Under Curve - AUC*). Devido à análise subjetiva conduzida durante a avaliação de usabilidade do sistema pelo usuário final, também é fundamentada neste capítulo a métrica de avaliação da escala Likert.

4.1 Curvas de Precisão vs. Revocação

Duas métricas muito utilizadas para a avaliação de sistemas CBIR são os valores de precisão e revocação. A métrica de precisão avalia a habilidade do sistema em recuperar os elementos corretos entre os elementos retornados, conforme Equação 4.1. A métrica de revocação analisa a proporção de elementos relevantes que foram recuperados com êxito a partir de uma consulta, como apresenta a Equação 4.2 (KENT et al., 1955).

$$\text{precisão} = \frac{\{\text{elementos relevantes}\} \cap \{\text{elementos recuperados}\}}{\{\text{elementos recuperados}\}} \quad (4.1)$$

$$\text{revocação} = \frac{\{\text{elementos relevantes}\} \cap \{\text{elementos recuperados}\}}{\{\text{elementos relevantes}\}} \quad (4.2)$$

Apesar de ser possível analisar o desempenho do sistema CBIR a partir dos resultados individuais dessas métricas, é muito comum na área de recuperação da informação utilizar a combinação dessas duas métricas, formando a curva de Precisão vs. Revocação (PxR). Na Figura 17, o eixo x do gráfico contém os valores de revocação e o eixo y contém os valores de precisão. Utilizando essa estratégia, quanto

maior a área formada entre esta curva e o eixo x do gráfico, melhor é considerado o desempenho do sistema CBIR.

A Figura 17 apresenta um exemplo prático da utilização dessa abordagem. Dado o conjunto de elementos que deveriam ser recuperados *relevantes* = {A1, A2, A3, A4, A5}, e o total de elementos recuperados na consulta *recuperados* = {A2, A4, B1, A3, B4, B2, A1, B3, A5}, obtém-se para o primeiro elemento recuperado (A2) valores de precisão = 1 e revocação = $\frac{1}{5}$, já que um elemento dos cinco elementos relevantes foi recuperado. Para o segundo elemento recuperado (A4), mantém-se o valor de precisão = 1, já que dois dos elementos recuperados são relevantes; e revocação = $\frac{2}{5}$, já que dois elementos dos cinco elementos relevantes foram recuperados. O terceiro elemento recuperado (B1) não pertence aos elementos relevantes, portanto, as métricas não são computadas. Em seguida, para o quarto elemento recuperado (A3), o valor de precisão é atualizado para $\frac{3}{4} = 0.75$, já que de quatro elementos recuperados, três são relevantes; para a revocação, obtém-se o valor de $\frac{3}{5}$, já que três dos cinco elementos relevantes foram recuperados. Dessa forma, para cada elemento relevante recuperado são computados os valores de precisão e revocação, até que todos os elementos relevantes sejam recuperados.

Figura 17: Gráfico PxR gerado para uma consulta do exemplo prático.

Fonte: Autor.

4.2 Área sob a Curva

É possível extrair o valor de área sob a curva do gráfico PxR. As curvas apresentam o resultado visual da recuperação e os valores de área sob a curva fornecem um

parâmetro para sua análise. A Equação 4.3 apresenta a equação para o cálculo da AUC.

$$AUC = \int_0^1 p(r)dr \quad (4.3)$$

Na Equação 4.3, p e r são os valores de precisão e revocação, respectivamente (BRODERSEN et al., 2010). No exemplo dado da Figura 17 é obtida uma $AUC = 0.79$.

4.3 Matriz de Distâncias

A matriz de distância também é uma forma de avaliar os resultados do retorno da busca, sendo muito utilizada dentro do contexto de recuperação da informação. Os elementos recuperados são dispostos em forma de matriz, em linhas e colunas, e cada célula da matriz contém a distância entre cada par de elementos. No exemplo da Figura 18, cores de células mais escuras indicam valores de distâncias menores, ou seja, elementos considerados parecidos, enquanto células mais claras indicam distâncias maiores e, conseqüentemente, elementos diferentes (YU et al., 2010).

Esse método é útil para analisar detalhes do resultado da recuperação como, por exemplo, quais elementos foram recuperados incorretamente e quais classes obtiveram maior êxito na recuperação.

Dado o exemplo da Seção 4.1, uma matriz de distância possível é apresentada na Figura 18. Nessa Figura, é possível separar em dois *clusters* os elementos das classes A e B , representados pelos contornos azuis e verdes, respectivamente. O resultado ideal, dado um problema de recuperação, seria que os *clusters* contornados fossem mais escuros indicando similaridade entre os elementos do grupo. Nesse exemplo, é possível verificar que o agrupamento dos elementos B está mais consistente do que o agrupamento A . O grupo A , inclusive, possui o elemento $A5$ com distâncias menores em relação ao agrupamento B , indicando uma recuperação incorreta.

4.4 Dendrograma

Utilizando como entrada a matriz de distâncias é possível obter uma forma alternativa para a visualização dos resultados, denominada Dendrograma. Nela, as distâncias são organizadas em forma de árvore, sendo possível separar os dois agru-

Figura 18: Matriz de distância gerada pelo exemplo prático da Seção 4.1.

Fonte: Autor.

pamentos. Na Figura 19 são apresentados os agrupamentos gerados pela matriz de distâncias da Figura 18, sendo possível verificar quais elementos foram recuperados em classes erradas. Nesse exemplo, destaca-se o elemento $A5$ contornado em vermelho e os elementos considerados mais parecidos, observando-se a informação das ramificações como, por exemplo, os elementos $B3$ e $B6$ e os elementos $A3$ e $A4$.

4.5 Coeficiente de silhueta

O coeficiente de silhueta analisa tanto a consistência do agrupamento quanto o grau de separação entre os *clusters*. Quanto mais próximo de 1 o valor do coeficiente retornado, mais consistente o agrupamento. Valores próximos a zero indicam que os agrupamentos possuem elementos parecidos entre si (ROUSSEUW, 1987). As Equações 4.4 e 4.5 apresentam o cálculo do coeficiente Sil_i . Considerando o elemento e_i como pertencente ao agrupamento a , e b o conjunto de todos os demais agrupamentos que não contêm e_i , db_i é o valor mínimo entre todas as distâncias mé-

Figura 19: dendrograma gerado pelo exemplo prático da Seção 4.1.

Fonte: Autor.

dias ($d_a(b)$) entre e_i e os elementos dos diferentes agrupamentos do conjunto b . Na Equação 4.5, da_i é a distância média entre o elemento e_i e todos os elementos do agrupamento a .

$$db_i = \min(d_a(b)) \quad (4.4)$$

$$Sil_i = (db_i - da_i) / \max(da_i, db_i) \quad (4.5)$$

Adicionalmente, pode-se visualizar os agrupamentos conforme apresentado na Figura 20, na qual $n = 11$ indica o número total de elementos, o eixo y mostra os elementos recuperados, sendo os elementos 1 a 5 pertencentes à classe A , e os elementos 6 a 11 pertencentes à classe B . Como mencionado na Seção 4.4, o elemento $A5$ foi recuperado na classe errada por conter distâncias mais similares ao agrupamento B , detalhado na matriz de distâncias da Figura 18.

Na Figura 20 também é possível verificar o coeficiente de silhueta para cada agrupamento, sendo que este coeficiente é dado dentro do intervalo $[0, 1]$. O agrupamento A , por não ter nenhuma recuperação errada, apresentou um valor maior (0,49) que o agrupamento B (0,46). Entretanto, alguns elementos possuíam distâncias parecidas, como os elementos $A5$ e $B6$ e os elementos $A2$ e $B1$ (ilustrado em detalhe na matriz de distâncias da Figura 18). Essa característica fez com que, apesar dos agrupamen-

Figura 20: Gráfico de silhueta gerado pelo exemplo prático.

Fonte: Autor.

tos terem em sua maioria os elementos corretos, o coeficiente não retornou um valor próximo a 1 para nenhum *cluster*, sendo obtida a média geral de 0,47 para todo o conjunto de elementos.

4.6 Escala Likert e Análise qualitativa

Como resultante da presente pesquisa, foi gerado um protótipo para a recuperação de objetos médicos 3D cardíacos, cuja validação foi conduzida com usuários finais. Dessa forma, procurou-se incluir entre as métricas de desempenho, métodos que permitissem analisar diferentes perspectivas, sendo a escala Likert e análise qualitativa, métodos clássicos utilizados para tal propósito (DOLL; TORKZADEH, 1991).

A escala Likert é uma escala de resposta psicométrica e mede o grau de concordância do usuário com alguma afirmação. Essa escala possui valores ordenados que podem ser numéricos, textuais ou representado por cores. Ao final do teste pode-se somar a resposta de todos os participantes e separá-los por categorias, verificar tendências e pontos de melhoria (LIKERT, 1932). A Figura 21 apresenta uma pergunta e exemplos de três tipos de escala que se pode gerar.

Figura 21: Exemplo de pergunta respondida por meio de Escala Likert

1. Você está satisfeito com a compra do livro "ABC".

☐	☐	☐	☐	☐
Discordo totalmente	1	2	3	4
☐	☐	☐	☐	☐
Discordo totalmente	Discordo	Neutro	Concordo	Concordo totalmente
☐	☐	☐	☐	☐
Discordo totalmente				Concordo totalmente

Fonte: Autor.

Dado que parte da opinião dos usuários finais foi feita por meio de registros individuais em forma de “diário”, foi também realizada uma análise qualitativa dos *feedbacks* recebidos durante a realização do experimento

4.7 Considerações finais do capítulo

Neste capítulo foram abordadas as métricas de avaliação escolhidas para a análise de desempenho deste trabalho. Todas são métricas quantitativas, porém, enquanto algumas avaliam o desempenho computacional da abordagem proposta (PxR, AUC, coeficiente de Silhueta), outros índices, como escala Likert, almejam avaliar o protótipo gerado sob a perspectiva do usuário final. Assim, espera-se obter uma visão ampla e profícua dos resultados gerados.

Com este capítulo são finalizadas as definições e fundamentações de conceitos teóricos que foram utilizados para embasar o presente trabalho. Nos próximos capítulos serão apresentados os métodos e técnicas utilizados para o desenvolvimento da abordagem definida, ressaltando o desenvolvimento e a adaptação do descritor usando Harmônicos Esféricos, assim como a proposta de utilização de grafos e algoritmos para otimização de redes de fluxo como medida de similaridade entre objetos médicos 3D.

PARTE II

DESENVOLVIMENTO

5 REVISÃO LITERÁRIA

Neste capítulo é apresentada a revisão literária feita para o presente estudo, sendo utilizada a metodologia de Mapeamento Sistemático. Esse processo gerou um artigo que foi aceito para publicação no periódico internacional *Computer Science Review*¹. O presente capítulo apresenta os principais pontos encontrados durante o Mapeamento Sistemático: descritores, métodos de comparação por similaridade, estratégias de indexação, bases de dados e métricas de avaliação mais utilizados para o processamento e a recuperação de objetos médicos 3D, assim como as aplicações médicas que se beneficiam de tais técnicas.

5.1 Metodologia do Mapeamento Sistemático

O Mapeamento Sistemático é definido por Petticrew e Roberts (2008) como uma revisão literária mais ampla sobre o problema investigado, ela avalia os tipos de estudos de determinado assunto, a sua data e local de publicação. Esse tipo de revisão pode ajudar a refinar a questão da pesquisa e os recursos necessários para sua realização. O Mapeamento Sistemático possui três etapas: planejamento, condução e extração, que auxiliam no processo de seleção e análise dos estudos.

Na fase de planejamento são definidos alguns tópicos como a questão da pesquisa, palavras-chaves, bases de dados que serão utilizadas e critérios de inclusão e exclusão. A fase de condução analisa os estudos retornados da busca nas bases de dados e verifica se eles serão incluídos ou excluídos, com base nos critérios definidos na fase de planejamento. Por fim, a etapa de extração consiste em classificar e categorizar os estudos incluídos. Nas próximas seções são detalhadas as fases do Mapeamento Sistemático de acordo com os objetivos desta pesquisa.

¹ Todos os trabalhos aceitos estão apresentados no Capítulo 9

5.1.1 Fase de planejamento

Nesta etapa foram definidas as questões de pesquisa que o Mapeamento Sistemático pretende responder:

1. Quais descritores e métodos de similaridade são utilizados para recuperar e armazenar objetos 3D provenientes de imagens médicas?
2. Como esses descritores são representados?
3. Quais são os métodos utilizados para avaliar as técnicas para recuperação e armazenamento de objetos 3D provenientes de imagens médicas?
4. Que tipo de imagens médicas estão sendo analisadas?
5. Quais são as aplicações práticas nas quais essas técnicas desenvolvidas estão sendo aplicadas?
6. Existe alguma relação entre a técnica desenvolvida e a imagem médica ou doença analisada?

As bases de dados selecionadas para este Mapeamento Sistemático foram: *IEEE Xplore* (IEEE, 2017), *ACM Digital Library* (ACM, 2013), *Science Direct*(ELSEVIER, 2017) e *Pubmed*(NCBI, 2017). A pesquisa considerou artigos publicados até Novembro de 2017, sendo que a pesquisa literária foi realizada durante os dias 25 e 28 de Novembro de 2017. Foram definidas palavras-chaves e construídas *strings* de busca para cada uma das bases de dados (Tabela 2).

Tabela 2: Resultados encontrados nas base de dados selecionadas para o Mapeamento Sistemático

Database	Search string	Results
IEEE	similarity retrieval AND 3D and medical	25
	CBIR AND MRI	22
	CBIR AND CT	32
	descriptor medical 3D	53
	image retrieval AND medical AND 3D	171
	3D medical volume retrieval	30
	3D medical surface retrieval	37
PubMed	("model retrieval") OR "3D CBIR" OR ("image retrieval"[Title/Abstract] AND 3D)	34
	descriptor AND 3D AND retrieval	25
	similarity retrieval AND 3D	63

Science Direct	(image retrieval AND medical) and TITLE-ABSTR-KEY(3D).	82
	CBIR AND (CT or MRI)	353
	TITLE-ABSTR-KEY(3D medical) and (volume retrieval)	84
	TITLE-ABSTR-KEY(3D medical) and (surface retrieval)	65
	TITLE-ABSTR-KEY(descriptor) and (medical 3D)	428
	"similarity retrieval" AND 3D AND medical	69
ACM	(Abstract:image and Abstract:retrieval and Abstract:medical and Abstract:3D)	26
	CBIR AND (MRI or CT)	97
	"similarity retrieval" and 3D and medical	94
	(medical 3D) and (Title:descriptor)	37
	(Abstract:3D and Abstract:medical and Abstract:volume and Abstract:retrieval)	8
	(Abstract:3D and Abstract:medical and Abstract:surface and Abstract:retrieval)	11
SPIE	ABSTRACT:(3D) AND ABSTRACT:(medical) AND ABSTRACT:(retrieval)	27
	ABSTRACT:(medical descriptor) AND ABSTRACT:(3D)	11
	ABSTRACT:(medical) AND ("volume retrieval")	1
	("similarity retrieval") AND ABSTRACT:(medical)	1
Springer	"image retrieval" or "model retrieval" AND (medical) AND NOT (Overview or semantic)	47
	3D AND medical AND ("image retrieval" or "model retrieval")	29

Fonte: Autor

5.1.2 Fases de Condução e Extração

Na etapa de condução, as *strings* foram submetidas aos mecanismos de busca das bases anteriormente citadas. A quantidade de resultados encontrados para cada base de dados está detalhada na Tabela 2.

Foram aplicados os seguintes critérios de Inclusão e Exclusão em cada estudo:

- *Critério de Inclusão I1*: artigos que conceituem descritores, métodos de indexação e métodos de similaridade para recuperação e armazenamento de objetos 3D provenientes de imagens médicas;
- *Critério de Inclusão I2*: artigos que conceituem técnicas para melhorar os resultados da recuperação dos objetos médicos 3D;

- *Critério de Inclusão I3*: artigos que apresentem métodos de avaliação para recuperação e armazenamento de objetos 3D provenientes de imagens médicas;
- *Critério de Inclusão I4*: artigos que apresentem bancos de dados de imagens médicas;
- *Critério de Exclusão E1*: artigos não focados em imagens médicas;
- *Critério de Exclusão E2*: artigos que não utilizem técnicas para recuperar e armazenar imagens médicas;
- *Critério de Exclusão E3*: artigos que utilizem técnicas de processamento e recuperação de objetos médicos 3D para vídeo e rastreamento.

Foram também definidos critérios de qualidade (Tabela 3) com o objetivo de analisar algumas características dos artigos incluídos, como as definições dos objetivos e metodologias, assim como a apresentação dos resultados. Esses critérios foram empregados objetivando mensurar a qualidade dos artigos de acordo com esses pontos. Se um artigo satisfaz completamente um critério, recebe valor um naquele item; se satisfaz parcialmente, recebe valor 0,5 e se não satisfaz, recebe valor zero. Para cada critério é atribuído um peso e a soma total da pontuação para cada artigo, para o propósito deste Mapeamento Sistemático, pode variar de zero a quatro pontos.

Tabela 3: Critérios de qualidade e seus respectivos pesos

Critério	Descrição	Peso
CQ1	A proposta do artigo foi descrita (Avaliação, novo descritor, comparação de descritores, estado da arte)?	1
CQ2	Existe uma descrição da implementação do descritor/avaliação utilizada/metodologia de revisão?	1
CQ3	O estudo descreve seu objetivo/relevância?	1
CQ4	O estudo foi avaliado?	0,4
CQ5	Os resultados foram descritos?	0,6
Soma		4

Fonte: Autor

Foram encontrados 1962 artigos, dos quais 520 eram duplicados (o mesmo artigo recuperado a partir de diferentes *strings* de busca). Após aplicação dos critérios de Inclusão e Exclusão foram selecionados 114 artigos para a fase de Extração de dados. Nessa etapa foram aplicados os critérios de qualidade e os artigos com pontuação menor ou igual a três foram excluídos, já que para essa pontuação, pelo menos dois critérios não obtiveram uma nota igual a um – totalmente satisfatórios. No final do pro-

cesso, 107 estudos foram selecionados. A relação dos artigos com seus respectivos critérios de Inclusão se encontra disponível para download ².

5.2 Análise Global

Os 107 artigos incluídos foram distribuídos em três categorias considerando diferentes abordagens: Classificação (65% do total de artigos), CBIR (34%) e 1% relacionado à discussão de base de dados de objetos médicos 3D.

Em relação aos tipos de veículos de publicação, foi notado que 47% dos artigos foram publicadas em periódicos enquanto 53% foram publicados em simpósios/conferências. Foi também verificado que a média do fator de impacto das publicações³ é maior em periódicos (*h5-index* próximo a 40) do que em simpósios/conferências (*h5-index* próximo a 20).

A maioria dos autores focou suas pesquisas na análise de descritores: 89% dos artigos apresentaram novas propostas de descritores ou análise de desempenho de diferentes descritores para escopos específicos (Wan Ahmad; FAUZI, 2008; DETTORI; SEMLER, 2007; MOUSTAKAS et al., 2005). Dessa forma, é possível concluir que essa etapa de extração de características, por ser fundamental para qualquer abordagem computacional, seja ela CBIR ou Classificação, desperta o interesse da comunidade científica e ainda é um campo de conhecimento com potencial para exploração.

No campo de pesquisa sobre imagens médicas é possível aplicar descritores nos domínios 2D ou 3D. No presente estudo, um descritor é considerado 3D se ele foi desenvolvido com o propósito de extrair características de superfícies ou volumes reconstruídos a partir de imagens bidimensionais. Descritores aplicados em um ou mais *fatias* de um mesmo exame 3D foram considerados 2D, uma vez que a técnica desenvolvida considera informação 2D (área, contorno e gradiente, por exemplo) (INGOLE; KULAT, 2012; DEPEURSINGE et al., 2010). No Mapeamento Sistemático realizado, 63% dos artigos consideraram informação 2D e 37% utilizaram informação 3D. O restante dos artigos (1%) era relacionado a bases de dados e possuía informações sobre os dois tipos de estrutura.

²<http://lapis.each.usp.br/recuperacao-de-imagens-cardiacas-tridimensionais-por-conteudo/>

³Neste Mapeamento Sistemático foi utilizado o índice *h5-index*, pois este está disponível para avaliação tanto de conferências quanto de periódicos. Além disso, os resultados preliminares de Harzing (2008) apontaram uma alta correlação (0.768 - $p < 0.000$), usando o método Spearman, entre este indicador e o JCR (*Journal Citation Report*) (REUTERS, 2015), amplamente empregado para avaliar periódicos.

Em 76% dos trabalhos que utilizaram descritores 2D, foram utilizados exames que geram objetos 3D como RMN e TC, principalmente para a recuperação (QUDDUS; BASIR, 2009), alinhamento e ordenação de *fatias*.

Especificamente para imagens do cérebro, notou-se predominância de descritores 2D para detectar tumores e a doença de Alzheimer (ZHUANG et al., 2014; CHEN; TIAN, 2009; Wan Ahmad; FAUZI, 2008). Apesar do uso massivo de descritores no domínio 2D, alguns autores reportaram que essa abordagem pode ser custosa computacionalmente, já que é necessário analisar dezenas de *fatias* para se obter a informação completa do problema investigado (LIU et al., 2011; MUNBODH et al., 2009; ROY et al., 2014).

O tipo de imagem médica utilizada nos artigos também foi analisado. Foi notado que conforme a tecnologia se aprimorou, exames como RMN, TC e Tomografia Computadorizada por Emissão de Pósitrons (*Positron Emission Tomography* - PET) se tornaram mais frequentes nos artigos. No presente Mapeamento Sistemático, 35% dos artigos utilizaram imagens provenientes de CT, 36% utilizaram RMN, 11% focaram em exames gerados por PET e 8% combinaram diferentes tipos de exames. Mais de 85% das técnicas desenvolvidas foram utilizadas em exames que a partir dos *fatias* podem fornecer informações sobre volume, malha e área de superfície 3D da estrutura analisada. Estes números indicam a relevância do desenvolvimento de técnicas para esses tipos de exames que geram um volume alto de dados e demandam técnicas rápidas e precisas para efetuar sua indexação e recuperação.

Outro tópico observado foi em relação às bases de imagens utilizadas nas pesquisas. Na área de imagens médicas é necessário um cuidado adicional, já que essas imagens podem conter informações confidenciais dos pacientes. Este fato pode ser um impedimento para a disseminação de imagens médicas e prontuários e, consequentemente, pode limitar a validação dos resultados encontrados. Também pode limitar a comparação do desempenho obtido com o desempenho de outras abordagens, visto que dificilmente as técnicas são avaliadas com a mesma base de imagens. No Mapeamento Sistemático feito, 72% dos artigos utilizaram bases de dados de imagens médicas particulares, provenientes de parcerias entre hospitais e centros de pesquisas de escolas de Medicina. Desses artigos, 42% reportaram que trabalharam com uma quantidade de casos limitada (menos de 50 casos) (QIAN et al., 2010; ABDALLAH et al., 2010; BERGAMASCO; NUNES, 2014). Entretanto, existem algumas bases de dados públicas bastante relevantes nesse meio, como a *Alzheimer's*

Disease Neuroimaging Initiative (ADNI) ⁴, que provê imagens de RMN e PET do cérebro e a *Lung Image Database Consortium* (LIDC) (LUNG. . . , 2015) que disponibiliza imagens de TC e Raio-X do pulmão.

Uma vez que a análise de imagens médicas esta relacionada a sistemas de auxílio ao diagnóstico, os especialistas médicos são uma parte importante nesse contexto, inclusive para utilizar e avaliar as técnicas computacionais desenvolvidas. Entretanto, apenas 1% dos artigos realizou algum tipo de avaliação com médicos ou estudantes de medicina (WANG et al., 2011; WARD et al., 2007) e em apenas 1% dos artigos a técnica passou a ser utilizada na rotina clínica (WELTER et al., 2012; DANKERL et al., 2013).

Nas próximas seções serão detalhados alguns itens importantes no que tange ao processamento de objetos médicos 3D, obtidos a partir dos artigos incluídos, como a extração de características, métodos de comparação por similaridade e formas de avaliação, considerando principalmente os artigos que obtiveram maior pontuação nos critérios de qualidade.

5.3 Descritores

Os descritores são parte fundamental para recuperação e registro de imagens. Consistem em algoritmos que quantificam diversas características da estrutura gráfica analisada. Yu et al. (2010) propuseram uma classificação considerando o tipo de análise quantitativa feita no objeto 3D, apresentada na Seção 2.2.1. A Figura 22 apresenta a distribuição dos descritores de acordo com o tipo de imagem médica utilizada. Nota-se predominância de descritores de forma utilizando imagens de RMN, presente em 20% dos estudos. Já na categoria de descritores de textura a modalidade de imagem mais utilizada é TC, em 15% dos trabalhos.

No domínio 3D, descritores de forma são predominantes. O trabalho de Duann et al. (1999), por exemplo, utiliza um conjunto de descritores de forma: curvatura global da superfície, distância da superfície, distância da superfície normalizada e raio efetivo para analisar a informação da forma do ventrículo esquerdo, principalmente a informação relacionada à superfície (curvatura e distância da superfície até o seu centro). No trabalho de Zhang, Zhong e Finol (2011) também é proposto um descritor chamado “*Shape Context*” que calcula, para cada vértice da superfície, a magnitude

⁴Disponível em: <<http://adni.loni.usc.edu/>>

Figura 22: Distribuição dos descritores de acordo com a imagem médica utilizada.

Fonte: Autor

e os ângulos azimute e zênite, formando vetores de características com uma configuração única da superfície do objeto 3D. Estes vetores são agrupados em barras de histograma que, então, são comparados por funções de similaridade.

Shenton et al. (2002) utilizam a mesma abordagem, porém comparando o volume e as diferenças de forma da amígdala hipocampal entre pacientes com e sem esquizofrenia, reconstruídos a partir de exames de RMN. Foi descoberta uma correlação alta entre as formas das amígdalas esquerda e direita em pacientes sem a anomalia, porém esta correlação não obteve taxas tão altas para pacientes esquizofrênicos.

A utilização de descritores de forma é predominante e nota-se trabalhos que utilizam SPHARMs para analisar imagens médicas. Entretanto, tais análises não são utilizadas dentro do contexto de recuperação de conteúdo, tampouco fazem uso das informações geradas pelos coeficientes de SPHARMs. No caso de imagens cardíacas é observada somente a estrutura do epicárdio para identificação das diferentes fases do ciclo cardíaco e são analisados apenas dois pacientes (KHELIFA; Ben Abdallah; GHORBEL, 2008). No trabalho feito por Abdallah et al. (2010), 57% dos pacientes foram classificados corretamente, porém apenas 33 casos foram avaliados. Adicio-

nalmente, para classificar o grau de deformação do ventrículo, os pesquisadores utilizaram a distância média das 17 regiões definidas do ventrículo, que, por possuírem alguns *outliers*, impactaram negativamente o resultado, como discutido pelos próprios autores.

Dessa forma, notam-se alguns pontos que podem ser melhorados no que tange à utilização de SPHARMs como descritores: a primeira delas é o uso desta estratégia como descritor global que exige, em alguns casos, a divisão do objeto 3D para sua utilização. A segunda diz respeito ao uso da somatória de coeficientes dos SPHARMs como valor discriminativo da região 3D analisada. Ao utilizar a somatória, valores discrepantes são absorvidos pela soma e comparações entre estes valores podem ser impactados.

5.4 Estruturas de indexação

Em relação às estruturas de indexação, 85% dos artigos utilizaram os tradicionais vetores de características (AMAN; YAO; SUMMERS, 2010; AMAN; YAO; SUMMERS, 2009; ANTANI et al., 2004; AYARI et al., 2014a), enquanto os grafos representam 6% (KUMAR et al., 2012; KUMAR et al., 2014a; KUMAR et al., 2014c) e as árvores KD foram utilizadas em 3% dos artigos (SHYU et al., 2002; ROBINSON et al., 1996). Essas estruturas estão detalhadas na Seção 2.2.3.

Uma abordagem utilizando grafos foi aplicada em Kumar et al. (2014a), que armazenaram nos nós do grafo informações relativas a tumores pulmonares, reconstruídos a partir de imagens PET (como volume e informação sobre sua malignidade) e, nas arestas, informações sobre a distribuição espacial desses tumores. Foi alcançada uma precisão média de 60% a 70% na recuperação de exame com base na posição de tumores pulmonares e suas informações estruturais. Similarmente, o trabalho de Pepe et al. (2012) representou os objetos médicos 3D do *striatum* cerebral, reconstruídos a partir de imagens de RMN, por meio de grafos de *reeb* objetivando armazenar as informações topológicas e espaciais do objeto médico 3D. Os autores usaram distâncias Hausdorff para medir a semelhança entre a abordagem e o *ground truth* disponível. Comparado a outros métodos de representação baseados em superfície, os autores alcançaram distâncias até 10% menores indicando maior precisão na representação.

Já em relação às árvores KD, o trabalho de Robinson et al. (1996) armazenou em nós informações relativas à curvatura de superfície das estruturas cardíacas forne-

das por imagens de RMN, com o objetivo de recuperar os *fatias* mais semelhantes e ordenar o banco de dados de acordo com essa semelhança.

Como pode ser notado, majoritariamente os trabalhos utilizam grafos como forma de representação dos objetos médicos 3D, principalmente para garantir o armazenamento de informação espacial de determinada característica, ou seja, o grafo é o próprio objeto médico 3D. Entretanto, é verificado pouco uso de grafos como forma de indexação de características extraídas previamente do objeto 3D. Esta abordagem apresenta grande potencial, já que a partir da indexação por meio de grafos é possível utilizar algoritmos otimizados de busca e comparação, específicos para esse tipo de estrutura (YU et al., 2010).

5.5 Métodos de comparação por similaridade

Além da extração de características, os métodos destinados a medir a similaridade entre objetos 3D são uma parte crítica de tarefas de recuperação e de classificação. Essas técnicas têm forte influência sobre os resultados finais, uma vez que os sistemas de recuperação irão decidir o quanto determinados vetores de características são semelhantes com base nos resultados retornados por esses métodos de mensuração de similaridade. Dada esta importância, alguns estudos concentram-se em avaliar quais métodos de similaridade são mais adequados para determinado contexto (POKRAJAC et al., 2005; YANG et al., 2011; CALLE-ALONSO et al., 2013). Algumas técnicas são utilizadas com mais frequência pelos autores, como por exemplo as distâncias do espaço L_p que foram utilizadas em 32% dos artigos (LI et al., 2012; LEHMANN et al., 2005).

Outras técnicas comumente implementadas para ajudar na recuperação e classificação de imagens médicas são baseadas em Aprendizado de Máquina. Nesta categoria é possível destacar as técnicas que envolvem SVM e KNN, que foram implementados em 23% e 3% dos artigos, respectivamente (NASCIMENTO; PAIVA; SILVA, 2012; PRZELASKOWSKI, 2015; YUAN et al., 2011). No trabalho de Gutierrez-Cáceres, Portugal-Zambrano e Beltrán-Castañón (2014), uma SVM é utilizada para detectar anomalias no cérebro em imagens 2D de RMN e no artigo de Kaick et al. (2010) também se aplica SVM para classificar distúrbios no músculo supra-espinhoso.

Quando são utilizadas técnicas de Inteligência Artificial, alguns autores precisaram combinar vários parâmetros em seus classificadores para otimizar o resultado

(MAJTNER; SVOBODA, 2014). Sparks e Madabhushi (2013) destacaram que no seu trabalho, para cada novo objeto introduzido no banco de dados, o treinamento do classificador SVM teve que ser recalculado, aumentando o custo computacional.

Com base no cenário apresentado, percebe-se um equilíbrio entre a utilização de distâncias L_p e SVM, e apenas um trabalho selecionado utilizou o algoritmo *Random Forest* aplicado a uma estrutura de grafos para classificação de lesões no fígado de uma sequência de *fatias* de exames de TC (DANKERL et al., 2013). Dessa forma, nota-se uma lacuna referente à exploração de outros algoritmos específicos para grafos que podem auxiliar e tornar mais eficiente a comparação de objetos médicos 3D.

5.6 Bases de dados

Como mencionado na Seção 5.2, apenas 23% dos artigos selecionados relataram a utilização de bases de imagens médicas públicas. A maioria deles realizou experimentos com um conjunto específico de imagens ou objetos médicos 3D provenientes de colaboração com hospitais e grupos de pesquisa da área médica. Na Tabela 4 são apresentadas as bases de imagens encontradas nos artigos selecionados contendo sua respectiva descrição.

Tabela 4: Bases de dados médicas utilizadas com mais frequência nos estudos selecionados.

Base de dados	Descrição	Tipos de dados disponibilizados
ADNI ⁵	Disponibiliza exames de pacientes sem anomalias, com a doença de Alzheimer e comprometimento cognitivo leve.	imagens de RMN e PET, informações genéticas, testes cognitivos e biomarcadores sanguíneos

⁵Disponível em: <<http://adni.loni.usc.edu>>

BrainWeb (COCOSCO et al., 1997)	Disponibiliza exames cerebrais de pacientes com Esclerose múltipla, além de ter um simulador de RMN para simular exames.	imagens de RMN
Diabetic Retinopathy Database ⁶	Possui um <i>benchmark</i> para a detecção de Retinopatia diabética.	imagens provenientes de Câmera digital de fundo.
ImageClef (MULLER et al., 2012)	O <i>CLEF Cross Language Image Retrieval Track</i> (ImageCLEF) realiza anualmente um campeonato na qual provê diferentes imagens (médicas e não-médicas) para desenvolvimento de técnicas computacionais.	Diferentes modalidades médicas (imagens de RMN, TC, Raio-X, etc..)
IRMA (LEHMANN et al., 2004)	Focado na utilização de CBIR em radiografias	imagens de Raio-X
LIDC (ARMATO et al., 2011)	Disponibiliza imagens do pulmão sem anomalias e com lesões (tumores, inflamações, etc...)	imagens de TC
NHANES ⁷	O <i>National Health and Nutrition Examination Survey</i> (NHANES) realiza pesquisas sobre a saúde da população dos EUA, seus hábitos e possui alguns exames médicos.	Diferentes modalidades médicas (imagens de RMN, TC, Raio-X, etc..)
OncoPet (TOMEI et al., 2010)	Disponibiliza imagens realísticas simulando todo o corpo porém com problemas relacionados a área de Oncologia.	imagens de PET

Fonte: Autor

As bases de dados apresentadas na Tabela 4 estão disponíveis para o público, porém ainda são limitadas, seja em relação a doenças específicas (doença de Alzheimer

⁶Disponível em: <<http://www.it.lut.fi/project/imageret/diaretdb1/>>

⁷Disponível em: <<https://www.cdc.gov/nchs/index.htm>>

e tumores, por exemplo), como também limitadas acerca da parte do corpo humano investigada ou ao tipo de imagem disponível (PET, RMN ou TC). Quando o banco de dados fornece mais opções, normalmente os laudos não estão disponíveis, como no caso da base de imagens IRMA e ImageClef.

Por se tratar de imagens médicas, há um desafio adicional, que consiste em obter informações específicas das doenças (relatórios médicos e regiões que essas doenças ocorrem, por exemplo). A dificuldade de obtenção dessas informações pode ser uma limitadora para uma maior disponibilidade de imagens médicas e, consequentemente, dificultar a avaliação dos métodos computacionais desenvolvidos. Isso está refletido na grande quantidade de estudos selecionados que utilizaram menos de 50 casos em sua avaliação: como mencionado na Seção 5.2, mais de 40% dos trabalhos incluídos estão nessa categoria.

5.7 Aplicações

No contexto de recuperação e armazenamento de imagens médicas, as técnicas desenvolvidas são aplicadas com diferentes objetivos, desde a diferenciação de estruturas e órgãos humanos, até a identificação de possíveis doenças.

No presente Mapeamento Sistemático observou-se que imagens do cérebro, coração e pulmão são as mais utilizadas como objeto de estudo. Imagens cerebrais foram analisadas em 48% dos artigos, imagens pulmonares em 17% e imagens cardíacas foram encontradas em 21% dos artigos. O problema mais investigado foi a identificação e/ou classificação da doença de Alzheimer utilizando imagens de RMN. Este objetivo estava presente em 36% dos artigos. A identificação de tumores pulmonares foi a segunda doença mais investigada, presente em 15% dos artigos. Há bases públicas (LIDC e ADNI) com imagens de casos dessas doenças, indicando uma relação entre a disponibilidade de imagens e o interesse pelo desenvolvimento e aprimoramento de técnicas computacionais que resolvam este problema. Em relação às imagens cardíacas não notou-se predominância em relação a nenhuma doença.

Tanto para as imagens do cérebro quanto as do pulmão, foi observado um desenvolvimento massivo de descritores de textura, visto que para ambos os problemas (Alzheimer e tumores pulmonares), a solução utilizando essa abordagem tem apresentado bons resultados. Como apontado por (DEPEURSINGE et al., 2014) descritores de textura são bastante promissores nessa área.

Por fim, outros tipos de doenças foram investigados, porém não foram encontrados com frequência nos artigos selecionados. Como exemplos, o estudo de Majtner e Svoboda (2012) implementou descritores de textura para classificar algumas doenças sanguíneas, como a leucemia, e o trabalho de Faraki et al. (2014) classificou células epiteliais entre saudáveis e Célula Epitelial Humana Tipo 2, que é considerada um dos principais sintomas de doenças como Lupus e Artrite reumatoide.

5.8 Métodos de Avaliação

Métodos para avaliar e comparar as técnicas para o armazenamento e recuperação de imagens médicas são essenciais para validar os resultados encontrados e para verificar se a hipótese de pesquisa pode ser aceita ou rejeitada.

Acurácia é a medida mais usada entre todas as métricas (presente em 25% dos estudos), citada principalmente em artigos que realizam classificação. Em artigos voltados para CBIR, é notada a predominância da métrica PxR, presente em 51% dos artigos. Considerando todos os tipos de artigos, a métrica de PxR é utilizada em 20% dos trabalhos.

Por fim, a curva de Característica de Operação do Receptor (*Receiver Operator Characteristic* - ROC) foi também aplicada em 9% dos artigos (CIOMPI et al., 2015; NIE et al., 2008) sendo eles relacionados a problemas de classificação.

Além dessas métricas, foram notados alguns testes não paramétricos como teste de Mann-Whitney e Rank Spearman (MANGIN et al., 2004; QIN et al., 2013) e testes paramétricos como Correlação Pearson (MISHRA; DESOK; ANDAYANA, 2011), porém não foram encontrados com frequência nos artigos selecionados.

5.9 Discussão da Revisão Literária

Como mencionado nas seções anteriores, o armazenamento e a recuperação de imagens médicas têm aumentado ao longo dos anos e produzido uma grande quantidade de artigos. Também foram notadas que em muitas técnicas, principalmente relacionadas ao armazenamento, métodos de similaridade e avaliação foram herdadas da recuperação e armazenamento de imagens no domínio 2D.

Também relacionado às imagens 2D, foi observada uma melhora no tempo de

processamento de *fatias*, devido a técnicas computacionais mais robustas, porém alguns desafios persistem, como a necessidade da definição de regiões de interesse e o fato de que descritores de cor e textura são sensíveis a imagens com diferentes graus de resolução (ERICEIRA et al., 2013; FERNÁNDEZ-CARROBLES et al., 2015; KALPATHY-CRAMER; HERSH, 2008; LEHMANN et al., 2005; POKRAJAC et al., 2005; SERTEL et al., 2009; XU et al., 2006; YUAN et al., 2011).

A maior vantagem das técnicas no domínio 3D é que os objetos podem condensar mais informação relacionadas principalmente à forma do objeto 3D. Esta característica também constitui uma fraqueza, uma vez que nem todas as representações 3D têm geometrias bem definidas, ocorrendo muitos problemas de malhas não convexas. Além disso, a variedade de posicionamentos (devido a operações de rotação, translação e escalonamento) que um objeto 3D pode apresentar implica na necessidade de implementação de métodos de pré-processamento para alinhar estes objetos 3D ou, ainda, a necessidade de desenvolvimento de descritores mais complexos e que podem ser computacionalmente custosos para lidar com esse problema. Por fim, a grande quantidade de possibilidades em relação à forma do objeto 3D, devido a doenças específicas, representa um desafio adicional para uma implementação de descritores padrões para objetos 3D que possam ser utilizados em mais de um problema (YU et al., 2010).

Um último item a ser ressaltado é relacionado à aderência dos especialistas médicos e da indústria em utilizar as tecnologias desenvolvidas. Como mencionado, apenas 1% dos trabalhos selecionados no Mapeamento Sistemático obtiveram uma avaliação específica por clínicos e também 1% deles aplicaram as técnicas na rotina diária médica ou as transformaram em algum produto comercial. É possível formular algumas hipóteses que forneçam uma justificativa a este fato ou à ausência desta informação nos artigos incluídos: 1) necessidade de muitas parametrizações para o processamento de imagens médicas como, por exemplo, a definição da região de interesse, a normalização da resolução da imagem (que auxilia o processo de extração de características) e parametrizações obrigatórias exigidas por algumas das técnicas de Inteligência Artificial. A necessidade destes ajustes geram sistemas pouco intuitivos dificultando seu uso por médicos e residentes que não possuam o conhecimento necessário para manipular e compreender os efeitos de tais ajustes no resultado final (WACHTER, 2015); 2) as técnicas computacionais ainda não atingiram uma maturidade aceita pela indústria; 3) existem questões éticas e legais para aprovar a utilização de novas técnicas computacionais na rotina diária médica, podendo ser um impeditivo

para a sua disseminação na indústria; 4) por questões legais os artigos não mencionaram a utilização comercial de suas técnicas. De qualquer forma, esses dados são relevantes para compreender a realidade na qual esse campo de conhecimento está inserido.

A partir da análise realizada foi possível observar avanços no armazenamento e recuperação de imagens médicas 3D, porém foram identificadas algumas lacunas, que podem gerar oportunidades de novas linhas de pesquisa. Em resumo, os desafios sobre este tema podem ser brevemente enumerados:

1. otimizar as técnicas para facilitarem a sua parametrização e indexação e, assim, fornecer uma busca/classificação mais rápida e precisa;
2. melhorar a disponibilidade de bancos de dados com objetos gráficos médicos, que constitui um importante pré-requisito para facilitar os testes e avaliações das técnicas;
3. o desenvolvimento de descritores de forma tem um grande potencial em problemas médicos, uma vez que muitas doenças provocam deformações na estrutura do órgão, tais como aneurisma, infarto e mesmo alguns tumores em alguns órgãos podem ser classificados como benignos ou malignos com base na sua forma. Sendo assim, esta linha de pesquisa possui um alto grau de relevância e pode ser mais explorada pelos pesquisadores;
4. foi notada uma predominância na utilização de distâncias métricas como método comparação por similaridade. Dado que também o método mais comum de indexação de características são vetores unidimensionais, a aplicação dessa estratégia é simples e, até certo ponto, eficaz. Ao mesmo tempo, nota-se que essa abordagem possui limitações, fazendo com que a investigação de estruturas alternativas de indexação, sejam necessárias.

5.10 Considerações finais do capítulo

Neste capítulo foram abordados os principais pontos encontrados durante o Mapeamento Sistemático feito para a presente pesquisa, destacando-se a predominância na utilização de descritores globais de forma para análise de objetos médicos 3D, o uso de vetores tradicionais para indexar as características extraídas dos objetos médicos 3D e também a utilização massiva de funções de distâncias como principal

método de comparação de tais objetos. Tais estratégias possuem vantagens e limitações, como apresentado no decorrer da Seção 5.9, principalmente no que tange à pouca exploração de métodos alternativos para indexação e comparação dos objetos médicos 3D.

No próximo capítulo são apresentados os métodos desenvolvidos, que foram embasados nas lacunas e oportunidades identificados no presente Mapeamento Sistemático. Entre eles estão a possibilidade de adaptar os SPHARMs para serem utilizados tanto como descritor global quanto para extrair o máximo de informações dos coeficientes harmônicos por meio de grafos bipartidos. Adicionalmente, foi estudada como a comparação de objetos 3D pode ser considerada um problema de fluxo máximo, permitindo a utilização e a adaptação de algoritmos clássicos para esse novo propósito – estabelecer um novo método de comparação por similaridade.

6 MÉTODOS E MATERIAIS

O objetivo do presente projeto é definir, implementar e validar técnicas de recuperação de objetos médicos 3D com base no seu conteúdo e considerando a busca regionalizada. Com a aplicação dessas técnicas em imagens cardiológicas, pretende-se implementar a busca regionalizada, em objetos 3D reconstruídos a partir de exames de RMC. Com isso, tem-se o intuito de auxiliar o diagnóstico da Cardiomiopatia, uma doença que acomete principalmente o ventrículo esquerdo na qual o principal sintoma é a sua deformação em diferentes níveis. Nas próximas seções deste capítulo serão apresentados os métodos propostos e desenvolvidos para que tal objetivo fosse alcançado e validado.

Dada a natureza do problema investigado no estudo de caso, o quadro clínico de Cardiomiopatias, notou-se que essa anomalia causava pequenas deformações em frações ou de forma global na estrutura ventricular. Dessa forma, o descritor escolhido para extrair as informações da estrutura 3D, precisaria ser muito sensível a diferenças na forma do objeto 3D e, ao mesmo tempo, processar esta estrutura rapidamente. O descritor SPHARMs destacou-se durante o Mapeamento Sistemático por possuir essas duas características: ser um descritor muito utilizado para modelagem, quantificação e reconstrução 3D, revelando um alto grau de detalhamento, e por discretizar a informação 3D em uma frequência 1D, indicando que a análise posterior dos dados extraídos poderia ser realizada de forma mais rápida. Entretanto, não foram encontrados trabalhos que utilizassem SPHARMs para a recuperação de objetos 3D médicos, apenas objetos “genéricos” como lâmpadas, garrafas e carros (KAZHDAN; FUNKHOUSER; RUSINKIEWICZ, 2003).

6.1 Classificação metodológica

Segundo Gil (2002), pode-se classificar a metodologia das pesquisas científicas sob a perspectiva dos objetivos e dos procedimentos técnicos realizados para alcan-

çar os objetivos elencados. Em relação aos objetivos, esta pesquisa se enquadra na categoria explicativa, caracterizada por almejar identificar os fatores que determinam ou que contribuem para a ocorrência de um fenômeno. Neste caso, o presente estudo almejou, a partir da definição, implementação e validação de métodos computacionais para a recuperação de objetos médicos 3D, compreender os motivos pelos quais algumas técnicas foram melhores que outras.

Em relação aos procedimentos técnicos, este estudo pode ser considerado bibliográfico e experimental. Esta pesquisa é considerada bibliográfica já que utilizou um método científico para a realização da revisão literária – o Mapeamento Sistemático apresentado no Capítulo 5. É também considerada experimental, na qual um objeto de estudo é analisado a partir do seu comportamento após a aplicação de variáveis e condições controladas e conhecidas pelo investigador. No presente trabalho, há um objeto de estudo definido (objetos médicos 3D), variáveis de controle (diferentes descritores e métodos de comparação por similaridade) e métodos de avaliação para compreender como as variáveis de controle interferem no objeto de estudo, enquadrando a pesquisa nesta categoria de pesquisa experimental.

6.2 Visão geral do projeto

A presente proposta de pesquisa está inserida em um projeto maior, pertencente ao Laboratório de Aplicações de Informática em Saúde (LApIS), no qual existe toda uma cadeia para a aquisição, preparação e disponibilização das imagens médicas. A Figura 23 apresenta uma visão geral de todo o projeto, sendo que cada etapa pode ser definida da seguinte forma:

1. *MEDPAX*: por meio da base médica do InCor denominado MEDPAX ¹ é possível recuperar exames cardiológicos (no formato DICOM), de RMC. Nessa etapa é fornecida uma lista de pacientes que podem ter seus exames copiados dessa base médica. Adicionalmente também é fornecido o laudo de cada paciente;
2. *preparação dos objetos 3D*: os *fatias* são gravados no computador, de acordo com a anomalia reportada, sendo anonimizados em seguida para proteger os dados pessoais dos pacientes. Nessa etapa também é realizada a segmentação

¹ Por ser uma base de dados privada e exclusiva do InCor não é possível compartilhar seu endereço web de acesso

e reconstrução da estrutura do ventrículo esquerdo. Para tais atividades foi utilizado o *software* Medviso (TUFVESSON et al., 2015). A Seção 6.5.2.3 apresenta detalhadamente os processos relatados nessa etapa;

3. *base de dados LApIS*: os objetos 3D reconstruídos são armazenados em uma base de dados para utilização dos membros do LApIS. Essa base de dados também contém os *fatias* anonimizados do MEDPAX, seus laudos e também suas estruturas segmentadas para reaproveitamento em futuras pesquisas;
4. *sistema CorePyx*: um sistema foi desenvolvido, denominado CorePyx. A Seção 6.4.4 apresenta o *design* implementado e no Capítulo 7 são reportados os resultados encontrados por meio de uma avaliação com usuários finais;
5. *extração de características*: nessa etapa é feita a extração de características considerando todo o objeto 3D ou somente a seleção feita pelo usuário. Os descritores desenvolvidos estão detalhados na Seção 6.4;
6. *cálculo de similaridade*: assim como a etapa de extração, nessa etapa são utilizados métodos de comparação de similaridade para verificar o grau de semelhança entre os objetos 3D. O conjunto de métodos utilizados estão detalhados na Seção 6.4.5. Após definir quais os objetos 3D são mais semelhantes, é retornado ao usuário os três objetos 3D mais semelhantes àquele dado como consulta. Para cada um deles é possível obter informações relacionadas ao laudo e informações sobre o volume e a massa do ventrículo esquerdo durante a diástole final;
7. *avaliação dos resultados*: por fim, nessa etapa de avaliação é realizada a avaliação dos descritores e métodos de similaridade, considerando os resultados encontrados.

6.3 Metodologia proposta

Para que o projeto fosse executado e validado, foi definido o modelo metodológico apresentado na Figura 24, no qual contempla todas as fases deste estudo e que foram agrupadas em três blocos de atividades:

- *Revisão Literária*: nessa etapa foi realizado o Mapeamento Sistemático apresentado na Seção 5 objetivando investigar quais métodos estão sendo utiliza-

Figura 23: Visão geral do projeto: após a coleta, preparação dos *fatias* e armazenamento na base de dados, se inicia a etapa da extração e recuperação de objetos 3D similares e os apresenta para o usuário final.

Fonte: Autor

dos para a recuperação de objetos médicos 3D, especialmente no que tange a descritores, métodos de comparação por similaridade, estruturas de indexação, métricas de avaliação e base de dados médicas utilizadas nas pesquisas.

- **Desenvolvimento:** a partir dos desafios identificados no Mapeamento Sistemático e alguns pontos de melhorias discutidos em pesquisas anteriores (BISCARO et al., 2016; BERGAMASCO, 2013), três contribuições foram definidas: 1) a adaptação do método de SPHARMs para que seus coeficientes extraídos pudessem ser utilizados de forma global e local; 2) a utilização de grafos bipartidos para a indexação dos coeficientes de SPHARMs, eliminando dessa forma, a necessidade de ter vetores de características com a mesma dimensão; 2) uma vez que a estrutura de indexação é um grafo, abrem-se novas oportunidades para a utilização de algoritmos específicos de cálculo de semelhança entre grafos. No presente estudo foi adaptado o algoritmo de Ford-Fulkerson para extrair uma nova medida de similaridade. A abordagem proposta foi testada em dois conjuntos diferentes de controle, sendo o primeiro conjunto composto por objetos 3D com uma quantidade pequena de vértices, e o segundo conjunto composto por um ventrículo esquerdo 3D da categoria sem anomalia, que foi deformado manualmente em diferentes graus, com o objetivo de observar a sensibilidade e a precisão das técnicas empregadas. Os resultados destes testes exploratórios estão detalhados na Seção 6.6. Além disso, em pesquisas anteriores, foram desenvolvidos extratores de forma 3D, métodos de comparação por simi-

laridade baseado em octantes que utilizavam distâncias métricas e também um sistema para o auxílio ao diagnóstico. Dessa forma, todos esses métodos foram adaptados para objetos médicos 3D com deformações e utilizados para avaliar a abordagem proposta. Os métodos inéditos e adaptados estão descritos nas Seções 6.4.

- **Resultados:** após a validação dos métodos por meio de testes controlados, os métodos foram aplicados no conjunto de dados com casos reais de pacientes com CMH, CMD, ICC ou sem anomalia. Três experimentos foram conduzidos – utilizando todo o conjunto de dados, estratificando o conjunto por gênero e idade e utilizando busca regionalizada. As métricas utilizadas para avaliação estão detalhadas no Capítulo 2. Adicionalmente, a interface foi validada com usuários finais observando métricas específicas para avaliação de satisfação dos usuários. Os resultados obtidos geraram, além desta tese, alguns artigos descritos na Seção 9.1.

Figura 24: Modelo metodológico utilizado durante a execução do presente trabalho de pesquisa. As tarefas foram divididas em três grandes blocos de atividades: Revisão Bibliográfica, Desenvolvimento e Resultados.

Fonte: Autor

6.4 Métodos propostos

As subseções a seguir detalham os métodos propostos e desenvolvidos na presente pesquisa. Como mencionado no capítulo 5, os SPHARMs se mostraram eficientes para a recuperação de objetos, ao mesmo tempo nota-se que o uso de grafos para auxiliar no cálculo de similaridade é pouco explorado na literatura e, por esse motivo, é de interesse da comunidade científica obter informações sobre o seu desempenho em diferentes cenários. Dessa forma, é dada ênfase no método proposto e, inédito, que considera ambas as abordagens. Adicionalmente, é detalhado uma proposta de interface.

6.4.1 Utilização dos coeficientes de SPHARMs

Como descrito na Seção 2, o cálculo dos SPHARMs é composto de diversas etapas, sendo que os coeficientes harmônicos são partes essenciais do mesmo. Dado que estes coeficientes são projeções dos harmônicos em uma esfera, a Equação 6.1 retoma a fórmula exigida para tal tarefa, na qual é computada duas integrais: uma para $\theta = \int_0^\pi d\theta$ correspondendo aos ângulos de latitude, e outra para $\phi = \int_0^{2\pi} d\phi$, correspondendo aos ângulos de azimuth. Dessa forma, por meio dessa integral dupla é possível projetar todos os pontos em uma esfera e obter os coeficientes a_{lm} de uma função SPHARM $f(\theta, \phi)$ de determinado harmônico $Y_l^m(\theta, \phi)$ de grau l e ordem m (ARFKEN; WEBER, 1992).

$$a_{lm} = \int_{\theta=0}^{\pi} \int_{\phi=0}^{2\pi} f(\theta, \phi) Y_l^m(\theta, \phi) \sin(\theta) d\phi d\theta \quad (6.1)$$

Em termos práticos, estes coeficientes fornecem informações espaciais em relação à frequência da estrutura. Quanto maior o número de coeficientes, mais detalhes podem ser obtidos a partir do objeto 3D, sendo este número diretamente relacionado ao grau l da função harmônica. Como explicado por Brechbühler, Gerig e Kübler (1995), valores maiores de l fornecem informações em alta frequência, enquanto valores menores apresentam informações relacionadas à baixa frequência do sinal 1D.

Há diversos métodos para calcular de forma eficiente esses coeficientes. Uma forma de se computar esse dado é usando o método de mínimos quadrados (BRETT, 1988), apresentado na Equação 6.2. Nesta equação, o termo $C \in \mathbb{R}^{N \times 3}$ é a matriz das coordenadas Cartesianas dos N vértices do objeto 3D analisado. Dessa forma $C = (c_0, \dots, c_{N-1}, c_N)^T$, $c_i = (x_i, y_i, z_i)$ e $i \in [0, N]$.

O termo B ($B \in \mathbb{N}^{D \times N}$), é a matriz complexa gerada pela função harmônica $Y_l^m(\theta, \phi)$ (Equação 2.2), $\forall(\theta, \phi)$ do objeto 3D com N vértices. A variável D diz respeito ao tamanho da função $Y_l^m(\theta, \phi)$, e é definida pelo grau l . Como $m \in [-l, l]$, então $D = 2l + 1$.

$$a_{lm} = (B^T B)^{-1} B^T C \quad (6.2)$$

O entendimento do cálculo do SPHARMs foi uma parte essencial para o desenvolvimento apropriado do projeto. Apesar de existirem diversas ferramentas que calculam os SPHARMs, para o presente estudo foi necessária uma adaptação no seu cálculo para obter somente a informação dos coeficientes que seriam utilizados como descri-

tor.

Dessa forma, uma contribuição gerada pelo presente trabalho de pesquisa foi gerar um algoritmo que calcula os SPHARMs dando ênfase na extração dos coeficientes (Algoritmo 1). Este pseudocódigo analisa cada vértice do objeto 3D que está em sua forma Cartesiana (linhas 3 a 5), e o transforma em coordenadas esféricas θ e ϕ (linhas 6 e 7). Enquanto o valor de m for menor que l (linha 9), o valor de $Y_l^m(\theta, \phi)$ é computado (linhas 11 e 12). O símbolo $*$ se refere à forma conjugada do harmônico esférico obtido (linha 11), enquanto os termos N_l^m , $P_l^m(\cos\phi)$ e $e^{im\phi}$ são referentes aos cálculos da binomial, polinômios de Legendre e a identidade Euler, respectivamente. Estes termos estão detalhados na Seção 2.3. Ao final são criadas duas matrizes: a primeira que é resultado de cada par (l, m) na fórmula de $Y_l^m(\theta, \phi)$, e a segunda armazena as coordenadas do objeto 3D em sua forma Cartesiana.

Algorithm 1: Cálculo dos SPHARMs

Data: Objeto 3D, valor de l

Result: Matriz com a soma de cada par (l, m)

```

1 initialization;
2 while 3D object.line != null do
3   mCoord[line][x] = vertex.x;
4   mCoord[line][y] = vertex.y;
5   mCoord[line][z] = vertex.z;
6    $\theta \leftarrow \text{Math.toSpherical}(\text{vertex.x}, \text{vertex.y}, \text{vertex.z});$ 
7    $\phi \leftarrow \text{Math.toSpherical}(\text{vertex.x}, \text{vertex.y}, \text{vertex.z});$ 
8    $m = -l;$ 
9   while  $m \leq l$  do
10    if  $m < 0$  then
11       $Ytemp += (-1)^m ((N_l^m P_l^m(\cos\phi) e^{im\phi})^*);$ 
12       $mY[l][m] = Ytemp;$ 
13    else
14       $Ytemp += (-1)^m (N_l^m P_l^m(\cos\phi) e^{im\phi});$ 
15       $mY[l][m] = Ytemp;$ 
16    end
17     $m++;$ 
18  end
19  /*  $a_{lm}$  calculo dos coeficientes */
20   $coef_{alm} = ((mY^T * mY)^{-1}) * (mY^T * mCoord)$ 
21 end

```

Dado que os coeficientes são gerados a partir da informação das coordenadas Cartesianas/Esféricas é possível ainda, com essa abordagem, permitir que coeficientes específicos do objeto 3D sejam analisados. Este fato faz com que os SPHARMs apresentem potencial para serem utilizados como um descritor local. Assim, este uso

também constitui uma contribuição do presente trabalho, visto que não foi apresentado em nenhuma literatura consultada.

Finalizados a compreensão e o desenvolvimento da adaptação para o cálculo dos SPHARMs, o algoritmo foi testado com um conjunto de controle usando o método proposto por Kazhdan, Funkhouser e Rusinkiewicz (2003). Os resultados encontrados foram satisfatórios e estão reportados na Seção 6.6. Adicionalmente, foram feitos testes exaustivos para obter o valor adequado de l , algo que não foi apresentado em nenhuma literatura relacionada ao assunto. Também foram conduzidos testes para analisar a complexidade computacional do algoritmo proposto.

6.4.2 Utilização de grafos bipartidos como estruturas de indexação e comparação de coeficientes SPHARMs

Kazhdan, Funkhouser e Rusinkiewicz (2003), autores que identificaram o potencial dos SPHARMs como descritor de características e invariante à rotação, propuseram a utilização da Equação 6.3 para determinar qual seria o valor harmônico de determinado objeto 3D. Dessa forma, para se comparar dois objetos 3D, é necessário calcular a distância Euclidiana entre dois valores totais, como apresentado na Equação 6.4, onde $f(\theta, \phi)$ e $g(\theta, \phi)$ são as somatórias totais de dois objetos 3D distintos.

$$f(\theta, \phi) = \sum_{l=0}^{\infty} \sum_{m=-l}^{m=l} a_{lm} Y_l^m(\theta, \phi) \quad (6.3)$$

$$\|x\|_2 = \sum_{l=0}^{\infty} \|f(\theta, \phi) - g(\theta, \phi)\|^2 \quad (6.4)$$

Embora o algoritmo tenha apresentado bons resultados (Seção 6.6), os objetos 3D que foram retornados com 100% de precisão, eram objetos 3D relativamente simples (cubos com a mesma quantidade de vértices e deformações pontuais). Para avaliar o conceito de SPHARMs como descritor, em um cenário mais mais complexo, foi testado um conjunto de controle composto por objetos 3D com um número de vértices maior e também que possuísem deformações mais sutis, porém ainda controladas. Com esse novo conjunto de dados, a precisão diminuiu em 10%.

Na análise de resultados, observou-se que os somatórios da Equação 6.3 perdia informações presentes nos coeficientes, à medida que não era possível: 1) identificar valores distintos caso a deformação ocorresse em locais diferentes da estrutura 3D –

algo muito desejável para a identificação e recuperação correta de objetos 3D que possuem alterações na forma em locais específicos; 2) percebeu-se que alguns valores de somatório eram similares quando a deformação era mais sutil. Esse comportamento indicou que a sensibilidade dos coeficientes foi diminuída durante o processo de soma.

Dessa forma, percebeu-se que o maior desafio ao utilizar os coeficientes de SPHARMs é torná-lo sensível a deformações locais e sutis da estrutura 3D. O primeiro passo para atingir tal objetivo foi eliminar a etapa de somatório ao compará-los e substituir por outro método que usasse na sua totalidade as informações dos coeficientes. Como discutido na Seção 5, há uma limitação em utilizar os tradicionais vetores de características: dado que diferentes objetos 3D possuem diferentes quantidades de vértices, o número de coeficientes SPHARMs gerado também é variável e com isso são obtidos vetores de características com dimensões diferentes dificultando a aplicação de funções de similaridade comumente utilizadas, como as distâncias métricas.

Exposto esse cenário, foi definida uma nova estrutura para a indexação dos coeficientes: a de grafos bipartidos nos quais cada parte do grafo seria a representação de um objeto 3D. Os vértices destes grafos são os coeficientes obtidos e as arestas conectam cada um desses vértices para efetuar a comparação dos objetos 3D. A Figura 25 apresenta um exemplo dessa abordagem, na qual $c_1, c_2, \dots, c_N$ são os respectivos coeficientes harmônicos do objeto 3D analisado.

Figura 25: Modelo proposto de comparação dos coeficientes SPHARMs por meio de um grafo bipartido.

Fonte: Autor

Esta estrutura propicia a comparação de vetores com diferentes tamanhos, flexibilizando, assim, o tratamento de vetores de características com diferentes dimensionalidades. Esta abordagem permite que os coeficientes de um objeto dado como consulta sejam comparados individualmente em relação a cada um dos coeficientes

dos objetos presentes na base. No entanto, essa comparação pode induzir a erros semânticos. Ao comparar um par de coeficientes localizados em posições diferentes dos objetos, a informação retornada pode não ter significado. Uma possível solução para este problema seria selecionar os coeficientes com mesmo valor de θ e ϕ e, assim, efetivamente comparar coeficientes que pertençam ao mesmo local do objeto 3D; porém, essa estratégia exigiria um custo para busca e separação desses coeficientes. Além disso, a soma de coeficientes já mostrou-se ineficiente, devido a perda de precisão (ABDALLAH et al., 2010). Dessa forma, foi proposta uma nova medida de similaridade que permitisse extrair um valor único para cada grafo bipartido construído, que neste estudo equivale a uma comparação entre dois objetos 3D, descrita a seguir.

6.4.3 Utilização do valor residual como método de comparação por similaridade

Uma possível modelagem, dado o cenário exposto nas seções anteriores, é adaptar o grafo bipartido para se tornar uma rede de fluxo, adicionando uma fonte e um sorvedouro ao referido grafo e utilizando os coeficientes como capacidades das arestas. Uma vez que o algoritmo de Ford-Fulkerson é uma abordagem clássica para este problema, testes foram realizados nessa nova abordagem. Entretanto, alguns pontos de atenção foram verificados requerendo adaptações importantes, como descrito a seguir.

6.4.3.1 Valores negativos nos coeficientes

Foi observado que eram gerados alguns coeficientes harmônicos negativos e, com isso, um dos requisitos para a criação de redes de fluxo não seria cumprido. Dessa forma, durante a formação do grafo bipartido esses coeficientes foram adaptados por meio da Equação 6.5. A adaptação faz um deslocamento no intervalo de coeficientes da seguinte forma: 1) encontra o menor coeficiente negativo $\min(\text{coef})$; 2) soma o módulo desse valor a este coeficiente, acrescido da constante 0,001; 3) soma o valor total (módulo do menor valor + 0,001) a todos os coeficientes gerando novos valores $(\text{new})_c$.

$$\text{new}_c = ||\min(\text{coef})|| + 0,001 \quad \forall \text{coef} \in N \quad (6.5)$$

Por exemplo, dado o conjunto de coeficientes $\text{coef} = \{0,025, 0,369, -0,456, -0,698\}$ é identificado que o menor valor é $-0,698$. Então, é realizada a soma de seu valor em

módulo somado à constante 0,001 (0,699), obtendo um novo valor de coeficiente igual a 0.001. A constante utilizada (0.699) é então somada a todos os outros coeficientes para garantir a proporção gerando um novo conjunto $\text{coef} = \{0,724, 1,068, 0,243, 0,001\}$, dessa forma é possível aplicar os coeficientes como capacidades de uma rede de fluxo.

6.4.3.2 Definição das capacidades das arestas intermediárias

Diversos testes exploratórios foram feitos para determinar qual seria o valor adequado para ser utilizado como capacidades das arestas intermediárias A_{ij} . Verificou-se que, ao utilizar o valor máximo entre ambos os conjuntos de coeficientes: do objeto 3D dado como consulta (coef_{OC}) e do objeto analisado (coef_{OA}), como apresentado na Equação 6.6, os objetos 3D eram diferenciados com mais precisão, principalmente objetos 3D com diferenças sutis de forma. Tais resultados estão apresentados na Seção 6.6.

$$A_{ij} = \max(\text{coef}_{OC}, \text{coef}_{OA}) \quad (6.6)$$

Dessa forma, ao final do processo gerou-se o modelo para indexação e comparação por similaridade, utilizando a modelagem por redes de fluxo em grafos bipartidos, apresentado na Figura 26, no qual a classe Q representa o objeto 3D utilizado como argumento de consulta e a classe C representa o objeto 3D a ser comparado. As arestas intermediárias contêm os valores definidos pela Equação 6.6 e c_i são as capacidades não-negativas representadas pelo coeficiente do harmônico h_i do objeto 3D.

A Figura 27 apresenta um exemplo da utilização dessa modelagem, explicado na subseção a seguir.

6.4.3.3 Valores de fluxo máximo parecidos

Ao aplicar o algoritmo de Ford-Fulkerson com a configuração descrita na subseção 6.4.3, notou-se que, independentemente do valor fornecido nas arestas intermediárias, havia situações até mesmo com objetos 3D simples, que retornavam valores totais de fluxo máximo igual para objetos 3D diferentes. Isso ocorria porque havia situações nas quais a fonte ou sorvedouro impunham limitações a capacidade máxima de fluxo, levando a resultados similares. A Figura 27a apresenta um exemplo desse erro gerado. Dados o objeto *consulta* possuindo os seguintes coeficientes $\text{consulta} = \{2.0, 2.0\}$ e

Figura 26: Modelo gerado para indexação e comparação por similaridade utilizando redes de fluxo.

os objetos analisados: $ret1 = \{2.0, 1.0\}$ (Figura 28b) e $ret2 = \{2.0, 7.0\}$ (Figura 28c), obtém-se o mesmo valor total de fluxo máximo (FMax) para o objeto *consulta* e $ret2$, mesmo eles possuindo valores de coeficientes diferentes. Esse comportamento ocorre sempre quando os coeficientes do sorvedouro são maiores que os da fonte.

Em contrapartida, notou-se que o valor total residual possui um comportamento interessante: quanto mais diferentes os coeficientes de cada parte do grafo bipartido são, maior o valor total residual retornado. Analisando o mesmo exemplo da Figura 27, é observado que o valor total de fluxo residual (FRes)² aumenta consideravelmente entre o objeto $ret1$ (Figura 28b) e $ret2$ (Figura 28c), sendo que quando comparado o mesmo objeto (Figura 28a), $FRes$ é igual a 4. Quando o objeto *consulta* é comprado com $ret1$ o valor $FRes$ é 6. A comparação com $ret2$ – considerado o mais diferente, retorna $FRes$ igual a 29.

Estendendo esse comportamento para o conceito de métodos de comparação por similaridade, identificamos que esse valor residual pode ser utilizado para diferenciar objetos 3D. Os resultados apresentados na Seção 6.6 comprovam a efetividade da abordagem.

6.4.4 Proposta de interface para auxílio diagnóstico

Em Bergamasco (2013), desenvolveu-se um protótipo de sistema CAD no qual o objetivo principal era fornecer ao especialista médico os casos mais similares encontrados na base de dados, dado como consulta um ventrículo esquerdo reconstruído a partir de exames de RMC. Neste protótipo, especialista médico deveria além de forne-

²A forma de cálculo do valor total do fluxo residual está apresentada na Seção 2.4.2

Figura 27: Modelo proposto de indexação dos coeficientes SPHARMs por meio de um grafo bipartido.

cer do objeto 3D do ventrículo esquerdo, qual seria o descritor e função de similaridade utilizada. Era possível manipular com funcionalidades de *zoom* e rotação o objeto 3D consultado e os que foram retornados como sendo mais similares.

Em paralelo, foi observado durante a revisão bibliográfica (Seção 5) que alguns limitantes para o uso de sistemas CAD eram relacionados à necessidade excessiva de parametrizações do sistema (MAJTNER; SVOBODA, 2014). Dado este contexto, especialistas médicos foram entrevistados e foram constatados alguns pontos de melhoria no protótipo, a saber:

1. efetivamente, as informações sobre quais descritores e métodos de comparação por similaridade utilizados para o processamento do objeto 3D poderiam ser omitidas e, ao invés disso, o sistema deveria, já estar ajustado com o melhor *setup* de configuração;
2. o dispositivo de *mouse* por já ser muito utilizado durante a rotina médica para a

análise de exames era o dispositivo ideal para manipular os objetos 3D;

3. por utilizarem muito o *mouse*, interfaces “orientadas a clique” são mais aceitas.

Dessa forma, definiu-se uma proposta de interface que: 1) permitie diferentes níveis de navegação, satisfazendo assim, o item (1); 2) realize a seleção de região de interesse utilizando o *mouse* e 3) execute a seleção de região por meio de “cliques”.

Os diferentes níveis de navegação foram definidos da seguinte forma:

- automático: nessa opção é considerada como opção *default* a análise global da estrutura, empregando a técnica de SPHARMs em conjunto com o método de comparação por similaridade utilizando redes de fluxo com o algoritmo Ford-Fulkerson;
- semiautomático: caso o usuário queira escolher ao menos a região de interesse do ventrículo, a versão semi-automática possibilita tal seleção utilizando o *mouse*;
- testes: nessa opção é possível escolher a região de interesse, o descritor e o método de comparação por similaridade.

Em relação a seleção de região, foram definidas oito regiões do ventrículo, sendo possível selecionar uma ou mais regiões de acordo com o interesse do especialista médico. Essa seleção ocorre por meio de “cliques” nas regiões que se deseja analisar. Todos os detalhes da implementação da seleção por região, assim como a interface final estão descritas no Capítulo 7.

6.4.5 Metodologia para avaliação do estudo

Para avaliar o presente estudo sob diferentes perspectivas, foram considerados diversas métricas e escolhidos alguns métodos para comparar o desempenho da abordagem. A Tabela 5 sumariza todos os testes realizados em cada conjunto de dados e as respectivas Seções nas quais são detalhados os resultados obtidos.

Devido à grande quantidade de dados disponíveis, como detalhado na Seção 6.5.2, a avaliação foi separada em 3 partes: a primeira é relacionada ao conjunto de controle composto por objetos 3D sintéticos e objetos 3D do ventrículo esquerdo com deformações pontuais e inseridas manualmente. A segunda parte abrange o conjunto

de casos reais, composto por casos de pacientes com CMD, CMH e sem anomalia, avaliando a recuperação da anomalia em relação ao endocárdio, epicárdio ou parede ventricular. Para cada uma dessas estruturas foram aplicadas as técnicas: 1) coeficientes de SPHARMs indexados em grafos bipartidos e utilizado o valor residual obtido a partir de redes de fluxo como medida de similaridade (SBRF); 2) os coeficientes de SPHARMs indexados em um vetor de características por octantes e utilizando distância Euclidiana como medida de similaridade (SOE); e 3) o descritor ETH3D indexados em matriz cúbica e que também utilizam distância Euclidiana como medida de similaridade, essa abordagem foi escolhida por ter um bom desempenho na investigação da ICC, um subtipo de CMD (BERGAMASCO; NUNES, 2014).

Tabela 5: Sumarização dos testes realizados em cada conjunto de dados, considerando diferentes descritores e métodos de comparação por similaridade.

Conjunto de dados	Técnica utilizada	Seção
Objetos 3D sintético	SOE	6.6
	SBRF	
Casos reais: Endocárdio	ETH3D	7.1
	SOE	
	SBRF	
Casos reais: Epicárdio	ETH3D	7.2
	SOE	
	SBRF	
Casos reais: Parede ventricular	ETH3D	7.3
	SOE	
	SBRF	
Casos reais estratificados: parede ventricular	SBRF	7.5
Casos reais regionalizados	SBRF	7.6

Fonte: Autor

Após a análise de diferentes métricas (gráfico de PXR, média de AUC e coeficiente de silhueta), a melhor abordagem foi escolhida assim como a melhor estrutura cardíaca (endocárdio, epicárdio ou parede ventricular) para serem testadas considerando a estratificação por gênero e idade do conjunto de dados reais. O objetivo desse último teste é analisar o impacto dessas duas variáveis no desempenho da recuperação.

Além do contexto computacional também foi testado o sistema desenvolvido, utilizando as métricas da escala de Likert e análise qualitativa, definidas na Seção 4.6. Os resultados encontrados são detalhados na Seção 7.8.

A partir dos resultados obtidos são discutidas as contribuições e as limitações da abordagem proposta.

6.4.5.1 Descritor baseado na Transformada de Hough 3D

Como discutido anteriormente, para comparar o método SBRF, foi utilizado o descritor ETH3D (BERGAMASCO; NUNES, 2014).

Nesse descritor, são computadas as coordenadas esféricas e são extraídas as informações relacionadas às distâncias entre o centróide e as superfícies. Essas informações são armazenadas em uma matriz cúbica, nos quais os eixos x e y correspondem às coordenadas esféricas θ e ϕ , respectivamente, e o eixo z corresponde à distância normalizada entre centróide e superfície. O valor de cada célula corresponde à frequência com que essa tripla (coordenadas esféricas θ e ϕ , e determinada distância) ocorre no objeto 3D (BERGAMASCO; NUNES, 2015). Para se comparar dois objetos 3D com essa técnica é aplicada a distância Euclidiana nas duas matrizes cúbicas. A Figura 28 apresenta a representação de alto nível desse descritor.

Figura 28: Representação alto nível do ETH3D

Fonte: Autor

6.4.5.2 Descritor baseado em SPHARMs e octantes

A distância Euclidiana é uma das métricas mais utilizadas para comparar a similaridade entre objetos 3D, como visto no Capítulo 5. Entretanto, não é possível aplicá-la diretamente para a comparação dos coeficientes de SPHARMs, já que a quantidade de coeficientes é diferente para cada objeto 3D, dependendo da quantidade de seus vértices.

Dessa forma, para ter uma alternativa à abordagem dos grafos e utilização do valor residual como medida de similaridade, adaptou-se o vetor de característica para que ele tivesse o mesmo tamanho, independentemente da quantidade de coeficientes. Para atingir tal objetivo, adaptou-se a abordagem proposta por Kazhdan, Funkhouser e Rusinkiewicz (2003) e dividiu-se o objeto 3D em octantes, sendo que os coeficientes pertencentes a cada octante foram somados e armazenados em uma posição do vetor. Dessa forma, todos os vetores possuíam tamanho igual a 8, correspondendo cada posição a um dos octantes. Após essa etapa, utilizou-se a distância Euclidiana para calcular a similaridade entre os vetores. Essa técnica foi denominada SOE e também foi utilizada para recuperar os objetos médicos 3D.

6.5 Materiais

Nesta seção são detalhados os materiais utilizados para a realização deste estudo, abrangendo a descrição de ambos os conjuntos de dados fornecidos para os testes: o conjunto de objetos 3D sintéticos e com deformações controladas utilizados como grupo de controle no estudo exploratório e o conjunto de casos reais.

6.5.1 Tecnologias utilizadas

Para o desenvolvimento deste estudo foram utilizadas as seguintes tecnologias:

- para o armazenamento e catalogação da bibliografia foi utilizado o *software* Mendeley (ZAUGG et al., 2011);
- para o desenvolvimento dos descritores e métodos de comparação por similaridade foi utilizada a linguagem Java (JDK 10.0.1) (ORACLE, 2017) em conjunto com o *software* Eclipse IDE Oxygen (ECLIPSE; IDE, 2006);

- para o desenvolvimento da interface foi utilizada a API JavaFX (DIMARZIO, 2014);
- os casos reais foram anonimizados, segmentados e reconstruídos utilizando o *software* Medviso (TUFVESSON et al., 2015);
- a tarefa de segmentação dos ventrículos foi realizada com o suporte de uma mesa digitalizadora Lenovo Yoga 520;
- para a análise estatística e construção dos gráficos foram utilizados os pacotes R programming (R Development Core Team, 2008);
- O desenvolvimento e os testes foram realizados em um computador Lenovo, intel Core i7 com 8GB de memória RAM e sistema Operacional Windows 10 - 64bits.

6.5.2 Descrição do conjunto de dados

Os conjuntos de dados utilizados no presente estudo podem ser agrupados em duas categorias: os grupos de controle (GC) e o grupo experimental (GE). O GC teve por objetivo avaliar a nova abordagem e verificar possíveis ajustes necessários, enquanto o GE foi usado para validar a abordagem com objetos 3D médicos reais. Ambos os grupos estão descritos na sequência.

6.5.2.1 Grupo de controle

Duas validações foram feitas utilizando o GC, a primeira para avaliar a implementação dos SPHARMs (GC1) e a segunda para avaliar os SPHARMs em conjunto com a abordagem da medida de similaridade utilizando valor residual (GC2).

O GC1 destina-se a avaliar a eficácia dos coeficientes dos SPHARMs. Foram construídos 17 cubos com 8 vértices e largura de 2cm, sendo que alguns deles foram rotacionados, escalados e obtiveram alterações em sua forma, conforme detalhado a seguir e exemplificados nas Figuras 29a, 29b, 29c:

- (1) 1 cubo de 8 vértices, com diâmetro igual a 2cm;
- (2) 1 cubo como detalhado no item (1) escalado com fator igual a 0.5;
- (3) 3 cubos como detalhado no item (1) rotacionados 60° nos eixos X, Y e Z, respectivamente;

- (4) 1 cubo como detalhado no item (1) rotacionado 60° nos eixos X, e em sequência no eixo Y;
- (5) 1 cubo como detalhado no item (1) rotacionado 60° nos eixos X, e em sequência no eixo Z;
- (6) 1 cubo como detalhado no item (1) rotacionado 60° nos eixos X, Y e Z, em sequência;
- (7) 3 cubos como detalhado no item (1) incrementados em 5, 10 e 20 unidades no mesmo vértice, no eixo X;
- (8) 3 cubos como detalhado no item (1) incrementados em 5, 10 e 20 unidades no mesmo vértice, no eixo Y;
- (9) 3 cubos como detalhado no item (1) incrementados em 5, 10 e 20 unidades no mesmo vértice, no eixo Z;

Figura 29: Exemplos de cubos utilizados no GC1: a) Cubo original com 2cm de largura; b) Cubo original rotacionado 60° no eixo X; c) Cubo com vértice redimensionado em 5 cm no 2º vértice e no eixo Y.

Fonte: Autor

O grupo GC2 é composto por 23 objetos 3D que continham mais vértices. Adicionalmente, alterações na forma foram realizadas para verificar se os valores residuais seriam capazes de identificar, além do grau de deformação, se a deformação ocorria do lado interno ou externo do objeto 3D. As Figuras 30a, 30b e 30c apresentam exemplos dos objetos 3D utilizados:

- (1) 1 ventrículo de 11561 vértices, com largura igual a 2cm;
- (2) 1 ventrículo como detalhado no item (1) escalado com fator igual a 0.5;

- (3) 1 ventrículo como detalhado no item (1) rotacionado 60° em no eixo X;
- (4) 10 ventrículos como detalhado no item (1) incrementados em 0.1, 0.2, 0.5, 0.75, 1.0, 2.0, 2.5, 5.0, 7.5 e 10 unidades no mesmo vértice, no eixo X, e na direção interna do objeto 3D;
- (5) 10 ventrículos como detalhado no item (1) incrementados em 0.1, 0.2, 0.5, 0.75, 1.0, 2.0, 2.5, 5.0, 7.5 e 10 unidades no mesmo vértice, no eixo X, e na direção externa do objeto 3D;

Figura 30: Exemplos de ventrículos utilizados no GC2: a) Ventrículo sem anomalia com 4cm de largura; b) Ventrículo original incrementado em 2 cm no eixo X, na direção interna (círculo verde); c) Ventrículo original incrementado em 0.5 cm no eixo X, na direção externa (círculo verde).

Fonte: Autor

Na Seção 6.6 serão apresentados os resultados obtidos na validação desses conjuntos.

6.5.2.2 Grupo experimental

O GE é composto por casos reais de pacientes que realizaram exames de RMC e que foram classificados por especialistas do InCor como casos que continham CMH, CMD ou nenhuma das duas anomalias.

No total foram adquiridos 400 casos, distribuídos conforme a Figura 31, na qual é possível verificar que a maioria dos casos (69%) pertencem a indivíduos do sexo masculino, enquanto 31% pertencem a mulheres. Dentro do grupo de homens verificou-se

uma predominância de casos sem anomalia para pacientes com idades entre 21 a 41 anos (25%), enquanto no grupo de mulheres notou-se que o número maior de casos (21%) era composto por casos hipertróficos em pacientes com idade entre 42 a 62 anos.

Figura 31: Distribuição das anomalias no GE considerando diferentes gêneros e idades

Fonte: Autor

Devido à heterogeneidade do GE e ao fato de que o tamanho dos ventrículos pode variar em até 2cm dependendo do gênero, idade e a ocorrência ou não da doença no paciente (KITZMAN; EDWARDS, 1990), verificou-se a necessidade de testes adicionais com o GE estratificado para observar o impacto dessas variáveis nos resultados da abordagem.

6.5.2.3 Produção dos objetos 3D

Dado que o objetivo do estudo é recuperar objetos 3D médicos foi necessário preparar o GE para obter a estrutura 3D a partir dos *fatias* de RMC.

Como detalhado na Seção 6.5.1, foi utilizado o *software* Medviso para efetuar essa tarefa, com o auxílio de uma mesa digitalizadora para garantir a precisão da segmentação.

Cada exame de RMC, possuía cerca de 360 *fatias* do corte axial com resolução de 16 bits. A ferramenta Medviso (TUFVESSON et al., 2015) foi utilizada para anonimizar cada conjunto de *fatias*. Foi feita a segmentação automática do ventrículo esquerdo (Figura 32), sendo fornecido os *fatias* apical e basal, além do centro do ventrículo.

Em alguns casos, como no exemplo da Figura 33a, o algoritmo produziu resultados insatisfatórios e a segmentação precisava ser ajustada de forma manual. A Figura 34a apresenta a segmentação final do ventrículo sendo o contorno vermelho a região do endocárdio e o contorno verde, a região do epicárdio.

Figura 32: Interface da ferramenta Medviso utilizada para a tarefa de segmentação automática do ventrículo esquerdo.

Fonte: Autor

Para este estudo foram analisadas as estruturas do endocárdio, exemplificada pelo contorno vermelho da Figura 34a em um *fatia*. Esta estrutura representa a camada mais interna do ventrículo; o epicárdio, definido pelo contorno verde da Figura 34a e que representa a camada mais externa do ventrículo; e a parede ventricular representada pela região destacada pelas linhas amarelas da Figura 34b e que mostra a relação entre o endocárdio e epicárdio.

Uma grande vantagem da ferramenta Medviso (TUFVESSON et al., 2015) é que, ao segmentar, já identifica quais *fatias* são correspondentes à fase da diástole³ – fase utilizada para a identificação de Cardiomiopatias. Além disso, a ferramenta realiza a reconstrução da estrutura 3D a partir dessa fase. Para a reconstrução do objeto 3D,

³A diástole corresponde à parte do ciclo cardíaco caracterizada pelo relaxamento muscular e enchimento dos ventrículos (MARTINI; MARTINI, 1992).

Figura 33: Exemplo de segmentação de um *fatia* de um ventrículo: a) *fatia* com segmentação insatisfatória, da parede externa do ventrículo; b) Segmentação final de um *fatia*.

Fonte: Autor

Figura 34: Estruturas ventriculares analisadas pelo presente estudo : a) endocárdio definido pelo contorno vermelho e epicárdio definido pelo contorno verde; e b) parede ventricular exemplificada pelas linhas amarelas.

Fonte: Autor

o *software* utiliza em média oito *fatias* do exame, sendo possível exportar somente a estrutura do endocárdio ou do epicárdio ou a parede ventricular ao final do processo, conforme apresentado nas Figuras 35a, 35b e 35c.

Dessa forma, ao final do processo foram obtidos 400 objetos 3D, sendo os casos 1 a 101 casos de pacientes sem anomalia, casos 102 a 283 de pacientes com CMH e os casos 284 a 400 de pacientes com CMD. É importante destacar que todos os

Figura 35: Exemplo de reconstrução 3D dos *fatias*: a)Reconstrução do endocárdio; b)Reconstrução do epicárdio; c)Reconstrução da parede ventricular.

Fonte: Autor

objetos 3D gerados já foram normalizados durante a reconstrução.

6.6 Validação da implementação

Antes de aplicar a abordagem proposta no GE, foram realizados testes exploratórios com o objetivo de validar a implementação e executar eventuais ajustes de parâmetros.

O primeiro teste, feito para validar os SPHARMs, com o GC1 (Seção 6.5.2.1) gerou a matriz de distância apresentada na Figura 36.

Figura 36: Matriz de distâncias gerada pela aplicação dos SPHARMs nos cubos.

	Original	Escalado	RotX	RotY	RotZ	RotXY	RotXZ	RotYZ	DesX5	DesX10	DesX20	DesY5	DesY10	DesY20	DesZ5	DesZ10	DesZ20
Original	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15
Escalado	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15
RotX	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15
RotY	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15
RotZ	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15
RotXY	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15
RotXZ	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15
RotYZ	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15	0,79	1,58	3,15
DesX5	0,79	0,79	0,79	0,79	0,79	0,79	0,79	0,79	0,00	0,79	2,36	0,00	0,79	2,36	0,00	0,79	2,36
DesX10	1,58	1,58	1,58	1,58	1,58	1,58	1,58	1,58	0,79	0,00	1,58	0,79	0,00	1,58	0,79	0,00	1,58
DesX20	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	2,36	1,58	0,00	2,36	1,58	0,00	2,36	1,58	0,00
DesY5	0,79	0,79	0,79	0,79	0,79	0,79	0,79	0,79	0,00	0,79	2,36	0,00	0,79	2,36	0,00	0,79	2,36
DesY10	1,58	1,58	1,58	1,58	1,58	1,58	1,58	1,58	0,79	0,00	1,58	0,79	0,00	1,58	0,79	0,00	1,58
DesY20	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	2,36	1,58	0,00	2,36	1,58	0,00	2,36	1,58	0,00
DesZ5	0,79	0,79	0,79	0,79	0,79	0,79	0,79	0,79	0,00	0,79	2,36	0,00	0,79	2,36	0,00	0,79	2,36
DesZ10	1,58	1,58	1,58	1,58	1,58	1,58	1,58	1,58	0,79	0,00	1,58	0,79	0,00	1,58	0,79	0,00	1,58
DesZ20	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	2,36	1,58	0,00	2,36	1,58	0,00	2,36	1,58	0,00

Fonte: Autor

Nesse teste, considerou-se a abordagem proposta por Kazhdan, Funkhouser e Rusinkiewicz (2003), na qual todos os coeficientes são somados e a distância Euclidiana

é aplicada para verificar a diferença entre os objetos 3D.

Na matriz apresentada, células com cores mais próximas à cor verde indicam distâncias menores e, portanto, alta similaridade. Células em vermelho indicam pouca similaridade, ou seja, distâncias maiores. Pode-se constatar que para os cubos rotacionados e escalados as distâncias foram iguais a zero, indicando total semelhança. O mesmo ocorre quando se compara dois objetos 3D iguais, formando a diagonal principal da matriz. Esse resultado indica que o descritor efetivamente é invariante à rotação e à escala. Já para os objetos com alterações de forma, nota-se um aumento proporcional na distância quando os objetos deformados são comparados com o cubo original, sendo que os valores são iguais, independentemente do eixo deformado. Por exemplo, a distância de DesX5 (deslocado 5 cm no eixo X) ao cubo original é de 0,79, assim como a distância DesY5 e DesZ5 – deslocados 5 cm no eixo Y e Z, respectivamente.

Em relações aos objetos 3D que obtiveram suas formas alteradas, nota-se que a diferença das distâncias também permanece gradual, de acordo com o grau de deformação presente. Por exemplo, a distância entre DesX10 e DesX5 é menor (0,79) do que quando comparada à distância entre DesX10 e DesX20 (1,58), indicando maior similaridade quando o grau de deformação é menor.

Esses dois comportamentos foram considerados satisfatórios, à medida que identificam corretamente diferentes graus de deformação, uma característica altamente desejável para o sucesso do presente estudo.

No segundo teste, foram utilizados 23 objetos 3D do ventrículo esquerdo com graus variáveis de deformações e em diferentes direções do objeto 3D (avancando no sentido do centro do objeto 3D ou avançado na direção oposta ao centro). Essa validação gerou a matriz de distâncias da Figura 37.

Neste teste também foi notado o comportamento de invariância às operações de rotação e escala aplicadas ao objeto 3D. Quando o ventrículo original é comparado com o mesmo ventrículo rotacionado e escalado, os valores residuais são muito próximos a zero. Isso ocorre porque, como descrito na Seção 6.4, a abordagem proposta considera como arestas intermediárias o valor máximo encontrado entre os coeficientes. Logo, até mesmo a comparação de objetos 3D iguais poderá gerar um valor residual baixo.

Outro ponto observado é que, assim como o teste dos cubos, há um aumento no valor residual à medida que a deformação aumenta. É interessante notar que ao com-

Figura 37: Matriz de distâncias gerada pela aplicação dos SPHARMs e o valor residual nos ventrículos com deformações controladas.

	Perfeito	Rotacionado	Escalado	Dentro 0.1	Fora 0.1	Dentro 0.2	Fora 0.2	Dentro 0.5	Fora 0.5	Dentro 0.75	Fora 0.75	Dentro 1	Fora 1	Dentro 2	Fora 2	Dentro 2.5	Fora 2.5	Dentro 5	Fora 5	Dentro 7.5	Fora 7.5	Dentro 10	Fora 10
Perfeito	0	0	0	14	15	16	16	20	22	24	27	28	33	35	40	51	59	74	89	93	109	144	156
Rotacionado	0	0	0	14	15	16	16	20	22	24	27	28	33	35	40	51	59	73	89	93	109	144	156
Escalado	0	0	0	14	15	15	16	20	22	24	27	28	33	35	40	53	59	73	89	93	109	144	156
Dentro 0.1	14	14	14	0	15	15	16	20	22	23	26	26	29	38	45	49	60	73	90	95	124	135	154
Fora 0.1	15	15	15	15	0	16	17	21	23	26	27	31	31	50	47	56	53	97	90	104	93	152	153
Dentro 0.2	16	16	15	15	16	0	15	19	21	20	24	22	27	36	45	48	60	71	71	116	129	98	161
Fora 0.2	16	16	16	16	17	15	0	22	20	25	21	28	23	46	38	61	51	107	107	127	117	115	148
Dentro 0.5	20	20	20	20	21	19	22	0	24	8	26	16	28	26	47	35	63	67	67	118	130	94	169
Fora 0.5	22	22	22	22	23	21	20	28	0	30	11	33	22	55	36	74	49	108	108	132	120	127	148
Dentro 0.75	24	24	24	23	26	20	25	19	27	0	29	14	31	23	51	31	68	58	58	118	134	94	178
Fora 0.75	27	27	27	26	27	24	21	30	24	32	0	34	21	56	35	74	46	109	109	132	117	127	143
Dentro 1	28	28	28	26	31	22	28	18	33	14	34	0	38	20	52	27	69	49	49	115	135	83	188
Fora 1	33	33	33	29	31	27	28	28	22	31	21	37	0	58	33	77	44	110	110	132	114	127	139
Dentro 2	35	35	35	38	50	36	46	33	33	32	32	31	31	0	52	12	70	33	33	107	136	80	181
Fora 2	40	40	40	45	47	45	38	38	38	37	37	36	36	60	0	80	22	111	111	124	93	127	122
Dentro 2.5	51	51	53	49	56	48	61	35	74	31	74	27	77	12	80	0	77	26	84	105	137	78	183
Fora 2.5	59	59	59	60	53	60	51	63	49	68	46	69	44	70	22	77	0	112	44	111	75	127	98
Dentro 5	74	73	73	73	97	71	107	67	108	58	109	49	110	33	111	26	112	0	113	26	114	52	185
Fora 5	89	89	89	90	89	71	107	90	95	90	89	90	83	91	55	88	44	113	0	114	44	95	88
Dentro 7.5	93	93	93	95	104	116	127	118	132	118	132	115	132	107	124	105	111	26	114	0	70	26	188
Fora 7.5	109	109	109	124	93	126	117	130	125	134	122	135	119	136	96	137	77	114	44	151	0	143	26
Dentro 10	144	144	144	135	146	98	115	94	163	109	127	83	127	80	127	78	127	52	95	26	143	0	190
Fora 10	156	156	156	154	153	161	148	169	156	178	155	180	155	181	138	183	110	185	88	188	26	190	0

Fonte: Autor

parar o ventrículo original com outros objetos de mesmo grau de deformação, porém em sentidos diferentes, o primeiro objeto 3D recuperado sempre é o objeto que possui deformações no sentido interno. Por exemplo, dado o ventrículo original, a ordem de recuperação é “Dentro 0,1”, “Fora 0,1”, “Dentro 0,2”, “Dentro 0,2”, etc. Isso ocorre devido ao fato de que as informações de volume e área também são utilizadas para criar esse coeficiente (GARBOCZI et al., 2005; HIGGINS; KOPAL, 1968) e, ao deformar internamente o objeto 3D, seu volume fica menor e, com isso, minimamente mais “parecido” com o objeto consultado do que quando a deformação é feita externamente.

Adicionalmente, ao comparar dois objetos 3D deformados, a ordem de recuperação acompanha os diferentes graus de deformação de acordo com a parte (interna ou externa) que a deformação ocorreu, ou seja, dado o objeto 3D “Dentro 0.2”, a ordem de recuperação é: “Dentro 0.1”, Original, “Fora 0.1” e “Fora 0.2”.

Sendo assim, com a validação satisfatória obtida com os dois grupos de controle, foi concluído que a abordagem proposta estava adequada para ser utilizada nos casos reais do GE. Como parte do objetivo deste teste exploratório era encontrar parâmetros adequados à execução da abordagem, foi identificado durante os primeiros testes com os SPHARMs, por exemplo, que o valor de $l = 10$ era um valor adequado: retornou corretamente os objetos 3D dos ventrículos deformados ao mesmo tempo que o tempo de processamento se manteve baixo. Valores menores diminuía a quantidade de informações nos coeficientes e a precisão era menor, enquanto valores mais altos dispenderam mais tempo de execução sem melhorar a precisão da recuperação.

6.7 Considerações finais do capítulo

Com este capítulo encerra-se a descrição da etapa de desenvolvimento da presente tese. Como descrito na Seção 6.4, os SPHARMs em conjunto com grafos bipartidos permitem analisar a estrutura 3D em sua totalidade sem necessidade de subetapas: tais como a divisão da estrutura em octantes, escolha de vértices relevantes ou somatório de coeficientes. Como apresentado na Seção 6.6, quando utilizada essa abordagem com objetos 3D de controle, essa abordagem superou o método tradicional proposto por Kazhdan, Funkhouser e Rusinkiewicz (2003). Adicionalmente, foi proposta a utilização do valor residual gerado pelo algoritmo de Ford-Fulkerson como medida de similaridade entre estruturas 3D e em ambos os testes: com objetos sintéticos e objetos com deformações controladas. A validação indicou que a abordagem diferenciou todas as estruturas (Seção 6.6) .

No próximo capítulo serão detalhados os resultados obtidos utilizando casos reais de CMD, CMH e sem anomalias. Dado que o conjunto é heterogêneo (com pacientes de idades e gêneros diferentes, além das próprias imagens que foram capturadas por equipamentos distintos), há um desafio real, para o qual a abordagem proposta será testada e avaliada por diferentes perspectivas.

PARTE III

RESULTADOS E DISCUSSÕES

7 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Neste capítulo, são detalhados os resultados encontrados no presente estudo. Ao propor a recuperação de objetos médicos 3D baseando-se em seu conteúdo e utilizando uma abordagem de busca regionalizada, são encontrados diversos desafios. Independentemente da natureza do problema, a recuperação de objetos 3D por si só já é uma tarefa complexa. Diversos métodos são propostos, porém, há neles várias limitações, como o tempo de processamento e o excesso de parametrizações. Dessa forma, a presente pesquisa se propõe a desenvolver o algoritmo de SPHARMs para a extração de coeficientes de estruturas médicas 3D. Esse algoritmo é conhecido por sua robustez e pouca necessidade de parametrização e, dessa forma, possui potencial dado ao contexto deste estudo. Além disso, foi proposta uma nova forma de cálculo de similaridade, dando um novo significado à comparação de objetos 3D ao transformar esse cálculo de similaridade em um problema de rede de fluxo.

O estudo de caso do presente trabalho é o quadro clínico de Cardiomiopatia, que tem como principal sintoma deformações globais e locais na estrutura do ventrículo esquerdo. O principal desafio é recuperar corretamente casos similares quando determinado subtipo de Cardiomiopatia (CMD, CMH ou um caso sem nenhuma anomalia) seja fornecido como consulta¹. Em casos extremos, é possível diferenciar cada um destes subtipos de Cardiomiopatias, analisando somente as imagens de cada um desses casos. Entretanto, há muitos casos em que a deformação é sutil e, por esse motivo, observar apenas informações visuais das imagens e o volume diastólico não é suficiente, como mostrado nas Figuras 16a, 16b e 16c do Capítulo 3.

Dessa forma, validou-se a abordagem proposta considerando, além de diferentes descritores e métodos de comparação por similaridade, diferentes estruturas ventriculares (Seção 6.4.5). Com esses experimentos, espera-se observar algumas características: 1) qual a melhor estratégia para a recuperação de casos com Cardiomiopatias; 2) o impacto da precisão da recuperação quando o conjunto é estratificado por

¹Os tipos de Cardiomiopatias são conceituados no Capítulo 3.

gênero e faixa etária; 3) desempenho da recuperação dado um problema que exija uma abordagem por busca regionalizada.

Por fim, é descrito o sistema desenvolvido e sua avaliação com usuários finais, compostos por especialistas médicos e pessoas ligadas à área de Computação (Seção 7.8). Esse item, como visto no capítulo 5, é pouco observado pelos pesquisadores da área de recuperação da informação para auxílio ao diagnóstico.

7.1 Recuperação de objetos médicos 3D considerando o endocárdio

A primeira estrutura analisada foi a do endocárdio, que corresponde à estrutura mais interna do ventrículo. Uma primeira análise global pode ser feita por meio dos coeficientes de silhueta, definidos na Seção 4.5. O coeficiente de silhueta analisa dois aspectos da recuperação: a coesão do agrupamento e o grau de acerto durante a recuperação. A Tabela 6 apresenta os valores para a estrutura de endocárdio considerando diferentes técnicas computacionais e quadros clínicos.

Tabela 6: Coeficientes de silhueta encontrados para a estrutura do endocárdio em cada tipo de quadro clínico e técnica computacional utilizada.

	CMD	CMH	Sem anomalia
ETH3D	0,58	0,50	0,49
SOE	0,59	0,53	0,52
SBRF	0,60	0,54	0,56

Na Tabela 6, é possível verificar que o melhor desempenho, independentemente do quadro clínico, foi a abordagem SBRF. Outra métrica que fornece uma visão global dos resultados obtidos é a medida de AUC (Seção 4.2), sendo possível, a partir do gráfico PxR, calcular a AUC de cada técnica. A Tabela 7 apresenta a AUC para cada abordagem computacional utilizada e cada anomalia. Nota-se que os resultados acompanharam os valores de silhueta, fornecendo mais um indicativo do desempenho superior da abordagem SBRF. Adicionalmente, essa medida indica que há uma probabilidade de 60% da abordagem SBRF recuperarem corretamente um objeto 3D médico com CMD e utilizando o endocárdio. Considerando as outras técnicas e anomalias a estrutura do endocárdio obteve uma média de AUC de 0,52.

As Figuras 38a, 38b e 38c, apresentam as curvas de PxR de cada grupo de estudo (CMD, CMH e sem anomalia) considerando as diferentes técnicas.

Tabela 7: Medida de AUC considerando a estrutura de Endocárdio e cada tipo de quadro clínico.

	AUC CMD	AUC CMH	AUC Sem anomalia
ETH3D	0,47	0,46	0,54
SOE	0,55	0,51	0,51
SBRF	0,60	0,55	0,52

Fonte: Autor

Para a recuperação da anomalia de CMD, as três estratégias obtiveram resultados muito parecidos, tendo a abordagem SBRF um desempenho pelo menos 8% superior em relação a segunda melhor abordagem (SOE). É possível observar que a área formada pela curva dessa abordagem é maior que as outras, e acompanha os valores da Tabela 7, na qual a nova abordagem possui o valor de 0,60 se comparada às outras técnicas que obtiveram valores 0,55 e 0,47, respectivamente. Adicionalmente, a Tabela 8 apresenta alguns casos que foram recuperados erroneamente. É possível verificar que os volumes (informação diretamente relacionada ao tamanho do endocárdio) são similares em relação ao objeto consultado e os objetos recuperados. Por exemplo, para o caso consultado 395 (Dilatado), o sistema recuperou primeiro o caso 264 (Hipertrofico), ambos com valores de volumes similares – 127 e 125, respectivamente, indicando um objeto 3D de forma parecida.

Tabela 8: Massas e volumes durante a diástole do ventrículo esquerdo - casos de consultas que utilizaram a estrutura do endocárdio para a recuperação dos objetos médios 3D e que foram recuperados casos não pertencentes ao quadro clínico consultado.

Quadro Clínico		Consulta	Resposta	Consulta	Resposta	Consulta	Resposta
CMD	Caso	370	29	395	264	303	124
	Massa (gr)	128	164	88	96	95	128
	Volume (ml)	160	166	127	125	131	133
CMH	Caso	191	44	220	34	283	38
	Massa(gr)	180	93	120	179	146	72
	Volume(ml)	89	92	73	82	79	86
Sem anomalia	Caso	6	315	4	217	100	115
	Massa(gr)	70	139	106	133	74	218
	Volume(ml)	103	106	107	114	110	105

Dada a anomalia de CMH (Figura 38b), notou-se uma queda significativa no desempenho de todas as técnicas. Para esse cenário, verificou-se que houve a recuperação de muitos casos normais: aproximadamente 24% das recuperações de casos considerados hipertroficados eram de pacientes da categoria “sem anomalia”, que pos-

Figura 38: Gráficos PxR utilizando a estrutura do endocárdio: (a) Casos de pacientes com CMD; (b) Casos de pacientes com CMH; (c) Casos de pacientes sem anomalia.

Fonte: Autor

suíam uma estrutura de endocárdio com valores baixos de volume e massa. Pelo *software* Medviso, foi possível verificar que os volumes diastólicos eram similares, como é apresentado na Tabela 8, na qual a coluna “Consulta” apresenta os casos

que foram consultados e a coluna “Resposta” contém os casos recuperados da classe “sem anomalia”.

Para os casos sem anomalia, nota-se na Figura 38c que houve alguns erros na recuperação, porém notou-se uma uniformidade maior entre o comportamento dos descritores quando comparado aos casos de CMH. Para esse caso, a abordagem SBRF obteve um desempenho consideravelmente melhor, principalmente no início da recuperação: nessa situação, a técnica respondeu com 100% de acerto para todos os 6 primeiros casos retornados. O desafio apresentado pelos casos sem anomalia, do ponto de vista computacional, era o maior, já que o endocárdio, nesse cenário, não possuía uma característica determinante como nos casos de CMD e CMH, que possuem em casos extremos um endocárdio com um volume maior ou reduzido, respectivamente.

Similar aos demais cenários, a Tabela 8 apresenta alguns exemplos de massas e volumes de casos recuperados erroneamente. Para os casos sem anomalia foi observado que mais de 40% dos casos recuperados de forma errada eram da categoria CMD. Nota-se que isso ocorreu quando o objeto consultado possuía uma estrutura de endocárdio com volumes menores, tendo uma média de volume de 105 ml.

Pela Tabela 8 também é possível comprovar que somente a análise do endocárdio não é suficiente. Por exemplo, para o caso 283 de um paciente com CMH, apesar de possuir uma massa ventricular maior que a do caso 38 (paciente sem anomalia), indicando ser um objeto com uma estrutura diferente, sua parede interna ventricular, formada pelo endocárdio, possuía forma parecida com a do caso 38, inclusive tendo volumes parecidos.

Analisando sob a perspectiva visual, a Figura 39 apresenta exemplos de recuperações corretas e incorretas ao se utilizar o endocárdio com a abordagem dos SPHARMs e valor residual da rede de fluxo. Nessa Figura, são apresentados os *fatias* basais (a parte mais superior do ventrículo esquerdo) do objeto dado como consulta e os recuperados, os casos são identificados pelos números acima de cada imagem. Como descrito na Seção 6.5.2.3, casos numerados de 1 a 101 referem-se a pacientes sem anomalia, de 102 a 283 constituem objetos 3D de pacientes com CMH e casos numerados de 284 a 400 são relacionados a pacientes com CMD. É possível verificar que houve coerência na execução do descritor, já que as estruturas recuperadas possuíam formas similares às fornecidas como consulta, considerando apenas a região formada pelo contorno vermelho.

Figura 39: Exemplo de recuperações corretas e incorretas utilizando a estrutura do endocárdio.

Estrutura	Anomalia	Tipo da resposta	Exemplo de imagem consultada	Resposta #1	Resposta #2
Endocárdio	Dilatado	Correta	380	394	363
		Errada	370	29	137
	Hipertrófico	Correta	194	230	131
		Errada	191	44	24
	Sem anomalia	Correta	7	39	58
		Errada	6	315	202

Fonte: Autor

Pode-se citar, por exemplo, a recuperação errada do caso 6 - sem anomalia (última linha da Figura 39). A estrutura do endocárdio possui diâmetro maior do que outros casos sem anomalia e, por esse motivo, houve a recuperação de um caso dilatado (caso 315) e um caso hipertrófico (caso 202) que também possuía uma estrutura ventricular semelhante em termos de diâmetro e volume.

7.2 Recuperação de objetos médicos 3D considerando o epicárdio

A segunda estrutura analisada foi a do epicárdio, que corresponde à estrutura mais externa do ventrículo esquerdo. Utilizando novamente a estratégia do coeficiente de silhueta para análise global, a Tabela 9 apresenta os valores obtidos para a recuperação do epicárdio.

Tabela 9: Coeficientes de silhueta encontrados para a estrutura do epicárdio em cada tipo de quadro clínico e técnica computacional utilizada.

	CMD	CMH	Sem anomalia
ETH3D	0,47	0,46	0,46
SOE	0,55	0,55	0,52
SBRF	0,55	0,54	0,55

Novamente percebe-se que a nova proposta SBRF obteve, em geral, um desempenho melhor quando comparada a outras estratégias. Entretanto, os valores de coeficiente de silhueta foram menores do que obtidos na recuperação utilizando a estrutura do endocárdio, indicando que somente a análise do epicárdio pode não ser suficiente para obter a informação correta da anomalia.

A Tabela 10 apresenta a métrica de AUC para cada técnica e cada anomalia utilizando essa estrutura. Observando os valores retornados, nota-se que, diferentemente do caso do endocárdio que obteve um desempenho melhor na recuperação de casos de pacientes com CMD, para o epicárdio o melhor caso retornado foi o de pacientes sem anomalia, gerando um valor de AUC igual a 0,54 quando utilizada a abordagem de SBRF.

Tabela 10: Medida de AUC considerando a estrutura de epicárdio e cada tipo de quadro clínico.

	CMD	CMH	Sem anomalia
ETH3D	0,42	0,40	0,43
SOE	0,50	0,50	0,50
SBRF	0,48	0,49	0,54

Esse comportamento pode ser explicado observando as curvas de PxR da recuperação de cada grupo de estudo (CMD, CMH e sem anomalia, respectivamente) considerando diferentes técnicas (Figuras 40a, 40b e 40c).

Figura 40: Gráficos PxR utilizando a estrutura do epicárdio: (a) Casos de pacientes com CMD; (b) Casos de pacientes com CMH; (c) Casos de pacientes sem anomalia.

Fonte: Autor

Para a recuperação dos casos com anomalia de CMD, apresentada na Figura 40a, as três estratégias apresentaram resultados muito parecidos, tendo a abordagem SOE apresentado resultados melhores. Esse desempenho corrobora os valores da métrica

de AUC da Tabela 10, na qual a abordagem SOE foi pelo menos 4% superior em relação a segunda melhor técnica (SBRF). Entretanto, o desempenho geral da estrutura do epicárdio foi pior em relação à estrutura de endocárdio, que obteve, para o mesmo cenário de CMD e utilizando a abordagem SBRF, valor igual a 0,6. A Tabela 11, indica por meio de dados referentes à massa e ao volume do objeto 3D, que somente a forma da estrutura do epicárdio pode provocar interpretações erradas, principalmente no que se refere à análise de exames de pacientes com CMD e CMH.

Tabela 11: Massas e volumes durante a diástole do ventrículo esquerdo - casos de consultas que utilizaram a estrutura do epicárdio para a recuperação dos objetos médios 3D.

Quadro Clínico		Consulta	Resposta	Consulta	Resposta	Consulta	Resposta
CMD	Caso	366	119	385	80	397	112
	Massa(gr)	161	323	178	297	113	250
	Volume(ml)	298	99	287	164	231	107
CMH	Caso	232	356	235	47	267	340
	Massa(gr)	174	88	167	88	144	111
	Volume(ml)	96	127	59	156	92	155
Sem anomalia	Caso	6	315	4	217	100	115
	Massa(gr)	74	325	129	124	84	55
	Volume(ml)	313	597	157	150	95	84

Ao analisar a informação da forma do epicárdio notou-se que mais de 55% das recuperações incorretas pertenciam à classe de CMH. Isso porque ambas as anomalias causam, na maioria das vezes, um aumento no diâmetro do ventrículo, seja pela dilatação do endocárdio (CMD) seja pelo aumento da espessura da parede ventricular (CMH). Dessa forma, somente analisando o epicárdio não é possível saber qual é o motivo do aumento, essa informação está apresentada na Tabela 11 na relação Massa x Volume. Por exemplo, dado o caso 397 (CMD) que possui um volume de 231 ml, indicando que o ventrículo esquerdo está aumentado, foi recuperado o caso 112 (CMH) que apesar de possuir um volume pequeno (107 ml), possui uma massa igual a 250 gr, indicando que a parede ventricular é mais espessa. Dessa forma, do ponto de vista do epicárdio os dois ventrículos têm a mesma forma. Entretanto, o caso 397 é devido ao seu volume aumentado e o caso 112 por sua parede espessa.

Dada a anomalia de CMH, todas as técnicas apresentaram uma diminuição considerável no desempenho, conforme pode ser observado na Figura 40b, tendo obtido uma recuperação pior do que a observada quando utilizada a estrutura do endocárdio. Notou-se um comportamento similar nos pacientes de CMD, no qual não era possível

classificar se o aumento de tamanho do ventrículo era devido às anomalias de CMH ou CMD.

Para esse cenário, a técnica SOE, baseada em octantes, obteve um desempenho 2% superior se comparada à técnica de SBRF, observando os dados de AUC. Analisando a informação gerada pelas redes de fluxo, notou-se que as arestas intermediárias potencializaram pequenas diferenças que existiam entre os objetos 3D comparados e induziram a recuperação ao erro. No Capítulo 8, é feita uma análise dessa situação em específico e como ela poderia ser contornada ajustando as arestas intermediárias.

Adicionalmente, por meio das informações contidas na Tabela 11 notou-se que para o quadro clínico de CMH foram recuperados alguns casos de pacientes sem anomalia. Esse comportamento foi notado em casos de pacientes com CMH que não apresentaram um aumento considerável na sua estrutura global e, por esse motivo, a diferenciação de pacientes sem anomalia ficou menor. Por exemplo, na consulta do caso 235 é observado que enquanto esse caso possui um volume pequeno e, com isso, um valor de massa não muito alto igual a 167 gr, o caso reposta 47 possui um volume igual a 156 ml, indicando uma estrutura maior do endocárdio, sendo propagada na estrutura global do ventrículo.

Para os casos sem anomalia houve também alguns erros na recuperação, principalmente relacionados à técnica SOE. Verificou-se nessa situação que a diferença na estrutura do epicárdio de pacientes sem anomalias em relação a pacientes com CMD ou CMH era muito sutil. Dessa forma, ao indexar a informação dos coeficientes SPHARMs em octantes, perdeu-se precisão durante a comparação dessas regiões. Aqui nota-se que, diferentemente dos casos de recuperação da anomalia de CMH, na qual o excesso de rigor do valor residual impactou negativamente o desempenho, para os casos sem anomalia, foi essa característica que permitiu uma melhor taxa de precisão.

Ainda em relação aos pacientes sem anomalia, verificou-se que quando um objeto médico 3D sem anomalia era dado como consulta, a maioria das recuperações incorretas (mais de 60%) era pertencente à classe de casos de CMH que possuíam valores de massas menores. Como, por exemplo, a consulta do caso 4, referente a uma mulher de 56 anos, os valores de volume e massa são da mesma grandeza que os do caso 217, um caso de CMH apresentado em uma estrutura pequena do ventrículo, nesse caso em específico, pertencente a uma paciente do sexo feminino com 80

anos.

Ao se analisar visualmente alguns casos de recuperações corretas e incorretas utilizando a estrutura do epicárdio como fonte para a pesquisa, são corroboradas as informações apresentadas nos parágrafos anteriores, nos quais é possível concluir que somente a análise do epicárdio é insuficiente para obter uma recuperação precisa para o quadro clínico de Cardiomiopatias. Na Figura 41 é possível constatar a partir da circunferência gerada pelo epicárdio (contorno verde) que foram recuperados casos que possuíam efetivamente formas similares, porém não pertencentes ao mesmo quadro clínico. Por exemplo, para o caso 366 (CMD)(segunda linha da tabela), o sistema recuperou primeiramente o caso de CMH 119 e, em seguida, o caso sem anomalia 17 que, apesar de possuírem uma parede mais espessa, suas circunferências externas não possuem uma diferença considerável de forma perante ao caso dado como consulta.

7.3 Recuperação de objetos médicos 3D considerando a parede ventricular

A última estrutura analisada foi a parede ventricular, que corresponde à região existente entre o endocárdio e epicárdio. Os coeficientes de silhueta, apresentados na Tabela 12, mostram que novamente a abordagem SBRF obteve um desempenho melhor quando comparada a outras estratégias, em qualquer tipo de quadro clínico. Para os casos sem anomalia, houve inclusive um desempenho melhor, como será visto durante a análise dos gráficos PxR.

Tabela 12: Coeficientes de silhueta encontrados para a estrutura da parede ventricular em cada tipo de quadro clínico e técnica computacional utilizada.

	CMD	CMH	Sem anomalia
ETH3D	0,58	0,46	0,49
SOE	0,55	0,52	0,53
SBRF	0,60	0,55	0,58

A Tabela 13 apresenta a medida de AUC para cada técnica e cada anomalia utilizando a estrutura da parede ventricular. Por essa métrica, pode-se verificar que a melhor recuperação foi de casos com CMD, seguida de pacientes sem anomalia.

Observando a recuperação realizada, as Figuras 42a, 42b e 42c, apresentam as curvas de PxR da recuperação de cada grupo de estudo (CMD, CMH e sem anomalia)

Figura 41: Exemplo de recuperações corretas e incorretas utilizando a estrutura do epicárdio.

Estrutura	Anomalia	Tipo da resposta	Exemplo de imagem consultada	Resposta #1	Resposta #2
Epicárdio	Dilatado	Correta	358	350	357
		Errada	366	119	17
	Hipertrófico	Correta	129	102	159
		Errada	232	356	63
	Sem anomalia	Correta	95	29	65
		Errada	79	246	247

Fonte: Autor

considerando diferentes técnicas.

Para a recuperação da anomalia de CMD, as três estratégias obtiveram resultados muito parecidos, tendo a abordagem SBRF obtido um desempenho um pouco melhor, aproximadamente 8% superior considerando a média de AUC, em relação a segunda melhor abordagem verificada, a SOE. É possível observar que a área formada pela

Tabela 13: Medida de AUC considerando a estrutura da parede ventricular e cada tipo de quadro clínico.

	CMD	CMH	Sem anomalia
ETH3D	0,53	0,46	0,49
SOE	0,55	0,52	0,51
SBRF	0,58	0,55	0,56

curva dessa abordagem é maior que as outras, acompanhando os valores da métrica de AUC apresentada na Tabela 13. Similarmente à estrutura do endocárdio, a técnica ETH3D obteve seu melhor desempenho para casos com CMD, apesar de ser a pior entre as outras duas técnicas. Outro ponto que pode ser observado é que em relação à estrutura do endocárdio, a taxa de recuperações com sucesso com menos de 20% de revocação é maior, indicando uma maior taxa de recuperação correta para os primeiros objetos médicos 3D recuperados.

Em relação aos casos recuperados incorretamente, a Tabela 14 apresenta uma informação interessante, dado que as informações de massa e volume possuem valores parecidos, indicando que as formas podem ser similares. Verificou-se que, por exemplo, os casos 395, 295 e 350, pertencentes à classe CMD, eram pacientes idosos com mais de 62 anos. Além disso, esses pacientes possuíam uma estrutura ventricular com volume diastólico menor do que a média identificada para esse quadro clínico de CMD, o qual possui uma média de volume diastólico igual a 223 ml e massa ventricular igual a 155 gr.

Tabela 14: Massas e volumes durante a diástole do ventrículo esquerdo - casos de consultas que utilizaram a estrutura da parede ventricular para a recuperação dos objetos médicos 3D.

Quadro Clínico		Consulta	Resposta	Consulta	Resposta	Consulta	Resposta
CMD	Caso	350	11	295	136	395	11
	Massa(gr)	128	164	166	164	55	68
	Volume(ml)	180	166	173	183	84	73
CMH	Caso	227	72	253	49	267	315
	Massa(gr)	188	118	152	121	244	206
	Volume(ml)	133	115	88	83	122	106
Sem anomalia	Caso	31	278	35	124	70	286
	Massa(gr)	96	88	76	128	91	97
	Volume(ml)	125	127	122	103	96	108

Dada a anomalia de CMH, observou-se que a parede ventricular auxiliou na melhora de todas as técnicas para esse tipo de quadro clínico. A abordagem SBRF

Figura 42: Gráficos PxR utilizando a estrutura da parede ventricular: (a) Casos de pacientes com CMD; (b) Casos de pacientes com CMH; (c) Casos de pacientes sem anomalia.

Fonte: Autor

apresentou o melhor desempenho seguida da técnica SOE. A técnica ETH3D teve um comportamento muito específico para esse quadro clínico de CMH, aumentando sua taxa de acerto na recuperação para valores acima de 50% de revocação, obtendo uma média de 42% de precisão ao final da busca. Obter uma melhora na precisão

para valores mais altos de revocação pode indicar que ao ter menos objetos 3D na base de dados para serem comparados, a técnica aumentou sua probabilidade de acerto. A técnica ETH3D utiliza informações do centroide do objeto 3D para calcular as distâncias e, uma vez que a parede ventricular forma uma espécie de “casca de ovo”, a informação de centroide pode não ser o ponto de referência mais adequado para calcular as distâncias. Essa técnica obteve o pior resultado tanto em relação ao quadro clínico analisado (CMD, CMH ou sem anomalia) como também em relação ao tipo de estrutura utilizada: as estruturas do endocárdio e epicárdio, por exemplo, obtiveram uma média de precisão de 47% e 43%, respectivamente, maior que a média de precisão de 42% encontrada durante a análise da parede ventricular.

Em relação aos casos recuperados incorretamente, a Tabela 14 apresenta valores similares para massa e volume, indicando estruturas de paredes ventriculares com a mesma proporção. Por ser uma característica mais específica, já que ambas as informações precisam ser similares, a taxa de erro diminuiu, quando comparada às outras duas estruturas ventriculares.

Para os casos sem anomalia, houve também alguns erros na recuperação, principalmente relacionados à técnica ETH3D. Como discutido anteriormente, notou-se que a utilização do centroide como ponto de referência para cálculo de distância não permitiu uma boa recuperação. Em contrapartida, os coeficientes de SPHARMs puderam extrair essa informação sem dificuldades. No caso da abordagem SOE percebeu-se novamente, perda de informação ao agrupar em apenas 8 posições a informação de todo o objeto 3D.

Por meio da Tabela 14, nota-se que os valores de massa e volume para casos sem anomalia acompanham os valores encontrados para os quadros clínicos de CMD e CMH, possuindo valores similares de massa e volume. Em relação às recuperações incorretas, em mais de 65% delas o caso consultado pertencia a mulheres ou idosos. Dessa forma, como será discutido na Seção 7.4 essa característica fez com que o conjunto de dados do experimento fosse estratificado considerando gênero e idade.

Por fim, analisando visualmente alguns dos casos recuperados corretamente e incorretamente, a Figura 43 comprova as informações obtidas por meio dos dados de massa e volume das recuperações incorretas, nos quais é possível verificar que do ponto de vista de forma do objeto 3D, principalmente a abordagem SBRF considerou corretamente sua proporção.

Figura 43: Gráfico PxR considerando apenas a nova abordagem para cada tipo de anomalia.

Estrutura	Anomalia	Tipo da resposta	Exemplo de imagem consultada	Resposta #1	Resposta #2
Parede ventricular	Dilatado	Correta	354	355	318
		Errada	350	11	121
	Hipertrofico	Correta	218	219	181
		Errada	227	72	368
	Sem anomalia	Correta	25	60	90
		Errada	31	278	367

Fonte: Autor

7.4 Visão geral do desempenho das abordagens

A Tabela 15 apresenta a métrica de média de precisão dados os diferentes quadros clínicos, estruturas ventriculares e abordagens utilizadas. Em negrito, estão destacadas qual foi a melhor configuração para cada cenário. Como é possível constatar, com exceção do quadro clínico de CMH analisada com epicárdio, a abordagem SBRF obteve o melhor desempenho independentemente da anomalia e estrutura ventricular

analisada.

Tabela 15: Média de precisão considerando diferentes quadros clínicos e abordagem utilizada.

	CMD	CMH	Sem anomalia
Endocárdio - ETH3D	60%	45%	48%
Endocárdio - SOE	50%	48%	41%
Endocárdio - SBRF	52%	49%	52%
Epicárdio - ETH3D	43%	22%	33%
Epicárdio - SOE	40%	46%	35%
Epicárdio - SBRF	49%	45%	36%
Parede - ETH3D	46%	52%	50%
Parede - SOE	48%	56%	56%
Parede - SBRF	63%	57%	61%

Fonte:Autor

Entretanto, como observado na Tabela 16, as diferentes estruturas ventriculares também dificultaram ou facilitaram a recuperação dos objetos médicos 3D. Notou-se que a análise somente do epicárdio ou endocárdio não fornecia informações suficientes para determinar a qual o quadro clínico o objeto médico 3D analisado pertencia. Dessa forma, a parede ventricular que fornece uma proporção entre a forma do endocárdio e epicárdio mostrou-se mais eficiente na identificação dos quadros clínicos.

Tabela 16: Índice de acerto de cada estrutura para cada quadro clínico

	Sem anomalia	CMH	CMD
Endocárdio	46%	43%	52%
Epicárdio	46%	48%	47%
Parede ventricular	48%	59%	55%

Fonte:Autor

Para analisar o desempenho considerando apenas a abordagem SBRF, a Figura 44 apresenta o gráfico PxR considerando diferentes quadros clínicos. É possível verificar que para a recuperação de casos de pacientes com CMD, a SBRF obteve um melhor desempenho, alcançando mais de 60% de média de precisão e média de AUC igual a 0,58.

Entretanto, esse valor de precisão pode ser considerado baixo ao analisar o artigo de Kazhdan, Funkhouser e Rusinkiewicz (2003), no qual os coeficientes de SPHARMs são extraídos e comparados por meio da distância Euclidiana, que, como discutido no

Figura 44: Gráfico PxR considerando apenas a nova abordagem para cada tipo de anomalia.

Fonte: Autor

Capítulo 6, não é necessariamente a abordagem mais eficiente. Entretanto, os autores reportaram 75% de média de precisão.

Ao investigar o motivo pelo qual a abordagem proposta nesta pesquisa (SBRF) obteve uma média de precisão menor, verificou-se que a base de dados era muito diferente. Em Kazhdan, Funkhouser e Rusinkiewicz (2003) são comparados objetos 3D genéricos com formas bem distintas entre si, como, por exemplo, carros, garrafas, bolas e avião, provenientes da base de dados Princeton *benchmark*. Já a base de dados desta pesquisa é constituída de objetos médicos 3D que apesar de possuírem formas diferentes, causadas pela presença de anomalias, continuam sendo deformações sutis, na escala de centímetros em casos mais extremos. Além disso, notou-se formas similares na estrutura ventricular mesmo para quadros clínicos diferentes, como apresentado nas Figuras 45 e 46 essa informação pode ser corroborada por alguns valores similares de massa e volume encontrados em diferentes quadros clínicos.

Notou-se uma predominância de recuperações incorretas quando o objeto médico 3D consultado pertencia a pacientes com mais de 60 anos, independentemente de gênero. Para o quadro clínico de CMD, por exemplo, mais de 62% dos casos que pertenciam a um idoso obtiveram como resposta de objeto médico 3D similar em casos referentes a pacientes sem anomalia, homens, com idade menor que 40 anos. Para os casos sem anomalia, homens com menos de 40 anos eram confundidos com casos relacionados a paciente idosos que possuíam CMH. Dessa forma, o conjunto de dados

Figura 45: Gráfico de dispersão dos valores de massas do conjunto de dados do GE.

Fonte: Autor

Figura 46: Gráfico de dispersão dos valores de volumes do conjunto de dados do GE.

Fonte: Autor

foi estratificado para verificar se, ao limitar o conjunto de dados, o desempenho poderia ser melhorado.

7.5 Recuperação considerando estratificação da base de dados

O conjunto de dados foi estratificado em oito grupos, conforme enumerado a seguir:

- G1: indivíduo do sexo masculino ≤ 20 anos
- G2: indivíduo do sexo masculino ≥ 21 e ≤ 41
- G3: indivíduo do sexo masculino ≥ 42 e ≤ 61
- G4: indivíduo do sexo masculino ≥ 62
- G5: indivíduo do sexo feminino ≤ 20 anos
- G6: indivíduo do sexo feminino ≥ 21 e ≤ 41
- G7: indivíduo do sexo feminino ≥ 42 e ≤ 61
- G8: indivíduo do sexo feminino ≥ 62

Conforme apresentado na Seção 6.5.2 na classe de indivíduo do sexo masculino, havia predominância de casos sem anomalias na faixa etária entre 21 a 41 anos, enquanto na classe de indivíduo do sexo feminino, a maior quantidade de casos era referente ao quadro clínico de CMH na faixa etária entre 42 a 62 anos.

Utilizando as mesmas métricas de avaliação das diferentes estruturas ventriculares, a Tabela 17 apresenta os valores de coeficiente de silhueta para cada caso clínico. É interessante observar que os casos de CMH, que apresentaram o pior desempenho anteriormente, obtiveram a melhor média de coeficiente de silhueta, alcançando o valor de 0,95 e indicando um agrupamento coeso. Em relação à média geral, considerando os diferentes quadros clínicos, a recuperação do conjunto estratificado obteve valor igual a 0,90, um valor 37% superior em relação ao conjunto de casos não estratificado.

A Tabela 18 apresenta os valores médios de AUC considerando os grupos estratificados. Observa-se também pelos valores obtidos, que eles acompanham o desempenho observado pelos coeficientes de silhueta. Sendo que os casos de CMH obtiveram uma melhora de mais de 59% no valor de AUC obtido, enquanto os casos sem anomalias obtiveram valores de 0,88 com o conjunto estratificado.

Tabela 17: Média de coeficiente de silhueta entre o conjunto de dados estratificado e o conjunto de dados geral.

	Dilatado	Hipertrófico	Normal
SBRF	0,6	0,55	0,58
SBRF com conjunto estratificado	0,91	0,95	0,85

Fonte: Autor

Tabela 18: Média de valores AUC entre o conjunto de dados estratificado e o conjunto de dados geral.

	Dilatado	Hipertrófico	Normal
SBRF	0,58	0,55	0,54
SBRF com conjunto estratificado	0,90	0,93	0,88

Fonte: Autor

Ao analisar as recuperações por meio de gráficos PxR, apresentadas nas Figuras 47a, 47b e 47c é possível analisar o aumento da área gerada pela curva de PxR, como reportado na Tabela 18. Em todos eles, nota-se uma queda maior na precisão após 50% dos objetos relevantes já terem sido recuperados, isso significa que em sistemas CAD, os quais fornecem para o usuário os 3 ou 5 primeiros casos mais similares, a abordagem proposta responderia com 100% de precisão.

A uniformidade da recuperação pode ser analisada usando diferentes técnicas como a Matriz de Distâncias e dendrograma. Devido à heterogeneidade da quantidade de casos para cada faixa etária e gênero, escolheu-se o G6 para ser analisado detalhadamente com essas métricas, uma vez que possuía uma quantidade considerável de casos distribuídos entre os diferentes quadros clínicos de Cardiomiopatia.

Na Figura 48 é possível verificar a formação de três agrupamentos: o contorno verde é relacionado a pacientes sem anomalias, o laranja a casos de CMH e o azul a casos de CMD. Os contornos vermelhos indicam casos que foram recuperados incorretamente. Pode-se observar que os agrupamentos são uniformes, principalmente dos casos de CMH, corroborando os dados das métricas dos coeficientes de silhueta, AUC e gráficos PxR.

A partir do dendrograma da Figura 49 é possível verificar quais casos foram recuperados incorretamente, também representados pelo contorno vermelho. Para essa situação específica, esses casos que pertenciam à classe CMD foram recuperados como sendo mais similares à classe de casos de CMH.

Figura 47: Gráficos PxR utilizando a abordagem SBRF no conjunto estratificado: (a) Casos de pacientes com CMD; (b) Casos de pacientes com CMH; (c) Casos de pacientes sem anomalia.

Fonte: Autor

7.6 Recuperação regionalizada

Para avaliar a precisão da busca regionalizada, foi analisado um subtipo de Cardiomiopatia, a ICC, que é uma Cardiomiopatia dilatada severa e que ocorre normalmente na parte inferior do ventrículo esquerdo. Esse problema foi investigado em Berga-

Figura 48: Matriz de distâncias obtida a partir da recuperação do grupo de controle G6.

Fonte: Autor

masco (2013) utilizando o contorno endocárdico e a técnica ETH3D. Considerando a abordagem SBRF, foram reportados resultados melhores, apresentados em Bergamasco, Rochitte e Nunes (2018). Entretanto, dado que a parede ventricular se mostrou mais eficiente na recuperação, testou-se novamente o conjunto de dados de pacientes com ICC considerando essa nova estrutura e também utilizando a seleção da parte inferior do ventrículo esquerdo, ou seja, os quatro últimos octantes.

A Figura 50 apresenta o gráfico de PxR para a identificação da ICC considerando a abordagem SBRF utilizando a parede ventricular como estrutura analisada. Neste gráfico é possível verificar que efetivamente ao utilizar a parede ventricular houve melhora na precisão da busca principalmente para valores maiores de revocação, indicando que o sistema pode diferenciar melhor casos que antes eram considerados similares pelas abordagens da ETH3D e usavam informação apenas do endocárdio.

A Tabela 19 apresenta os coeficientes de silhueta, médias de precisão e AUC considerando cada técnica. Esses valores corroboram o gráfico PxR, que apresenta uma área maior para a busca feita utilizando parede ventricular e, conseqüentemente, aumentando o valor da média de precisão e formando agrupamentos mais coesos

Figura 49: Dendrograma obtido a partir da recuperação do grupo de controle G6.

Figura 50: Gráfico PxR da recuperação regionalizada de casos com e sem ICC.

entre pacientes com ICC e sem a anomalia.

Similarmente ao que foi verificado na Seção 7.4, por meio da análise da parede ventricular é possível eliminar os resultados falsos positivos obtidos principalmente

Tabela 19: Valores de coeficiente de silhueta, média de AUC e precisão considerando as diferentes abordagens para a recuperação de pacientes com ICC.

	Silhueta		AUC		Precisão	
	ICC	Sem anomalia	ICC	Sem anomalia	ICC	Sem anomalia
ETH3D	0,75	0,72	0,85	0,70	0,85	0,80
SBRF - Endocárdio	0,77	0,74	0,86	0,71	0,86	0,80
SBRF - Parede ventricular	0,83	0,80	0,87	0,82	0,91	0,85

nos casos sem anomalia, já que, como mostra a Tabela 20, alguns pacientes sem anomalia possuíam volumes diastólicos parecidos com alguns casos de ICC. Dessa forma, a análise da proporção entre endocárdio e epicárdio é relevante para a análise desse quadro clínico, em específico.

Tabela 20: Massas e volumes durante a diástole do ventrículo esquerdo - casos de consultas que utilizaram a estrutura do endocárdio para recuperação de casos sem anomalia

	Consulta	Resposta	Consulta	Resposta	Consulta	Resposta
Casos	2	27	15	22	10	25
Massa	97	150	84	168	91	132
Volume	125	127	122	116	96	108

Fonte: Autor

Com os testes realizados é possível validar que a abordagem de SPHARMs e valor residual possui uma alta eficácia mesmo quando a busca é realizada apenas em partes do ventrículo. Adicionalmente, ao reduzir a quantidade da informação necessária para realizar a busca, um dos problemas reportados no Capítulo 5 sobre o alto tempo de processamento utilizado em sistemas de CBIR 3D é mitigado. O tempo de recuperação ao utilizar a abordagem SBRF foi de 1,9 segundos em média, para avaliar todos os 400 casos, enquanto ao utilizar a técnica SOE a média foi de 2.5 segundos.

7.7 Sistema CorePyx

Como mencionado no Capítulo 6, um dos objetivos do presente estudo é disponibilizar para o usuário final uma interface para auxiliar os especialistas na busca de casos similares tendo um exame como referência.

Em Bergamasco (2013), um protótipo foi criado e a partir do *feedback* dado por

especialistas da área de saúde, esse protótipo foi aperfeiçoado, gerando o sistema CAD CorePyx.

A Figura 51 apresenta a interface inicial do sistema, na qual o objeto 3D do ventrículo esquerdo que será utilizado como consulta, selecionado pelo usuário, é apresentado para que o especialista possa manipulá-lo por meio das funções de *zoom* e rotação.

Figura 51: Interface inicial do sistema CorePyx, apresentando o objeto 3D do ventrículo esquerdo selecionado pelo usuário.

Fonte: Autor

Dessa forma, para selecionar a região de interesse foi disponibilizada uma série de imagens didáticas correspondendo ao corte axial do ventrículo esquerdo sob a perspectiva basal e apical, frontal e posterior. Cada octante foi então identificado por um número que pode ser selecionado e que será usado como parâmetro de busca.

As Figuras 53 e 54 apresentam os possíveis descritores e métodos de comparação por similaridade que podem ser selecionados para a realização da busca. A interface foi criada usando a arquitetura *Model-view-controller* (MVC) (REENSKAUG; COPLIEN, 2009), flexibilizando a incorporação de novos descritores e medidas de comparação.

Após selecionar os parâmetros para a busca, os resultados são apresentados, conforme exposto na Figura 55, na qual os três objetos 3D de ventrículos mais parecidos são apresentados. Abaixo de cada um deles é possível obter mais informações a

Figura 52: Interface do sistema CorePyx para a seleção de regiões do ventrículo esquerdo.

Fonte: Autor

Figura 53: Interface do sistema CorePyx para a seleção de descritor.

Fonte: Autor

respeito do seu respectivo quadro clínico, massa e volume final diastólico.

Outro importante *feedback* obtido e desenvolvido do presente projeto foi em relação à necessidade e ao excesso de parametrização de sistemas CAD, uma caracterís-

Figura 54: Interface do sistema CorePyx para a seleção de métodos de comparação por similaridade.

Fonte: Autor

Figura 55: Interface do sistema CorePyx apresentando os resultados da busca realizada.

Fonte: Autor

tica também reportada por alguns especialistas durante a Revisão Literária conduzida (Capítulo 5). Dessa forma, incorporou-se ao presente sistema diferentes níveis de navegação. Sendo assim, se o usuário não desejar ou não possuir conhecimento téc-

nico suficiente para escolher os descritores, medidas de similaridade e/ou regiões de interesse ele poderá utilizar as opções *default* do sistema (Figura 56).

Figura 56: Interface do sistema CorePyx com as diferentes opções de navegação.

Fonte: Autor

Figura 57: Interface do sistema CorePyx com as opções apresentadas ao usuário quando o modo semi-automático de navegação é selecionado.

Fonte: Autor

Após o desenvolvimento do sistema foi feita a validação com usuários da área Médica e da Computação, utilizando a escala Likert e análise qualitativa das entrevistas para realizar a avaliação quantitativa dos resultados. Dado que esse teste foi feito com seres humanos, foi submetido ao Comitê de Ética o presente projeto de pesquisa para sua apreciação. O Apêndice C apresenta o parecer co-substanciado do Comitê de Ética, favorável à execução dos projeto.

7.8 Avaliação do sistema

Foi elaborado um teste piloto para verificar a usabilidade da interface. A avaliação do sistema foi realizada no InCor com quatro médicos especialistas do departamento de Ressonância Magnética. A média de idade era de 34 anos e todos os participantes já haviam concluído a residência médica.

A avaliação foi feita em três etapas: a primeira consistia no preenchimento do termo de Anuência (Apêndice A) e das questões relacionadas à caracterização do perfil e autoeficácia antes da tarefa, detalhados nas Seções FS1 e FS2 do Apêndice

B. Após o preenchimento dessas informações, o usuário pôde manipular livremente o *software* até que se sentisse confortável a iniciar a execução do roteiro de tarefas. Este roteiro (disponível no Apêndice B) era composto por tarefas que exigissem a rotação e *zoom* do objeto médico 3D, seleção de regiões, descritores e visualização dos resultados. Após a execução do roteiro de tarefas, o usuário foi convidado a terminar de preencher o restante das questões referentes à autoeficácia após a realização da tarefa e a aceitação da tecnologia (Seções FS3 e FS4 do Apêndice B). Todas as questões utilizaram a escala Likert e por meio da gravação da conversa durante a avaliação foi possível realizar a análise qualitativa de suas percepções, ambas apresentadas a seguir.

O tempo médio durante a exploração livre do *software* foi de 3,48 minutos e de execução das tarefas de 12,9 minutos. Notou-se que os usuários em sua totalidade começaram durante a realização da tarefa a questionar a relevância de algumas *features* como a escolha de descritores e métodos de comparação. Dessa forma, durante o execução do roteiro de tarefas, vários comentários foram capturados para futura análise.

7.8.1 Análise com escala Likert

A análise feita por meio da escala Likert permitiu algumas constatações:

- **Caracterização do perfil:** foi possível identificar e separar os participantes em duas *personas* – a que percebe o valor agregado em ferramentas de auxílio diagnóstico e compreendem que os especialistas integram o processo dos sistemas CAD (denominada aqui entusiasta), e a *persona* que identifica nos sistemas CAD uma ferramenta de utilidade questionável para a sua rotina médica (denominada como moderado). Esse perfil pode ser traçado a partir das respostas das perguntas 6, 7, 8 e 9 que avaliaram se a pessoa se sentia à vontade de operar sistemas CAD, se ela gostaria de ter sistemas CAD voltados para problemas cardíacos, se ela sabia o conceito de sistemas CAD e, por fim, se ela trabalhava com sistemas CAD.
- **Autoeficácia:** este item buscava avaliar o grau de aceitação da pessoa em relação a um sistema CAD focado em problemas cardíacos. Nesse item houve para ambas as *personas* um alto grau de aceitação e percepção de valor agregado de sistemas CAD. Ressalta-se aqui que a contradição verificada entre a

persona moderada, que apesar de não ver valor agregado em sistemas CAD no seu dia-a-dia acha interessante a ideia de otimizar a sua rotina médica por meio de ferramentas tecnológicas. Pode-se supor aqui que essa *persona* talvez não tenha um completo entendimento do que é um sistema CAD. Após a realização do roteiro de tarefas, as questões anteriores foram repetidas porém após a realização da tarefa. Conforme será discutido em detalhe a seguir, houve uma queda na aceitação de sistemas CAD principalmente relacionado à seleção de região. Essa queda foi notada por ambas as *personas*.

- **Aceitação da tecnologia:** este item avaliou itens como usabilidade do sistema e relevância de algumas *features* como navegação personalizada e informações adicionais dos casos retornados. Verificou-se adicionalmente, a factibilidade da aplicação do sistema CAD desenvolvido na rotina médica e a respectiva percepção dos usuários em relação ao valor agregado da abordagem proposta. Nesse item também as *personas* moderadas e entusiastas obtiveram percepções distintas em relação a usabilidade e intuitividade do sistema. Enquanto os entusiastas acharam fácil decorar os comandos, manipular o objeto médico 3D e selecionar regiões, os usuários moderados não acharam o sistema intuitivo e nem fácil de utilizar. Isso pode ser percebido pelo conjunto de questões FS3-A e FS3-B. Adicionalmente foi verificado que os moderados possuíam mais que 10 anos de experiência na área de radiologia, sugerindo uma *persona* mais crítica em relação as ferramentas que podem ser utilizadas em sua rotina. Apesar disso, ambas *personas* percebem o valor agregado da solução e ressaltaram o desejo de no futuro manejar ferramentas similares para auxiliar seus diagnósticos.

Em relação às respostas de autoeficácia, notou-se uma queda na percepção favorável de sistemas CAD, principalmente em relação as respostas das questões 3, 5 e 6 que questionavam o usuário em relação à relevância da seleção das regiões, que os sistemas CAD auxiliam no fornecimento de diagnósticos mais rápidos e que sistemas CAD podem reduzir a quantidade de exames analisados.

Ao se realizar o teste Qui-Quadrado nas questões verificou-se que para a questão 3, foi obtido um $p - value = 0,004$, indicando evidência moderada para a rejeição da hipótese nula, H_0 na qual enunciava a ***permanência da percepção do usuário em relação aos sistemas CAD após a realização da tarefa***, indicando que houve uma mudança significativa na forma como o usuário avaliou os sistemas CAD após a realização da tarefa.

Os comentários extraídos desse trecho da tarefa mostram dificuldade do usuário em compreender qual a importância da seleção de região para a composição do diagnóstico. Somente após a exemplificação de uma doença específica como a ICC é que eles se mostraram mais receptivos a esta estratégia. Outros usuários apontaram que sempre utilizam toda a informação de forma do ventrículo e, por isso, seria comum optarem por analisar toda a estrutura.

Adicionalmente, a Figura 58 apresenta algumas categorias definidas que foram analisadas durante os comentários feitos durante a interação com o sistema CorePyx em conjunto com as respostas dadas pelos usuários por meio da escala Likert. Para este estudo, com exceção da pergunta 6, as opiniões presentes na escala Likert variaram de 1 a 5, sendo 1 para a opinião “Discordo totalmente” e 5 para a opinião “Concordo totalmente”. Para a questão 6, que verificou a coerência das respostas dos usuários em relação à utilização de sistemas CAD, a pontuação foi feita de forma inversa (5 para a opinião “Discordo totalmente” e 1 para a opinião “Concordo totalmente”). Para a visualização das respostas obtidas, considera-se que as células da cor verde correspondem à uma pontuação alta para a categoria analisada, indicando concordância com as afirmações, enquanto células de cor vermelha indicam baixa pontuação, sugerindo discordância em relação ao tema.

Figura 58: Categorias analisadas e respectivos valores normalizados obtidos por meio da escala Likert nos questionários realizados.

Categorias		Questões	Usuários			
			E1	E2	E3	E4
Caracterização do Perfil (Apêndice B - F1)	Familiaridade com tecnologias	4, 5 e 6	5,0	4,7	4,7	2,0
	Familiaridade com sistemas CAD	7, 8 e 9	4,0	5,0	4,3	2,0
Auto Eficácia (Apêndice B - F2 e F3)	Utilização de sistemas CAD	1 e 2	4,0	5,0	4,9	4,0
	Viabilidade de manipulação e seleção de regiões do objeto 3D	3 e 4	4,3	4,0	5,0	3,3
	Percepção de utilização de sistemas CAD	5 e 6	3,5	5,0	5,0	3,3
Aceitação da tecnologia (Apêndice B - F4)	Percepção da facilidade de uso	A	4,8	3,4	4,6	2,0
	Aceitação do sistema CorePyx	B	5,0	4,5	4,5	2,0
	Percepção de aplicabilidade do sistema CAD	C	3,3	4,0	4,3	3,3
	Desejo de utilizar o sistema CorePyx	D	3,7	4,3	5,0	4,0

Fonte: Autor

Na Figura 58 é possível verificar que o usuário E4, mesmo utilizando computadores e ferramentas tecnológicas durante seu dia-a-dia, afirmou que não considerava tais

utensílios como sendo sistemas CAD. Em determinado momento da interação, quando questionado se o *software* de segmentação e quantificação da estrutura ventricular não poderia ser considerado um sistema CAD, ele respondeu que não.

Outro ponto considerado foi em relação à seleção de região de interesse que, nas palavras do usuário E1, “não é muito útil, porque sempre analiso todo o ventrículo”. Inicialmente, o usuário E2 também questionou a relevância da seleção de regiões, porém após compreender que problemas como ICC podem ser investigados com mais facilidade, mostrou-se mais receptivo.

Em relação à usabilidade do sistema algumas características foram levantadas. A primeira delas foi em relação ao *zoom*, na qual deveria ser feita via *scroll* do *mouse*. Foi verificado que os sistemas CAD utilizados pelos usuários na sua rotina médica realizavam a ação de *zoom* por meio de cliques e não utilizando o *scroll*. Dessa forma, dois usuários não completaram a tarefa de manipular o objeto médico 3D por meio do *zoom*. Outra questão levantada pelo usuário E1 foi em relação à manipulação do objeto 3D. Para ele, seria mais adequado ter botões de controle para rotacionar e também a indicação sobre qual parte do ventrículo está sendo visualizada (lateral esquerda, direita, etc.). O usuário E3 pontuou que na sua percepção seria mais interessante disponibilizar os *fatias* segmentados do que o objeto 3D reconstruído. Ainda em relação à segmentação, o usuário E1 ressaltou que evitar o trabalho de segmentar é algo altamente desejável nesse tipo de sistema, sendo o ideal que ele fizesse o *upload* das imagens DICOM e o *software* se encarregasse de realizar o restante apresentando ao final os casos similares.

Por fim, o usuário E2 fez um comentário bastante interessante em relação ao fornecimento de casos similares. Para ele, a sua composição de diagnóstico é muito mais embasada no histórico do paciente do que em casos que possuam estruturas ventriculares similares. Dessa forma, ele considerou ser mais interessante considerar pacientes com mesmo histórico do que a forma propriamente dita. O usuário E1 também ressaltou que, para compor seus laudos, ele nunca “buscou” casos similares, a partir da teoria e o histórico do paciente é possível compor o diagnóstico. Essa última discussão é extremamente importante dentro do contexto de sistemas CAD, já que mostra um novo paradigma sendo formado, ou seja, apesar dos sistemas CAD se utilizarem massivamente de históricos para descobrir padrões e, com isso, gerarem algoritmos mais precisos, para o usuário final isso pode não ser transparente.

7.9 Considerações finais do capítulo

No presente capítulo, foram apresentados os resultados encontrados na utilização das técnicas propostas no Capítulo 6 em diferentes quadros clínicos de Cardiomiopatia. Como visto, a utilização da informação da parede ventricular é essencial para um melhor desempenho do algoritmo. Foi observado que a informação de forma da estrutura 3D analisada individualmente provoca algumas recuperações incorretas, devido principalmente ao fato de que, quando se estuda quadros de patologias, as faixas etárias e gênero dos pacientes são informações muito importantes para o entendimento do problema e composição do diagnóstico. Como apresentado, ao estratificar o conjunto de dados é possível melhorar em até 40% o retorno das buscas.

No próximo capítulo, são discutidos os principais pontos encontrados durante a realização deste trabalho de pesquisa, suas vantagens e limitações, assim como os artigos científicos que foram gerados e publicados durante o período.

8 DISCUSSÕES

Neste capítulo, são discutidos os principais resultados durante o desenvolvimento do presente estudo. Considerando o objetivo principal desta pesquisa, relacionado ao desenvolvimento de técnicas computacionais para a análise global e regionalizada de objetos médicos 3D, e a natureza do estudo de caso analisado, no qual as deformações na forma da estrutura ventricular causada pela anomalia de Cardiomiopatia são muito sutis, foi necessário um estudo aprofundado sobre diferentes estratégias para extrair informações e comparar objetos médicos 3D.

A partir do Mapeamento Sistemático conduzido (Capítulo 5) foram identificadas algumas técnicas que poderiam auxiliar nesse processo, assim como algumas lacunas que poderiam ser preenchidas. Três aspectos encontrados durante esse processo fundamentaram a presente pesquisa: 1) a utilização de SPHARMs como descritor; 2) a utilização de grafos como medida de comparação por similaridade e 3) usabilidade dos sistemas CAD.

Cada um desses pontos serão discutidos em relação aos resultados encontrados com o objetivo de destacar as contribuições e limitações apresentadas pela abordagem proposta.

8.1 Utilização de SPHARMs como descritor global e local

Uma das principais contribuições deste trabalho é adaptar os SPHARMs para que seus coeficientes pudessem ser utilizados de forma global e local, sendo que a adaptação e utilização desses coeficientes de forma local é inédita na literatura sobre o assunto.

Alguns autores apontam os SPHARMs como descritores robustos já que discretizam a informação 3D em sinal 1D, e conseguem, por meio de sua base matemática,

representar em coeficientes discretos informações sobre área, volume e espaço do objeto 3D em determinada coordenada (YU et al., 2010; VRANIC; SAUPE; RICHTER, 2001).

Entretanto, até a data na qual a literatura foi feita, utilizar SPHARMs em sistemas CBIR de objetos 3D médicos nunca havia sido feito. A abordagem mais próxima utilizava os coeficientes como forma de quantificar determinadas regiões do ventrículo esquerdo (AYARI et al., 2014b), porém a utilização dos coeficientes SPHARMs de forma local não foi considerada e também a forma de comparação dos coeficientes ocorreu por meio de distância Euclidiana em cada uma das regiões analisadas.

Sendo assim, a partir da análise detalhada da composição dos coeficientes SPHARMs foi possível identificar que, com as coordenadas esféricas obtidas nos passos iniciais do método era possível limitar a região analisada e, dessa forma, torná-lo um descritor local. Como descritor de sistema CBIR, um problema encontrado foi a quantidade de coeficientes gerados por um objeto 3D, que corresponde à quantidade de vértices desse objeto. Dessa forma, objetos médicos 3D, além de gerarem mais de 15 mil coeficientes, possuíam tamanhos variáveis impossibilitando a sua comparação por funções de similaridade clássicas como a distância Euclidiana. Algumas opções que se apresentaram consistiam em agrupar os coeficientes de determinada região ou efetuar a soma deles e, dessa forma, gerar um coeficiente único, como proposto por Kazhdan, Funkhouser e Rusinkiewicz (2003). No entanto, nenhuma dessas estratégias se adequava ao problema das Cardiomiopatias já que era exigido um nível alto de detalhes para poder diferenciar os objetos que, por sua vez, possuíam deformações sutis.

Dessa forma, um novo método de indexação e comparação por grafos foi proposto para complementar essa estratégia. A vantagem principal dessa abordagem é a sua independência em relação à quantidade de vértices, ou seja, cada parte do grafo bipartido pode conter diferentes quantidades de coeficientes, já que o que determinará a comparação serão as arestas criadas entre os vértices.

Essa abordagem poderia ser adaptada por meio de funções de distância. Entretanto, a indexação por grafos fornece algumas vantagens, como 1) um número maior de opções de métodos de comparação por similaridade, já que existem vários algoritmos de busca e comparação específicos de grafos (CASTELLI; BERGMAN, 2004); 2) permitir a comparação de objetos médicos 3D com diferentes números de vértices, simplificando, dessa forma, o pré-processamento de tais estruturas. Transformar um

problema de CBIR em uma rede de fluxo não é algo inédito, visto que a técnica de corte mínimo já foi utilizada em sistemas CBIR de imagens 2D, a fim de diminuir o esforço necessário para o rotulamento de dados a partir das informações obtidas durante a etapa de realimentação de similaridade (ZHANG; GUAN, 2007). Entretanto, utilizar a informação gerada pelo fluxo máximo para representar o grau de dissimilaridade entre um par de objetos médicos 3D é inédito na literatura atual.

Dessa forma, verificou-se após análises detalhadas no algoritmo Ford-Fulkerson, que o valor obtido pelo valor residual de uma rede de fluxo poderia ser usado como medida de comparação. Uma série de adaptações e parametrizações foram feitas até que se obtivesse um método adequado, como descrito na Seção 6.4.3, e, assim, ao final da análise foi obtido um *workflow* para testar os objetos médicos 3D, utilizando o quadro clínico de Cardiomiopatia como estudo de caso.

A partir dos resultados exploratórios (Seção 6.6), foi comprovada a eficiência da proposta considerando diferentes perspectivas, com objetos de controle com poucos vértices e objetos 3D do ventrículo esquerdo que possuíam mais vértices e foram deformados manualmente em diferentes graus. Por meio dos testes realizados verificou-se que, além dos coeficientes identificarem o grau de deformação, era possível identificar em que direção ela foi feita, dada a possibilidade dos coeficientes de SPHARMs representarem a localização espacial em seu coeficiente. Além disso, esse fator foi determinante para que a característica de rotação invariável do descritor SPHARMs não fosse um problema: supondo que a mesma deformação ocorresse no ventrículo, porém em regiões diferentes, o algoritmo precisaria diferenciar esses objetos já que no cenário médico a localização da deformação pode indicar diferentes problemas médicos. Dessa forma, por meio dos testes exploratórios comprovou-se essa característica desejável.

Com os testes do grupo de controle experimental, foi possível confirmar a hipótese de que é possível um sistema CBIR 3D recuperar de forma precisa objetos médicos 3D de forma global ou regionalizada. Diversos testes foram feitos considerando técnicas para extração e comparação da informação 3D, sendo que para extração foram utilizados descritores de forma e para comparação foram testadas funções de distâncias e baseadas em grafos. Além disso, foram consideradas diferentes estruturas do ventrículo esquerdo: endocárdio, epicárdio e parede ventricular; dessa forma, almejou-se o entendimento do impacto de cada uma delas na performance do sistema, além de obter o melhor conjunto de técnicas para a recuperação de casos vinculados a Cardiomiopatias.

8.2 Usabilidade do sistema

Um pilar fundamental deste estudo foi compreender de que forma o sistema CAD desenvolvido para auxiliar o diagnóstico poderia efetivamente ser incorporado à rotina médica. Com isso, aprimorou-se um sistema desenvolvido em Bergamasco (2013) no qual foram incorporados *feedbacks* de especialistas médicos e também algumas considerações feitas pelos artigos encontrados durante o Mapeamento Sistemático.

O sistema gerado buscou atender às duas principais demandas apontadas: poucas parametrizações e apresentação intuitiva dos resultados. Em relação ao primeiro item, este foi totalmente atingido, 100% dos usuários ficaram satisfeitos com a opção de navegação automática, em que é necessário apenas escolher o objeto médico 3D e realizar a busca pelos objetos 3D mais similares, não havendo necessidade de escolha de descritores e funções de similaridade.

Em relação à apresentação intuitiva dos resultados e objetos 3D, pode-se concluir que ela foi parcialmente aceita. Notam-se alguns pontos de melhoria reportados pelos usuários principalmente no que tange à manipulação do objeto 3D consultado, seleção por região e informações recuperadas. Relacionado à visualização e à manipulação do objeto 3D, todos os participantes consideraram dispensável tal informação. Na opinião deles seria mais interessante apresentar os *fatias* segmentados, inclusive um dos usuários afirmou que a segmentação automática é uma das características mais desejáveis deste sistema. Assim, efetivamente a carga de trabalho seria diminuída. Na sua opinião, se fosse necessário o usuário segmentar os *fatias* e, após tal tarefa, utilizar o sistema para recuperar os casos similares, seria algo “obsoleto”.

A seleção por região foi considerada parcialmente dispensável por 75% dos participantes, pois a análise é feita considerando todo o ventrículo. Adicionalmente, caso a seleção seja realmente integrada ao sistema final, é desejável que a visualização das regiões seja feita seguindo o segmentação sugerida pela *American Heart Association* (AHA) (ALBANESI; MANES, 1998) que divide o coração em 17 regiões.

Finalmente, quando os resultados são reportados, a visualização dos objetos 3D mais similares também é algo dispensável, segundo os participantes. Entretanto, as informações sobre volume, massa e distribuição dos tipos por Cardiomiopatia dado gênero e idade foi considerada uma *feature* essencial.

Dessa forma, apesar de diversas melhorias terem sido apontadas em geral, o sistema foi bem recebido pelos médicos especialistas que perceberam o valor agregado

de tal abordagem para sua rotina médica.

8.3 Análise do estudo de caso

Os resultados mostraram relações interessantes entre as estruturas dos ventrículos e a abordagem proposta SBRF. O endocárdio, obteve melhor desempenho na identificação da anomalia de CMD, já que essa anomalia provoca justamente a dilatação dessa estrutura. Para casos sem anomalia, uma análise detalhada dos erros apontou que muitos casos, apesar de pertencerem a quadro clínicos diferentes, possuíam o mesmo tamanho de endocárdio. Dessa forma, como os descritores somente possuíam a informação do endocárdio muitos falsos positivos foram reportados.

A estrutura do epicárdio apresentou o pior resultado em todas as técnicas. O problema reportado acima foi intensificado à medida que as deformações causadas pelas doenças de CMD e CMH foram consideradas similares, já que ambas podem causar a dilatação do ventrículo (a CMD devido ao endocárdio e a CMH devido ao espessamento da parede ventricular). Somente com a informação do epicárdio não foi possível identificar qual era o motivo da dilatação, sendo que a média de precisão foi de 37%.

Utilizando a informação da parede ventricular, foi possível aumentar a média de precisão, alcançando 63% para a recuperação de casos CMD. Esses casos geram paredes ventriculares mais finas e com isso foi possível efetuar sua correta identificação e recuperação. Entretanto, 63% de precisão é um valor abaixo do esperado e reportado por outros autores que utilizaram SPHARMs como descritores. Notou-se que, independentemente da estrutura, alguns erros sempre se repetiam e estavam vinculados ao gênero e idade dos casos, majoritariamente entre idosos. Dessa forma, ao estratificar o conjunto do experimento em 8 grupos com diferentes faixas etárias e gênero, a média de precisão aumentou até 41%, alcançando para casos de pacientes sem anomalia (que até então era a situação com menor desempenho) uma média de precisão de 91%.

Em relação à busca regionalizada, escolheu-se o problema de ICC, pois é uma doença que efetivamente provoca deformações em partes específicas do ventrículo. Assim, as técnicas foram novamente testadas considerando: 1) a metade de baixo do ventrículo esquerdo e 2) a parede ventricular. Os resultados desse teste também foram positivos, alcançando média de precisão de 91% para a recuperação de casos

com ICC usando coeficientes SPHARMs e valor residual.

Por fim, em relação à interface desenvolvida, a percepção dos especialistas médicos foi também positiva, isso pode ser comprovado em relação ao desejo expressado de se obter um sistema funcional para ser utilizado no dia-a-dia.

8.4 Limitações e contribuições da abordagem proposta e trabalhos futuros

Após a análise dos resultados foram identificadas as contribuições e limitações da abordagem proposta. Sendo que, por ser um trabalho multidisciplinar, as contribuições transpassam diversas áreas. Similarmente, as limitações encontradas durante o desenvolvimento geraram em contrapartida potenciais linhas futuras de investigação, que também transpassam diversas áreas de conhecimento, as quais são listadas a seguir:

- impacto do valor residual para casos de CMH utilizando a estrutura do epicárdio: notou-se que o único cenário em que o valor residual não obteve o melhor desempenho foi para o caso de identificação da anomalia de CMH usando o epicárdio. Apesar dessa estrutura ventricular possuir várias limitações, como apontado no Capítulo 7, foi feita uma análise sobre o comportamento do valor residual nesse caso. Observou-se que houve para todos os quadros clínicos valores residuais próximos. Ao utilizar o valor máximo de coeficiente nas arestas intermediárias é esperado que as diferenças sejam ressaltadas. Para essa situação, os coeficientes de SPHARMs eram parecidos em diferentes quadros clínicos, porém o valor residual realçou algumas diferenças entre coeficientes e recuperou erroneamente mais casos do que a abordagem por octantes. Uma forma de mitigar esse problema é investigar o impacto de diferentes medidas para a definição das capacidade nas arestas intermediárias em cada estrutura ventricular;
- problemas durante a etapa de segmentação: como mencionado no Capítulo 6, foi utilizado o *software* Medviso para anonimizar, segmentar e reconstruir os objetos 3D, entretanto notou-se que para casos de CMD e CMH o algoritmo de segmentação automática da ferramenta não era muito preciso. Como apresenta a Figura 59, é possível verificar que o algoritmo tem uma “tolerância” para encontrar as bordas e no caso da CMD na qual a região do endocárdio é maior

do que o normal e no caso do CMH que a parede ventricular é mais espessa, o algoritmo de segmentação finaliza o processo sem ter finalizado corretamente a imagem. Dessa forma, algoritmos de segmentação focados nessa problemática são bem-vindos e podem ser futuramente incorporados a essa ferramenta.

Figura 59: Exemplo de segmentação incorreta de um caso de CMH.

Fonte: Autor

- tempo para construção dos grafos: para a execução do algoritmo de Ford-Fulkerson é necessário que sejam criadas matrizes para serem processadas por essa técnica. Entretanto a geração dessas matrizes consome muito tempo de processamento diretamente proporcional à quantidade de casos comparados e ao número de vértices dos objetos 3D. Dessa forma, a investigação de algoritmos otimizados para a criação dessas matrizes e/ou adaptação do algoritmo de Ford-Fulkerson para receber uma estrutura mais simples e evitar esse passo, também são desejados;
- número limitado de usuários: a avaliação do sistema CorePyx foi realizada com apenas quatro usuários. Dessa forma, em trabalhos futuros é esperado que um número maior de usuários possa testar o sistema e assim, favorecer a implementação de *features* mais relevantes para os médicos especialistas.

Adicionalmente, novas oportunidades foram identificadas a partir dos resultados

encontrados, sendo possível destacar os seguintes tópicos:

- descritores baseados em grafos: no presente estudo, os coeficientes de SPHARMs foram utilizados como principal fonte de informação dos objetos 3D, porém uma possibilidade considerando apenas grafos é possível, ao considerar cada ponto do objeto 3D como sendo um vértice do grafo. Dessa forma, várias possibilidades de busca e comparação podem ser utilizadas para recuperação desses objetos 3D;
- novas medidas de similaridade: o método escolhido para comparar os coeficientes de SPHARMs por meio de grafos foi a técnica de Ford-Fulkerson. Entretanto, a literatura apresenta diversas técnicas que podem ser utilizadas e testadas. Dessa forma, ao indexar em grafos bipartidos os coeficientes de SPHARMs, novas oportunidades nesse sentido são encontradas;
- medidas de similaridade: os coeficientes de SPHARMs podem ser utilizados como entrada de técnicas de aprendizado *Deep Learning* e *Machine Learning*. Tais técnicas têm sido utilizadas com frequência em problemas de classificação de imagens médicas. Esse tipo de oportunidade exige uma etapa de investigação adicional para tornar, por exemplo, os coeficientes harmônicos em *machine readable*. Adicionalmente outras distâncias podem ser utilizadas como a distância geodésica, uma vez que foram utilizados objetos 3D no domínio esférico;
- melhorias na interface: como ressaltado pelos médicos especialistas no teste piloto realizado, algumas melhorias podem ser feitas na interface para que a mesma seja utilizada dentro da rotina médica. Essas melhorias são principalmente relacionadas a visualização e manipulação de objetos 3D, que necessitam ser mais intuitivas para pessoas que não costumam manipular esse tipo de dado com frequência. Adicionalmente, se faz relevante pesquisas mais aprofundadas nesse campo de usabilidade. Nota-se uma grande demanda por interfaces otimizadas, porém tal realização exige um levantamento de requisitos adequado com os especialistas médicos, agentes de construção dessas interfaces em conjunto com o profissional de computação. Por fim, este trabalho buscou o entendimento do uso de objetos 3D na rotina médica, porém é relevante investigações comparativas para verificar vantagens e desvantagens de sistemas de auxílio ao diagnóstico com imagens médicas 2D;
- métricas de avaliação: a presente pesquisa focou sua análise em métricas amplamente utilizadas dentro da área de recuperação por conteúdo. No entanto,

outras métricas estatísticas utilizadas no domínio médico podem ser consideradas para uma análise aprofundada do resultado como o p-value e t-student. Adicionalmente, outras métricas como F-measure e top3 podem ser incorporadas à análise de Precisão vs. Revocação para avaliar a corretude das recuperações sob diferentes perspectivas (TORRES; FALCÃO, 2006);

- simplificação de *pipeline* por meio de fatias 2D: é possível estudar a eliminação da etapa de reconstrução e considerar o conjunto de pontos extraídos das fatias 2D dos exames de RMC.

Computacionalmente, há contribuições na área de novos descritores para sistemas CBIR 3D: os coeficientes de SPHARMs indexados por octantes ou grafos bipartidos podem ser adaptados para serem usados como descritores locais. Essa característica dentro do contexto de recuperação de objetos 3D traz muitas vantagens já que a quantidade de informação a ser processada diminui consideravelmente e permite que se faça a comparação de objetos 3D com quantidade de vértices diferentes. No cenário atual, a indexação da informação é feita por vetores de características tradicionais, que como foi discutido, possui alguns limitantes. Por fim, transformar o cálculo de similaridade entre objetos 3D em um problema que pode ser resolvido por meio de uma rede fluxo se mostrou eficiente e ao mesmo tempo favorece a utilização de grafos em sistemas de CBIR 3D, algo já pontuado por diversos autores como sendo uma das principais tendências futuras dessa área de conhecimento.

Em relação ao contexto médico, a principal contribuição foi fornecer efetivamente uma ferramenta que possa auxiliar ao diagnóstico de Cardiomiopatias. Como reportado por especialistas médicos, há dois problemas comuns na rotina médica: 1) casos em que por meio dos *fatias* não é possível identificar qual a patologia, devido à estrutura similar do ventrículo; 2) a quantidade alta de *fatias* que são analisados diariamente e podem levar à fadiga do médico especialista. Para o primeiro ponto, foi alcançada uma média de precisão maior que 90% em um conjunto limitado de casos que estavam distribuídos de forma heterogênea entre diferentes faixas etárias e gêneros. Dessa forma é possível inferir que se mais casos forem fornecidos e houver uma distribuição mais uniforme, melhores resultados podem ser encontrados. Para o segundo ponto, os usuários que avaliaram o sistema CorePyx, ressaltaram que utilizar um sistema que segmente, reconstrua e forneça alguns casos similares para composição dos diagnósticos, pode efetivamente diminuir sua carga de trabalho.

Deve-se ressaltar que abordagem proposta é flexível e pode ser reutilizada para

diferentes objetos 3D, sendo eles médicos ou não, bastando que a característica a ser analisada e comparada seja relacionada à forma dos objetos 3D. Exposto isso, é possível expandir a estratégia utilizada neste estudo para problemas relacionados, por exemplo, a recuperação de aneurismas cerebrais, tumores e detecção de anomalias arteriais.

8.5 Considerações finais do capítulo

No presente capítulo foram discutidos os resultados encontrados no Capítulo 7. Como visto, a combinação de SPHARMs com valor residual na análise da parede ventricular obteve o melhor desempenho. Ao analisar diferentes faixas etárias e gêneros, observou-se uma média de precisão maior que 90%. Com esse resultado, é possível confirmar a hipótese formulada para este trabalho, no qual enunciou ser possível estabelecer um conjunto de métodos computacionais para a recuperação de objetos médicos 3D e, assim, auxiliar no processo de composição do diagnóstico de Cardiomiopatia.

Este capítulo encerra a parte de apresentação dos resultados. No capítulo final deste trabalho são relatadas as conclusões finais deste estudo, assim como os artigos gerados a partir desta pesquisa.

PARTE IV

CONSIDERAÇÕES FINAIS

9 CONCLUSÃO

O presente estudo teve por objetivo definir, implementar e validar técnicas computacionais para recuperação baseada em conteúdo de objetos médicos 3D, usando o quadro clínico de Cardiomiopatia como estudo de caso. Para alcançar este objetivo, foram desenvolvidos e adaptados descritores e medidas de similaridade que favorecessem a precisão dos resultados.

Neste contexto, foi desenvolvido o descritor baseado em SPHARMs que utiliza o alto potencial descritivo dos seus coeficientes para diferenciar formas 3D. A extração deste coeficiente foi adaptada para que recebesse informações de regiões específicas do objeto 3D analisado e, dessa forma, pudesse ser utilizado também como descritor local.

Foi observado no Mapeamento Sistemático que, apesar da predominância do uso de funções de distância como medidas de similaridade, os grafos vêm despontando como alternativa a essas funções de distância devido à sua flexibilidade e capacidade de armazenar dados de forma espacial. Além disso, a possibilidade de se utilizar algoritmos de busca e comparação otimizados para grafos permite que os resultados sejam recuperados de forma mais eficiente. Entretanto, nesse mesmo Mapeamento Sistemático não foram encontrados artigos que utilizassem grafos como medida de similaridade apesar das vantagens apontadas. Dessa forma, o presente estudo desenvolveu uma nova abordagem utilizando redes de fluxo e algoritmos de fluxo máximo, para computar a semelhança entre dois objetos médicos 3D. Nessa estratégia foi utilizado o valor residual obtido por meio do algoritmo de Ford-Fulkerson.

A abordagem proposta foi avaliada com um conjunto de testes reais, obtidos por meio da reconstrução 3D de ventrículos esquerdos a partir de exames de RMC. Foram investigados os impactos de diferentes variáveis dentro do processo de recuperação 3D para compreender qual é o melhor conjunto de parâmetros para a recuperação precisa de diferentes Cardiomiopatias. Destaca-se nesse sentido o impacto positivo da utilização da estrutura da parede ventricular para a correta diferenciação das ano-

malias de CMD e CMH e também a precisão da abordagem SBRF que diferenciou corretamente os objetos médicos 3D. Por fim, observou-se que a separação do conjunto de dados de acordo com gênero e faixa etária dos pacientes foi definitivamente um ponto de melhoria na recuperação, já que é sabido que a anatomia do corpo humano pode variar de acordo com esses dois parâmetros. Ao fim do processo, foram obtidas uma média de precisão de 91% para casos de CMD, 89% para casos CMH e 93% para casos sem anomalia.

Em relação à seleção de regiões, foi analisado o problema de ICC que acomete a parte inferior do ventrículo esquerdo. Dessa forma, foram analisados os quatro últimos octantes de cada estrutura ventricular e obtida uma média de precisão de 91%, validando a abordagem proposta e corroborando o potencial da seleção de regiões para a identificação de doenças. Sendo assim, a hipótese concebida para este estudo afirmava que era possível estabelecer um conjunto de métodos para recuperar de forma precisa objetos médicos 3D do coração, com base em seu conteúdo, foi comprovada.

Adicionalmente, uma preocupação do presente estudo era fornecer ao especialista médico um sistema de recuperação desenvolvido para avaliar sua aderência à rotina médica. Foram realizados testes de aceitação com especialistas médicos do InCor e os resultados obtidos também foram positivos indicando a factibilidade da solução.

Dado o caráter interdisciplinar da pesquisa, as contribuições para cada área disciplinar podem ser elencadas da seguinte forma:

- *Engenharia:* as contribuições na área de Engenharia de Computação tangem o desenvolvimento de um descritor local baseado em SPHARMs, e o desenvolvimento de uma nova medida de similaridade baseada em grafos que utiliza o valor residual de uma rede de fluxo como parâmetro de diferenciação de dois objetos 3D. Ambas as técnicas desenvolvidas são inéditas na literatura e auxiliam o processamento mais rápido e eficaz de estruturas 3D. Adicionalmente a seleção de regiões do objeto 3D diminui a quantidade de informação processada ao mesmo tempo que mantém o nível de precisão da busca. Por fim, a abordagem SBRF pode ser expandida para outros tipos de objetos 3D e, consequentemente ser utilizada em diferentes tipos de problemas, como discutido no Capítulo 8;
- *Medicina:* as técnicas descritas acima foram utilizadas para o auxílio do diagnóstico de Cardiomiopatias e os resultados encontrados mostram a factibilidade do uso de ferramentas computacionais para suportar a composição de diagnósticos.

Adicionalmente, alguns aspectos socioeconômicos, de diferentes setores da sociedade, podem ser explorados a partir dos resultados encontrados no presente estudo, a saber:

- *educacional*: a abordagem proposta gerou um sistema que pode ser utilizado na rotina médica para a composição de diagnósticos e também como ferramenta de ensino para auxiliar os estudantes no aprendizado de Cardiomiopatias.
- *econômico*: ao auxiliar o diagnóstico, indicando casos similares, o tempo de análise para a definição do diagnóstico pode ser diminuído e, consequentemente, o custo para obter o diagnóstico final também pode ser reduzido. Adicionalmente, há a possibilidade de incorporar esse sistema de recuperação já nas máquinas de RMC e, assim, fornecer mais detalhes de casos similares para o especialista médico de forma pró-ativa;
- *social*: essa solução se mostrou rápida e escalável, permitindo que diagnósticos sejam feitos de forma rápida e precisa. Além de diminuir o cansaço visual gerado pela análise de dezenas de *fatias*, o paciente também pode se beneficiar ao obter de forma mais rápida e com maior precisão seu diagnóstico final. Além disso, pode ser estudada a viabilidade da disponibilização *online* desse sistema, de forma que especialistas que não pertençam a um grande centro médico tenham acesso a uma base de dados comum e possam adquirir conhecimento a partir dessas informações.

As contribuições geradas pela tese em forma de artigos publicados, são elencados na Seção 9.1. Adicionalmente, há um artigo sendo elaborado com os resultados completos da tese que será submetido a um periódico internacional bem avaliado na área de Engenharias IV.

9.1 Trabalhos publicados

- BERGAMASCO, L. C. C.; NUNES, F. S. L. . Intelligent storage and retrieval in three-dimensional medical images – a Systematic Mapping. Computer Science Review. 2018. v. 1. p. 1-28.
- BERGAMASCO, L. C. C.; LIMA, K. S.; .ROCHITTE, C. E.; NUNES, F. S. L. . 3D medical objects retrieval approach using SPHARMs descriptor and graph-based

similarity measure. In Proceedings of the 33rd Conference on Graphics, Patterns and Images (SIBGRAPI 2018). 2018. v. 1. p. 1-8.

- BERGAMASCO, L. C. C.; ROCHITTE, C. E.; NUNES, F. S. L. . 3D medical objects processing and retrieval using spherical harmonics: a case study with congestive heart failure MRI exams. In Proceedings of the 33rd Annual ACM Symposium on Applied Computing (SAC '18). 2018. ACM, New York, NY, USA, p. 22-29.
- NUNES, F. L. S. ; BERGAMASCO, L. C. C. ; DELMONDES, PEDRO H. ; VALVERDE, MIGUEL A. G. ; JACKOWSKI, MARCEL P. . A novel 3D shape descriptor for automatic retrieval of anatomical structures from medical images. In: SPIE Medical Imaging, 2017, Orlando. p. 1013430.
- BERGAMASCO, L. C. C.; NUNES, F. L. S. . Three-dimensional Content-Based Cardiac Image Retrieval using global and local descriptors. In: American Medical Informatics Association (AMIA) 2015 Annual Symposium, 2015, San Francisco. Proceedings of AMIA 2015 Annual Symposium, 2015. p. 1-10.
- BERGAMASCO, L. C. C.; OLIVEIRA, R. A. P. ; DAJUDA, C. ; DELAMARO, M. E. ; NUNES, F. L. S. ; WECHSLER, H. . Content-Based Image Retrieval of 3D Cardiac Models to Aid the Diagnosis of Congestive Heart Failure by Using Spectral Clustering. In: 28th IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems - CBMS, 2015, São Carlos (SP). Proceedings of the 28th IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems - CBMS, 2015. v. 1. p. 1-4.
- DELMONDES, P. H. ; BERGAMASCO, L. C. C. ; NUNES, F. L. S. . Recuperação de modelos médicos por conteúdo usando Extrator Local de Área e Distância. Revista de Informática Teórica e Aplicada: RITA, v. 22, p. 10-30, 2015.
- BERGAMASCO, L. C. C.; CAMPO, H. B. ; NUNES, F. L. S. . Interactive visualization of tridimensional descriptors using Virtual Reality.. In: XVII Symposium on Virtual and Augmented Reality - SVR2015, 2015, São Paulo. Proceedings of the Symposium on Virtual and Augmented Reality, 2015. v. 1. p. 1-10.
- BERGAMASCO, L. C. C.; NUNES, F. L. S. . A new local feature extraction approach for Content-Based 3D Medical Model retrieval using shape descriptor. In: Symposium on Applied Computing - SAC, 2014, Gyeongju. Proceedings of 29th Symposium on Applied Computing, 2014. v. 1. p. 1-6.

REFERÊNCIAS

- ABDALLAH, A. B. et al. A new uniform parameterization and invariant 3D spherical harmonic shape descriptors for shape analysis of the heart's left ventricle – A pilot study. **Pattern Recognition Letters**, v. 31, n. 13, p. 1981–1990, 2010. ISSN 0167-8655. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167865510001960>>.
- ACM. **ACM Digital Library**. 2013. Disponível em: <<http://dl.acm.org/>>.
- AKGUL, C. B. et al. Content-based image retrieval in radiology: current status and future directions. **Journal of Digital Imaging**, Springer, v. 24, n. 2, p. 208–222, 2011.
- ALBANESI, F.; MANES, F. Cardiomiopatias. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, scielo, v. 71, p. 95 – 107, 08 1998. ISSN 0066-782X. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0066-782X1998000800002&nrm=iso>.
- AMAN, J.; YAO, J.; SUMMERS, R. M. Reducing the false positive rate of computer aided detection for CT colonography using Content Based Image Retrieval. In: **Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009. ISBI '09. IEEE International Symposium on**. New York, USA: IEEE, 2009. p. 915–918. ISSN 1945-7928.
- AMAN, J. M.; YAO, J.; SUMMERS, R. M. Content-based image retrieval on CT colonography using rotation and scale invariant features and bag-of-words model. In: **Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2010 IEEE International Symposium on**. New York, USA: IEEE, 2010. p. 1357–1360. ISSN 1945-7928.
- ANTANI, S. et al. Evaluation of shape similarity measurement methods for spine X-ray images. **Journal of Visual Communication and Image Representation**, v. 15, n. 3, p. 285–302, 2004. ISSN 1047-3203. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1047320304000367>>.
- ARFKEN, G. B.; WEBER, H. J. **Mathematical methods for physicists**. 7. ed. Boston: Elsevier, 1992. 732 p.
- ARMATO, S. G. et al. The Lung Image Database Consortium (LIDC) and Image Database Resource Initiative (IDRI): A Completed Reference Database of Lung Nodules on CT Scans. **Medical Physics**, v. 38, n. 2, p. 915–931, jan 2011. ISSN 00942405. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21452728><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC3041807><http://doi.wiley.com/10.1118/1.3528204>>.
- AYARI, R. et al. Analysis of regional deformation of the heart's left ventricle using invariant SPHARM descriptors. **IRBM**, v. 35, n. 5, p. 226–232, 2014. ISSN 1959-0318. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1959031814000773>>.

AYARI, R. et al. Analysis of regional deformation of the heart's left ventricle using invariant SPHARM descriptors. **IRBM**, Elsevier Masson, v. 35, n. 5, p. 226–232, oct 2014. ISSN 1959-0318. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1959031814000773>>.

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

BANKMAN, I. N.; MORCOVESCU, S. Handbook of Medical Imaging. Processing and Analysis. **Medical Physics**, American Association of Physicists in Medicine, v. 29, n. 1, p. 107, 2002.

BERGAMASCO, L. C.; NUNES, F. L. Applying Distance Histogram to retrieve 3D cardiac medical models. **AMIA Annu Symp Proc**, v. 2013, p. 112–121, 2013.

BERGAMASCO, L. C. C. **Recuperação de imagens cardíacas tridimensionais por conteúdo**. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo, 2013.

BERGAMASCO, L. C. C.; NUNES, F. L. S. A New Local Feature Extraction Approach for Content-based 3D Medical Model Retrieval Using Shape Descriptor. In: **Proceedings of the 29th Annual ACM Symposium on Applied Computing**. New York, NY, USA: ACM, 2014. (SAC '14), p. 902–907. ISBN 978-1-4503-2469-4. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/2554850.2554873>>.

BERGAMASCO, L. C. C.; NUNES, F. L. S. Three-dimensional Content-Based Cardiac Image Retrieval using global and local descriptors. In: AMIA. **AMIA Annual Symposium Proceedings**. Washington, USA, 2015. p. 1811–1820.

BERGAMASCO, L. C. C.; ROCHITTE, C. E.; NUNES, F. L. S. 3d medical objects processing and retrieval using spherical harmonics: A case study with congestive heart failure mri exams. In: **Proceedings of the 33rd Annual ACM Symposium on Applied Computing**. New York, NY, USA: ACM, 2018. (SAC '18), p. 22–29. ISBN 978-1-4503-5191-1. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/3167132.3167168>>.

BISCARO, H. H. et al. A New Descriptor for Retrieving 3D Objects Applied in Congestive Heart Failure Diagnosis. In: **2016 29th SIBGRAPI Conference on Graphics, Patterns and Images (SIBGRAPI)**. IEEE, 2016. p. 120–127. ISBN 978-1-5090-3568-7. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7813024/>>.

BITTENCOURT, M. I.; ROCHA, R. M.; Albanesi Filho, F. M. Cardiomiopatia hipertrófica. **Rev. bras. cardiol.(Impr.)**, v. 23, n. 1, p. 17–24, 2010.

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.

BRECHBÜHLER, C.; GERIG, G.; KÜBLER, O. Parametrization of Closed Surfaces for 3-D Shape Description. **Computer Vision and Image Understanding**, v. 61, n. 2, p. 154–170, mar 1995. ISSN 10773142.

BRETT, L. Methods of spherical harmonic analysis. **Quarterly Journal of the Royal Astronomical Society**, v. 29, p. 129, 1988.

BRODERSEN, K. H. et al. The binormal assumption on precision-recall curves. In: IEEE. **Pattern Recognition (ICPR), 2010 20th International Conference on**. New York, USA, 2010. p. 4263–4266.

CALLE-ALONSO, F. et al. Computer-aided diagnosis system: A Bayesian hybrid classification method. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 112, n. 1, p. 104–113, 2013. ISSN 0169-2607. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169260713001910>>.

CASTELLI, V.; BERGMAN, L. D. **Image databases: search and retrieval of digital imagery**. USA: John Wiley & Sons, 2004.

CHEN, J.; TIAN, J. Real-time multi-modal rigid registration based on a novel symmetric-SIFT descriptor. **Progress in Natural Science**, v. 19, n. 5, p. 643–651, 2009. ISSN 1002-0071. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1002007109000240>>.

CIOMPI, F. et al. Bag-of-Frequencies: A Descriptor of Pulmonary Nodules in Computed Tomography Images. **Medical Imaging, IEEE Transactions on**, v. 34, n. 4, p. 962–973, 2015. ISSN 0278-0062.

COCOSCO, C. A. et al. Brainweb: Online interface to a 3D MRI simulated brain database. **NeuroImage**, v. 5, p. 425, 1997.

CORMEN, T. H. et al. **Introduction to Algorithms**. 2nd. ed. New York, USA: McGraw-Hill Higher Education, 2001. ISBN 0070131511.

CORTES, C.; VAPNIK, V. Support-vector networks. **Machine learning**, Springer, v. 20, n. 3, p. 273–297, 1995.

DANKERL, P. et al. A Retrieval-Based Computer-Aided Diagnosis System for the Characterization of Liver Lesions in CT Scans. **Academic Radiology**, v. 20, n. 12, p. 1526–1534, 2013. ISSN 1076-6332. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1076633213004091>>.

DATTA, R. et al. Image retrieval: Ideas, influences, and trends of the new age. **ACM Comput. Surv.**, ACM, New York, NY, USA, v. 40, n. 2, p. 5:1—5:60, 2008. ISSN 0360-0300.

DEPEURSINGE, A. et al. Three-dimensional solid texture analysis in biomedical imaging: Review and opportunities. **Medical Image Analysis**, v. 18, n. 1, p. 176–196, 2014. ISSN 1361-8415. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1361841513001497>>.

DEPEURSINGE, A. et al. Fusing visual and clinical information for lung tissue classification in high-resolution computed tomography. **Artificial Intelligence in Medicine**, v. 50, n. 1, p. 13–21, 2010. ISSN 0933-3657. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0933365710000382>>.

DETTORI, L.; SEMLER, L. A comparison of wavelet, ridgelet, and curvelet-based texture classification algorithms in computed tomography. **Computers in Biology and Medicine**, v. 37, n. 4, p. 486–498, 2007. ISSN 0010-4825. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482506001302>>.

DIESTEL, R. **Graph theory**. Berlin, Germany: Springer Publishing Company, Incorporated, 2017.

DIMARZIO, J. F. **Quick Start Guide to JavaFX**. New York, USA: McGraw Hill Professional, 2014.

DOLL, W. J.; TORKZADEH, G. The measurement of end-user computing satisfaction: theoretical and methodological issues. **MIS quarterly**, JSTOR, p. 5–10, 1991.

DUANN, J.-R. et al. Assessment of left ventricular cardiac shape by the use of volumetric curvature analysis from 3D echocardiography. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, v. 23, n. 2, p. 89–101, 1999. ISSN 0895-6111. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0895611198000652>>.

ECLIPSE, I. D. E.; IDE, E. do. Disponível em:< <http://www.eclipse.org>>. **Acesso em**, v. 12, 2006.

ELSEVIER. **Science Direct**. 2017. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/>>.

ERICEIRA, D. R. et al. Detection of masses based on asymmetric regions of digital bilateral mammograms using spatial description with variogram and cross-variogram functions. **Computers in Biology and Medicine**, v. 43, n. 8, p. 987–999, 2013. ISSN 0010-4825. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482513001169>>.

FARAKI, M. et al. Fisher tensors for classifying human epithelial cells. **Pattern Recognition**, v. 47, n. 7, p. 2348–2359, 2014. ISSN 0031-3203. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0031320313004214>>.

FERNÁNDEZ-CARROBLES, M. M. et al. Frequential versus spatial colour textons for breast TMA classification. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, v. 42, n. 0, p. 25–37, 2015. ISSN 0895-6111. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0895611114001840>>.

GANTZ, J.; REINSEL, D. The digital universe in 2020: Big data, bigger digital shadows, and biggest growth in the far east. **IDC iView: IDC Analyze the Future**, v. 2007, p. 1–16, 2012.

GARBOCZI, E. J. et al. An electronic monograph: Modeling and measuring the structure and properties of cement-based materials. **NIST, Materials and Construction Research Division**, 2005.

GIL, A. C. Como elaborar projetos de pesquisa. **São Paulo**, v. 5, p. 61, 2002.

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.

GROEMER, H. **Geometric applications of Fourier series and spherical harmonics**. Cambridge, UK: Cambridge University Press, 1996. v. 61. ISBN 9780511530005.

GUTIERREZ-CÁCERES, J.; PORTUGAL-ZAMBRANO, C.; BELTRÁN-CASTAÑÓN, C. Computer Aided Medical Diagnosis Tool to Detect Normal/Abnormal Studies in Digital MR Brain Images. In: **2014 IEEE 27th International Symposium on Computer-Based Medical Systems**. New York, USA: IEEE, 2014. p. 501–502. ISSN 1063-7125.

HARZING, A.-W. Comparing the Google Scholar h-index with the ISI Journal Impact Factor. 2008.

HIGGINS, T. P.; KOPAL, Z. Volume integrals of the products of spherical harmonics and their application to viscous dissipation phenomena in fluids. **Astrophysics and space science**, Springer, v. 2, n. 3, p. 352–369, 1968.

HWANG, K. H.; LEE, H.; CHOI, D. Medical image retrieval: past and present. **Healthcare informatics research**, v. 18, n. 1, p. 3–9, 2012.

IEEE. **IEEE Xplore Digital Library**. 2017. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/home.jsp>>.

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

INGOLE, P. V.; KULAT, K. D. A Chain Code Based Fuzzy Features for Brain MRI Retrieval. In: **Emerging Trends in Engineering and Technology (ICETET), 2012 Fifth International Conference on**. New York, USA: IEEE, 2012. p. 185–190. ISSN 2157-0477.

ISSA, N. T.; BYERS, S. W.; DAKSHANAMURTHY, S. Big data: the next frontier for innovation in therapeutics and healthcare. **Expert review of clinical pharmacology**, Informa UK, Ltd. London, v. 7, n. 3, p. 293–298, 2014.

KAICK, O. van et al. Learning Fourier Descriptors for Computer-Aided Diagnosis of the Supraspinatus. **Academic Radiology**, v. 17, n. 8, p. 1040–1049, 2010. ISSN 1076-6332. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1076633210001868>>.

KALPATHY-CRAMER, J.; HERSH, W. Effectiveness of global features for automatic medical image classification and retrieval – The experiences of OHSU at ImageCLEFmed. **Pattern Recognition Letters**, v. 29, n. 15, p. 2032–2038, 2008. ISSN 0167-8655. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S016786550800189X>>.

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.

KENT, A. et al. Machine literature searching. operational criteria for designing information retrieval systems. **American documentation**, Wiley Online Library, v. 6, n. 2, p. 93–101, 1955.

KHELIFA, W. B. H.; Ben Abdallah, A.; GHORBEL, F. Three dimensional modeling of the left ventricle of the heart using spherical harmonic analysis. In: **Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2008. ISBI 2008. 5th IEEE International Symposium on**. New York, USA: IEEE, 2008. p. 1275–1278.

KITZMAN, D. W.; EDWARDS, W. D. Age-related changes in the anatomy of the normal human heart. **Journal of gerontology**, The Gerontological Society of America, v. 45, n. 2, p. M33–M39, 1990.

KRUPINSKI, E. A. et al. Long Radiology Workdays Reduce Detection and Accommodation Accuracy. **Journal of the American College of Radiology**, v. 7, n. 9, p. 698–704, 2010. ISSN 1546-1440. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1546144010001341>>.

KUMAR, A. et al. Graph-based retrieval of multi-modality medical images: A comparison of representations using simulated images. In: **Computer-Based Medical Systems (CBMS), 2012 25th International Symposium on**. New York, USA: IEEE Computer Society, 2012. p. 1–6. ISSN 1063-7125.

KUMAR, A. et al. Efficient PET-CT image retrieval using graphs embedded into a vector space. In: **Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE**. New York, USA: IEEE, 2014. p. 1901–1904.

KUMAR, A. et al. A graph-based approach for the retrieval of multi-modality medical images. **Medical Image Analysis**, IEEE, New York, USA, v. 18, n. 2, p. 330–342, 2014. ISSN 1361-8415. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1361841513001710>>.

KUMAR, A. et al. A Visual Analytics Approach using the Exploration of Multi-Dimensional Feature Spaces for Content-based Medical Image Retrieval. **Biomedical and Health Informatics, IEEE Journal of**, PP, n. 99, p. 1, 2014. ISSN 2168-2194.

KUMAR, V. et al. **Robins e Cotran, bases patológicas das Doenças**. 8. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

LEHMANN, T. M. et al. Automatic categorization of medical images for content-based retrieval and data mining. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, v. 29, n. 2–3, p. 143–155, 2005. ISSN 0895-6111. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0895611104001168>>.

LEHMANN, T. M. et al. Irma-content-based image retrieval in medical applications. In: CITESEER. **Medinfo**. USA, 2004. p. 842–846.

LI, S. et al. A novel material-aware feature descriptor for volumetric image registration in diffusion tensor space. In: **Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)**. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2012. (ECCV12, PART 4), p. 502–515. ISBN 9783642337642. ISSN 03029743.

LIKERT, R. A technique for the measurement of attitudes. **Archives of psychology**, 1932.

LIU, Y.-Y. et al. Automated macular pathology diagnosis in retinal OCT images using multi-scale spatial pyramid and local binary patterns in texture and shape encoding. **Medical Image Analysis**, v. 15, n. 5, p. 748–759, 2011. ISSN 1361-8415. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1361841511000922>>.

LUNG Image Database Consortium (LIDC). 2015. Disponível em: <<http://imaging.cancer.gov/programsandresources/informationssystemslidc>>.

MAJTNER, T.; SVOBODA, D. Extension of Tamura Texture Features for 3D Fluorescence Microscopy. In: **3D Imaging, Modeling, Processing, Visualization and Transmission (3DIMPVT), 2012 Second International Conference on**. New York, USA: IEEE, 2012. p. 301–307.

MAJTNER, T.; SVOBODA, D. Texture analysis using 3D Gabor features and 3D MPEG-7 Edge Histogram descriptor in fluorescence microscopy. In: **3D Imaging (IC3D), 2014 International Conference on**. New York, USA: IEEE, 2014. p. 1–7.

MANGIN, J.-F. et al. Brain morphometry using 3D moment invariants. **Medical Image Analysis**, v. 8, n. 3, p. 187–196, 2004. ISSN 1361-8415. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1361841504000210>>.

MANSUR, A. P.; ARMAGANIJAN, D.; GERALDO, J. Diretrizes de doença coronariana crônica angina estável. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, scielo, v. 83, p. 2–43, 2004. ISSN 0066-782X.

MARQUES, O.; VIEIRA, H. **Processamento de Imagens**. Rio de Janeiro: Brasport, 1999.

MARTINI, F. H.; MARTINI, F. **Fundamentals of anatomy and physiology**. New York, USA: Prentice Hall, 1992.

MISHRA, A. K.; DESOK, K.; ANDAYANA, I. Development of three dimensional binary patterns for local bone structure analysis. In: **IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine Workshops (BIBMW)**. IEEE Computer Society, 2011. p. 1006–1008. ISBN 978-1-4577-1613-3. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6112540>>.

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

MOUSTAKAS, J. et al. A Two-Level CBIR Platform with Application to Brain MRI Retrieval. In: **Multimedia and Expo, 2005. ICME 2005. IEEE International Conference on**. New York, USA: IEEE, 2005. p. 1278–1281.

MULLER, H. et al. **ImageCLEF: Experimental Evaluation in Visual Information Retrieval**. Berlin, Germany: Springer Publishing Company, Incorporated, 2012. ISBN 3642264638, 9783642264634.

MULLER, H. et al. A review of content-based image retrieval systems in medical applications—clinical benefits and future directions. **International journal of medical informatics**, Elsevier, v. 73, n. 1, p. 1–23, 2004.

MUNBODH, R. et al. 2D-3D registration for prostate radiation therapy based on a statistical model of transmission images. **Medical physics**, v. 36, n. 10, p. 4555–4568, oct 2009. ISSN 0094-2405 (Print).

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

NASCIMENTO, L. B.; PAIVA, A. C. de; SILVA, A. C. Lung Nodules Classification in CT Images Using Shannon and Simpson Diversity Indices and SVM. In: **Proceedings of the 8th International Conference on Machine Learning and Data Mining in Pattern Recognition**. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2012. (MLDM'12), p. 454–466. ISBN 978-3-642-31536-7. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-31537-436>>.

NCBI. Pubmed. In: **Pubmed**. National Center for Biotechnology Information (NCBI), U.S. National Library of Medicine, National Institutes of Health, 2017. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>>.

NIE, K. et al. Quantitative Analysis of Lesion Morphology and Texture Features for Diagnostic Prediction in Breast MRI. **Academic Radiology**, v. 15, n. 12, p. 1513–1525, 2008. ISSN 1076-6332. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1076633208003991>>.

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.

ORACLE. **Java 10 - Release Notes**. electronic, 2017. Disponível em: <<http://www.oracle.com/technetwork/java/javase/10-relnote-issues-4108729.html>>.

PEPE, A. et al. Simplified Reeb Graph As Effective Shape Descriptor for the Striatum. In: **Proceedings of the 2012 International Conference on Mesh Processing in Medical Image Analysis**. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2012. (MeshMed'12), p. 134–146. ISBN 978-3-642-33462-7. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-33463-414>>.

PETTICREW, M.; ROBERTS, H. **Systematic reviews in the social sciences: A practical guide**. New Jersey, USA: John Wiley & Sons, 2008.

POKRAJAC, D. et al. Applying spatial distribution analysis techniques to classification of 3D medical images. **Artificial Intelligence in Medicine**, v. 33, n. 3, p. 261–280, 2005. ISSN 0933-3657. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0933365704001009>>.

PRZELASKOWSKI, A. Recovery of CT stroke hypodensity – An adaptive variational approach. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, n. 0, p. –, 2015. ISSN 0895-6111. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S089561111500066X>>.

QIAN, X. et al. Optimal embedding for shape indexing in medical image databases. **Medical Image Analysis**, v. 14, n. 3, p. 243–254, 2010. ISSN 1361-8415. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1361841510000101>>.

QIN, Y.-Y. et al. Gross feature recognition of Anatomical Images based on Atlas grid (GAIA): Incorporating the local discrepancy between an atlas and a target image to capture the features of anatomic brain MRI. **NeuroImage: Clinical**, v. 3, n. 0, p. 202–211, 2013. ISSN 2213-1582. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S221315821300106X>>.

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.

QUDDUS, A.; BASIR, O. Wavelet based MR 2D slice retrieval in 3D volumes. In: **Science and Technology for Humanity (TIC-STH), 2009 IEEE Toronto International Conference**. New York, USA: IEEE, 2009. p. 545–550.

R Development Core Team. **R: A Language and Environment for Statistical Computing**. Vienna, Austria, 2008. Disponível em: <<http://www.r-project.org>>.

REENSKAUG, T.; COPLIEN, J. O. The dci architecture: A new vision of object-oriented programming. **An article starting a new blog:(14pp) http://www.artima.com/articles/dci_vision.html**, 2009.

REUTERS, T. Journal Citation Reports. 2015.

ROBINSON, G. P. et al. Medical image collection indexing: Shape-based retrieval using KD-trees. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, v. 20, n. 4, p. 209–217, 1996. ISSN 0895-6111. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0895611196000146>>.

ROUSSEUW, P. J. Silhouettes: A graphical aid to the interpretation and validation of cluster analysis. **Journal of Computational and Applied Mathematics**, Elsevier, v. 20, p. 53–65, nov 1987. ISSN 03770427.

ROY, S. et al. Three-Dimensional Spatiotemporal Features for Fast Content-Based Retrieval of Focal Liver Lesions. **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, v. 61, n. 11, p. 2768–2778, nov 2014. ISSN 0018-9294.

RUSSELL, S.; NORVIG, P.; SOUZA, V. D. de. **Inteligência artificial**. New York, USA: Elsevier, 2004.

SCHOLKOPF, B.; SMOLA, A. Support Vector Machines. In: **Encyclopedia of Biostatistics**. John Wiley & Sons, Ltd, 2005. ISBN 9780470011812. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1002/0470011815.b2a14038>>.

SERTEL, O. et al. Computer-aided prognosis of neuroblastoma on whole-slide images: Classification of stromal development. **Pattern Recognition**, v. 42, n. 6, p. 1093–1103, 2009. ISSN 0031-3203. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0031320308003439>>.

SHENTON, M. E. et al. Amygdala–hippocampal shape differences in schizophrenia: the application of 3D shape models to volumetric MR data. **Psychiatry Research: Neuroimaging**, v. 115, n. 1–2, p. 15–35, 2002. ISSN 0925-4927. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0925492702000252>>.

SHYU, C.-R. et al. Using Human Perceptual Categories for Content-Based Retrieval from a Medical Image Database. **Computer Vision and Image Understanding**, v. 88, n. 3, p. 119–151, 2002. ISSN 1077-3142. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1077314202909720>>.

SPARKS, R.; MADABHUSHI, A. Explicit shape descriptors: Novel morphologic features for histopathology classification. **Medical Image Analysis**, v. 17, n. 8, p. 997–1009, 2013. ISSN 1361-8415. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S136184151300087X>>.

STANFORD. **Stanford Medicine 2017 Health Trends Report**. California, USA, 2017. 23 p.

SUETENS, P. **Fundamentals of Medical Imaging**. 2a. ed. New York, EUA: Cambridge University Press, 2009.

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

TOMEI, S. et al. OncoPET DB: A Freely Distributed Database of Realistic Simulated Whole Body 18F-FDG PET Images for Oncology. **Nuclear Science, IEEE Transactions on**, v. 57, n. 1, p. 246–255, 2010. ISSN 0018-9499.

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.

TUFVESSON, J. et al. Validation and development of a new automatic algorithm for time-resolved segmentation of the left ventricle in magnetic resonance imaging. **BioMed research international**, Hindawi, v. 2015, 2015.

VRANIC, D. V.; SAUPE, D.; RICHTER, J. Tools for 3D-object retrieval: Karhunen-Loeve transform and spherical harmonics. In: **2001 IEEE Fourth Workshop on Multimedia Signal Processing**. New York, USA: IEEE, 2001. p. 293–298.

WACHTER, R. M. The Digital Doctor: Hope, Hype, and Harm at the Dawn of Medicine's Computer Age. **Internal Medicine**, v. 2012, p. 13, 2015.

WAITE, S. et al. Tired in the reading room: the influence of fatigue in radiology. **Journal of the American College of Radiology**, Elsevier, v. 14, n. 2, p. 191–197, 2017.

Wan Ahmad, W.; FAUZI, M. F. A. Comparison of different feature extraction techniques in content-based image retrieval for CT brain images. In: **Multimedia Signal Processing, 2008 IEEE 10th Workshop on**. New York, USA: IEEE, 2008. p. 503–508.

WANG, D. et al. Sparse Representation of Deformable 3D Organs with Spherical Harmonics and Structured Dictionary. **Journal of Biomedical Imaging**, Hindawi Publishing Corp., New York, NY, United States, v. 2011, p. 6:1—6:17, 2011. ISSN 1687-4188. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1155/2011/658930>>.

WARD, A. D. et al. 3D Shape Analysis of the Supraspinatus Muscle: A Clinical Study of the Relationship Between Shape and Pathology. **Academic Radiology**, v. 14, n. 10, p. 1229–1241, 2007. ISSN 1076-6332. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1076633207003376>>.

WELTER, P. et al. Generic integration of content-based image retrieval in computer-aided diagnosis. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 108, n. 2, p. 589–599, 2012. ISSN 0169-2607. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169260711002288>>.

WU, H. et al. Volume of interest (VOI) feature representation and retrieval of multi-dimensional dynamic positron emission tomography images. In: **Intelligent Multimedia, Video and Speech Processing, 2004. Proceedings of 2004 International Symposium on**. New York, USA: IEEE Computer Society, 2004. p. 639–642.

XU, Y. et al. Computer-aided Classification of Interstitial Lung Diseases Via MDCT: 3D Adaptive Multiple Feature Method (3D AMFM). **Academic Radiology**, v. 13, n. 8, p. 969–978, 2006. ISSN 1076-6332. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1076633206002716>>.

YANG, W. et al. Metric learning for maximizing MAP and its application to content-based medical image retrieval. In: **Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2011 IEEE International Symposium on**. New York, USA: IEEE Computer Society, 2011. p. 1901–1904. ISSN 1945-7928.

YU, F. et al. **Three-dimensional Model Analysis and Processing**. China: Springer-Verlag, 2010. (Advanced Topics in Science and Technology in China).

YUAN, K. et al. Brain CT image database building for computer-aided diagnosis using content-based image retrieval. **Information Processing & Management**, v. 47, n. 2, p. 176–185, 2011. ISSN 0306-4573. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S030645731000052X>>.

ZAUGG, H. et al. Mendeley: Creating communities of scholarly inquiry through research collaboration. **TechTrends**, Springer, v. 55, n. 1, p. 32–36, 2011.

ZHANG, H.; ZHONG, H.; FINOL, E. A. A content-based 3D shape retrieval system for Abdominal Aortic Aneurysm rupture risk prediction. In: **Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2011 IEEE International Symposium on**. New York, USA: IEEE Computer Society, 2011. p. 697–701. ISSN 1945-7928.

ZHANG, N.; GUAN, L. Graph cuts in content-based image classification and retrieval with relevance feedback. In: IP, H. H.-S. et al. (Ed.). **Advances in Multimedia Information Processing – PCM 2007**. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2007. p. 30–39. ISBN 978-3-540-77255-2.

ZHUANG, Y. et al. Efficient and robust large medical image retrieval in mobile cloud computing environment. **Information Sciences**, v. 263, n. 0, p. 60–86, 2014. ISSN 0020-0255. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002002551300738X>>.

PARTE V

APÊNDICES E ANEXOS

APÊNDICE A – TERMO DE ANUÊNCIA

Código de Rastreio: _____

1

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Prezado (a),

O(A) Senhor(a) está sendo convidado(a) a participar, como voluntário(a), em uma pesquisa acadêmica intitulada “Recuperação Regional e Interativa por Conteúdo de Modelos Médicos Tridimensionais”, que tem como objetivo principal o desenvolvimento de um sistema de auxílio ao diagnóstico para Cardiomiopatias, utilizando objetos médicos 3D do ventrículo esquerdo.

O experimento está dividido nas seguintes etapas: **Preparação** – envolvendo o fornecimento de instruções sobre a tarefa a ser realizada, riscos envolvidos e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Nesta etapa também será feita a coleta do perfil do (a) voluntário (a) e a primeira aplicação do Teste de Autoeficácia; **Treinamento** – participação do(a) voluntário(a) na execução de um treinamento, visando desenvolver as habilidades necessárias durante o experimento, consiste na em interagir com um sistema computacional de treinamento, configurado pelo pesquisador responsável. Ao final, o teste de Autoeficácia será novamente apresentado ao(a) voluntário (a). **Experimento** – Efetiva participação do(a) voluntário(a), executando a tarefa proposta que consiste em interagir com um sistema de informação visando analisar os dados médicos de um paciente e avaliar a conduta adotada; **Finalização** – Para os(as) voluntários(as) pertencentes ao chamado Grupo de Controle será pedido o registro de suas impressões, considerações, dificuldades, observações, sugestões ou mesmo comentários em um formulário de Diário. Todos os(as) voluntários(as), independentemente de seu grupo, deverão preencher pela terceira vez o Teste de Autoeficácia, sendo que para os(as) voluntários(as) que não fizeram parte do chamado Grupo de Controle, ainda será pedido que respondam ao formulário de Aceitação de Tecnologia; Por fim, no **Encerramento**, qualquer dúvida que ainda persistir poderá ser apresentada e então respondida ao(a) voluntário(a),

CONFIDENCIALIDADE

Os dados obtidos serão empregados no aprimoramento de um sistema de visualização de informações, possibilitando a visualização e interação com dados médicos coletados durante o procedimento de Anamnese, sendo publicados em tese de doutorado e artigos científicos. Toda a informação coletada neste estudo é confidencial e seu nome não será identificado em momento algum. Da mesma forma, você se compromete a não comunicar os seus resultados enquanto não terminar o estudo, assim como, manter sigilo dos documentos apresentados e que fazem parte do estudo.

RISCOS E DESCONFORTOS

A participação efetiva no teste consiste na tarefa de interagir com uma representação visual tridimensional que representará os dados médicos de um paciente, seja pela livre movimentação usando dispositivos padrões como mouse e teclado, seja pela utilização de controles oferecidos pelo próprio sistema de visualização. Cores são empregadas com intuito de favorecer a percepção do participante sobre os dados apresentados.

Alguns riscos e desconfortos ao(a) voluntário(a) podem ser: **Constrangimento pelo confronto do conhecimento** – o experimento não trata da avaliação do(a) voluntário(a); **Constrangimento por dificuldade de utilização do sistema de visualização de informações** – haverá uma fase de treinamento visando a adaptação do participante e durante todo o estudo, um pesquisador acompanhará o participante para esclarecer quaisquer dúvidas em relação à utilização do sistema, podendo realizar demonstrações para indicar o uso adequado; **Constrangimento por enfrentamento de situação inesperada** - no caso de uma situação imprevisível, como falha do sistema computacional, o experimento será interrompido imediatamente; **Constrangimento pela violação do anonimato** - os dados coletados em cada sessão de experimentos receberão uma identificação associada ao Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, para rastreabilidade da identidade do(a) voluntário(a), ressaltando os casos de interesse do(a) voluntário(a) no acesso aos dados de seus testes ou ocorrência de retirada do consentimento por parte deste(a). Para todos os demais efeitos, os dados serão tratados sem qualquer associação à identidade do(a) voluntário(a). No caso de filmagens, a identidade do(a) voluntário(a) será preservada, incluindo voz e

Rubrica:

Pesquisador

Voluntário

Código de Rastreio: _____

2

imagem; **Sentimento de obrigação de participar** – a participação na pesquisa é de caráter voluntário; **Medidas de higiene** - visando à prevenção de contágio de doenças de qualquer natureza entre os(as) voluntários(as), todo o equipamento que tiver contato direto com os mesmos, como o dispositivo tátil, será higienizado a cada bateria de testes utilizando lenços descartáveis; **Desconforto** – pela participação em diversos testes, sendo que o(a) voluntário(a) poderá solicitar um tempo para descanso, de preferência, entre os testes e durante a configuração do sistema pelo pesquisador.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Informações sobre a pesquisa ou dúvidas sobre a utilização do sistema de visualização de informações poderão ser solicitadas a qualquer momento, direto ao pesquisador responsável, que acompanhará os experimentos. A participação na pesquisa não acarretará nenhum tipo de despesa ao (à) voluntário(a). Indenização por danos comprovadamente causados pelo experimento será de incumbência do pesquisador responsável. Os endereços e telefones de contato dos pesquisadores encontram-se no final deste documento, sendo que em caso de dúvida ou qualquer comentário, favor entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da EACH-USP. Deve-se ressaltar que a participação é voluntária e que não haverá nenhuma espécie de remuneração.

Pelo presente instrumento que atende às exigências legais, Eu, _____, portador(a) da C.I.R.G. nº _____, órgão emissor _____-_____, sexo _____, nascido(a) em ____/____/_____, telefone (____) _____, e-mail _____, profissão _____, declaro que realizei a leitura minuciosa das informações constantes neste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, com explicações detalhadas, ficando ciente dos procedimentos aos quais serei submetido(a).

Deve-se ressaltar que o (a) voluntário(a) pode a qualquer momento retirar seu Consentimento Livre e Esclarecido, deixando de participar da pesquisa a qualquer momento sem ônus para o(a) voluntário (a) e ciente de que todas as informações prestadas tornar-se-ão confidenciais e guardadas por força de sigilo profissional.

O pesquisador responsável compromete-se a cumprir todas as exigências contidas no item IV. 3 da Resolução do CNS/MS nº 466, de dezembro de 2.012, publicada em 13 de junho de 2.013.

Por fim, o(a) voluntário(a) declara que, após convenientemente esclarecido(a) pelo pesquisador e ter entendido o que foi explicado, aceita participar da pesquisa **“Visualização de Informação com interação multimodal aplicada ao problema do acesso e integração de dados médicos”**, firmando o termo em duas vias (uma via para o(a) voluntário(a) e outra para o pesquisador responsável), que serão rubricadas em todas as suas páginas e assinadas ao seu término.

Local: _____ Data: ____/____/____

Assinatura do pesquisador

Assinatura do(a) voluntário(a)

Pesquisador responsável: Leila Cristina Carneiro Bergamasco (leila.cristina@usp.br)

Orientadora: Profa. Dra. Fátima de Lourdes dos Santos Nunes Marques

Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos – Escola de Artes, Ciências e Humanidades - Universidade de São Paulo: Avenida Arlindo Bétió, 1000 – CEP: 05508-000 – São Paulo – SP - Telefone: (11) 3091-1046 – e-mail: cep-each@usp.br – website: <http://each.uspnet.usp.br/site/etica-comissao.php>

APÊNDICE B – FORMULÁRIOS PARA AVALIAÇÃO DA INTERFACE

Código de Rastreio: _____

Roteiro da Tarefa

1. Selecionar o objeto 3D **ventrículo.stl** localizado na "Área de trabalho".
2. Rotacione o objeto 3D;
3. Dê zoom ao objeto 3D;
4. Selecione pelo menos 3 regiões do ventrículo
5. Selecione o descritor "Spherical Harmonics"
6. Selecione a função de similaridade "Ford-Fulkerson"
7. Verifique se foram retornados 3 resultados.
8. Verifique informações adicionais do caso #2
9. Modifique a Navegação para o modo "Semi-automático"

Código de Rastreio: _____

F1 – Caracterização de Perfil

1. Escolaridade

	Graduação	Residência ou Especialização	Mestrado	Doutorado
Concluída				
Incompleta				

2. Área: _____

3. Tempo de exercício da profissão (De 1 a 2 / De 2 a 4 / 5 ou mais anos): _____ anos

4. Em relação à frase: "Eu gosto de usar tecnologia no meu dia-a-dia". Você concorda com a frase?

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

5. Em relação à frase: "Eu domino as ferramentas que utilizo no meu dia-a-dia". Você concorda com a frase?!

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

6. Em relação a sua vida profissional, você concorda com a seguinte frase: "Eu uso os sistemas e ferramentas porque é necessário, mas não me sinto à vontade em operá-los".

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

7. Em relação a sua vida profissional, você concordaria com a seguinte frase: "Eu gostaria de ter ferramentas que auxiliassem na investigação de problemas cardíacos, fornecendo exames similares para que eu possa fundamentar meu diagnóstico. "

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

8. Em relação a sua vida profissional, você concordaria com a seguinte frase: "Eu trabalho com sistemas de auxílio ao diagnóstico. "

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

9. Em relação a sua vida profissional, você concordaria com a seguinte frase: "Eu conheço o conceito sistemas de auxílio ao diagnóstico. "

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

Código de Rastreio: _____

F2 - Auto eficácia – Antes da tarefa

SF1 – Eu creio ser capaz de, a partir de um exame de RMC, fornecer um diagnóstico para o paciente

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

SF2 – Eu acredito que um sistema de auxílio ao diagnóstico pode me apoiar a estabelecer o diagnóstico do paciente, a partir das informações apresentadas.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

SF3 – Eu acredito que selecionar regiões do ventrículo é algo desejável em um sistema de auxílio ao diagnóstico.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

SF4 – Eu acredito que poder manipular o objeto 3D me auxilia no diagnóstico.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

SF5 – A partir das informações apresentadas por um sistema de auxílio ao diagnóstico, eu percebi que posso fornecer o diagnóstico mais rápido.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

SF6 – A partir das informações apresentadas por um sistema de auxílio ao diagnóstico, eu posso reduzir a quantidade de exames que precisam ser analisados para eu compor o diagnóstico

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

F3 - Auto eficácia – Depois da tarefa

SF1 – Eu creio ser capaz de, a partir de um exame de RMC, fornecer um diagnóstico para o paciente

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

SF2 – Eu acredito que um sistema de auxílio ao diagnóstico pode me apoiar a estabelecer o diagnóstico do paciente, a partir das informações apresentadas.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

SF3 – Eu acredito que selecionar regiões do ventrículo é algo desejável em um sistema de auxílio ao diagnóstico.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

SF4 – Eu acredito que poder manipular o objeto 3D me auxilia no diagnóstico.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

Código de Rastreo: _____

SF5 – A partir das informações apresentadas por um sistema de auxílio ao diagnóstico, eu percebi que posso fornecer o diagnóstico mais rápido.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

SF6 – A partir das informações apresentadas por um sistema de auxílio ao diagnóstico, eu posso reduzir a quantidade de exames que precisam ser analisados para eu compor o laudo

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

F3 – Formulário de Aceitação de Tecnologia (Questões)

A. Facilidade de uso percebida

a. Aprender a usar o sistema é fácil

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

b. Interagir com o sistema não requer muito esforço mental.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

c. É fácil de lembrar como realizar as atividades no sistema.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

d. Eu considero fácil usar o sistema.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

e. A interação é intuitiva.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

B. Atitude em relação

a. Em minha opinião é mais fácil observar os dados de um paciente através do sistema do que procurar manualmente casos similares para comparar.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

b. Os comandos para interação com o sistema de visualização foram fáceis de serem lembrados.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

C. Desejo de um futuro

a. Assumindo que eu tenha acesso ao sistema, eu pretendo usá-lo na minha rotina.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

b. Gostaria de poder visualizar mais casos similares.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

c. Gostaria de poder receber previamente os casos mais parecidos de um exame a ser analisado.

Código de Rastreio: _____

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

d. Gostaria de poder pesquisar características comuns dentro do grupo de pacientes.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

D. Unidade percebida

a. Eu acredito que o uso de sistemas de recuperação de casos médicos similares pode contribuir para o melhor aproveitado dos dados médicos coletados em outros exames.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

b. Acredito que analisar casos similares pode tornar o meu diagnóstico mais preciso.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

c. Acredito que analisar casos similares pode tornar o meu diagnóstico mais rápido.

Discordo Totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente

Diário

APÊNDICE C – PARECER COSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA

USP - ESCOLA DE ARTES,
CIÊNCIAS E HUMANIDADES
DA UNIVERSIDADE DE SÃO

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Recuperação Regional e Interativa por Conteúdo de Modelos Médicos Tridimensionais

Pesquisador: Leila Cristina Carneiro Bergamasco

Área Temática: Genética Humana:

(Haverá alterações da estrutura genética de células humanas para utilização in vivo;);

Versão: 2

CAAE: 89613818.7.0000.5390

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE DE SAO PAULO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.800.046

Apresentação do Projeto:

A abordagem escolhida para o estudo baseia-se na Grounded Theory, sendo a população composta pelos médicos residentes pertencentes a instituição coparticipante (Instituto do Coração - InCor), a seleção da amostra de voluntários a participar do estudo será feita por convite, sendo informado no momento da realização do teste se estes participarão do Grupo de Controle ou não. O experimento envolve a interação do voluntário com um sistema de auxílio ao diagnóstico com a intenção de cumprir uma tarefa previamente estabelecida e apresentada a ele. Ao voluntário será ministrado um treinamento, para que o mesmo possa se familiarizar com os controles utilizados no sistema de auxílio ao diagnóstico e posteriormente a execução da tarefa no referido sistema. Toda a execução do experimento será acompanhada pelo pesquisador responsável que ficará a cargo de orientar e sanar eventuais dúvidas que venham a surgir, coletando dados nos momentos estabelecidos por meio de formulários e observações.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

- Definir, implementar e validar técnicas para compor um sistema de auxílio ao diagnóstico na área médica, especificamente na área de Cardiologia com ênfase na anomalia de Cardiomiopatia.

Objetivos Secundários:

Endereço: Av. Arlindo Bettio, nº 1000

Bairro: Ermelino Matarazzo

UF: SP

Município: SAO PAULO

CEP: 03.828-000

Telefone: (11)3091-1046

E-mail: cep-each@usp.br

USP - ESCOLA DE ARTES,
CIÊNCIAS E HUMANIDADES
DA UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 2.800.046

- Mapear os problemas relacionados a interação com o sistema de auxílio ao diagnóstico;
- Avaliar características advindas do uso de ambientes tridimensionais em conjunto com técnicas de recuperação por conteúdo elegíveis ao problema selecionado, visando contribuir na melhoria do uso secundário de dados médicos, bem como, estabelecer uma abordagem que posteriormente possa vir a ser aplicada a um grupo de problemas que apresentem características semelhantes;
- Demonstrar a viabilidade da solução proposta através de um protótipo para sistema de auxílio ao diagnóstico;
- Validar e avaliar os resultados obtidos com intuito de mensurar possíveis melhorias junto a prática médica.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

- Os riscos especificados são:

- 1 - Constrangimento pelo confronto do conhecimento — o experimento não trata da avaliação do participante;
- 2 - Constrangimento por dificuldade de utilização do sistema de auxílio ao diagnóstico — haverá uma fase de treinamento visando a adaptação do participante e durante todo o estudo, um pesquisador acompanhará o participante para esclarecer quaisquer dúvidas em relação à utilização do sistema, podendo realizar demonstrações para indicar o uso adequado;
- 3 - Constrangimento por enfrentamento de situação inesperada - no caso de uma situação imprevisível, como falha do sistema computacional, o experimento será interrompido imediatamente;
- 4 - Constrangimento pela violação do anonimato - os dados coletados em cada sessão de experimentos receberão uma identificação associada ao Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, para rastreabilidade da entidade do participante, ressaltando os casos de interesse do participante no acesso aos testes ou ocorrência de retirada do consentimento por parte deste(a). Para os demais efeitos, os dados serão tratados sem qualquer associação à entidade do participante. No caso de filmagens, a identidade do participante será preservada, incluindo voz e imagem;
- 5- Sentimento de obrigação de participar — a participação na pesquisa é de caráter voluntário;
- 6 - Medidas de higiene - visando à prevenção de contágio de doenças de qualquer natureza entre os(as) voluntários(as), todo o equipamento que tiver contato direto com os mesmos, como o dispositivo tátil, será higienizado a cada bateria de testes utilizando lenços descartáveis;

Endereço: Av. Arlindo Bettio, nº 1000

Bairro: Ermelino Matarazzo

CEP: 03.828-000

UF: SP **Município:** SÃO PAULO

Telefone: (11)3091-1046

E-mail: cep-each@usp.br

USP - ESCOLA DE ARTES,
CIÊNCIAS E HUMANIDADES
DA UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 2.800.046

7 - Desconforto — pela participação em diversos testes, sendo que o(a) voluntário(a) poderá solicitar um tempo para descanso, de preferência, entre os testes e durante a configuração do sistema pelo pesquisador.

Benefícios:

- Possibilitar o desenvolvimento de sistemas de auxílio ao diagnóstico de Cardiomiopatias, favorecendo o diagnóstico mais rápido e preciso.
- Viabilizar a melhoria da qualidade de vida do médico, possibilitando a redução de análise de imagens de exames analisadas individualmente.
- Possibilitar melhorias na forma de navegação entre o sistema de auxílio ao diagnóstico de Cardiomiopatias e o usuário final valendo-se de recursos tridimensionais, além de aumentar as possibilidades de cooperação com instituições da área médica.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa de interesse para a área computacional e médica, que possibilita uma forte interação inter/multidisciplinar. Bem desenhada, possibilita a melhoria da qualidade da assistência à saúde. Passível de alcance para os objetivos propostos frente a metodologia apresentada e viável sob o aspecto ético.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os termos obrigatórios foram apresentados.

Recomendações:

A folha de rosto deve ser assinada pelo dirigente POLI-USP.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto aprovado após exclusão da área temática e inserção de nova folha de rosto.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1130470.pdf	30/07/2018 20:21:46		Aceito
Parecer Anterior	PBPARECER_CONSUBSTANCIADOC EP2708961.pdf	21/06/2018 16:45:13	Leila Cristina Carneiro Bergamasco	Aceito
Declaração do Patrocinador	TermodeAnuencia.doc	21/06/2018 16:43:59	Leila Cristina Carneiro Bergamasco	Aceito

Endereço: Av. Arlindo Bettio, nº 1000

Bairro: Ermelino Matarazzo

CEP: 03.828-000

UF: SP **Município:** SAO PAULO

Telefone: (11)3091-1046

E-mail: cep-each@usp.br

USP - ESCOLA DE ARTES,
CIÊNCIAS E HUMANIDADES
DA UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 2.800.046

Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PlanodePesquisa.doc	21/06/2018 16:42:07	Leila Cristina Carneiro Bergamasco	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.doc	21/06/2018 16:41:25	Leila Cristina Carneiro Bergamasco	Aceito
Outros	CARTAProtocolo.doc	07/05/2018 19:00:50	Leila Cristina Carneiro Bergamasco	Aceito
Folha de Rosto	FolhaRostoDigital.pdf	07/05/2018 18:58:53	Leila Cristina Carneiro Bergamasco	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Termo_Compromisso.doc	07/05/2018 18:31:23	Leila Cristina Carneiro Bergamasco	Aceito

Situação do Parecer:

Pendente

Necessita Apreciação da CONEP:

Sim

SAO PAULO, 03 de Agosto de 2018

Assinado por:
Rosa Yuka Sato Chubaci
(Coordenador)

Endereço: Av. Arlindo Bettio, nº 1000

Bairro: Ermelino Matarazzo

CEP: 03.828-000

UF: SP **Município:** SAO PAULO

Telefone: (11)3091-1046

E-mail: cep-each@usp.br