

UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
INSTITUTO DE INFORMÁTICA

PAULO FREIRE SOBRINHO

**Utilização do Active Shape Model para
Análise de Imagens Médicas:
Localização do Pulmão de Crianças em
Radiografias para Auxiliar no
Diagnóstico de Pneumonia**

Goiânia
2017

TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR AS TESES E DISSERTAÇÕES ELETRÔNICAS NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a Lei nº 9610/98, o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou *download*, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

1 **1. Identificação do material bibliográfico:** **Dissertação** **Tese**

1 **2. Identificação da Tese ou Dissertação**

2

Nome completo do autor: **Paulo Freire Sobrinho**

Título do trabalho: **Utilização do Active Shape Model para Análise de Imagens Médicas:
Localização do Pulmão de Crianças em Radiografias para Auxiliar no
Diagnóstico de Pneumonia**

3. Informações de acesso ao documento:

Concorda com a liberação total do documento **SIM** **NÃO¹**

Havendo concordância com a disponibilização eletrônica, torna-se imprescindível o envio do(s) arquivo(s) em formato digital PDF da tese ou dissertação.



Assinatura do (a) autor (a)

Data: 02 / 03 / 2017

¹ Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. A extensão deste prazo suscita justificativa junto à coordenação do curso. Os dados do documento não serão disponibilizados durante o período de embargo.

PAULO FREIRE SOBRINHO

**Utilização do Active Shape Model para
Análise de Imagens Médicas:
Localização do Pulmão de Crianças em
Radiografias para Auxiliar no
Diagnóstico de Pneumonia**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação do Instituto de Informática da Universidade Federal de Goiás, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciência da Computação.

Área de concentração: Ciência da Computação.

Orientador: Prof. Dr. Leandro Luís Galdino de Oliveira

Goiânia
2017

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

Freire Sobrinho, Paulo

Utilização do Active Shape Model para Análise de Imagens Médicas: Localização do Pulmão de Crianças em Radiografias para Auxiliar no Diagnóstico de Pneumonia [manuscrito] / Paulo Freire Sobrinho. - 2017.
292 f.

Orientador: Prof. Dr. Leandro Luís Galdino de Oliveira.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Goiás, Instituto de Informática (INF), Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação, Goiânia, 2017.

Bibliografia. Apêndice.

Inclui siglas, fotografias, símbolos, gráfico, tabelas, algoritmos, lista de figuras, lista de tabelas.

1. Active Shape Model. 2. Active Appearance Model. 3. Segmentação. I. Luís Galdino de Oliveira, Leandro, orient. II. Título.

CDU 004



ATA Nº 05/2017

**ATA DA SESSÃO DE JULGAMENTO DA DISSERTAÇÃO
DE MESTRADO DE PAULO FREIRE SOBRINHO**

Aos treze dias do mês de abril de dois mil e dezessete, às treze horas e trinta minutos, na sala 253 do Instituto de Informática da Universidade Federal de Goiás, Campus Samambaia, reuniu-se a banca examinadora designada na forma regimental pela Coordenação do Curso para julgar a dissertação de mestrado intitulada **“Utilização do Active Shape Model para Análise de Imagens Médicas: Localização do Pulmão de Crianças em Radiografias para Auxiliar no Diagnóstico de Pneumonia”**, apresentada pelo aluno Paulo Freire Sobrinho como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Ciência da Computação, área de concentração Ciência da Computação. A banca examinadora foi presidida pelo orientador do trabalho de dissertação, Professor Doutor Leandro Luís Galdino de Oliveira (INF/UFG), tendo como membros os Professores Doutores Adriano César Santana (EMC/UFG) e Edmundo Sérgio Spoto (INF/UFG). O prof. Edmundo Sérgio Spoto participou à distância por videoconferência. Aberta a sessão, o candidato expôs seu trabalho. Em seguida, o aluno foi arguido pelos membros da banca e:

() tendo demonstrado suficiência de conhecimento e capacidade de sistematização do tema de sua dissertação, a banca concluiu pela **aprovação** do candidato, sem restrições.

() tendo demonstrado suficiência de conhecimento e capacidade de sistematização do tema de sua dissertação, a banca concluiu pela **aprovação** do candidato, condicionado a satisfazer as exigências listadas na Folha de Modificação de Dissertação de Mestrado anexa à presente ata, no prazo máximo de 60 dias, a contar da presente data, ficando o professor-orientador responsável por atestar o cumprimento dessas exigências.

() não tendo demonstrado suficiência de conhecimento e capacidade de sistematização do tema de sua dissertação, a banca concluiu pela **reprovação** do candidato.

Os trabalhos foram encerrados às 17 horas. Nos termos do Regulamento Geral dos Cursos de Pós-Graduação desta Universidade, lavrou-se a presente ata que, lida e julgada conforme, segue assinada pelos membros da banca examinadora.

Prof. Dr. Leandro Luís Galdino de Oliveira _____

Prof. Dr. Adriano César Santana _____

Prof. Dr. Edmundo Sérgio Spoto _____

Todos os direitos reservados. É proibida a reprodução total ou parcial do trabalho sem autorização da universidade, do autor e do orientador.

Paulo Freire Sobrinho

Bacharel em Ciência da Computação pela Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul (UEMS). Participou de Estágio de Complementação Educacional do Curso de Ciência da Computação na UEMS, por meio do Instituto Euvaldo Lodi, através do Núcleo Regional de Mato Grosso do Sul. No projeto final de curso desenvolveu circuitos de comunicação para rede sem fio, através de raios laser e infravermelho fazendo uma análise comparativa entre as duas tecnologias. Membro integrante, em projetos de extensão na Universidade Federal da Grande Dourados (UFGD) e participante de grupo de pesquisa na Universidade Federal de Campina Grande (UFCG). No Mestrado, aprofundou seus estudos em imagens médicas de crianças com ausência ou não de pneumonia, com aplicação computacional para a segmentação dos pulmões em radiografias obtidas de distintos aparelhos de raios-X. Atualmente é Técnico em Tecnologia da Informação na Coordenadoria de Desenvolvimento de Tecnologia da Informação (COIN/UFGD).

*Dedico este trabalho à minha mãe Maria Evany Freire Sobrinho,
ao meus irmãos Kristiano, Marcos, à minha irmã Pollyanna,
ao meu sobrinho Iam Vítor e às minhas sobrinhas Vitória e Isabella.*

Agradecimentos

Meus sinceros agradecimentos a todos, que, direta ou indiretamente, contribuíram para a conclusão deste trabalho. Especialmente, a minha mãe, pelo amor e cuidados incondicionais. Agradeço a minha família como um todo, pelo amor, paciência e apoio, não apenas nessa fase, mas em todos os momentos da minha vida. Agradeço a Soraia Santos da Silva, por se fazer presente com seu carinho, atenção e companheirismo nos mais diversos momentos. A Cintia Palharini Garcia, Sérgio Antonio Garcia, dona Clementina Palharini Garcia, senhor Antonio Garcia e todos de vossa família, que me recebeu com hospitalidade e apoio, que foram fundamentais na realização das minhas tarefas durante as inúmeras viagens, entre Dourados-MS e Goiânia-GO. E a todos os meus amigos e amigas de Dourados-MS e Goiânia-GO, que me ajudaram na compreensão das inúmeras dúvidas conceituais e compreenderam a minha ausência devido a dedicação aos estudos.

Agradeço imensamente, ao meu orientador Leandro Luís Galdino de Oliveira, por sua paciência, confiança, sabedoria e principalmente por acreditar em mim para que tornasse possível a concretização da presente dissertação.

Ao professor Fabrizzio Alphonsus Alves de Melo Nunes Soares, os demais amigos e membros do Pixellab (Tiago, Rafael, Cristiane, Alysson e Cleiton) que contribuam em muito para o melhoramento da qualidade desta dissertação assim, através de inúmeras sugestões. Também ao Mateus Machado Luna que compartilhou o seu aprendizado sobre o tema em questão referente o Active Shape Model.

Agradeço as técnicas administrativas Mariana Alves Rodrigues Santana, Mirian Castro Portilho Dias Amorim e Patrícia Galúcio Coqueiro Galvão por todos os esclarecimentos, referente as inúmeras dúvidas ocorridas no mestrado, além tudo, sobretudo pelo profissionalismo e atenção com todos os alunos do Instituto de Informática da Universidade Federal de Goiás.

Agradeço ao Analista em Tecnologia da Informação Afonso Ueslei da Fonseca que ajudou na condução e discussão dos inúmeros algoritmos e métodos que foram sendo estudados além dos utilizados durante o decorrer desta dissertação e a inclusão no grupo do Pixellab, além de todo o auxílio necessário para que fosse possível atingir os objetivos para a conclusão do mestrado.

Agradeço em muito às pessoas que conheci e fiz amizades enquanto estive

presente em Goiânia-GO, além dos muitos que contribuíram para a concretização do mestrado. Entre as dezenas de amigos e amigas, com quem tive a alegria de conviver por mais tempo, não posso esquecer de mencionar Alexandre Berndt, Áurea Valéria Pereira da Silva, Ana Clara Araújo Gomes da Silva, Alex Rabelo Ferreira, Adriano Soares de Oliveira Bailão, Heyde Francielle do Carmo França, Laís Cândido Rodrigues da Silva Lopes, Braully Rocha da Silva, Joyce Siqueira Vieira, Marcelo Barros de Azevedo, Wallisson Pereira de Sousa, Dyego de Oliveira Almeida, Jean Pierre Borges de Sousa, Márcio Dias de Lima e Nattane Luíza da Costa que estiveram presentes tanto em momentos felizes quanto nos difíceis, que não foram poucos.

Agradeço aos professores Anderson da Silva Soares, Hebert Coelho da Silva e Plínio de Sá Leitão Júnior pelas motivações, participações, auxílios e recomendações que foram importantes para a continuação e concretização desta dissertação.

Agradeço ao fisioterapeuta, Cicero Bueno Verão, por todo apoio e sugestões baseado em seus conhecimentos, os quais definiram, inicialmente, os *landmarks*, a partir do referencial da caixa torácica. Em que analisou inúmeras vezes a fase do treinamento baseado em exemplos, além de outras informações em contribuíram para obtenção de bons resultados.

Agradeço ao médico especialista em radiologia, André Luiz Pegorare, do Hospital Universitário da Universidade Federal da Grande Dourados (HU/UFGD), que concedeu toda a atenção e conhecimentos fundamentais necessários referente as radiografias, validação da região dos pulmões e pelas diversas sugestões de melhoramentos das ferramentas utilizadas para obtenção de melhores resultados.

Agradeço a Coordenadoria de Desenvolvimento de Tecnologia da Informação (COIN/UFGD), principalmente ao coordenador, Felipe José Carbone, pelas diversas sugestões e esclarecimentos perante a condução da escrita da dissertação. Ao Alex Matos da Silva pelas explicações na área Matemática. Ao Cleison Marin pelas sugestões para organização referente escrita. Ao Guilherme de Albuquerque e Rafael José Lopes Fontes pelas informações relevantes.

A persistência é o caminho do êxito.

Charles Chaplin,
Chaplin - Vida e Pensamentos, Martin Claret, 1997, p. 118.

Resumo

Freire, Paulo Sobrinho. **Utilização do Active Shape Model para Análise de Imagens Médicas: Localização do Pulmão de Crianças em Radiografias para Auxiliar no Diagnóstico de Pneumonia.** Goiânia, 2017. 292p. Dissertação de Mestrado. Instituto de Informática, Universidade Federal de Goiás.

Contextualização: As tecnologias como sistemas CAD, tornam-se ideais como segunda opinião, ou seja, para trabalhar em parceria com o médico. Por exemplo, o PneumoCAD pode ser utilizado para realização do diagnóstico de ausência ou não de pneumonia em crianças de 1 e < 5 anos de idade, através das radiografias de raios-X. **Problemática:** Entretanto, a utilização do PneumoCAD exige que uma região de interesse, referente aos pulmões, sejam determinadas manualmente. Baseado nesta exigência e dificuldade buscou-se alguma solução que não foi encontrada em nenhuma pesquisa, aplicada a radiografias, envolvendo o PneumoCAD, através do Active Shape Model, tendo como paciente crianças com idade entre 1 e < 5 anos. **Proposta:** É, então, proposto o uso do Active Shape Model, associado à técnica desenvolvida e denominada *nsAlterar* em melhora à segmentação baseada no n_s . **Materiais e Métodos:** Foram submetidas, no MATLAB, 56 amostras de radiografias do “padrão-ouro”, em 8 etapas, através de algoritmos modificados e aperfeiçoados, além de ferramentas implementadas de apoio, como: para o treinamento a partir de exemplos; assim como as medidas de similaridades para buscar investigar, de maneira quantitativa, sobre a eficiência de todos os recursos empregados para o mesmo propósito. **Resultados:** Com isto, foi obtida, após a análise dos experimentos, a taxa de acertos para o pulmão direito em 75,61% e para o esquerdo em 63,41%, em que o *nsAlterar* promoveu o melhoramento nas distribuições, mesmo as que não foram segmentadas corretamente, através de aproximações de maneira adequada. **Conclusões:** A partir do Active Shape Model associado ao *nsAlterar* e demais recursos, foi possível complementar a funcionalidade do sistema PneumoCAD, através do uso da segmentação em situações reais, contribuindo, assim, para a obtenção de maior eficiência e de melhores resultados.

Palavras-chave

Active Shape Model, Active Appearance Model e Segmentação.

Abstract

Freire, Paulo Sobrinho. **Using the Active Shape Model for Medical Image Analysis: Locating the Lung of Children on Radiographs to Assist in the Diagnosis of Pneumonia.** Goiânia, 2017. 292p. MSc. Dissertation. Instituto de Informática, Universidade Federal de Goiás.

Contextualization: Technologies like CAD systems, become ideal as a second opinion, that is, to work in partnership with the doctor. For example, PneumoCAD can be used to perform a diagnosis of absence or presence of pneumonia in children 1 to <5 years of age using X-ray radiographs. **Problems:** However, the use of PneumoCAD requires a region of interest, referring to the lungs, manually. Based on difficulty and difficulty, we sought a solution that was not found in any research, applied to radiographs, involving PneumoCAD, through the active model, having as a patient children between the ages of 1 and <5 years. **Proposal:** It is then proposed the use of the active model, associated with the technique developed and called *nsAlterar* in improvement to segmentation based on n_s . **Materials and Methods:** Fifty-six “padrão ouro” radiographs were submitted to MATLAB, in 8 steps, through modified and improved algorithms, as well as implemented support tools, such as: As well as measures of similarity to investigate quantitatively, On an efficiency of all resources employed for the same purpose. **Results:** With this question, we obtained, after an analysis of the experiments, a taxon of hits for the right of spraying 75.61% and for the left one in 63.41%, in which *nsAlterar* promoted the improvement in the distributions, even if They were not segmented correctly, through approximations properly. **Conclusions:** Based on the active model associated with *nsAlterar* and other resources, it was possible to complement a functionality of the PneumoCAD system, through the use of segmentation in reais, thus contributing to a higher efficiency and better results.

Keywords

Active Shape Model, Active Appearance Model and Segmentation.

Sumário

Lista de Figuras	16
Lista de Tabelas	24
Lista de Algoritmos	26
Lista de Siglas e Símbolos	27
1 Introdução	29
1.1 Contextualização	29
1.2 Problemática	30
1.3 Objetivos	31
1.3.1 Objetivo Geral	31
1.3.2 Objetivos Específicos	31
1.4 Justificativa	32
1.5 Contribuição	32
1.6 Organização da Dissertação	33
2 Fundamentação Teórica	34
2.1 Técnicas e Combinação de Segmentação	34
2.2 Imagem Digital e Médica	36
2.2.1 Imagem Digital Bidimensional	36
2.2.2 Imagem Médica Bidimensional	38
2.2.3 Surgimento e Utilização dos Raios-X	39
2.2.4 Utilização e Representação das Radiografias	40
2.2.5 Banco de Dados “Padrão Ouro”	42
2.3 Sistema Auxiliado por Computador	42
2.3.1 Surgimento do Sistema Auxiliado por Computador	43
2.3.2 Sistema Especialista PneumoCAD	44
2.4 Anatomia e Fisiologia dos Pulmões e em Relação à Pneumonia	45
2.4.1 Anatomia da Caixa Torácica Baseada nos Pulmões	45
2.4.2 Fisiologia dos Pulmões	48
2.4.3 Pneumonia	50
2.5 Processamento Digital de Imagens	51
2.5.1 <i>Pixel</i>	52
2.5.2 Intensidade	52
2.5.3 Gradiente	54
2.5.4 Textura	54
2.5.5 Ruídos	55

2.6	Trabalhos Relacionados	56
2.6.1	Trabalhos Analisados e Estudados	56
2.6.2	Sobre os Trabalhos	59
2.7	Considerações Finais	61
3	Tecnologias Utilizadas	62
3.1	Região de Interesse para Diagnóstico	62
3.2	Modelos de Distribuição de Pontos	63
3.2.1	Alinhamento através Análise Generalizada de Procrustes	64
3.2.2	Transformação $T(w)$	68
3.2.2.1	Escala s	68
3.2.2.2	Rotação θ	70
3.2.2.3	Translação	71
3.2.3	Convergir	72
3.3	Combinação da Análise de Componente Principal com PDM	72
3.3.1	Transposta	72
3.3.2	Média	73
3.3.3	Covariância	74
3.3.4	Autovetores e Autovalores	74
3.3.5	Análise de Componente Principal	74
3.4	<i>Landmark</i>	78
3.5	Conjunto de Treinamento	80
3.6	Modelo Estatístico de Forma	81
3.6.1	Active Shape Model	81
3.6.1.1	Matriz x	82
3.6.1.2	Vetor \bar{x} da Média Aritmética	84
3.6.1.3	Matriz dx_i do Desvio da Média	85
3.6.1.4	Matriz S de Covariância	86
3.6.1.5	Matriz de Autovetores e Vetor de Autovalores	86
3.6.1.6	Moldes definidos por t	87
3.6.1.7	Parâmetros b	89
3.6.1.8	Parâmetros do Modelo da Forma	90
3.6.2	Active Appearance Model	91
3.6.2.1	Vetor $g_{i,j}$	94
3.6.2.2	Derivada do Vetor $g_{i,j}$ (Gradiente)	94
3.6.2.3	Normalização $\hat{g}_{i,j}$ (Gradiente Normalizado)	94
3.6.2.4	Vetor $\bar{\hat{g}}_j$ da Média Aritmética Normalizada	95
3.6.2.5	Matriz $S_{\hat{g}}$ de Covariância Normalizada	95
3.6.3	AAM Aplicado na Nova Imagem \hat{g}	95
3.6.3.1	Aspectos Gerais do AAM Aplicados a Nova Imagem	96
3.6.4	Encontrar os <i>Landmarks</i> Correspondentes Através do Modelo da Forma	97
3.7	Considerações Finais	100
4	Materiais e Métodos	101
4.1	Estudo e Aplicação Utilizada	101
4.2	Materiais	103
4.2.1	Imagens Utilizadas no ASM e AAM	104

4.2.2	Aplicando o ASM e AAM	105
4.2.3	Validação das Imagens de Radiografias	107
4.2.4	Análise e Aplicação do <i>Landmarks</i> para o Conjunto de Treinamento	108
4.2.4.1	Padronização e Convenção <i>Landmarks</i>	108
4.2.4.2	Características do Conjunto de Treinamento	114
4.2.5	Ferramenta de Treinamento Implementada	115
4.2.5.1	Ferramenta de Treinamento	115
4.2.5.2	Estrutura do Arquivo Texto	117
4.2.5.3	Conversão das Informações do Treinamento para o ASM	118
4.2.6	Algoritmo de Programação Utilizado para ASM e AAM	118
4.2.7	Funcionamento do Algoritmo do ASM e AAM	119
4.2.7.1	Domínio de Formas Permitidas	119
4.2.7.2	Interação	120
4.2.7.3	Algoritmo ASM e AAM	120
4.2.7.4	Análise de Algoritmo ASM e AAM	122
4.3	Métodos	123
4.4	Técnica Proposta <i>nsAlterar</i>	123
4.5	Metodologia Proposta I	124
4.6	Metodologia Proposta II	124
4.7	Apresentação dos Resultados	124
4.8	Medidas de Similaridades para Comparação dos Resultados	125
4.9	Considerações Finais	128
5	Experimentos e Análise dos Resultados	129
5.1	Diagrama das Fases Aplicado aos Experimentos	129
5.2	Experimento do ASM e AAM	130
5.2.1	Estimativa Inicial Proposta para as Radiografias	132
5.3	Aplicando a Metodologia Proposta nos Experimentos	134
5.3.1	Aplicando a Metodologia Proposta I	135
5.3.1.1	Pulmão do Lado Direito	135
5.3.1.2	Pulmão do Lado Esquerdo	140
5.3.2	Aplicando a Metodologia Proposta II	145
5.3.2.1	Pulmão do Lado Direito	145
5.3.2.2	Pulmão do Lado Esquerdo	150
5.3.3	Finalizando a Procura	155
5.4	Análise das Medidas de Similaridades de Comparação dos Resultados	155
5.5	Análise dos Resultados	157
5.6	Discussões e Dificuldades sobre os Experimentos	166
6	Conclusões e Trabalhos Futuros	170
6.1	Conclusão	170
6.2	Trabalhos Futuros	172
	Referências Bibliográficas	174

A	Imagens Estudadas do “Padrão-Ouro”	184
A.1	Imagens de Radiografias Contendo Diagnóstico de Pneumonia Bacterianas	184
A.2	Imagens de Radiografias Contendo Diagnóstico de Pneumonia Indeterminadas	186
A.3	Imagens de Radiografias Contendo Ausência da Pneumonia, Normais	187
B	Logs Gerados Com o Uso do <i>nsAlterar</i>	188
B.1	Pulmão do Lado Direito e Esquerdo	188
B.1.1	Pulmão do Lado Direito	188
B.1.2	Pulmão do Lado Esquerdo	191
C	Imagens Segmentadas Sem o Uso do <i>nsAlterar</i>	196
C.1	Pulmões do Lado Direito e Esquerdo	196
C.1.1	Pulmão do Lado Direito	197
C.1.2	Pulmão do Lado Esquerdo	207
D	Imagens Segmentadas Com o Uso do <i>nsAlterar</i>	219
D.1	Pulmões do Lado Direito e Esquerdo	219
D.1.1	Pulmão do Lado Direito	220
D.1.2	Pulmão do Lado Esquerdo	230
E	Resultado da Comparação das Medidas de Similaridades Com o Uso do <i>nsAlterar</i>	242
E.1	Pulmão do Lado Direito e Esquerdo	242
E.1.1	Pulmão do Lado Direito	243
E.1.2	Pulmão do Lado Esquerdo	253
F	Imagens Validadas Pelo Médico Radiologista	265
F.1	Organização das Imagens	265
F.1.1	Pulmões do Lado Direito e Esquerdo Pertencentes ao Conjunto de Treinamento	265
F.1.2	Pulmões do Lado Direito e Esquerdo Pertencentes à Procura	267
G	Imagens Após a Realização do Treinamento	270
G.1	Pulmão do Lado Direito Após o Treinamento	270
G.2	Pulmão do Lado Esquerdo Após o Treinamento	271
H	Códigos Fonte	273
H.1	Códigos Fontes do ASM e AAM Referente ao Pulmão do Lado Direito e Esquerdo	273
H.2	Códigos Fonte Desenvolvidos e Implementados	284

Lista de Figuras

2.1	Exemplo da representação da imagem digital de radiografia (foto72.jpg) no plano cartesiano	36
2.2	Aparelho de raios-X com telecomandos [52]	40
2.3	Imagem digital de radiografia do “padrão ouro”	41
2.4	Timeline of CAD development [55]	43
2.5	Imagem ilustrativa da Caixa Torácica	46
2.6	Imagens da clavícula	46
2.7	Relação entre o pulmão e a caixa torácica	48
2.8	O movimento do diafragma durante a expiração e inspiração [12]	49
2.9	Alvéolos [46]	50
2.10	Diagnóstico de pneumonia bacteriana	51
2.11	Representação dos tons dos níveis de intensidade para cada <i>pixels</i>	52
3.1	Aplicando a AGP [11]	65
3.2	Conceito ilustrativo sobre o AGP	66
3.3	Exemplo de s na imagem digital de radiografia foto72.jpg no plano cartesiano	69
3.4	Exemplo da θ representação da imagem digital de radiografia foto72.jpg no plano cartesiano	70
3.5	Exemplo da t_x, t_y na imagem digital de radiografia foto72.jpg no plano cartesiano	71
3.6	Exemplo dos <i>landmarks</i> próximos à reta p	89
3.7	Perfil em 2D transformado em 1D	91
3.8	Exemplo da representação em 1D do segmento da reta de comprimento $= n_p$ para o $g_{i,j}$, de um <i>landmarks</i>	92
3.9	Principais valores de entrada do AAM	93
3.10	Exemplo de movimentação entre as restrições (em que foi alterado a imagem [21])	98
4.1	Padronização da convenção dos <i>landmarks</i>	109
4.2	Diagrama do funcionamento da ferramenta de treinamento utilizada no conjunto de treinamento	115
(a)	foto72.jpg representada no plano cartesiano	115
(b)	foto72.jpg representada no plano cartesiano, na qual é visualizado formato convencional	115
(a)	Caixa torácica [13], destacada por partes	115
(b)	Caixa torácica [13], destacada pelas vértebras e costelas referente aos diâmetros	115
(a)	Imagem ilustrativa da clavícula [13], alterada com efeito espelho	115

(b)	Imagem digital de radiografia da clavícula da Foto 72.jpg do “padrão ouro”	115
(a)	Relação dos pulmões com a caixa torácica [46]	115
(b)	Caixa torácica, invólucro expansível para os pulmões [13]	115
(a)	Radiografia original	115
(b)	Radiografia realçada a pneumonia em algumas áreas	115
(a)	Exemplo de variação dos tons de cinza	115
(b)	Ilustração esquemática de uma imagem digital [28]	115
(a)	Conceito ilustrativo da explicação da AGP, referente a minimização das distâncias [23]	115
(b)	Conceito ilustrativo sobre a correção da rotação, no plano cartesiano [23]	115
(a)	foto72.jpg em tamanho normal no plano cartesiano	115
(b)	foto72.jpg em tamanho duplicado (200% maior) no plano cartesiano	115
(a)	Exemplo da foto72.jpg inclinado no plano cartesiano	115
(b)	Exemplo da aplicação da θ do ângulo de 45° na foto72.jpg no plano cartesiano	115
(a)	Exemplo da foto72.jpg antes da t_x, t_y no plano cartesiano	115
(b)	Exemplo da aplicação da t_x, t_y na foto72.jpg no plano cartesiano	115
(a)	Imagem [51](alterada) do perfil	115
(b)	Obtendo o perfil dos pontos da forma [14]	115
(a)	foto13.jpg	115
(b)	Foto35.JPG	115
(c)	foto56.JPG	115
(d)	foto136.JPG	115
(e)	foto559.JPG	115
(f)	foto580.JPG	115
(a)	Os n landmarks=● da forma em torno da reta em p (componente principal) [21]	115
(b)	Exemplo de 1 landmarks em que o b é distância entre o x e a \bar{x} em torno da reta p [21]	115
(c)	O b é a distância entre o eixo e a média e os valores de x , e o x' é o valor aproximado em que é localizado mais próximo a reta [21]	115
4.3	Tela contendo a interface da marcação dos landmarks para o conjunto de treinamento	116
4.4	A interseção baseada no Diagrama de Venn	125
4.5	Aplicação do Diagrama de Venn para projeção do resultado de $A \cap B = C$	127
5.1	Diagrama referente a todas as fases dos processos aplicados à segmentação dos pulmões	130
5.2	Gráfico da Covariância baseado λ [65]	131
5.3	Gráfico distância entre os landmarks do conjunto de treinamento do pulmão do lado direito	132
5.4	Gráfico distância entre os landmarks do conjunto de treinamento do pulmão do lado esquerdo	132
C.1	Foto33.JPG	197
C.2	Foto37.JPG	197

C.3 Foto38.JPG	198
C.4 foto112.JPG	198
C.5 foto115.JPG	198
C.6 foto125.JPG	198
C.7 foto131.JPG	199
C.8 foto134.JPG	199
C.9 foto139.JPG	199
C.10 foto143.JPG	199
C.11 foto157.JPG	200
C.12 foto172.JPG	200
C.13 foto196.JPG	200
C.14 foto238.JPG	200
C.15 foto251.JPG	201
C.16 foto295.JPG	201
C.17 foto312.JPG	201
C.18 foto353.jpg	201
C.19 foto357.JPG	202
C.20 foto380.JPG	202
C.21 foto46.JPG	202
C.22 foto475.JPG	202
C.23 foto478.JPG	203
C.24 foto492.JPG	203
C.25 foto506.JPG	203
C.26 foto52.JPG	203
C.27 foto527.JPG	204
C.28 foto561.JPG	204
C.29 foto625.JPG	204
C.30 foto63.JPG	204
C.31 foto659.jpg	205
C.32 foto66.JPG	205
C.33 foto67.JPG	205
C.34 foto682.jpg	205
C.35 foto701.JPG	206
C.36 foto707.JPG	206
C.37 foto71.JPG	206
C.38 foto717.JPG	206
C.39 foto72.JPG	207
C.40 foto87.JPG	207
C.41 foto97.JPG	207
C.42 Foto33.JPG	208
C.43 Foto37.JPG	208
C.44 Foto38.JPG	208
C.45 foto112.JPG	209
C.46 foto115.JPG	209
C.47 foto125.JPG	209
C.48 foto131.JPG	209
C.49 foto134.JPG	210

C.50	foto139.JPG	210
C.51	foto143.JPG	210
C.52	foto157.JPG	210
C.53	foto172.JPG	211
C.54	foto196.JPG	211
C.55	foto238.JPG	211
C.56	foto251.JPG	211
C.57	foto295.JPG	212
C.58	foto312.JPG	212
C.59	foto353.jpg	212
C.60	foto357.JPG	212
C.61	foto380.JPG	213
C.62	foto46.JPG	213
C.63	foto475.JPG	213
C.64	foto478.JPG	213
C.65	foto492.JPG	214
C.66	foto506.JPG	214
C.67	foto52.JPG	214
C.68	foto527.JPG	214
C.69	foto561.JPG	215
C.70	foto625.JPG	215
C.71	foto63.JPG	215
C.72	foto659.jpg	215
C.73	foto66.JPG	216
C.74	foto67.JPG	216
C.75	foto682.jpg	216
C.76	foto701.JPG	216
C.77	foto707.JPG	217
C.78	foto71.JPG	217
C.79	foto717.JPG	217
C.80	foto72.JPG	217
C.81	foto87.JPG	218
C.82	foto97.JPG	218
D.1	Foto33.JPG	220
D.2	Foto37.JPG	220
D.3	Foto38.JPG	221
D.4	foto112.JPG	221
D.5	foto115.JPG	221
D.6	foto125.JPG	221
D.7	foto131.JPG	222
D.8	foto134.JPG	222
D.9	foto139.JPG	222
D.10	foto143.JPG	222
D.11	foto157.JPG	223
D.12	foto172.JPG	223
D.13	foto196.JPG	223

D.14 foto238.JPG	223
D.15 foto251.JPG	224
D.16 foto295.JPG	224
D.17 foto312.JPG	224
D.18 foto353.jpg	224
D.19 foto357.JPG	225
D.20 foto380.JPG	225
D.21 foto46.JPG	225
D.22 foto475.JPG	225
D.23 foto478.JPG	226
D.24 foto492.JPG	226
D.25 foto506.JPG	226
D.26 foto52.JPG	226
D.27 foto527.JPG	227
D.28 foto561.JPG	227
D.29 foto625.JPG	227
D.30 foto63.JPG	227
D.31 foto659.jpg	228
D.32 foto66.JPG	228
D.33 foto67.JPG	228
D.34 foto682.jpg	228
D.35 foto701.JPG	229
D.36 foto707.JPG	229
D.37 foto71.JPG	229
D.38 foto717.JPG	229
D.39 foto72.JPG	230
D.40 foto87.JPG	230
D.41 foto97.JPG	230
D.42 Foto33.JPG	231
D.43 Foto37.JPG	231
D.44 Foto38.JPG	231
D.45 foto112.JPG	231
D.46 foto115.JPG	232
D.47 foto125.JPG	232
D.48 foto131.JPG	232
D.49 foto134.JPG	232
D.50 foto139.JPG	233
D.51 foto143.JPG	233
D.52 foto157.JPG	233
D.53 foto172.JPG	233
D.54 foto196.JPG	234
D.55 foto238.JPG	234
D.56 foto251.JPG	234
D.57 foto295.JPG	234
D.58 foto312.JPG	235
D.59 foto353.jpg	235
D.60 foto357.JPG	235

D.61	foto380.JPG	235
D.62	foto46.JPG	236
D.63	foto475.JPG	236
D.64	foto478.JPG	236
D.65	foto492.JPG	236
D.66	foto506.JPG	237
D.67	foto52.JPG	237
D.68	foto527.JPG	237
D.69	foto561.JPG	237
D.70	foto625.JPG	238
D.71	foto63.JPG	238
D.72	foto659.jpg	238
D.73	foto66.JPG	238
D.74	foto67.JPG	239
D.75	foto682.jpg	239
D.76	foto701.JPG	239
D.77	foto707.JPG	239
D.78	foto71.JPG	240
D.79	foto717.JPG	240
D.80	foto72.JPG	240
D.81	foto87.JPG	240
D.82	foto97.JPG	241
E.1	Foto33.JPG	243
E.2	Foto37.JPG	243
E.3	Foto38.JPG	244
E.4	foto112.JPG	244
E.5	foto115.JPG	244
E.6	foto125.JPG	244
E.7	foto131.JPG	245
E.8	foto134.JPG	245
E.9	foto139.JPG	245
E.10	foto143.JPG	245
E.11	foto157.JPG	246
E.12	foto172.JPG	246
E.13	foto196.JPG	246
E.14	foto238.JPG	246
E.15	foto251.JPG	247
E.16	foto295.JPG	247
E.17	foto312.JPG	247
E.18	foto353.jpg	247
E.19	foto357.JPG	248
E.20	foto380.JPG	248
E.21	foto46.JPG	248
E.22	foto475.JPG	248
E.23	foto478.JPG	249
E.24	foto492.JPG	249

E.25 foto506.JPG	249
E.26 foto52.JPG	249
E.27 foto527.JPG	250
E.28 foto561.JPG	250
E.29 foto625.JPG	250
E.30 foto63.JPG	250
E.31 foto659.jpg	251
E.32 foto66.JPG	251
E.33 foto67.JPG	251
E.34 foto682.jpg	251
E.35 foto701.JPG	252
E.36 foto707.JPG	252
E.37 foto71.JPG	252
E.38 foto717.JPG	252
E.39 foto72.JPG	253
E.40 foto87.JPG	253
E.41 foto97.JPG	253
E.42 Foto33.JPG	254
E.43 Foto37.JPG	254
E.44 Foto38.JPG	254
E.45 foto112.JPG	254
E.46 foto115.JPG	255
E.47 foto125.JPG	255
E.48 foto131.JPG	255
E.49 foto134.JPG	255
E.50 foto139.JPG	256
E.51 foto143.JPG	256
E.52 foto157.JPG	256
E.53 foto172.JPG	256
E.54 foto196.JPG	257
E.55 foto238.JPG	257
E.56 foto251.JPG	257
E.57 foto295.JPG	257
E.58 foto312.JPG	258
E.59 foto353.jpg	258
E.60 foto357.JPG	258
E.61 foto380.JPG	258
E.62 foto46.JPG	259
E.63 foto475.JPG	259
E.64 foto478.JPG	259
E.65 foto492.JPG	259
E.66 foto506.JPG	260
E.67 foto52.JPG	260
E.68 foto527.JPG	260
E.69 foto561.JPG	260
E.70 foto625.JPG	261
E.71 foto63.JPG	261

E.72	foto659.jpg	261
E.73	foto66.JPG	261
E.74	foto67.JPG	262
E.75	foto682.jpg	262
E.76	foto701.JPG	262
E.77	foto707.JPG	262
E.78	foto71.JPG	263
E.79	foto717.JPG	263
E.80	foto72.JPG	263
E.81	foto87.JPG	263
E.82	foto97.JPG	264
F.1	IRO utilizadas como referencial para as imagens do conjunto de treinamento	266
F.2	IRO utilizadas como referencial para as imagens de procura e medidas de similaridades	269
G.1	Imagens utilizadas do conjunto de treinamento do pulmão do lado direito	271
G.2	Imagens utilizadas do conjunto de treinamento do pulmão do lado esquerdo	272

Lista de Tabelas

3.1	Exemplo do processo para encontrar o t através dos autovalores e variância [65]	77
3.2	Estruturação da matriz x contendo o conjunto de imagens de treinamento em formato de <i>landmarks</i> de cada forma do treinamento	84
3.3	Média aritmética da matriz x contendo do conjunto de imagens de treinamento em formato de <i>landmarks</i> de cada forma do treinamento	85
4.1	Listagem dos <i>landmarks</i> referentes a cada parte anatômica, baseado na imagem da radiografia da criança, em torno do pulmão do lado direito	111
4.2	Listagem dos <i>landmarks</i> referente a cada parte anatômica baseado na imagem da radiografia da criança em torno do pulmão do lado esquerdo	113
5.1	Resultados das segmentações do pulmão lado direito com <code>options.ns = 11</code> após o ASM e AAM	136
5.2	Resultados das segmentações do pulmão lado direito com <code>options.ns = 19</code> após o ASM e AAM	137
5.3	Resultados das segmentações do pulmão lado direito com <code>options.ns = 53</code> após o ASM e AAM	138
5.4	Resultados das segmentações do pulmão lado direito com <code>options.ns = 74</code> após o ASM e AAM	139
5.5	Resultados das segmentações do pulmão lado esquerdo com <code>options.ns = 19</code> após o ASM e AAM	141
5.6	Resultados das segmentações do pulmão lado esquerdo com <code>options.ns = 23</code> após o ASM e AAM	142
5.7	Resultados das segmentações do pulmão lado esquerdo com <code>options.ns = 31</code> após o ASM e AAM	143
5.8	Resultados das segmentações do pulmão lado esquerdo com <code>options.ns = 51</code> após o ASM e AAM	144
5.9	Resultados das segmentações do pulmão lado direito, com o uso do <code>nsAlterar</code> e <code>options.ns = 19</code> após o ASM e AAM	147
5.10	Resultados das segmentações do pulmão lado direito, com o uso do <code>nsAlterar</code> e <code>options.ns = 53</code> após o ASM e AAM	148
5.11	Resultados das segmentações do pulmão lado direito, com o uso do <code>nsAlterar</code> e <code>options.ns = 74</code> após o ASM e AAM	149
5.12	Resultados das segmentações do pulmão lado esquerdo, com o uso do <code>nsAlterar</code> e <code>options.ns = 23</code> após o ASM e AAM	152
5.13	Resultados das segmentações do pulmão lado esquerdo, com o uso do <code>nsAlterar</code> e <code>options.ns = 31</code> após o ASM e AAM	153

5.14 Resultados das segmentações do pulmão lado esquerdo, com o uso do *nsAlterar* e *options.ns = 51* após o ASM e AAM

154

Lista de Algoritmos

3.1	Algoritmo para AGP	67
3.2	Algoritmo da Análise de Componente Principal	75
4.1	Algoritmo do ASM e AAM utilizado para procurar a região de interesse	121
4.2	Medida de similaridade de comparação entre imagens	126
5.1	Calculando a estimativa inicial baseado na médias dos centroides das imagens das radiografias do conjunto de treinamento	133

Lista de Siglas e Símbolos

AAM	Active Appearance Model (Modelo de Aparência Ativa)
ACM	Active Contour Model (Modelo de Contorno Ativo)
AGP	Análise Generalizada de Procrustes
ASM	Active Shape Model (Modelo de Forma Ativa)
CAD	Computer-Aided Diagnostic (Diagnóstico Auxiliado por Computador)
DPI	<i>Dots Per Inch</i> (Pontos por Polegada)
IDH	Índice de Desenvolvimento Humano
IRO	Imagem da Radiografia Original
IRS	Imagem da Radiografia Segmentada
MATLAB	Do inglês, <i>MAT</i> rix <i>LAB</i> oratory
OMS	Organização Mundial da Saúde
PCA	Principal Component Analysis (Análise de Componente Principal)
PDM	Point Distribution Model (Modelo de Distribuição de Ponto)
JSRT	Japanese Society of Radiological Technology
λ	São todos os Autovalores
λ_T	Traço, que é soma de todos os Autovalores
θ	Rotação do ângulo
b	Conjunto de parâmetros
S	Matriz de covariância
D	Distância
D	Dimensão
M	Representa uma escala geométrica, das regiões vizinhas
f	É o valor da variância que será utilizado para descobrir o t
f	Representa o valor da intensidade
n	É a quantidade de <i>landmarks</i> de cada imagem
n_p	São os $2k + 1$ <i>pixels</i> , que compõem a reta em torno do <i>landmark</i> correspondente para cada imagem do conjunto de treinamento
n_s	É o limite de movimentações, no qual pode ser realizado em torno da reta pelo n_p , que ocorrem através da força exercida
l_{max}	Quantidade máxima de interações que serão realizadas pelo Algoritmo do Active Shape Model
N	É a quantidade de imagens do conjunto de treinamento
p	Vetor ortogonal de variação das formas, representado apenas por um vetor de autovetores
P	Conjunto ortogonal de variação das formas, representado através de todos os autovetores
PIB	Produto Interno Brasileiro

s	Fator de escala
SUS	Sistema Único de Saúde
t	É o valor da quantidade de componentes principais (molde de variação no modelo de forma)
t_x, t_y	Translação, que gera a movimentação das posições do objeto paralelamente
x	É a posição do eixo x (abscissa) no plano cartesiano de cada imagem
x_i, y_i	São as coordenadas da i -ésima posição do <i>landmark</i>
x	É o conjunto de treinamento de todos os <i>landmarks</i> de cada imagem
x_N	Indicar última imagem
x_i	Representação do vetor, em que o i determina a posição do vetor do índice da imagem com todos os <i>landmarks</i> de imagem
y	É a posição do eixo y (ordenada) no plano cartesiano de cada imagem

Introdução

Neste capítulo é apresentada a contextualização, motivação, problemática, objetivos, justificativa e contribuição para a realização desta dissertação. Em que através destas informações será apresentada a proposta, assim como a solução e a estruturação de como será tratada no decorrer desta dissertação.

1.1 Contextualização

O Brasil, assim como vários outros países em desenvolvimento possuem vários problemas, entre eles a área de saúde que tem demonstrado preocupações das mais diversificadas, como falta de estrutura adequada de hospitais, equipamentos, manutenções, materiais e insuficiência de recursos financeiros, além da quantidade reduzida de profissionais de saúde em regiões as quais possuem Índice de Desenvolvimento Humano (IDH¹) menor [26].

Segundo o estudo de [70] sobre os impasses e perspectivas, que afirma em que houve menos investimentos públicos na área de saúde comparado ao aumento da população e o crescimento econômico baseado no PIB (Produto Interno Brasileiro). Visto que a maioria da população brasileira (principalmente os mais carentes) utilizam a assistência médica do SUS (Sistema Único de Saúde), sendo assim, torna possível visualizar as dificuldades, que os hospitais enfrentam para prover o atendimento aos pacientes em regiões que o IDH é menor [26] [70].

Embora, a Constituição da República Federativa do Brasil de 1988, cite que “A saúde é direito de todos e dever do Estado, ...” e no Artigo 198 cita “II - atendimento integral, com prioridade para as atividades preventivas, sem prejuízo dos serviços assistenciais;” sendo assim o ideal era que fosse investido maior recurso financeiro em prevenção. Entretanto, esta difícil realidade dos governantes em manterem o sistema pú-

¹Mais informações sobre o IDH podem ser obtidos no link: http://www.pnud.org.br/IDH/Default.aspx?indiceAccordion=1li=li_AtlasMunicipios

blico em seu pleno funcionamento, torna a solução ainda complexa para que população obtenha seu direito a saúde, no qual é garantido pelos recursos públicos do Estado.

Atualmente, é preocupante, nas regiões mais carentes, até mesmo em bairros menos favorecidos com políticas públicas na saúde, a quantidade reduzida de médicos especialistas em determinadas patologias, além de outras dificuldades e limitações de recursos da estrutura hospitalar. Neste cenário, torna-se difícil a detecção de doenças, em um menor tempo e com grau de acerto maior, se possível com uma segunda opinião.

Para isso, existem muitas tecnologias no diagnóstico de doenças através dos aparelhos de raios-X que geram imagem médica, no caso, a radiografia. Porém, o processo para obtenção e exame da mesma, ainda continua sendo feito de maneira manual, demandando, assim, mais profissionais qualificados. Contudo, para realização de diagnósticos, é possível obtê-los em menor tempo, a partir do uso dos computadores. Que são ideais para tarefas envolvendo procedimentos padronizados e repetitivos, além, é claro, de poderem trabalhar 24 horas por dia, 7 dias por semana. Tornando uma ótima solução para ser utilizados como segunda opinião na detecção de doenças [32].

Segundo [7] [57] a partir primeiras das ideias quanto ao surgimento dos sistemas CADs, em 1960, passou-se a fazer uso também da área de Processamento Digital de Imagens e, com isso, as imagens médicas tornaram-se cada vez mais utilizadas para que os profissionais de saúde pudessem realizar os diagnósticos e tratamento de doenças. Sendo que a medicina aliada com o desenvolvimento da computação, promoveu avanços das imagens digitais. Consequentemente, o computador poderia auxiliar os profissionais de saúde e, com isso, acelerar na ajuda dos resultados.

Baseado neste contexto, a presente dissertação possui o interesse em questão em analisar as imagens das radiografias obtidas em aparelhos de raios-X e depois localizar determinado órgão do corpo, que, no caso, são os pulmões de crianças, com idade entre $1 \leq e < 5$ anos de idade, para ajudar no diagnóstico de doenças respiratórias, especificamente a pneumonia, através de pontos específicos em torno das bordas da caixa torácica e, com isso, fazer uso de algoritmos já desenvolvidos e aperfeiçoados, para que o sistema CAD, especialista PneumoCAD, possa examinar especificamente a região de interesse e analisar se o paciente, no qual é a criança possui ausência ou não da pneumonia.

1.2 Problemática

Nas pesquisas realizadas sobre Active Shape Model (ASM) e o Active Appearance Model (AAM) não foram encontrados trabalhos sobre o tema em questão aplicados a radiografias de crianças < 5 anos de idade, que contém ou não determinada patologia

aplicada ao sistema CAD. Por isso, a proposta desta dissertação é a de aplicar e verificar a eficácia do ASM e do AAM para o reconhecimento de determinado objeto, através do pré-processamento para a segmentação, com intuito de encontrar os pulmões de crianças através das imagens de radiografias e, com isso, comprovar, de maneira quantitativa, se será útil ou não para o diagnóstico da pneumonia e, conforme o resultado, propor o uso para ser agregada mais esta funcionalidade para o PneumoCAD [63, 32], para que as etapas do processo de diagnóstico possam ser o menos manual possível, embora trate-se de um protótipo que servirá como referência para os futuros pesquisadores conseguirem utilizá-lo.

Sendo assim, esta dissertação apresentará as dificuldades em trabalhar com busca em imagens médicas para o problema específico e, assim, apresentará uma solução, através do desenvolvimento de algoritmos que aperfeiçoarão e complementarão o uso do ASM para melhorar o problema de segmentação, no qual será feito o uso de técnicas já utilizadas, focado especificamente em crianças.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo Geral

A presente dissertação propõe uma maneira menos manual do uso das informações obtidas a partir das imagens das radiografias do tórax, consistindo da localização das coordenadas dos *pixels* da área dos pulmões de crianças para o sistema especialista PneumoCAD, tornando, assim, o resultado do processo diagnóstico, auxiliado por computador, de pneumonia mais confiável e eficaz.

1.3.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos desta dissertação são:

- Propor, através de investigação, um conjunto de algoritmos e técnicas para obtenção da segmentação para que o resultado complemente ao sistema CAD, PneumoCAD, com finalidade o diagnóstico da pneumonia bacteriana;
- Analisar e identificar o comportamento do uso dos algoritmos utilizados e determinar a região de interesse para segmentação;
- Utilizar e avaliar a viabilidade do ASM e do AAM para segmentação da região dos pulmões de crianças;

- Implementação de algoritmos para realização do conjunto de treinamento e armazenamento dos *landmarks*, bem como a geração de valores de entrada para o ASM;
- Desenvolvimento e implementação de uma técnica para melhorar o resultado do AAM a partir do n_s ;
- Propor e definir o uso de alguma medida quantitativa, além da implementação de um algoritmo para realização da comparação entre a imagem de radiografia, através dos resultados obtidos com as segmentações.

1.4 Justificativa

A relevância do tema proposto visa a utilização de metodologias computacionais e estatísticas focada em ajudar a melhorar a solução para o problema da segmentação de imagens médicas, adquiridas de origens distintas, além de variadas configurações utilizadas por diferentes aparelhos de raios-X.

Com determinada a abordagem aplicada a crianças, que consiste na localização dos pulmões através das radiografias, nos quais as dificuldades estão relacionadas devido as variações anatômicas das partes do corpo entre si e de cada indivíduo (no caso da criança, cujo corpo está em mudanças) [20].

Por fim, a principal justificativa é tornar este processo de segmentação rápido, simples e acessível para auxiliar os profissionais de saúde, que contam com recursos limitados, para que consigam diminuir as dificuldades na realização de diagnósticos médicos. E incentivar para que outros pesquisadores, no futuro, consigam realizar localização de diversas outras formas baseado em imagens médicas, para que os algoritmos de detecção de doenças sejam cada vez mais otimizados e que tenham maior acurácia.

1.5 Contribuição

A principal contribuição desta dissertação, de maneira geral, é a reutilização (com pouco ou nenhum ajuste) dos algoritmos computacionais contidos, desenvolvidos e implementados, assim como as ferramentas de apoio, para a localização de outros órgãos, através de imagens médicas, tanto de crianças quanto em adultos, para ser aplicados em análises e diagnóstico por sistemas CADs e, com isso, reduzir determinados recursos durante o processo de segmentação tais como:

- Diminuição do processo manual e despesas para determinar a região de interesse;
- Menor tempo de diagnóstico;
- Minimização de erros para determinar a região de interesse.

Sendo assim, acredita-se que, com os estudos e análises das técnicas e métodos reutilizados, ainda possam ser estendidos, por exemplo, à Biologia e a Veterinária, além de outras áreas nas quais é necessário encontrar a forma geométrica do objeto.

1.6 Organização da Dissertação

Esta dissertação está estruturada e composta pelos, capítulos seguintes:

- No Capítulo 2 [Fundamentação Teórica](#), em que são tratados e descritos os conceitos e métodos referentes a parte teórica necessária para realização da pesquisa de maneira independente. E, na Seção 2.6 [Trabalhos Relacionados](#), no qual é abordada sobre a similaridade das pesquisas envolvendo ASM, bem como sua proposta sobre o reconhecimento de objetos que envolva partes do corpo humano;
- No Capítulo 3 [Tecnologias Utilizadas](#), são apresentadas as principais tecnologias envolvidas nas abordagens utilizadas para a concretização dos objetivos desta dissertação;
- No Capítulo 4 [Materiais e Métodos](#), que trata dos recursos materiais (imagens, algoritmos, Análise de Algoritmos, validações e ferramentas), métodos utilizados nos experimentos das propostas, técnicas e medidas de similaridades para avaliar a eficácia que serão utilizados durante o capítulos seguintes;
- No Capítulo 5 [Experimentos e Análise dos Resultados](#), são apresentados os resultados de experimento e métodos propostos e as comparações necessárias sobre a realização das metodologias aplicadas de maneira a explicar como ocorre toda a parte prática sobre o uso das tecnologias utilizadas nas radiografias, já em formato de imagem digital;
- No Capítulo 6 [Conclusões e Trabalhos Futuros](#), são apresentadas as conclusões obtidas e as perspectivas para os possíveis trabalhos futuros derivados da proposta apresentada nesta dissertação;
- Por fim, os Apêndices contêm as informações de *logs*, arquivos de imagens das radiografias e códigos fontes que foram utilizados durante a dissertação.

Fundamentação Teórica

Este capítulo destina-se a breve explicação de alguns dos principais conceitos que serviram para compor os aspectos teóricos necessários para o desenvolvimento desta dissertação.

2.1 Técnicas e Combinação de Segmentação

O processo de agrupamento dos *pixels* pertencentes a um mesmo objeto ou região é chamado de segmentação, que possui o interesse em dividir a imagem em regiões com o objetivo de identificar significativamente e separar os objetos por regiões, conforme a forma que deseja procurar [57].

De acordo com [34] um dos problemas de encontrar alguma informação através apenas da segmentação é que o processo é variável em termos dos métodos utilizados e recursos que tornam difícil, conforme afirmado através da citação de [38]:

“Em geral, a segmentação autônoma é uma das tarefas mais difíceis do processamento digital de imagens. Um procedimento de segmentação de imagens bem-sucedido aumenta as chances de sucesso na solução de problemas que requerem que os objetos sejam individualmente identificados.” ([38], 2010, p. 17).

As técnicas de segmentação das imagens podem ser classificadas em algumas categorias como [38]:

- **Técnicas de Limiar**, consistem da realização de dois tons a partir de um limiar, ou seja, um ponto de corte, cuja dificuldade específica é determinar qual valor de corte é mais adequado, e, com isso, torna-se possível a separação do fundo da imagem [38] [57]. Mais detalhes desta técnica podem ser consultados e obtidos em [57], no subtítulo “**e) Limiarização**”, à partir da página 107;

- **Crescimento de Região**, consiste de uma região que é iniciada por meio de um ou vários *pixels* denominados como sendo uma “semente”, que é aumentada através das vizinhanças, baseado em critérios pré-estabelecidos, por aspectos de similaridades (intensidade, cor, textura, etc.) [38] [57]. As dificuldades na utilização deste método consistem em escolher a região em que será iniciada a “semente”, as propriedades de similaridades e a condição de parada [57];
- **Detecção de Descontinuidades**, consiste em variações locais nos valores de intensidade, como o gradiente (é melhor explicado na Subseção 2.5.3 [Gradiente](#)), baseado na detecção de linha/linhas ou borda/bordas [38].

Para esta dissertação foi utilizada a Detecção de Descontinuidades, também conhecida por detecção de bordas¹, motivado devido ao fato de o método ser mais utilizado [38] e menos difícil. Será também utilizada a Técnica de Limiar também conhecida por *Thresholding*, para destacar a região de interesse tanto para o PneumoCAD quanto para qualquer outra aplicação que contenha o mesmo interesse desta pesquisa [63] [57].

Sendo assim, o processo de segmentação pode ser realizado de 3 maneiras [34]:

- Manualmente;
- Semi-automaticamente;
- Completamente automatizado.

A combinação da segmentação semiautomática utiliza de maneira híbrida. [30] considera, como no caso que, por exemplo, o ASM pode ter classificado o seu processo como uma semisegmentação, já que finalidade é a de produzir um único resultado pode ser considerada a partir da estimativa inicial, pois são gerados novas instâncias através de refinamentos originados a partir do conjunto de treinamento.

De acordo com [34] [72] a partir do uso da segmentação é utilizado o processamento subsequente, por exemplo, na área médica, contribuindo assim, para visualização e diagnóstico de doenças patológicas. Ou seja, a segmentação [73] [72] é utilizado para várias aplicações em imagens médicas.

O principal uso da segmentação nesta dissertação será, a princípio, na fase de treinamento, e do ASM e AAM será de separar o plano de fundo para ambos os pulmões, a partir de uma única imagem de radiografia, tendo como base referencial a localização espacial de determinados ossos que compõem a caixa torácica, onde o processo de identificação dos pulmões é concluído através da limiarização.

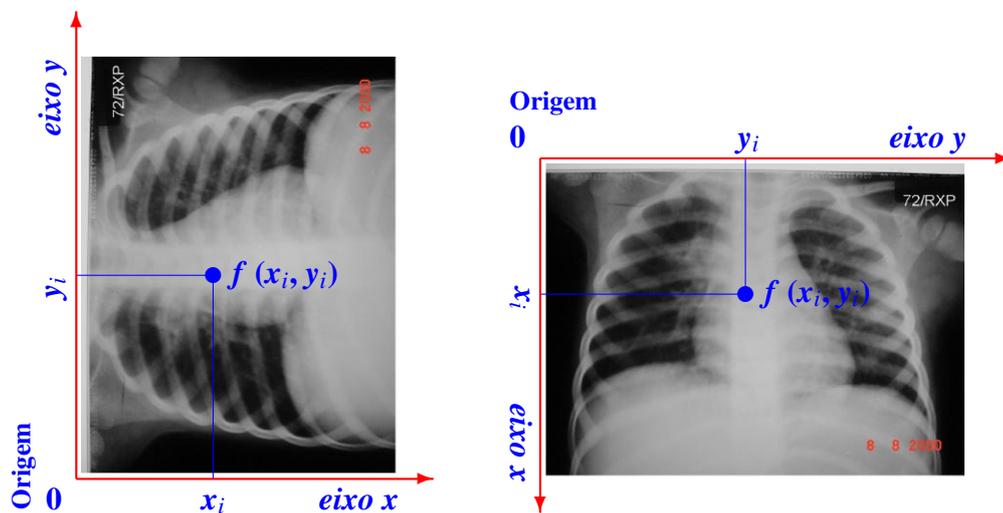
¹A borda serve para determinar o limite ou fronteira entre os objetos.

2.2 Imagem Digital e Médica

Nesta seção apresentam-se os conhecimentos necessários nas Subseções 2.2.1 Imagem Digital Bidimensional, 2.2.2 Imagem Médica Bidimensional, 2.2.3 Surgimento e Utilização dos Raios-X, 2.2.4 Utilização e Representação das Radiografias e 2.2.5 Banco de Dados “Padrão Ouro”. Também é explicado o surgimento e o melhoramento dos aparelhos de raios-X até os dias atuais. Cujo objetivo é conhecer e compreender a origem e o processo de formação entre a radiografia e a imagem digital da radiografia, principalmente os problemas e as dificuldades encontradas durante a obtenção da mesma, para que, com isso, possibilite escolher os métodos e técnicas mais adequados.

2.2.1 Imagem Digital Bidimensional

Uma imagem digital é uma função monocromática² bidimensional, conforme apresentado na Figura 2.1, através do eixo em 2 (duas) dimensões, representado em 2D, cujo as variáveis x (abscissa) e y (ordenada) denotam as coordenadas espaciais onde o valor zero da origem ocorre da parte superior esquerda da imagem digital, sendo que os valores dos eixos x e y só são positivos [31]. Na Figura 2.1 contém mais detalhes sobre os eixos:



(a) foto72.jpg representada no plano cartesiano

(b) foto72.jpg representada no plano cartesiano, na qual é visualizado formato convencional

Figura 2.1: Exemplo da representação da imagem digital de radiografia (foto72.jpg) no plano cartesiano

²Monocromática que possui vários tons para uma única cor.

O D é a nomenclatura em que o valor ($\mathbb{N}^* = \{1, 2, 3, 4, \dots\}$) antecessor representa a quantidade de dimensões, no caso, para esta dissertação será utilizado apenas com duas variáveis de coordenadas “2D” x e y para cada ponto, pois o principal motivo é porque as imagens de radiografias de aparelhos de raios-X contém esta limitação, em que:

- x localiza na horizontal, podendo mover-se para a esquerda ou para a direita;
- y localiza na vertical, podendo mover-se para cima ou para baixo.

Através da função bidimensional da intensidade, que é representada por $f(x, y)$, a partir das coordenadas no plano cartesiano, tornando possível a utilização de matriz, devido à linha e coluna em que a sua interseção indica a localização, e o conteúdo do valor de brilho da intensidade em determinado ponto na imagem digital [31] [57] [13]. Conforme detalhado a seguir [57]:

- O f é a amplitude substituído pelo valor do brilho, conforme explicado na Subseção 2.5.2 *Intensidade* de cada *pixel*;
- O x representa, na coordenada espacial, a largura para cada ponto/*pixel*, onde $0 \leq x \leq m - 1$;
- O y representa, na coordenada espacial, a altura para cada ponto/*pixel*, onde $0 \leq y \leq n - 1$.

$$\begin{array}{c}
 \text{Quantidade de colunas} = \mathbf{1..n} \\
 \\
 f(x,y) = \left[\begin{array}{ccccc}
 f(0,0) & f(0,1) & f(0,2) & \dots & f(0, n-1) \\
 f(1,0) & f(1,1) & f(1,2) & \dots & f(1, n-1) \\
 f(2,0) & f(2,1) & f(2,2) & \dots & f(2, n-1) \\
 f(3,0) & f(3,1) & f(3,2) & \dots & f(3, n-1) \\
 f(4,0) & f(4,1) & f(4,2) & \dots & f(4, n-1) \\
 \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\
 f(m-1,0) & f(m-1,1) & f(m-1,2) & \dots & f(m-1, n-1)
 \end{array} \right] \left. \begin{array}{l}
 \text{Quantidade de linhas} = \mathbf{1..m} \\
 \\
 \mathbf{m * n}
 \end{array} \right\} (2-1)
 \end{array}$$

Sendo assim, a imagem digital é formada pelos valores finitos e discretos da função de f . Portanto, através da função $f(x, y)$ torna-se possível quantificar os níveis

de cinza entre $f(x, y) = [0, 255]$, que será aplicado no decorrer desta dissertação para que haja uma melhor compreensão para determinar a formalização matemática das intensidades aplicadas.

2.2.2 Imagem Médica Bidimensional

As imagens médicas são aplicadas para realização de análise e/ou diagnóstico pelas áreas de Medicina e Biologia. O seu avanço surgiu a partir do primeiro aparelho de raios-X (melhor explicado na Seção [2.2.3 Surgimento e Utilização dos Raios-X](#)) [57]. Sendo assim, na área Médica, os profissionais da saúde utilizam as imagens médicas para auxiliar no acompanhamento de diagnóstico e o tratamento correto de patologias [57].

A partir das características existentes nas imagens médicas, nas quais são representadas por formas, textura, iluminação, é que torna possível a realização de análises e/ou diagnósticos da mesma [31]. Ainda sobre a iluminação, existem fatores que fazem as intensidades variarem, por isso, é pouco provável que uma imagem seja semelhante à outra, ainda que fosse utilizando o mesmo aparelho com o mesmo paciente em momentos diferentes.

Durante a captura e aquisição das imagens médicas, tanto **externas** quanto **internas** referentes a partes do corpo, podem ocorrer alguns problemas na coloração, ocasionando, com isto, dificuldades que pode afetar a análise e diagnóstico médico, por exemplo:

- **Imagens externas** do corpo podem variar conforme a iluminação;
- **Imagens internas** ocorre todo o tempo movimentação das células, além do problema conforme a patologia, gerando mudança de coloração dos órgãos.

Entretanto, existem outros fatores que dificultam a análise das imagens médicas, como as características anatômicas que diferem entre imagens de indivíduos mesmo sendo semelhantes, além das dificuldades na utilização de radiografias de raios-X que apresentam contornos irregulares devido a radiação emitida associada ao ambiente.

Portanto, de acordo com [13], o ideal é que as imagens de radiografias, no qual é visualizado o corpo de forma plana, possuam alguns fatores, apresentados nos itens a seguir que devem estar adequados ou ajustados seus valores, para que, com isso, seja possível obter uma boa qualidade (que pode variar conforme a aplicação) para uma melhor visualização por especialista na área de saúde:

- Brilho;
- Contraste;
- Distorção;
- Índice de exposição;
- Resolução;
- Ruído.

Ou seja, caso todos os itens mencionados sejam satisfeitos, favorece-se maior a exposição e extração de riqueza na quantidade de detalhes e aumento de informações referentes à radiografia.

Para esta dissertação serão utilizadas as imagens de radiografias obtidas a partir de aparelhos de raios-X, sendo que sua principal vantagem é que sua utilização é de conhecimento de um grande número de profissionais, além de muitos hospitais possuem o equipamento. Outro fator de grande importância é rapidez e o menor custo [2].

A utilização de outros métodos mais sofisticados pode ocasionar o aumento do valor do diagnóstico além, é claro, que envolveria um maior processamento das informações sendo necessário, assim, mais recurso computacional, além de inviabilizar os custos, em que esta dissertação tem o intuito de que seja utilizado em um maior número possível de hospitais sem a elevação de gastos.

2.2.3 Surgimento e Utilização dos Raios-X

A descoberta oficial dos raios-X é datada em 08 de novembro 1895, a partir dos experimentos de Wilhelm Conrad Roentgen que consistiram de tubos de raios catódicos, em que originaram a nomenclatura de X, ao raio até então de natureza desconhecida. A partir 1896 em um congresso de medicina e física, passou, então, a ser divulgada abertamente a descoberta. Ainda no mesmo ano foi observado que cristais de Urânio poderiam ser utilizados, mesmo em ambiente sem luz, originando, assim, a radiografia [1].

Através de mais pesquisas percebeu-se que o Urânio e o Tório possuem efeitos similares aos raios-X, que depois foram denominados de Radioatividade [1]. Novas descobertas do Rádio, em que é 60 vezes mais radioativo que a descoberta antecessora [1]; a partir de então, surgiu a Radioterapia que é a junção dos raios-X e a Radioatividade em que possibilitou, com isto, “ver por dentro” [1].

Durante a década de 1950 passaram a ser utilizados o Césio-137 e o Iridio-190 e 192, reduzindo a dosagem de radiação tanto para o paciente quanto a exposição da mesma para os profissionais em saúde, assim como o ambiente hospitalar [1].

No Brasil, surgiu o primeiro aparelho de raios-X a partir de 1897 que foi instalado na cidade de Formiga-MG [52]. Na Figura 2.2 é mostrado um aparelho de raios-X que contém recursos mais modernos, comparado aos seus antecessores, gerando, assim, uma melhor padronização na imagem da radiografia:



Figura 2.2: *Aparelho de raios-X com telecomandos* [52]

A utilização do raios-X é eficiente devido ao mesmo emitir uma radiação em ondas eletromagnéticas em alta frequência [52], em formato de luz, cujo raios se propagam em linha reta, atravessam o corpo e são refletidas sobre a estrutura onde o paciente está (sobre a mesa), para que seja possível a visualização por dentro do corpo. Para esta dissertação serão utilizadas radiografias da caixa torácica e, posteriormente, realçando a região dos pulmões [27].

2.2.4 Utilização e Representação das Radiografias

A radiografia de tórax é considerado, pela Organização Mundial da Saúde (OMS), o melhor método disponível para o diagnóstico de pneumonia na prática clínica [4]. Sendo que a performance do observador está diretamente relacionada com o sucesso do diagnóstico e, portanto, susceptível ao erro [62] *apud* [31], [72]. A variação na interpretação, ou erro, pode se dar por parte de um observador em específico, por exemplo, a visualização de sombras, porém existem casos em que há uma divergência geral entre os especialistas.

Sobre as imagens das radiografias, que são formadas por imagens anatômicas, representadas por tons de cinza [13], podendo ser muito escuro ou claro e, de acordo com [6], é possível o diagnóstico de doenças, através do uso de radiografias do tórax, no qual a mesma são extraídas do aparelho de raios-X.

De acordo com [13], as imagens de radiografias devem atender a padrões adequados de qualidade para a identificação das estruturas anatômicas, entre outros fatores, para que seja possível a realização do exame necessário. E conforme citado por [27] sobre os aspectos importantes para se obter uma radiografia mais legível para o profissional que irá realizar a leitura da mesma, segue:

“Dentre os aspectos técnicos importantes a serem levados em conta de uma radiografia de tórax, sobressaem: posição do paciente, penetração ou quilovoltagem utilizada e inspiração, para que as imagens impressas

na película apresentem forma, densidade e dimensão ou mais próximo possível da realidade.” ([27], 1983, p. 119).

A ausência de movimentos durante o momento de obtenção da radiografia e o posicionamento tanto do aparelho em de raios-X quanto da clavícula do paciente torna-se determinante para a qualidade da mesma [13]. Pois, as partes do corpo que são representadas pela “falsa cor”, através de diferentes intensidades na radiografia, devido a absorção parcial ou total da radiação dos raios-X, para que ocorra esta identificação, é necessário separar ou retirar as regiões como sangue, cartilagem da pele, cálculo de colesterol (da vesícula biliar) e cálculos de ácido úrico (do rim), músculos, gorduras, ossos, mediastino³ e o fundo conforme [10] [52] através da fase de pré-processamento. A seguir, é apresentada a Figura 2.3 referente a uma radiografia extraída do “padrão ouro”:



Figura 2.3: Imagem digital de radiografia do “padrão ouro”

Realizada uma análise empírica na região dos pulmões das radiografias, por exemplo, na Figura 2.3, foi percebido que contém coloração escura, assim como afirmado também no estudo de [48], torna-se difícil a localização do mesmo, se comparado as outras partes da radiografia, que possuem intensidade com valores mais altos.

De acordo com [52] [57] [13], o contraste e a nitidez da imagem de radiografia a influência em uma boa qualidade, além da imobilidade do paciente, [52] que afirma alguns dos problemas que podem ocorrer nas imagens de radiografias, pois podem ficar muito claras ou escuras ou o paciente pode ficar localizado no local errado. [57] elenca além da distância e posicionamento inadequados, como a rotação da clavícula, podem levar a algumas dificuldades na interpretação da radiografia. Mais informações sobre as tecnologias de raios-X e imagem de radiografia podem ser obtidas através da referência de [13].

³Mediastino é a membrana entre duas partições do corpo, que são os pulmões [27].

2.2.5 Banco de Dados “Padrão Ouro”

O banco de dados “padrão ouro” são imagens digitais extraídas de radiografias do tórax reais de crianças < 5 anos de idade com suspeita de pneumonia, com padrão bacteriano, que serviram de estudos para outras pesquisas [63] [32] [29] [25] e têm apresentado bons resultados. Este banco consiste em cerca de 1000 radiografias, conforme mencionado por [31], nos quais havia tendência de ter pneumonia, que foram digitalizadas, atualmente-se encontram-se armazenadas no Departamento de Saúde Coletiva da Universidade Federal de Goiás (IPTSP/UFG), localizado na cidade de Goiânia-GO, no Brasil.

Através de investigações realizadas a partir do ano 2000, no município do Goiânia-GO, Brasil, as radiografias que provavelmente possuíam pneumonia bacteriana eram enviadas para o projeto e, com isso, 2 (dois) radiologista do projeto, analisavam separadamente as mesmas, seguindo o protocolo do estudo padronizado para tal, em que todas as fotos digitais cujo nível de concordância dos diagnóstico foi de 85%. Porém, os 15% restante de discordância eram analisados por um profissional sênior, ou seja, que era ainda mais experiente perante os profissionais da área [29].

As imagens foram retiradas das radiografias de crianças que, depois, foram fotografadas por uma câmera fotográfica, modelo Mavica FD90, conforme determinado e descrito por [63, 29, 25] pela padronização 1024 x 768 *pixels* e 300 DPI (*Dots Per Inch*; Pontos por Polegada). A vantagem do uso da câmera digital para obtenção da imagem digital, conforme a finalidade específica e aplicação, torna possível, em formato de matriz em que permite várias operações através da radiografia em formato digital.

Para que sejam alcançados os objetivos serão realizados vários estudos sobre as bibliografias referentes ao tema em questão. Depois serão utilizadas imagens médicas das radiografias, a partir do banco de dados de imagens do “padrão ouro”, já que o mesmo possui confiabilidade, devido a sua contribuição em diversas outras pesquisas sobre o tema de pneumonia em crianças, cujos critérios de escolha são baseados em informações relevantes visualmente para a realização e concretização da dissertação presente.

2.3 Sistema Auxiliado por Computador

Nesta seção é apresentado desde o surgimento do Sistema Auxiliado por Computador (CAD), até o PneumoCAD. Este último contém maiores detalhes de sua importância e recursos para o diagnóstico da ausência ou não da pneumonia, bem como é explicada a motivação desta dissertação para o uso do mesmo.

2.3.1 Surgimento do Sistema Auxiliado por Computador

Conforme relatado por [55] durante o desenvolvimento histórico, em 1955, foi idealizado por Lee Lusted e, a partir de 1967 Fred Winsberg *et all*, publicaram sobre o CADx (*Computer-Aided Diagnostic*; Diagnóstico Auxiliado por Computador), porém, a partir de década de 1980 surgiram mais pesquisas sobre o tema com o propósito em não de substituir os radiologistas, mas de desenvolver um sistema que pudesse melhorar as discussões clínicas e, conseqüentemente, ocorreu o desenvolvimento de algoritmos para CAD e CADx. Pois, em outro trabalho, [49] envolve os sistemas CAD, ficou comprovado que o nível de acerto no caso do profissional de saúde junto/parceria com o computador contribuiria para um melhor desempenho.

A seguir, consta um diagrama extraído de [55] em que é mostrado o desenvolvimento dos sistemas CAD entre 1955 e 2004:

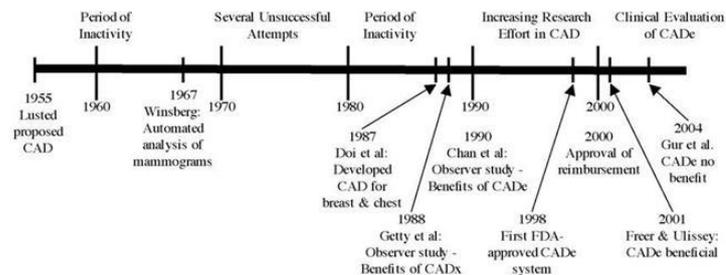


Figura 2.4: Timeline of CAD development [55]

As contribuições dos sistemas CAD ganharam impacto a partir de 1987 diante dos avanços tecnológicos da computação na área médica [55] [49], tornando-se um forte aliado, principalmente em regiões isoladas em que o número de profissionais especializados é menor.

Para que os sistemas CAD, obtivessem grande sucesso, ocorreu interesse de muitos institutos de pesquisas e grandes fabricantes de equipamentos [49]. Sendo assim, o sistema CAD poderia ser melhor incorporado nos ambientes clínicos e hospitalares já que seus benefícios são muito importantes, além da redução de custos e tempo.

A utilização dos sistemas CAD tem grande importância para diagnóstico de doenças, baseado em uma segunda opinião para o profissional em saúde, pois o mesmo, não possui o interesse de substituir o médico, mas ser um aliado de maneira a auxiliá-lo e, com isso, no futuro possa ser cada vez mais utilizado devido a sua confiabilidade, além da diminuição de tempo necessário para a detecção do diagnóstico e com o nível de acerto cada vez maior [57]. E, ao mesmo tempo, diagnosticando em parceria com os demais profissionais de saúde com o intuito único de contribuir a salvar vidas através de diagnóstico com precisão e agilidade em termos de tempo, recursos materiais e humanos,

resultando em prevenção e com isto contribuindo para que o paciente tenha uma melhora, se possível, mais rápida.

Outra razão para os profissionais na área médica utilizarem o sistema CAD, é que, assim, quando ocorrer o **falso positivo**⁴, o profissional em questão possa analisar com maior detalhe e precisão a região em que ocorreram os diagnósticos opostos. Sendo assim, torna-se possível até mesmo a realização de outra radiografia para uma análise melhor detalhada e, com isso, diminuindo as possibilidades de erros.

2.3.2 Sistema Especialista PneumoCAD

O sistema especialista PneumoCAD foi desenvolvido por [31] e publicado em 2009. Consiste em sistema CAD com finalidade específica de auxiliar o profissional de saúde no diagnóstico de ausência ou não de pneumonia, cujo enfoque é baseado no diagnóstico e falso positivo. Seus testes foram realizados sobre um conjunto de amostras a partir das imagens das radiografias do “padrão ouro”, originando, com isso, novas pesquisas [32] [63] [67] [66]. Além de outras publicações com o aplicativo, que faz uso da mesma base de dados “padrão ouro” que busca analisar, de maneira mais eficaz, através de radiografias do tórax compatíveis com a ausência ou não de pneumonia.

Entre os vários problemas que podem ocorrer durante o diagnóstico da pneumonia são os falsos positivos, ocasionados, por exemplo, pelo fato de muitas doenças respiratórias provocarem tosse e, para complicar ainda mais o diagnóstico consiste em métodos subjetivos, embora confiáveis. Sendo assim o sistema CAD pode ser uma segunda opinião, baseado em apoio, fazendo com que o profissional consiga rever se o resultado for contraditório [32].

O sistema especialista proposto, PneumoCAD, mostrou-se uma ferramenta capaz de classificar imagens de radiografias de tórax de maneira correta em relação à presença ou não de pneumonia bacteriana auxiliando o médico em fornecer um diagnóstico preciso [32].

A partir do processamento das imagens digitais armazenadas, utilizadas pelo PneumoCAD, tornou-se possível fazer uso de métricas que pudessem comprovar a eficácia de vacinas para a prevenção da pneumonia e, assim, justificar os custos da vacinação em crianças, contribuindo para a diminuição da doença respiratória mencionada, além da obtenção e geração das informações em tempo real. Os resultados obtidos em levantamentos através das informações oriundos dos diagnósticos armazenados no PneumoCAD,

⁴Falso positivo é quando é indicado uma doença, entretanto, não há existência da mesma [57].

sobre a eficiência das vacinas para a pneumonia em crianças, tornando, assim, o processo ainda melhor[31]: padronizado, seguro, rápido e computacionalmente automatizado.

Espera-se, com esta pesquisa, agregue recurso para o sistema CAD abordado no decorrer desta dissertação, com finalidade de ser uma segunda opinião para o profissional de saúde, tornando-se forte aliado para a diminuição de diagnóstico de falsos positivos para pneumonia e, com isso, agilizar para o paciente o tratamento correto, contribuindo com o ganho de tempo, nos contornos da área correspondente dos pulmões [32].

O processo de realização do diagnóstico consiste, inicialmente, de realçar manualmente as regiões dos pulmões, por isso, foram propostos métodos que pudessem realizar, através de segmentação, para o sistema PneumoCAD. Esta dissertação obteve interesse na utilização do ASM para que o processo seja feito de maneira automática ou, pelo menos, semiautomática, contribuindo, assim, para redução de erro e tempo, além de maior precisão para o diagnóstico de ausência ou não de pneumonia.

2.4 Anatomia e Fisiologia dos Pulmões e em Relação à Pneumonia

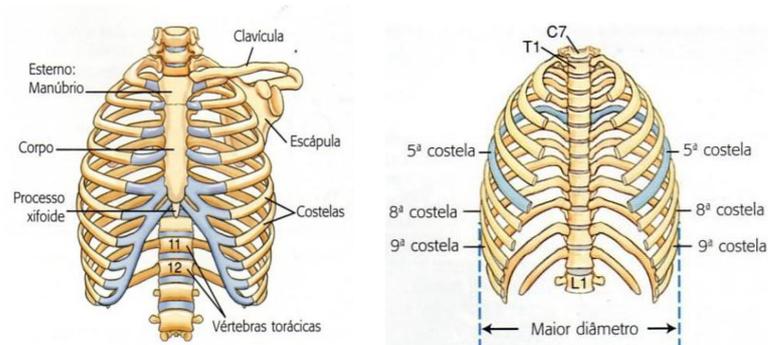
Nesta seção é descrita a anatomia, a fisiologia dos pulmões e da caixa torácica, além de ser explicado sobre a pneumonia. Os estudos foram realizados a partir da Literatura da Medicina para obtenção dos conhecimentos necessários sobre pulmões e pneumonia para ajudar a compreender o funcionamento, forma, localização dentro da caixa torácica [13]. Pois, estas informações são importantes para determinar conforme descrito na Seção 3.4 *Landmark*, e nas Tabela 4.1 e Tabela 4.2, para que seja possível encontrar os pulmões através dos *landmarks* que compõe as formas na imagens de radiografias [42].

2.4.1 Anatomia da Caixa Torácica Baseada nos Pulmões

O tórax é dividido em 3 partes: a caixa torácica, sistema respiratório, mediastino [13]. O estudo focará na caixa torácica, que é a parte do esqueleto responsável em proteger vários órgãos vitais [13]. A caixa torácica é definido por [27]: “O tórax (caixa torácica) se compõe de vértebras torácicas, costelas, esterno, cartilagens, músculos e ligamentos.” ([27], 1983, p. 7).

A caixa torácica é composta por 12 vértebras. Elas se constituem de costelas, que tem o formato de um arco. Sendo assim, para encontrar as regiões dos pulmões, são necessárias a utilização de 9 vértebras em que são contadas a partir da primeira que é

a posterior [13]. Por isso, que nas imagens de radiografias, os ossos do tórax passa a impressão que estão se cruzando (conforme a interpretação, até mesmo sobreposta). A radiografia do aparelho de raios-X esta posicionado de maneira a imagem dos ossos da frente e depois da parte de trás [3], conforme Figura 2.6 a seguir:



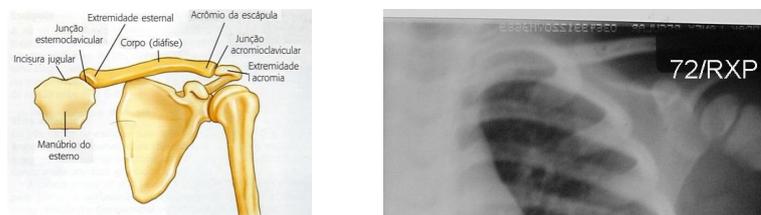
(a) Caixa torácica [13], destacada por partes

(b) Caixa torácica [13], destacada pelas vértebras e costelas referente aos diâmetros

Figura 2.5: Imagem ilustrativa da Caixa Torácica

São 12 ossos de cada lado e 24 costelas, localizados dentro da caixa torácica. As costelas são enumeradas de cima para baixo, a localização da primeira costela é difícil de identificar devido a sua estrutura anatômica, além da mesma estar localizada próxima a outros ossos da clavícula [5] [13].

A clavícula é achatada e possui curvatura para baixo, possui diferença em sua forma em comparação entre indivíduo masculino pois é mais espessa e mais curvada do que o feminino [13]. Na Figura 2.6(a) é apresentada uma ilustração detalhada e na Figura 2.6(b) da imagem da radiografia é destacada apenas a região da clavícula, para melhor compreensão da mesma:



(a) Imagem ilustrativa da clavícula [13], alterada com efeito espelho

(b) Imagem digital de radiografia da clavícula da Foto 72.jpg do “padrão ouro”

Figura 2.6: Imagens da clavícula

As crianças com **Síndrome de Down** de acordo com [47] apresentam características diferentes no tórax, por conta do osso peitoral, provocadas por fatores respiratórios,

por isso, de acordo com [52], há a possibilidade de existir uma diferença na quantidade das costelas, ou seja, 11 costelas. Embora nas imagens do “padrão ouro” não tenha sido possível obter esta informação sobre cada criança, a pesquisa não objetivou a encontrar as radiografias que possuem tais características, porém recomenda-se que outros pesquisadores, em seus trabalhos futuros, busquem mais informação sobre o tema com o objetivo de obtenção de diagnósticos mais precisos.

As costelas 8 até 12 são conhecidas como costelas falsas [5] [13]. As costelas 11 e 12 são conhecidas como flutuantes e seu tamanho pode variar muito, sendo pequenas ou grandes [5] [13]. No geral, as costelas do mesmo indivíduo possuem diferenças em seu formato, largura e curvatura conforme a citação a seguir [13]:

“Nem todas as costelas possuem a mesma aparência. As primeiras são curtas e largas, que estão em posição vertical. Contado de cima para baixo a partir do primeiro par, as costelas ficam cada vez mais longas até o sétimo par. Do sétimo par em diante ficam cada vez mais curtas até o décimo segundo ou último par de costelas, o qual é bem menor. As primeiras costelas são as que possuem curvatura mais acentuada. A caixa torácica é mais **larga** nas margens laterais da **oitava ou nona costela.**” ([13], 2010, p. 354).

Sendo assim, os ossos se tornam importantes para determinar a região de interesse, por isso, há a necessidade de saber interpretar as radiografias que contém a caixa torácica.

Segundo [66], diferentes partes do corpo absorvem variados níveis de fótons, resultando em diversos tons de cinza em que aparecem nas imagens de radiografias. Sobre tais níveis de intensidade em que são representados em determinadas regiões, nas radiografias, que são interpretados através das seguintes colorações [2] [52]:

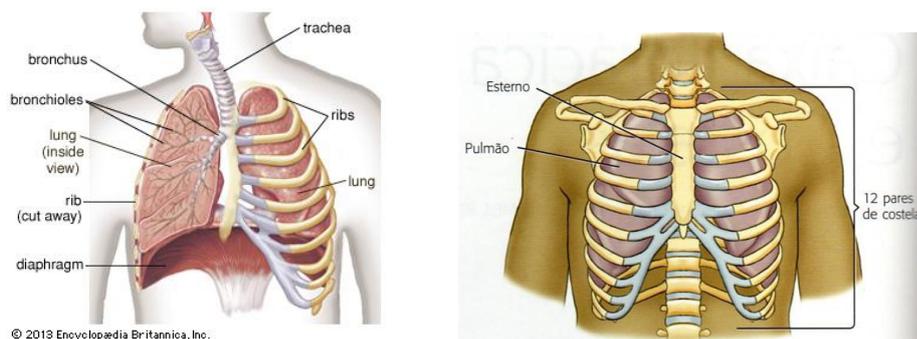
- Onde aparecem os **ossos**, ficará com a coloração **menos branca**;
- Onde aparece o **ar**, ficará definido com a coloração **preta**;
- Onde aparece **gordura**, ficará definido com a coloração **quase preta**;
- Onde aparecem os **músculos**, e líquidos como a água, ficará definido com a coloração **cinza**.

Por exemplo, os ossos das crianças são menos densos caso sejam comparados com o adulto, ocorrendo com isto menos contraste durante a visualização da imagem de radiografia [13]. Portanto, a partir da coloração do tons de cinza, torna-se possível a interpretação anatômica estrutural das partes do corpo que aparecem nas radiografias.

2.4.2 Fisiologia dos Pulmões

Os pulmões são fundamentais para a respiração [16] [13], além de ser responsáveis por toda a filtragem do ar, vital para todo o funcionamento do corpo humano, ou seja, sem o mesmo não seria possível o corpo realizar o bombeamento do sangue, pelas artérias até o cérebro, que necessita de vários elementos presentes no sangue, que através da respiração o oxigênio (O_2), alcança os tecidos orgânicos formados por milhões de pequenos sacos chamados alvéolos, que se enchem [17].

De acordo com [27], os tecidos que formam os pulmões possuem tamanhos e formas variáveis, principalmente entre homens e mulheres [46]. Seu formato cônico diferencia-se também pela coloração conforme a idade. Por exemplo, após o nascimento, fica com a coloração rosada e, quando adulto torna-se acinzentado até adquirir, por final, a coloração escura [5] [46]. Outra diferença de coloração é referente à parte superior e inferior, além que sua superfície ser lisa e brilhosa [5] [46]. A Figura 2.7, apresentada a seguir, contém ilustrações sobre os pulmões:



(a) *Relação dos pulmões com a caixa torácica [46]*

(b) *Caixa torácica, invólucro expansível para os pulmões [13]*

Figura 2.7: *Relação entre o pulmão e a caixa torácica*

A literatura médica indica que o pulmão do lado direito possui um orifício (conexão da traqueia aos brônquios [5] [60] [16]) a mais do que o do lado esquerdo, além de ser maior do que o do lado esquerdo [16], por isso, as informações referentes aos pontos a ser pesquisados são diferentes devido a sua anatomia, que conforme [3], o volume do pulmão do lado direito é $\frac{1}{15}$ superior ao esquerdo.

Outra característica dos pulmões é se diferenciam com o simples movimento da respiração, por ser compostos por uma substância denominada de **parenquima** que permite a expansão [5] [13]. Por isso, ocorre mudança na dimensão da caixa torácica, pois as costelas alteram a forma do pulmão [27] [13], ou seja, ocorre quando é realizada a inspiração e a expiração [56] [5]:

- A **inspiração** é quando os pulmões se alongam, pois estão cheios de ar;

- A **expiração** é quando os pulmões se encurtam, pois estão com menos ar.

Durante a obtenção da radiografia, através do aparelho de raios-X, os movimentos involuntários da inspiração e expiração, pelo paciente, causam dificuldades e o ideal é a imobilização ou o controle da respiração, medidas estas que contribuem para uma melhor visualização durante o exame da anatomia dos mesmos [13]. A Figura 2.8 a seguir ilustra melhor o movimento tanto em ambos os pulmões quanto no diafragma durante a respiração:

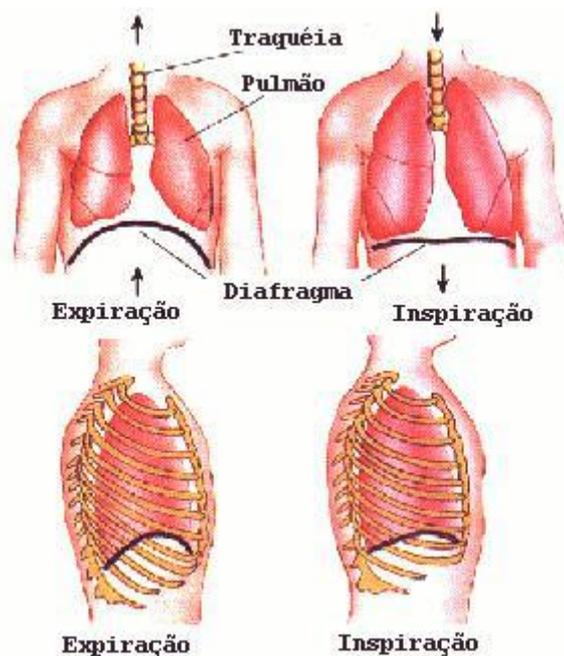


Figura 2.8: O movimento do diafragma durante a expiração e inspiração [12]

Devido à elasticidade que os pulmões possuem ocasiona-se certa quantidade de movimentos respiratórios que podem variar devido a idade. Conforme citado por [56]: “O número de movimentos respiratórios (inspiração e expiração) é de 14 a 16 por minuto no adulto: de 25 a 30 na criança: de 40 a 50 no recém-nascido.” ([56], 2015).

Portanto, conforme a idade, movimentos da respiração, posicionamento e a **coloração do pulmão** deixa de ser vermelho-escuro e se torna acinzentado, no qual estas informações são importantes devido ao sistema de reconhecimento do mesmo, através de imagens, necessita-se de analisar a característica de intensidade de cores na imagem. Sendo assim, os pulmões de uma criança tornam ainda mais difícil sua localização, se comparado ao adulto.

2.4.3 Pneumonia

De acordo com [58] [13], a pneumonia é uma inflamação do pulmão, que provoca o acúmulo excessivo do líquido dentro dos alvéolos pulmonares, que são responsáveis por trocar o dióxido de carbono, que se elimina do organismo, por oxigênio (O_2), em que alcança os tecidos orgânicos, dificultando, com isso, a respiração já que os alvéolos estão cheios de pus e líquido. Provocando, assim, a sensação de falta de ar durante a respiração, sendo causada por vírus ou bactérias, além de outros agentes infecciosos, conforme [9]. Na Figura 2.9 é ilustrado o funcionamento dos alvéolos:

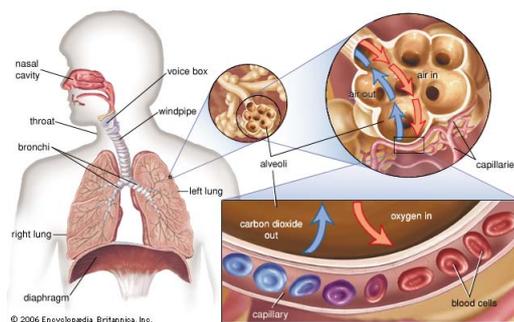


Figura 2.9: Alvéolos [46]

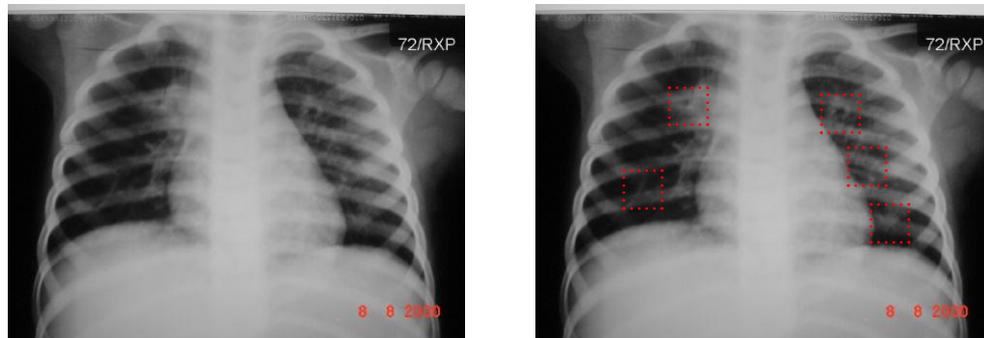
A seguir, são apresentados os fatores que influenciam a pneumonia, conforme citado por [8]:

“A exata prevalência das pneumonias adquiridas na comunidade é desconhecida, porque elas não constituem uma doença de notificação compulsória. Sua ocorrência, entretanto, é influenciada por fatores geográficos, sazonais e socioeconômicos, ocorrendo ainda variações importantes com relação a idade e às doenças crônicas associadas.” ([8], 1985).

Sendo que a prevenção diminuirá os efeitos negativos causados pela bactéria e, ao mesmo tempo, contribuindo para um diagnóstico mais preciso sobre as causas e as soluções. Durante o diagnóstico, o profissional presente, possui preocupações adversas, como verificar se o paciente possui outros tipos de doenças, por isso, existe a necessidade de segmentar a região de interesse e fazer uso do sistema CAD para a detecção da pneumonia [27].

O exame, através de radiografia do tórax é recomendável para o diagnóstico de doenças pulmonares, como a pneumonia [52] [13], cuja obtenção é baseada nas manchas brancas presentes na imagem da radiografia e tratadas posteriormente por meio de antibióticos [63]. Na Figura 2.10 é apresentada uma imagem, extraída do “padrão ouro”, de uma criança com pneumonia bacteriana, realçada, na Figura 2.10(b), através do

quadrado em cor vermelha, no contorno de algumas regiões que possuem pus dentro das regiões dos pulmões:



(a) *Radiografia original*

(b) *Radiografia realçada a pneumonia em algumas áreas*

Figura 2.10: *Diagnóstico de pneumonia bacteriana*

Algumas dificuldades na interpretação da imagem podem ter como consequência o diagnóstico errado, como os falsos positivos, conforme já pesquisado em um grande hospital de Goiânia-GO, e acarretam uma série de problemas, não apenas em custos hospitalares, como na utilização de Unidade Intensiva de Saúde (UTI), mas também causam desgaste nas crianças, pois são utilizados medicamentos fortes para seus organismos, podendo ocorrer alguns efeitos colaterais devido ao diagnóstico errôneo [54, 32].

De acordo com [8, 29, 66] a pneumonia é o principal problema da causa de morte infantil. Além disso, os bebês que possuem pneumonia podem, até mesmo, engasgar com o catarro e líquido, contudo, a pneumonia é tratável [9] após o diagnóstico do agente infeccioso da mesma.

A pneumonia, quando ocorre em crianças, possui características diferentes dos indivíduos adultos [29]. Referente à criança, devido ao organismo ainda estar em desenvolvimento e não possuir as defesas necessárias, a doença é mais agressiva [29], podendo levar ao óbito mais facilmente do que em adultos. Por isso, torna-se importante a realização do diagnóstico da doença o mais rápido possível, contribuindo para que o tratamento seja eficaz, evitando, com isso, complicações que possam levar a criança a óbito.

2.5 Processamento Digital de Imagens

Nesta seção, são apresentados os conceitos essenciais sobre o uso do Processamento Digital de Imagens, que são importantes para a sua compreensão devido a ser adotados nas imagens médicas aplicadas para as radiografias digitais na presente dissertação.

2.5.1 Pixel

Em Processamento Digital de Imagem o **elemento de imagem** ou *pixel* representa, dentro da imagem, a menor unidade de informação, conforme descrito por [63], em que consiste basicamente de localização e cor. Na Figura 2.1 da Subseção 2.2.1 *Imagem Digital Bidimensional*, é mostrado através da interseção entre as variáveis x_i e y_i .

2.5.2 Intensidade

Na imagem digital, conforme explicado na Equação 2-1, e por [28], em que a intensidade da cor do *pixel* ou a sua luminosidade de cada *pixels* é a quantidade de luz, dada através da variação de valores ($\mathbb{N} = \{0, 1, 2, 3, 4, \dots \dots \}$) entre [0 a 255] ou [0..255], que representa o f da função a seguir:

$$f(x, y)$$

Sendo que o 0 representa a intensidade de *pixel* escuro total, ou seja, cada *pixel* pode apenas possuir 1 das 256 intensidades, conforme apresentado e detalhado na Figura 2.11 [57]:

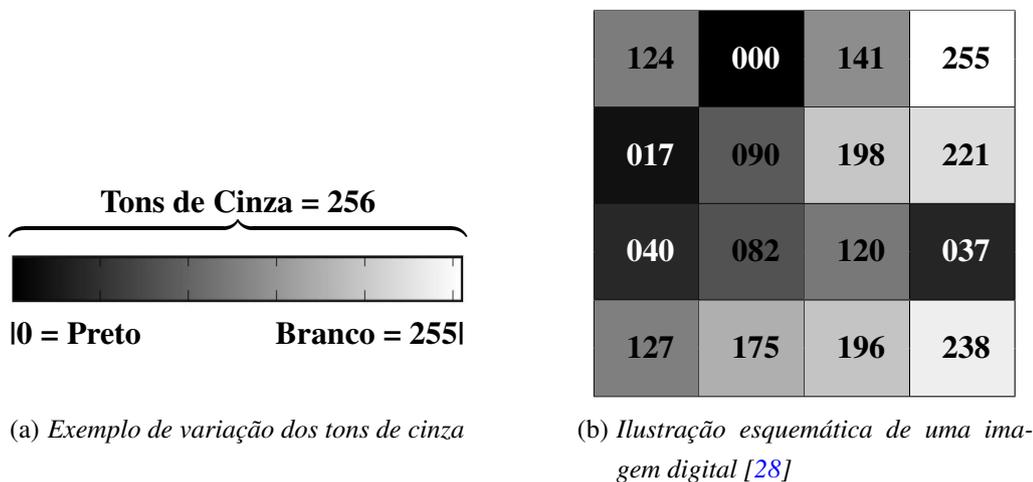


Figura 2.11: Representação dos tons dos níveis de intensidade para cada pixels

Referente aos valores das variações dos tons de cinza da Figura 2.11(a), que resultaram nos valores da matriz da Figura 2.11(b), melhor descritos nos itens a seguir:

- Quanto menor o valor da intensidade, ou seja, mais próximo de 0 (zero), mais escura vai se tornando a tonalidade do *pixel*;

- Os valores das intensidades próximas de 127, mais cinza vão se tornando a tonalidade do *pixel*;
- Quanto maior o valor da intensidade, ou seja, mais próximo de 256, mais clara vai se tornando a tonalidade do *pixel*.

Sobre a intensidade do *pixels* da $f(x, y)$, da Figura 2.1, é possível realizar a visualização no formato da Figura 2.11 através do MATLAB (do inglês, *MATrix LABoratory* [66]) que contém uma ferramenta “*Image Tool*”, que permitem analisar melhor a imagem digital em nível mais baixo.

Para a formação das imagens coloridas são necessárias 3 (três) cores, as quais são geradas, sendo que cada cor é representada por um canal/componente do RGB, através da utilização de todas é possível visualizar a imagem colorida, a partir dos dispositivos digitais [28], conforme melhor explicado a seguir:

$$\left| \begin{array}{l} \mathbf{R} \\ \mathbf{G} \\ \mathbf{B} \end{array} \right| = \begin{array}{l} \mathbf{Red} \\ \mathbf{Green} \\ \mathbf{Blue} \end{array} = \begin{array}{l} \mathbf{Vermelho;} \\ \mathbf{Verde;} \\ \mathbf{Azul.} \end{array}$$

O RGB é formado por 3 canais/componentes, cada um representa 8 *bits* ($0 \leq \mathbf{R} \leq 255$, $0 \leq \mathbf{G} \leq 255$ e $0 \leq \mathbf{B} \leq 255$). E a soma de todos os canais/componentes é de 24 *bits* no qual representa o f_R, f_G, f_B da função a seguir:

$$f(x, y) = f_R(x, y) + f_G(x, y) + f_B(x, y)$$

A quantidade total de tons de cinza que podem ser representados pelos 3 canais são de $256 * 256 * 256 = 16.777.216$. A seguir, alguns exemplos de valores decimais para cada 8 *bits* de todos os canais/componentes do RGB:

$$\begin{array}{l} \text{Branco} \implies \text{RGB} \quad (\mathbf{255}, \mathbf{255}, \mathbf{255}); \\ \text{Azul} \implies \text{RGB} \quad (\mathbf{0}, \mathbf{0}, \mathbf{255}); \\ \text{Vermelho} \implies \text{RGB} \quad (\mathbf{255}, \mathbf{0}, \mathbf{0}); \\ \text{Verde} \implies \text{RGB} \quad (\mathbf{0}, \mathbf{255}, \mathbf{0}); \\ \text{Escuro} \implies \text{RGB} \quad (\mathbf{0}, \mathbf{0}, \mathbf{0}). \end{array}$$

Também nas intensidades do RGB podem ser utilizados valores reais e cada intensidade pode variar de [0..1], para cada uma das 3 dimensões, por exemplo, RGB (0.52, 1, 0.251) [38].

A partir da representação matricial com as características $1..m * 1..n * 3$, torna-se possível armazenar as 3 dimensões, uma para cada canal/componente do RGB [28]. Ou seja, comparando as imagens em tons de cinza, em relação às coloridas, fica evidente que a primeira consome 3 vezes menos espaço, sendo ideal para trabalhar com imagens

médicas que consomem bastante espaço de armazenamento tanto em memória principal quanto na secundária [28]. Os equipamentos hospitalares com tecnologia embarcada que faz em uso de Sistema CAD, por exemplo, o ideal é utilizar pouca memória devido ao custo e limitações do hardware.

Portanto, para esta dissertação será determinado que $f(x, y) = 0$ indica a intensidade **escura** e $f(x, y) = 255$ intensidade **branca**, para as imagens tanto em tons de cinza, quanto para as coloridas. Pois, através desta formalização matemática, torna-se melhor compreensível a sua utilização nas intensidades descritas durante o desenvolver desta dissertação.

2.5.3 Gradiente

Baseado na visão prática do uso de processamento de imagens médicas aplicado a sistemas CAD de [57], cujo gradiente é representado por $G[f(x, y)]$ que é o valor que busca ser obtido é utilizado para identificar cada uma das fronteiras das regiões de contornos dos objetos dentro da imagem digital, e suas características envolvem variações de altas gradações, sendo que uma das abordagens muito utilizadas para conseguir o gradiente absoluto através da Equação 2-2 a seguir, que representa o princípio de uma das propriedades mais importantes, no qual o seu valor direciona para o máximo da função $f(x, y)$:

$$G[f(x, y)] \cong |f(x, y) - f(x + 1, y)| + |f(x, y) - f(x, y + 1)| \quad (2-2)$$

Ou seja, o gradiente é provocado pela variação de brilho, tornando-se, assim, possível a detecção entre as regiões de bordas dos objetos, permitindo, com isso, a possível a realização da segmentação (Seção 2.1 [Técnicas e Combinação de Segmentação](#)) através da descontinuidade de variações de valores. De acordo com [30], pode ser utilizado o valor de gradiente absoluto para encontrar tecidos e os ossos. No caso desta dissertação, a maioria dos *landmarks* estão sobre a região dos ossos devido a sua propriedade.

2.5.4 Textura

Os objetos são conhecidos não só pela sua forma, mas pelas suas cores, por isso, a textura é o padrão de cores que “cobre” todo objeto, não há uma maneira formal de defini-la [38] sendo intuitiva baseada, por exemplo, na propriedade de suavidade, rugosidade e

regularidade em determinada região, e estaticamente a sua descrição ocorre em linhas paralelamente e espaçadas.

Conforme citado por [27] em que sua pesquisa foi baseado em Sistema CAD, envolvendo Processamento Digital de Imagem e Visão computacional, onde houve a necessidade de maior compreensão da textura para o diagnóstico da pneumonia, como segue: “A textura, é normalmente e invariante ao brilho do objeto da imagem, posição, orientação, forma e tamanho e podem ser analisadas e decompostas por transformadas como as transformadas *Wavelet*.” ([27], 1983, p. 2).

Já de acordo com [37], a textura pode ser definida como um grupo de padrões recorrentes na natureza, encontrado como repetitivos ou não repetitivos, artificiais ou naturais. Ou seja, a textura é um conjunto de padrões que, conforme a intensidade de luz, dentro de uma determinada área, possibilita a extração de informações através de realce⁵ em áreas específicas da imagem para que seja possível analisar e diagnosticar. Com isso, torna-se um elemento chave, por exemplo, para diagnósticos radiológicos.

2.5.5 Ruídos

São informações que não representam nada no mundo real, ou seja, nenhum objeto, sendo que não possuem padrões. De acordo com [34], é um grande problema para analisar de maneira computacional, tornando-se difícil sua identificação e, conseqüentemente, pode gerar resultados inadequados. Conforme citado por [13]: “Ruído é definido como um distúrbio aleatório que obscurece ou reduz a nitidez. Em uma imagem radiográfica, isto se traduz em um aspecto granulado ou pontilhado da imagem.” ([13], 2010, p. 50).

Mas, de qualquer maneira, o ruído é pode ser considerado como uma informação nula ou até mesmo confusa, pois ele não representa nada na natureza, sendo difícil de detectar.

Portanto, o ruído pode ocorrer ainda na fase de aquisição da imagem. Para esta dissertação depende muito do equipamento utilizado, por exemplo, no caso de aparelhos de raios-X, por radiação, a falta de manutenção do aparelho, problemas com a qualidade do material utilizado, objetos metálicos em torno do ambiente ou ausência de outros fatores e cuidados no momento de sua utilização pode gerar muitos ruídos nas radiografias [13].

⁵O realce é uma técnica utilizada em imagens digitais, principalmente em imagens médicas que buscam destacar a região de interesse, por exemplo, a borda [57].

2.6 Trabalhos Relacionados

Ao proceder à revisão bibliográfica, não foram encontrados trabalhos que abordassem o desenvolvimento do ASM e AAM associados como principal objetivo de algum sistema CAD para detecção de pneumonias na infância. Por outro lado, os seguintes trabalhos moderadamente relacionados com o ASM, AAM e parcialmente com os pulmões de crianças, foram encontrados, conforme descritos nas subsecções a seguir.

2.6.1 Trabalhos Analisados e Estudados

No trabalho apresentado por [71] sobre ASM de segmentação com características ideais que propõe uma abordagem através de estratégia *top-down*, baseado em moldes. Menciona falhas que podem ocorrer em imagens médicas devido às diversas variações na forma. Portanto, é descrito um novo paradigma para a segmentação, no qual pode ser utilizado um conjunto de treinamento através de poucas imagens, mas é colocada limitação devido às bordas que determinam a fronteira entre os objetos que podem conter algum problema a ponto de coincidir com outra localização.

Com isto [71] houve, então, a necessidade de melhorar, através de uma segmentação genérica, pela forma e tons de cinza do objeto, por meio do uso de técnicas estatísticas para extrair as principais variações, que foi concentrado no artigo de Cootes e Taylor sobre o ASM e o AAM. Ambos fazem uso dos *landmarks* que são obtidos através do conjunto de treinamento. Mas, o que diferencia este último modelo é que é limitado à borda do objeto com o uso da primeira derivada normalizada. Cujo energia é minimizada pela distância Mahalanobis. A partir do AAM proposto Cootes e Taylor, se torna como alternativa para gerar formas plausíveis e, com isso, o ASM passar a ser utilizado na segmentação de imagens médicas.

A contribuição e proposta de [71] é de substituir o AAM por novo modelo também local, baseado na vizinhança entre os *pixels*, que também fará uso de uma análise estatística equivalente a característica de seleção com os vizinhos classificadores (*kNN*) recurso que funciona sequencialmente podendo seguir para frente e para trás de onde estiver selecionado, conforme a citação a seguir:

“The kNN classifier with the selected set of features is used to compute the displacements of landmarks during optimization, instead of the Mahalanobis distance for the normalized first derivative profile. In this paper, we refer to this new segmentation method as “ASMs with optimal features”, where the term optimal must be understood as described above.” ([71], 2002, p. 925).

Ainda segundo [71], antes de utilizar o PCA, as formas devem ser alinhadas através AGP, com o objetivo de minimizar a soma dos quadrados entre as distâncias dos *landmarks*, que é útil para a projeção no espaço tangente para cada forma. Embora não seja recomendável, o alinhamento pode ser omitido.

Nos experimentos realizados, por [71], cada *landmark* possui direção perpendicular sobre um ângulo de 90° graus no contorno, evitando, com isso, de encontrar outro *landmark* e os contornos são fechados (em que o último *landmark* encontrasse com o primeiro). É utilizada, então, a normalização que é a soma dos valores absolutos do *landmark* correspondente de todas as imagens do conjunto de treinamento, que são derivados como, média e a matriz de covariância. A partir desta normalização é possível o uso do cálculo da distância de Mahalanobis.

Através do conjunto de treinamento, é utilizado histograma que depois faz uso de banco de filtros que contém alguns atributos utilizados como o de número de *s*. Para o experimento, utilizado por [71], foram utilizadas duas maneiras, um conjunto de treinamento e outro de validação. No qual o ASM utilizado tradicionalmente ainda é o mais rápida a sua execução, se comparada a outros recursos, além do custo computacional [71].

O experimento de [71] envolveu partes do corpo humano como pulmões e cérebro. No caso, será explicado apenas o resultado dos pulmões que envolveu um conjunto de 230 radiografias torácicas de pacientes, referentes à tuberculose, sendo casos normais e anormais de pacientes de 16 anos e mais velhos com resolução de 256 * 256 *pixels*. Cujo resultado do experimento obteve um desempenho inferior, se comparado ao método do Active Shape Model para pulmão do lado esquerdo. Baseado na explicação de outra pesquisa sobre segmentação e identificação dos pulmões, de [48], referente aos resultados (de outro algoritmo aplicado na segmentação), afetam a acurácia no pulmão do lado direito e tem relação a estrutura gástrica e os movimentos cardíacos que geram sombras na imagem. Assim como os trabalhos de [72] em que se relata o acontecimento da mesma dificuldade, mas afirmando que os fatores responsáveis são a presença do estômago abaixo do diafragma, que pode conter ar, e a borda que representa o coração. Portanto o método proposto de [71] seria útil para objetos em que a área interna é textualizada de forma diferente da externa.

No trabalho de [22] aborda-se inicialmente, sobre a complexibilidade entre as imagens biomédicas, que, a partir de modelos, possam fazer uso de variabilidade tornam isso possível. Onde o objeto que se deseja procurar é examinado através de regiões, cujo modelo deve ser construído a partir de rótulos/*landmarks*, em que o mesmo possa variar de acordo com a forma e a textura que poderão, então, ser aplicados algoritmos para outros problemas, que o alteram apenas o conjunto de treinamento.

No trabalho de [22] é mencionado outro de [44] sobre Active Contour Models (ACM), que também é conhecido por *Snakes*, no qual a energia é minimizada pela curva, no qual a energia interna é suavizada quando aproxima-se da curva. O algoritmo criado pode ser eficiente, e geram instâncias que sofrem refinamentos sucessivos, através de parâmetros que geram novas imagens a partir do conjunto de treinamento da forma. A escolha pelos *landmarks* deve ser baseada em critérios de maior variação sobre todas as imagens do conjunto de treinamento. No qual é calculado o PCA e os parâmetros que representam as informações como posição, θ , s e translação para cada imagem, através de combinação linear. A escolha de número de moldes é feita a partir de vários testes no quais a proporção com o valor em 98% de variância foi a obteve melhores resultados dos exemplos (moldes) [22].

Sobre a proposta de [22], que é utilizada por Multi-Resolução de um modelo estatístico em formato de pirâmide, que inicia a busca pelo objeto em poucos *pixels*, controlado por L , que será 2^L , para cada incremento da variável mencionado, são utilizado mais *pixels* par no AAM que converge rapidamente. Este modelo se inicia muito distante da fronteira da forma, mas como a energia externa é bem maior, desloca-se/expande-se rapidamente com poucas interações. A principal diferença entre o formato de pirâmide proposto por [22] do tradicional é que o último pode movimentar incorretamente até o infinito, embora já existam soluções para evitar isso por meio de um contador de interações. Assim, a proposta se torna ideal quando o objeto encontra-se distante da forma; caso contrário, a implementação tradicional já seria o suficiente poi é mais minuciosa.

Conforme explicado por [22], o ASM não é adequado para objetos com formas que variam largamente como árvore, vermes etc., além de pequenas coisas que necessitam realizar contagem. Outro fator que também pode dificultar seria porque não há como a realizar a estimativa inicial adequada de cada objeto, mesmo que todas as outras características sejam idênticas. E ainda que fosse possível, o tempo necessário para encontrar todos os objetos em questão seria muito demorado.

Um dos problemas nas imagens 3D para utilizar este modelo é que exige mais *landmarks* por causa dos detalhes, caso seja, comparado ao 2D. Sobre o alinhamento, de acordo com [22] são utilizadas diferentes abordagens, sendo, recomendável utilizar a aproximação por tangente.

No trabalho de [19] aborda-se a dificuldade em segmentar e identificar, automaticamente, imagens das partes do corpo humano, como órgãos e ossos, devido à variedade de tamanho. Por isso, é necessário o uso de algum modelo deformável baseado em exemplos de forma compacta, que utilizem o PDM para realizar a procura do contorno na imagem desejada. O método utilizado é similar [44] ao ACM ou *Snakes*.

Ainda sobre o trabalho de [19] utiliza-se o ASM para encontrar uma imagem, que

consiste de um modelo deformável a partir do conjunto de treinamento, no qual o mesmo é reduzido e depois gerados os parâmetros que são linearmente independentes (conforme o uso também pode ser não linear dependente) contendo informações de posição e demais atributos. Também faz uso do AAM e, no mesmo é explicada exatamente a utilização das intensidades de cinza a partir do conjunto de treinamento. Através do PDM é capturada a aparência, que de acordo com [44], o modelo é atraído conforme a característica da imagem, e com isso, o mesmo pode ser aplicado para diferentes finalidades. A técnica tem sido utilizada com sucesso, a partir de imagens de raios-X da espinha dorsal [41], componentes industriais e etc.

A técnica utilizada do ASM e AAM pode ser aplicada tanto para a área médica quanto para o campo industrial, sendo que o trabalho de [19] possui como diferencial dos demais, por ser a realização de uma compilação de métodos do ASM tradicional, agregando funções de cálculo no AAM que medem o melhoramento da qualidade do ajuste do modelo. Ao final, é proposto o uso de Algoritmo Genético para melhoramento do resultado.

2.6.2 Sobre os Trabalhos

A maioria dos trabalhos pesquisados, contém explicações em de formulações matemáticas (equações, inequações e fórmulas) sobre as tecnologias utilizadas, no qual é afirmado que os resultados das segmentações foram satisfatórios em suas aplicações. Porém, existem dificuldades para realização da comparação dos métodos entre os trabalhos pesquisados, devido a não conter apresentação de códigos fontes, e exposição das imagens analisadas, dificultando, com isso, a compreensão e a utilização do ASM, além do uso de medidas de similaridades entre os métodos propostos.

Ainda sobre os métodos empregados e abordados pelos autores, referente ao ASM e AAM há dificuldades visíveis para realização de comparações devido às imagens não terem características similares, conforme apresentadas nos itens a seguir:

- Resoluções, nitidez, tamanho, s e quantidade $f(x, y) = 0$;
- Tons ou coloração das imagens digitais;
- Quantidade D no plano cartesiano;
- Referente às imagens médicas que são obtidas de aparelhos de diferentes marcas, modelos, fabricantes utilizados, além das configurações do mesmos;
- Recursos computacionais como processamento, memória, sistema operacional, linguagem de programação, etc.

Portanto, para que seja realizada a comparação, de maneira confiável, seria necessária a utilização da Análise de Algoritmo para compreender, por meio de um fator de

medida comum e formalizado matematicamente. Por isso, a utilização através dos parâmetros s e l_{max} , conforme explicado na Subseção 4.2.7.2 [Interação](#), e na Subseção 3.2.2.1 [Escala \$s\$](#) , torna a estimativa razoável, diante dos cenários apresentados nos últimos itens.

Em todos os trabalhos desta seção foram descritos o uso do ASM para o reconhecimento de objetos onde é derivado do modelo estatístico através de um conjunto de exemplos. No qual é gerado um modelo compacto contendo os moldes, para ser analisada a região em torno dos pontos considerados importantes, resultando, a cada interação, em refinamento e comparações entre imagens.

Os trabalhos relatam sobre o *Snakes* em que são os contornos nos quais são utilizadas as energias interna e externa para que todo o modelo sofra as deformações necessárias, tornando, assim, a diferença entre o ACM e o ASM, em que o último possui restrições sobre o quanto cada *landmark* pode deslocar. Além de que as alterações das abordagens para cada trabalho está focado no AAM, em que, com alguma complementação ou alteração, pode levar a resultados melhores, mas para determinada situação, além do uso de algoritmos genéticos.

Referente a todos os trabalhos pesquisados, foi identificada a utilização do PCA, e que a mesma é opcional durante o ASM e também no AAM, porém, sua economia de recursos computacionais que resulta em menor tempo, justifica seu uso.

Foi percebido também o uso do ASM em inúmeras pesquisas no reconhecimento facial (utilizando o Viola-Jones) e na área de imagens médicas. Sendo que, na área médica, envolve grande responsabilidade diretamente na detecção de ausência ou não de doenças baseado para encontrar a região de interesse, sendo assim, envolve muito mais do que dizer se acertou ou não, mas a certeza. Outro problema envolve o domínio do conhecimento necessário sobre determinadas partes do corpo, pois as imagens são da **parte interna do corpo**, diferente do reconhecimento facial que é feito a partir da **parte externa**.

Ainda sobre a parte interna do corpo, as imagens internas como as radiografias comparadas e utilizadas nesta dissertação possuem qualidades menores, onde sua superfície envolve várias outras informações, como ossos, sangue, vasos sanguíneos, órgãos vitais, tecidos, cartilagens, além de outros complicadores como o posicionamento e o ruído (possivelmente gerado a partir de materiais em torno do paciente e próximo dos aparelhos de raios-X em questão).

E, por fim, existem inúmeras vantagens do uso do ASM e AAM, entre elas é que o mesmo não faz uso de heurísticas, por isso, o mesmo é influenciado apenas pelo conjunto de treinamento, que exige maior cuidado, assim como qualquer alteração no algoritmo proposto a partir do tradicional.

2.7 Considerações Finais

Neste capítulo foram apresentados os conceitos, definições, trabalhos relacionados e os fundamentos necessários para a compreensão da formação de imagens digitais com ênfase na área médica, Processamento Digital de Imagens, informações anatômicas e fisiológicas sobre a região de interesse. Também foi explicado sobre o sistema CAD direcionado no PneumoCAD, o que não será utilizado. Entretanto, toda a dissertação é focada para ser aplicada para contribuir de forma a realçar a região de interesse que são os pulmões de crianças, com ausência ou não de pneumonia.

Tecnologias Utilizadas

Neste capítulo é apresentado sobre os conhecimentos necessários nas Seções [3.1 Região de Interesse para Diagnóstico](#), [3.2 Modelos de Distribuição de Pontos](#), [3.3 Combinação da Análise de Componente Principal com PDM](#), [3.4 Landmark](#), [3.5 Conjunto de Treinamento](#), [3.6 Modelo Estatístico de Forma](#), para a melhor compreensão das técnicas e métodos utilizados a partir dos capítulos posteriores para o desenvolvimento e implementação necessários para esta dissertação. Todos os métodos empregados consistem no uso e manipulação de vetores e matriz adquiridos da imagem.

3.1 Região de Interesse para Diagnóstico

A região de interesse consiste em destacar apenas o objeto que se pretende realçar (destacar determinada região para que, humanamente, seja possível visualizar, no qual pode ser utilizada também computacionalmente), por isso, é importante saber as informações necessárias do mesmo. Conforme [\[63\]](#), a localização torna-se útil, por exemplo, caso algum processo posterior necessite obter determinado grau de acerto satisfatório.

Existem alguns graus de variação de forma de objetos de imagem [\[20\]](#), e conforme a finalidade, pode ser interessante localizar objetos dentro de outro objeto. Por isso, há a necessidade específica em determinar a região de interesse.

Definir e encontrar a região de interesse em imagens médicas torna-se importante, ainda, na fase de pré-processamento para que sejam evitadas ou diminuídas possíveis informações desnecessárias, principalmente quando é utilizado para análise e diagnóstico médico através de sistemas computacionais.

Pois o objetivo de realçar a região de interesse é evitar problemas de definição errôneas, das regiões a ser pesquisadas ou diagnosticadas, principalmente envolvendo um grande número de imagens [\[49\]](#) em que há possibilidade, por exemplo, de ser ignorados pequenos detalhes. Nesta dissertação pode-se considerar que cada um dos n landmarks

formam o ponto de interesse e, com isso, também contribuem para a formação da região de interesse.

A localização de objetos em uma imagem é dos problemas tratados na literatura de Processamento Digital de Imagens e Visão Computacional [36], que ainda é um desafio obter uma grande precisão, visto que uma série de fatores que podem ocorrer em uma imagem, indo desde a iluminação, conforme abordado por [35] até mesmo, o ruído.

Pois existem algumas dificuldades que envolvem a localização de objetos na imagem, tais como:

- Localização;
- Cor;
- Tamanho;
- Forma;
- Textura;

Portanto, é difícil afirmar que determinado conjunto de algoritmos será bom para todos os casos, por isso, há a necessidade, se possível, de encontrar um conjunto reduzido de métodos, que com pequenos ajustes, possam obter o máximo de rendimento na localização de objetos.

3.2 Modelos de Distribuição de Pontos

Em 1995, Cootes, *et al* [20] construíram o *Point Distribution Model* (Modelo de Distribuição de Pontos; PDM) a partir de conjuntos de treinamento em 2D, que é útil para muitas tarefas que envolvem a localização ou o rastreamento de objetos deformáveis. O PDM é uma técnica que envolve a localização de formas/objetos deformáveis, a partir de exemplos(conjunto de treinamento), em que é calculada a forma média que origina o modelo que possui restrições. Sendo assim, é baseado nas variações da posição espacial, conforme apresentado no Subseção 3.4 *Landmark*.

Ou seja, o PDM é construído a partir da obtenção do:

- Conjunto de *landmarks* que representam a forma;
- Através do conjunto de treinamento é gerado, então, o alinhamento, PCA, ASM e AAM.

Portanto, o PDM são os pontos, ou seja, os *landmarks* que descrevem a variação da forma média, cujos autovetores geram novas formas, a partir de instâncias que são combinadas entre cada modelo do conjunto de treinamento, conforme descrito na Seção 3.3 *Combinação da Análise de Componente Principal com PDM*, que a partir do PCA, são combinados os resultados para calcular o PDM [40].

É através dele que se torna possível obter o modelo da forma média da Equação 3-34 no qual é calculada a partir do conjunto de treinamento das formas similares, em

que cada *landmarks* é ajustado a partir do referencial da menor distância entre cada forma como a média, por isso, o mesmo torna-se ideal, para ser aplicado tanto no ASM quanto AAM, pois ambos sofrem variações, sejam de posições ou de intensidades [40].

Para o ASM, a execução do PDM tende ao deslocamento a partir de uma posição média de todos *landmarks* respectivos, em que o movimento ocorre junto, sendo restringido com finalidade de assegurar que todos os parâmetros específicos do modelo não sofram anomalias [40]. Sobre as anomalias, que são definidas conforme citado por [69]: “Anomalias são objetos em que não se enquadram muito bem dentro do modelo.” ([69], 2009).

Ou seja, a anomalia significa que a forma é inadequada, tanto para o conjunto de treinamento, quanto para a imagem que deseja procurar.

Sobre a utilização do PDM, no AAM, torna-se importante para melhorar a localização, pois contribui para a realização dos cálculos referentes aos tons de cinza que representam as características durante a procura por meio de uma quantidade de tentativas bem reduzidas localmente.

O PDM é responsável por gerar novas formas similares aos moldes¹ do treinamento que depois são ajustados de acordo com os dados que são resumidos em um modelo de forma local compacto [40]. De acordo com [20] o PDM é útil para trabalhar com imagens digitais para o alinhamento padronizado, devido a possuir execução rápida e simples, que justifica seu uso.

3.2.1 Alinhamento através Análise Generalizada de Procrustes

A **Análise Generalizada de Procrustes (AGP)** é utilizada para analisar a distribuição de um conjunto de *landmarks*, que constituem as formas [64], onde, para ocorrer a mudança da posição do *landmarks*, é feito uso do alinhamento da forma, com intuito de reduzir/minimizar as variações entre as outras formas. Sendo assim, é necessário, através do uso de transformação, em que é utilizado, globalmente, o **fator de escala (reescala)**, encontrada localmente a rotação para cada *landmarks* e mapeamento da translação. Cujos valores de entrada para Equação 3.2.2 são obtidos dos *landmarks* da forma do objeto, adquiridos após a realização do conjunto de treinamento.

Para que seja possível o alinhamento aproximado do conjunto de formas obtido a partir dos *landmarks*, é realizada a AGP, no qual é escolhida alguma forma. No caso, para o ASM, é utilizada a forma média [45]. Depois de selecionada a forma para ASM

¹Os **moldes** são tratados em algumas literaturas sobre o ASM com o termo *mode* ou **modo**, porém, foi realizada a mudança para evitar ambiguidades.

é comparado, através do centroide, que são obtidos a partir do **conjunto de landmarks** (para que seja possível estimar a distância) tanto da média quanto de cada forma.

A única restrição da AGP é que apenas é possível realizar a comparação e análise entre as distâncias com uma correspondência de um. Por isso, o alinhamento acontece com apenas duas formas, sendo assim, a sua relação é de $\mathbb{R}^{1 \times 1}$.

Ou seja, são comparadas as D (Distância/Distâncias) e realizado o alinhamento conforme explicado na Subseção 3.2.2 Transformação $T(w)$, entre a posição dos *landmarks* correspondentes da forma média, na qual é calculado uma forma por vez do conjunto de treinamento, onde são armazenadas estas distâncias já com as devidas transformações de cada uma das colunas correspondentes em outra matriz R , até ser concluídas todas as formas do conjunto de treinamento. É, então, escolhida a $D = \min\{D_i\}$. Na Figura 3.1 é ilustrado o alinhamento baseado em uma forma média, conforme apresentado a seguir, em que as coordenadas da forma são comparadas através de outra forma de referência [11]:

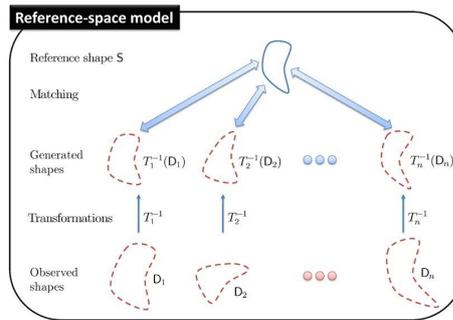


Figura 3.1: Aplicando a AGP [11]

De acordo com [11], que detalha, no capítulo *Problem Statement and Mathematical Preliminaries*, que obteve uma solução muito precisa para as informações AGP de dados euclidianos que utilizou também a deformação por contornos em objetos de forma, no qual menciona que para ser realizado o alinhamento é necessário que a quantidade de formas seja $2 \leq N$.

Sobre a distância empregada, pode-se escolher a que contém as características de melhor adequação, conforme a aplicação, por exemplo, o interessante é utilizar distância ou distâncias para cálculos ortogonais [11] [14]. Portanto, para realização do alinhamento de 2 (duas) formas, que são representadas pelos vetores, x_c e x_i (normalmente o $c = 1$, sendo assim, o $i = [c + 1, N]$) contendo cada um com $D * n$, conforme apresentado no exemplo com $D = 2$ (n pares de coordenadas) pela Equação 3-1 [14] [59] [18]:

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_c &= (x_1, y_1, x_2, y_2, x_3, y_3, \dots, x_k, y_k, x_{n-1}, y_{n-1}, x_n, y_n)^T \\ \mathbf{x}_i &= (x_1, y_1, x_2, y_2, x_3, y_3, \dots, x_k, y_k, x_{n-1}, y_{n-1}, x_n, y_n)^T \end{aligned} \quad (3-1)$$

Todas as formas apresentadas na Equação 3-1, que contém matematicamente a relação 1:1 são representados através da matriz \mathbf{R} , que durante o alinhamento, a única forma que não muda é \mathbf{x}_c conforme apresentados na Equação 3-2 a seguir:

$$\mathbf{R} = [(\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_c), (\mathbf{x}_2, \mathbf{x}_c), (\mathbf{x}_3, \mathbf{x}_c), \dots, (\mathbf{x}_{N-1}, \mathbf{x}_c), (\mathbf{x}_N, \mathbf{x}_c)] \quad (3-2)$$

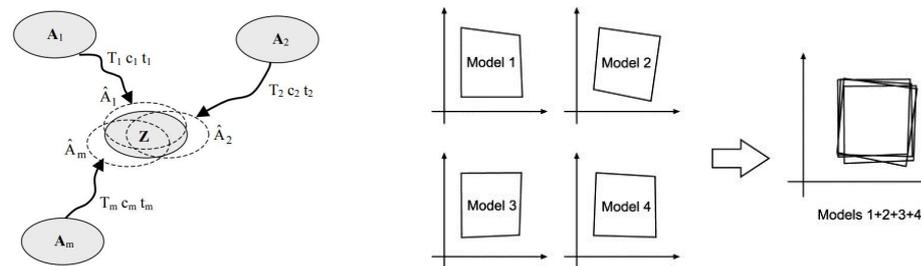
É comum encontrar \mathbf{R}^{-1} que significa que é alterada a ordem do relacionamento, conforme apresentados na Fórmula 3-3 a seguir:

$$\mathbf{R}^{-1} = [(\mathbf{x}_c, \mathbf{x}_1), (\mathbf{x}_c, \mathbf{x}_2), (\mathbf{x}_c, \mathbf{x}_3), \dots, (\mathbf{x}_c, \mathbf{x}_{N-1}), (\mathbf{x}_c, \mathbf{x}_N)] \quad (3-3)$$

Portanto, a representação de \mathbf{R}^{-1} pode ser simplificada, e seu resultado já calculado o D , conforme apresentados na Equação 3-4 a seguir:

$$\mathbf{R}^{-1} = [(D = \{\mathbf{x}_c, \mathbf{x}_1\}), (D = \{\mathbf{x}_c, \mathbf{x}_2\}), (D = \{\mathbf{x}_c, \mathbf{x}_3\}), \dots, (D = \{\mathbf{x}_c, \mathbf{x}_{N-1}\}), (D = \{\mathbf{x}_c, \mathbf{x}_N\})] \quad (3-4)$$

A partir do alinhamento, todas as imagens são calculadas as suas posições relativas da forma, ou seja, são ajustadas as distâncias de coordenadas sejam reduzidas para que, durante o momento das comparações necessárias do ASM, as formas estejam juntas, como se fosse uma sobre a outra, sendo assim, então, otimizadas as operações através de execuções mais rápidas durante a busca. Por isso, de acordo com [72], sua utilização se torna necessária em imagens médicas por causa que as formas entre elas possuem escalas, posições e tamanhos diferentes. Na Figura 3.2(a) e na Figura 3.2(b) são apresentadas explicações sobre a movimentação das posições relativas das formas:



(a) Conceito ilustrativo da explicação da AGP, referente a minimização das distâncias [23]

(b) Conceito ilustrativo sobre a correção da rotação, no plano cartesiano [23]

Figura 3.2: Conceito ilustrativo sobre o AGP

Conforme apresentado, conceitualmente, na Figura 3.2, em que é realizado o alinhamento de Procrustes entre as duas formas, no qual é ilustrada a minimização de

distâncias. As 3 formas (A_1, A_2, A_m) são baseadas nos centroides, em que são convergidos com a forma média (Z) através do alinhamento e realinhamentos representados pelas novas instâncias ($\hat{A}_1, \hat{A}_2, \hat{A}_m$) em que são utilizadas as transformações.

O Algoritmo 3.1, apresentado a seguir, para a AGP, foi utilizado por [45], entretanto, devido a sua aplicabilidade, foram realizadas algumas alterações:

Algoritmo 3.1: Algoritmo para AGP

Entrada: x, P, W, R

Saída: R, x'

- (I) Realize a **translação** para que cada forma seja **centralizada na origem**(centroide);
 - (II) Selecione **uma forma** para ser a **forma média aproximada**;
 - (III) **Realinhe** as formas, à forma **média aproximada**;
 - (a) **Escala** a forma para torna-se uma constante em que a translação seja compatível para o tamanho da unidade;
 - (b) **Translação** da forma para a origem;
 - (c) **Rotacione/Gire** cada forma para alinhar com a nova média aproximada.
 - (IV) Calcule a **nova média aproximada**(normalizada) a partir das formas alinhadas;
 - (V) **Se** a forma média dos passos (II) e (III) for diferente, é porque não convergiu (melhor explicado na Subseção 3.2.3 **Convergir**):

Então volte ao passo (II);

Senão considere a forma média aproximada como verdadeira forma média e **pare**.
-

Todas as operações Algoritmo 3.1 referentes o alinhamento, realinhamento, s , translação, rotação e centroide são realizadas baseado os seus cálculos a partir de suas posições sobre a origem no plano cartesiano [14] [40]. Ou seja, a origem é obtida a partir do resultado do cálculo do centroide.

Através do alinhamento, torna-se possível mover entre pontos da forma em direção segura, pois o objetivo é que todos os objetos fiquem localizados em posições próximas ou semelhantes e, com isso, minimizando a medida de diferença entre as formas. Portanto, a AGP é uma maneira eficaz e simples de moldar a correspondência.

3.2.2 Transformação $T(w)$

A transformação é representada pelo símbolo T , que assume modificação a relação espacial e os *pixels* da imagem, como as **operações** de s , rotação e translação nos *pixels*. No qual, a partir da representação matricial é que são realizadas as operações como rotacionamento, posicionamento, redimensionamento, etc., assim como a intensidade diferente dos *pixels*, resultando, com isso, na imagem alterada conforme a aplicação ou finalidade [38] [40]. Na Equação 3-5, é apresentada sua sintaxe:

$$T' = T(w) \quad (3-5)$$

No qual o T' é responsável por armazenar o resultado do alinhamento para cada forma e w são os parâmetros, que podem ser utilizadas várias funções e variáveis. Na Equação 3-6, apresentada a seguir é detalhado sobre a transformação dos parâmetros de $w = (s, \theta, \mathbf{t}_x, \mathbf{t}_y)$, através de $T(w)$:

$$T \begin{pmatrix} x_{i,k} \\ y_{i,k} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{i,k} \\ y_{i,k} \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} (s) + \cos(\theta) & (s) - \cos(\theta) \\ (s) - \sin(\theta) & (s) + \sin(\theta) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \mathbf{t}_x \\ \mathbf{t}_y \end{pmatrix} \quad (3-6)$$

A Equação 3-7 é equivalente à Equação 3-6, a qual é mais usual nas literaturas do ASM, conforme apresentado a seguir:

$$T \begin{pmatrix} x_{i,k} \\ y_{i,k} \end{pmatrix} = M(s, \theta) \begin{pmatrix} x_{i,k} \\ y_{i,k} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \mathbf{t}_x \\ \mathbf{t}_y \end{pmatrix} \quad (3-7)$$

Portanto, para que ocorra no ASM e AAM qualquer movimentação de deslocamento como a deformação e contorno na forma, torna-se necessária a realização das operações aplicadas através das transformações.

3.2.2.1 Escala s

A escala é representada por s , que é uma transformação que está relacionada ao tamanho, podendo aumentar ou diminuir os *pixels* da imagem, ou determinada região, alterando o seu comprimento. De acordo com [69], não pode ser alterada a direção. Na Figura 3.3, a seguir são exemplificados e explicados tanto a diminuição quanto o aumento da s , através de uma imagem de radiografia:

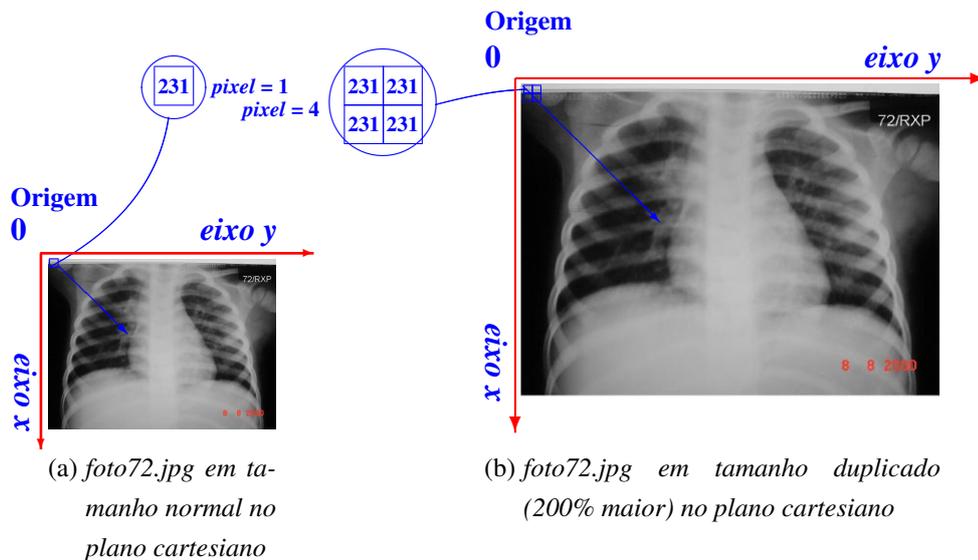


Figura 3.3: Exemplo de s na imagem digital de radiografia foto72.jpg no plano cartesiano

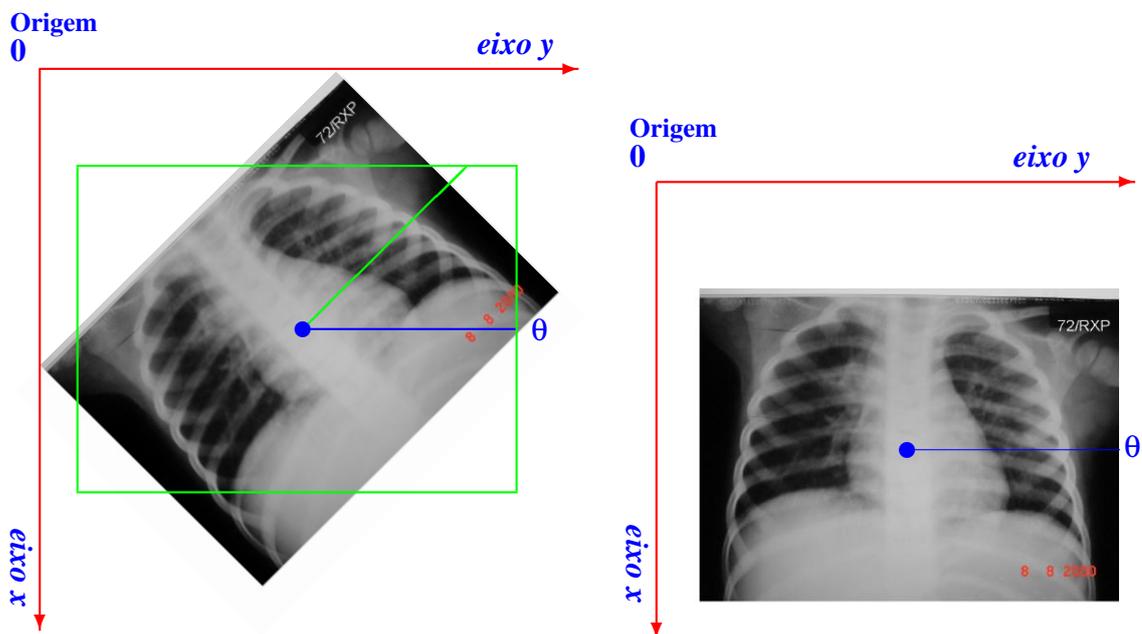
Conforme apresentado nas Figura 3.3(a) e Figura 3.3(b) que mostram como foi realizada a operação da transformação de s , por meio de uma operação de duplicação, com intuito de criar o *zoom*, ou seja, através do exemplo de um *pixel* (quadrado com $f(x, y) = 231$) conforme destacado na Figura 3.3(a) foi replicado e transformado em 4 *pixels* para cada ponto da Figura 3.3(b) imagem digital.

E, para realizar a operação de redução do *zoom* é necessária a realização do processo de maneira inversa do exemplo anterior, ou seja, é reduzido de 4 *pixels* para 1 *pixel*.

Portanto, através das duas técnicas acima é possível redimensionar a imagem, ou seja, aumentando ou diminuindo a s da imagem digital ou até mesmo determinada região que pode ser definido conforme a aplicação. O que, para esta dissertação, tornou-se importante o redimensionamento, devido às radiografias ser de crianças e possuírem formas variadas da caixa torácica, assim como os pulmões, influenciando e causando com isto mudanças na s conforme descrito na Seção 2.4 [Anatomia e Fisiologia dos Pulmões e em Relação à Pneumonia](#), que serve para que, na **Etapa Quinta** ocorra a padronização a fim de o ASM e AAM consiga procurar a região de interesse, através do PDM, mesmo com variações de s . Sendo que o uso da s , por exemplo, no Algoritmo 3.1 onde é definido o fator de unidade através de uma constante de escala global para todas a análises de cada ciclo até convergir. No Algoritmo 4.2.6 o fator de unidade é definido como sendo 2 (duas) constantes de escala local para cada *landmark*, pois cada constante é utilizada até atingir determinada quantidade de *loops*.

3.2.2.2 Rotação θ

A rotação é representada pelo símbolo θ que consiste à partir do deslocamento de todos os pontos do objeto que giram em diferentes ângulos. Na Figura 3.4(a) da imagem digital a seguir é mostrado como ocorre o movimento do giro, através do exemplo de uma imagem de radiografia, em que o quadrado em verde, indica a projeção da nova localização que irá ocorrer, e a reta verde dentro do quadrado indica o ângulo em que se encontrava. Ou seja, na Figura 3.4(a) e Figura 3.4(b) são visualizados os deslocamentos através do movimento gerado pelo giro da imagem, no ângulo determinado de 45° :



(a) Exemplo da foto72.jpg inclinado no plano cartesiano

(b) Exemplo da aplicação da θ do ângulo de 45° na foto72.jpg no plano cartesiano

Figura 3.4: Exemplo da θ representação da imagem digital de radiografia foto72.jpg no plano cartesiano

Portanto, através do θ é possível realizar tanto para o ângulos positivos quanto negativos. Conforme [69], a θ altera a direção do vetor, assim como as posições no plano cartesiano. Na Equação 3-8, é apresentada a fórmula utilizada para realizar a θ :

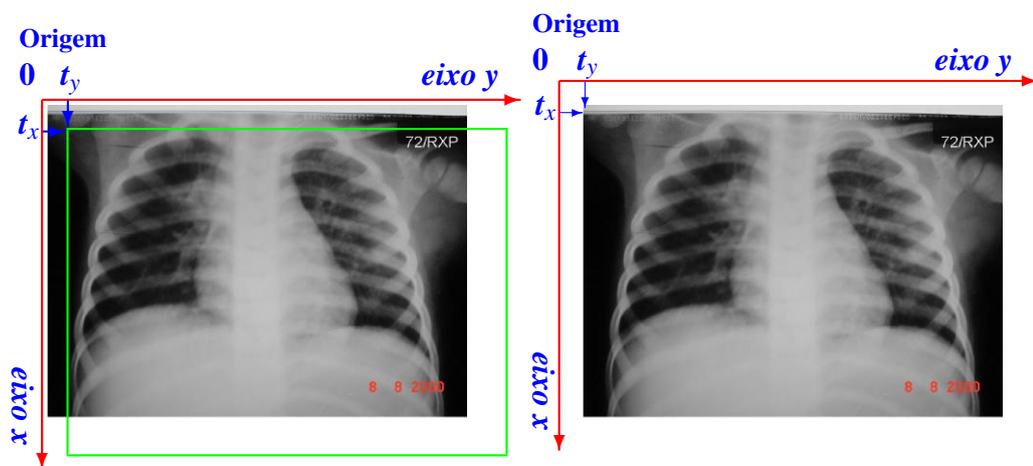
$$\begin{aligned} x' &= x \cos(\theta) - y \sin(\theta) \\ y' &= x \sin(\theta) + y \cos(\theta) \end{aligned} \quad (3-8)$$

Para esta dissertação, será utilizado, no máximo, 90° graus para qualquer sentido [71], com exceção para a configuração do parâmetro inicial de busca referente a orientação da imagem de procura, devido à restrições que serão explicados no decorrer desta

dissertação no Capítulo 5 Experimentos e Análise dos Resultados da Seção 5.2 Experimento do ASM e AAM.

3.2.2.3 Translação

A translação é representada por t_x , t_y que esta relacionado com a posição, que consiste do movimento paralelo de deslocamento onde um objeto realiza de um ponto para outro, em função de um vetor. Na Figura 3.5 apresentada a seguir, é visualizado, através de um quadrado verde, o movimento realizado entre a Figura 3.5(a) e Figura 3.5(b):



(a) Exemplo da foto72.jpg antes da t_x , t_y no plano cartesiano

(b) Exemplo da aplicação da t_x , t_y na foto72.jpg no plano cartesiano

Figura 3.5: Exemplo da t_x , t_y na imagem digital de radiografia foto72.jpg no plano cartesiano

Na t_x , t_y , todos os pontos que representam o objeto se movem na mesma direção a partir de um ponto inicial, seja:

- Horizontalmente;
- Verticalmente;
- Diagonalmente.

Na Equação 3-9 é apresentada a fórmula utilizada para realizar a t_x , t_y :

$$\begin{aligned} t_x' &= x + t_x \\ t_y' &= y + t_y \end{aligned} \quad (3-9)$$

Onde o t_x e t_y são, respectivamente:

- t_x é o deslocamento na horizontal;
- t_y é o deslocamento na vertical.

3.2.3 Convergir

Convergir significa que o valor está se aproximando de determinado outro valor de limite finito, ou seja, é quando têm mais valores, distintos que possuem uma tendência de torna-se em apenas um ou quando o valor em questão muda de modo a não ser mais significativo (muito baixo), ou seja, torne desprezível para cada interação [35] [42].

O seu uso ocorre durante o alinhamento, que possui o objetivo de controlar $T(w)$ para que os valores calculados sejam satisfatórios e, com isso, ocasionando um processo de otimização, de maneira automática, perante os pontos da forma e do modelo.

A otimização mencionada em que $T(w)$ busca a diminuir o custo das operações para finalizar o processo de alinhamento. Pois, quando os valores, entre o modelo e a forma média, são semelhantes ou próximos é porque atingiu-se os alinhamentos necessários e que deve ser finalizada determinada interação, pois, caso contrário, a sua continuação não impactaria significativamente no resultado final, além do que aumentaria o custo das **operações** de deslocamentos.

3.3 Combinação da Análise de Componente Principal com PDM

Nesta seção são apresentados sobre os conhecimentos necessários nas Subseções 3.3.1 Transposta, 3.3.2 Média, 3.3.3 Covariância, 3.3.4 Autovetores e Autovalores para uma melhor compreensão para o uso do *Principal Component Analysis* (Análise de Componente Principal; PCA). Segundo [61], o PCA é uma poderosa técnica estatística, que permite a redução de variáveis quantitativas em que é realizada uma transformação linear. Cujo conceito torna-se importante para a diminuição do número de atributos por translação e rotação dos eixos, de modo a minimizar o erro de reconstrução, através dos maiores valores dos seus autovetores, que são baseados nos componentes mais relevantes, fornecendo, assim, uma forma compacta dos moldes possível de utilizar [69] em diversas aplicações.

3.3.1 Transposta

A transposta de um vetor ou matriz é representada por T , e consiste na troca de linhas pelas colunas e, conseqüentemente, alterando os valores localizados nos índices i e j , onde o i representa a linha, o j a coluna. Com isto, é alterada a dimensão da matriz caso

a mesma não seja assimétrica [69], conforme apresentado nos exemplos na Equação 3-10 e Equação 3-11 a seguir:

- **Exemplo de vetor transposto:**

$$V = \begin{bmatrix} a_{1,1}, & b_{1,2}, & c_{1,3}, & \dots, & z_{1,n} \end{bmatrix}_{1 \times n} \quad V^T = \begin{bmatrix} a_{1,1} \\ b_{2,1} \\ c_{2,1} \\ \vdots \\ z_{n,1} \end{bmatrix}_{n \times 1} \quad (3-10)$$

- **Exemplo de matriz transposta:**

$$M = \begin{bmatrix} a_{1,1} & a_{1,2} & \dots & a_{1,n} \\ b_{2,1} & b_{2,2} & \dots & b_{2,n} \\ c_{2,1} & c_{2,2} & \dots & c_{2,n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ z_{m,1} & z_{m,2} & \dots & z_{m,n} \end{bmatrix}_{m \times n} \quad M^T = \begin{bmatrix} a_{1,1} & b_{1,2} & c_{1,3} & \dots & z_{1,n} \\ a_{2,1} & b_{2,2} & c_{2,3} & \dots & z_{2,n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ a_{n,1} & b_{n,2} & c_{n,3} & \dots & z_{n,m} \end{bmatrix}_{n \times m} \quad (3-11)$$

3.3.2 Média

A média é representada pelo símbolo \bar{x} , através do valor médio que indica a posição central dos dados [68], da qual fazem parte das medidas de localização, que indicam uma informação considerável, permitindo, assim, fazer uma análise formal [33]. Pois, a média determina o centro do conjunto de números $x_1, x_2, x_3, x_4, \dots, x_N$, em que o N é a quantidade de elementos de x_i .

Na fórmula da Equação 3-12 é exemplificada a média aritmética, que é também conhecida como média amostral, que é apenas uma entre as médias existentes:

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 + x_3 + x_4 + \dots + x_{N-1} + x_N}{N} = \frac{\sum_{i=0}^N x_i}{N} \quad (3-12)$$

Sobre a média utilizada nesta dissertação, será a média aritmética da Equação 3-12 devido a ser a que é mais usual, conforme todas as referências estudadas sobre o tema em questão, para aplicações do ASM e AAM.

3.3.3 Covariância

A matriz de covariância pode ser representada pela letra **S** que possui a seguinte dimensão $2n \times 2n$, ou seja, o **S** sempre será uma matriz simétrica, onde todas as possibilidades dos pares de **S** até $2n$ são calculados. Todos os elementos da diagonal principal são a variância e são dependentes [38].

Os valores que não pertencem à diagonal principal são os termos de covariância. Em que a covariância é medida sobre duas variâncias [38]. Onde os valores do par que é zero indicam que não há correlação.

Se o valor da covariância é zero, significa que é independente, já se for maior ou menor, significa a direção sobre o valor médio sobre o qual irá ocorrer à variância.

3.3.4 Autovetores e Autovalores

Os **autovalores** são aqui representados pelo símbolo λ e o **autovetores** por **P** (que é composto pelos vetores **p**).

O autovetores são importantes devido à rotação que deve ocorrer, no qual pretende-se mover um ponto e, diante disso, ele deve estar a mesma distância da origem, antes de ter sido movido. Por isso são utilizados. Sendo assim, os autovetores representam as coordenadas no plano, no caso do subautovetor, em que o mesmo é proporcional ao subvetor.

Os autovalores e autovetores possuem grande importância na Álgebra Linear, de acordo com [69], pois permite-se, através da fatoração e decomposição pelo PCA, que contribui para a redução a dimensionalidade da matriz **x** em **P**.

Mais informações como calcular os autovalores e autovetores podem ser obtidas através da referência de [65] ou em [69].

3.3.5 Análise de Componente Principal

O PCA consiste em utilizar um conjunto de dados de entrada que serão padronizados através do uso da aplicação de Álgebra Linear, que são organizados cada uma das componentes em um vetor em formato de coluna ou linha de informações, em são constituídas as entradas a partir da matriz **x**.

Caso, seja adotada a padronização, por exemplo, a partir da coluna é, então, reduzida a dimensão de **x** através das colunas, cuja variância será dada através dos λ , utilizando-se [69] as de maiores variabilidade (componentes principais), causando, com isto, a redução de cálculos e possibilitando a extração da informação específica,

normalmente é empregado para se obter a variação. Nesta dissertação será utilizado para descrever a variação da forma de cada ponto, simultaneamente, para todas as imagens, através do uso do PCA.

A principal vantagem do uso do PCA quando é necessário reduzir a quantidade de variáveis torna possível obter a variação ocorrida no eixo no espaço, podendo, assim, por exemplo, descartar as menores variações [39] [14]. A seguir é explicado o uso detalhado do PCA para os *landmarks* representados em 2D e os passos necessários para realização do cálculo do mesmo, utilizado na Seção 3.6 Modelo Estatístico de Forma, conforme a seguir:

Algoritmo 3.2: Algoritmo da Análise de Componente Principal

Entrada: x, f

Saída: P, t

- 1) Calcular a média;
 - 2) Calcular o desvio da média;
 - 3) Calcular a matriz simétrica de covariância;
 - 4) Gerar os λ e os autovetores;
 - 5) Organizar os λ baseados nos maiores valores, em ordem decrescente, que devem ser movidos, assim como seus autovetores correspondentes;
 - 6) Definir o valor de percentual da variância;
 - 7) Aplicar o percentual da variância sobre a soma dos λ ;
 - 8) Definir a quantidade de moldes a partir de quantos λ serão necessários para que seja igual ou maior que o percentual da variância sobre a soma dos λ .
-

A partir dos passos apresentados no Algoritmo 3.2, onde são encontradas as variáveis que contém maiores variâncias, pois são utilizadas apenas as mais importantes e, com isto, é diminuído e tornando compacta através da quantidade de vetores representados por colunas que contém os valores que serão utilizados em fases posteriores, ou seja, é uma transformação de variáveis.

Com o uso do PCA é possível descrever a variação através do modelo linear, em que cada coluna forma a nuvem (é representada por colunas de informação dos eixos correspondentes dentro do plano cartesiano permitindo assim, verificar as variâncias simultaneamente, melhor explicado no final da Seção 3.4 *Landmark*) e depois utilizar um número menor de eixos que sejam ortogonais [39] [14]. Observação: para comprovar que uma matriz é ortogonal é necessário que seja satisfeita a seguinte propriedade, conforme

apresentado na Equação 3-13:

$$\mathbf{I} = \begin{cases} \mathbf{0}, & \text{Se } \mathbf{i} \neq \mathbf{j} \\ \mathbf{1}, & \text{Se } \mathbf{i} = \mathbf{j} \end{cases} \quad \mathbf{P}^T * \mathbf{P} = \mathbf{P} * \mathbf{P}^T = \mathbf{I} \quad (3-13)$$

Cada componente principal é uma combinação das variáveis originais em que, a partir do PCA, é possível analisar a variação sobre cada coluna da matriz sendo que, aquelas que obtiverem maior variação, são organizadas em ordem decrescente. Para que seja possível fazer esta organização das informações, é realizado pela matriz de S, e que depois é transformado em outra matriz simétrica em que terá tamanho de $2n * 2n$, ou seja, é quantidade de linhas da matriz que a nova matriz será bidimensional.

A variância serve para saber o quanto os valores estão afastados perante a média, em que matriz S da diagonal principal ($i = j$), que é formada pelas colunas que representam as imagens digitais, as quais conterão a variância e as posições. Tanto as superiores e inferiores da diagonal principal conterão os valores com sinais que representaram a direção e a quantidade da informação baseado na média. Após ser calculado o S são, então [69]:

- Calculados os autovetores, que representem a maior variabilidade, ou seja, maior variação ou mudanças;
- Calculados os λ , a partir de cada coluna serão geradas as colunas da matriz P, definida como quadrada, ou seja, $2n * 2n$.

Depois é, então, organizada e ordenada de maneira decrescente cada linha dos autovalores, a partir do primeiro λ até o menor (o maior valor primeiro até que o último seja o menor, $\lambda_i \geq \lambda_{i+1} \geq \lambda_{i+2} \geq \lambda_{i+3} \geq \lambda_{2n-1} \geq \lambda_{2n} \geq 0$) e, posteriormente, será, assim como as colunas de P (autovetores) correspondes [38]. Após ser feito o processo anterior é, então, encontrado o t ($t \leq 2n$ [40]), que representa as grandes variações, o qual irá definir o novo tamanho da matriz P com a dimensão de $2n \times t$. Na Fórmula 3-14 e na Fórmula 3-15, a seguir, consta o exemplo dos cálculos necessários para se obter o t , através do percentual da variância:

$$\frac{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3 + \dots + \lambda_{t-1} + \lambda_t}{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3 + \dots + \lambda_{2n-1} + \lambda_{2n}} = \quad (3-14)$$

O t é responsável pela diminuição de colunas da matriz P, na qual esta sendo calculado e depois são, então, utilizadas as colunas que somam o total de variâncias estejam em torno de 98%, conforme apresentado no Exemplo 3-15, a seguir, que foi baseado na Fórmula 3-14:

$$\frac{2,52 + 0,42}{2,52 + 0,42 + 0,05} = \frac{2,94}{2,99} = 98,32\% \quad (3-15)$$

Na Tabela 3.1, apresentada a seguir, contém a explicação detalhada sobre como os valores são calculados em termos de percentuais:

molde	λ_i	Autovalor	Variância %	Variância Acumulada %
1	λ_1	2,52	84,28%	84,28%
2	λ_2	0,42	14,04%	98,32%
3	λ_3	0,05	1,68%	100,00 %
	Total	2,99	100,00%	

Tabela 3.1: Exemplo do processo para encontrar o t através dos autovalores e variância [65]

São, então, decompostos os vetores, e normalmente, os valores próximos a zero são excluídos, pois não demonstram grandes variações entre as colunas que representam cada imagem digital, além de pelo menos alguma informação redundante.

Sendo que os componentes principais de acordo com [69] são os autovetores; o primeiro autovetor representa o primeiro componente principal; o segundo autovetor representa o segundo componente principal; e assim sucessivamente, conforme detalhado no exemplo a seguir:

- p_1 = primeiro componente, representado pelo primeiro autovetor;
- p_2 = segundo componente, representado pelo segundo autovetor;
- p_3 = terceiro componente, representado pelo terceiro autovetor;
- p_{t-1} = penúltimo componente, representado pelo $t - 1$ autovetor;
- p_t = t componente, representado pelo t autovetor.

A soma de todos os elementos da diagonal principal dos autovalores é chamada **Traço** (representado nesta dissertação por λ_T), no caso, ele será útil para que sejam buscadas as variâncias necessárias para o p . A utilização do traço é importante, conforme citado por [65]: “Uma propriedade importante é que a soma dos autovalores é igual ao traço da matriz de correlações, portanto igual a \mathbf{m} .” ([65], 2005, p. 39).

Ou seja, essa, propriedade é útil para saber se os cálculos dos autovetores estão corretos, já que a soma de todos eles deve ser igual à soma de todos os valores da diagonal principal da matriz S , em que o \mathbf{m} pode ser substituído por Dn .

Com a redução das colunas da matriz P , passa, então, cada coluna a ser definida como moldes, que descreverão as variações cuja a redução da dimensão esta relacionada

à diminuição das colunas que representam os autovetores [42]. Os moldes que possuem valores semelhantes, provavelmente, serão reduzidos conforme a posição na distribuição. Além disso, torna possível ser definida a diferença entre cada vetor e a média de todos os vetores como sendo uma combinação dos componentes principais.

De acordo com [65] [30], a redução do conjunto de dados das variáveis quantitativas, pelo PCA, acarreta a redução em perdas de informações não causarão prejuízos devido a não ser significativas, contribuindo, com isso, não apenas em menor custo de processamento de dados, conforme argumentado por [24], mas também para ajudar a análise das informações que possuem maior variabilidade, tornando, assim, útil para obter dados que contém grandes variações.

Para o uso do PCA, nesta dissertação, em que foram convertidas as imagens de 2D para apenas 1D, de maneira algébrica, para realização dos cálculos necessários para a redução do conjunto da quantidade de variáveis.

3.4 *Landmark*

O *landmark* ou “marco” ou “*label/rótulo*” define a geometria da forma que é utilizada para representar o objeto, servindo, assim, para distinguir características da mesma [45] [39] [14].

De acordo com a abordagem de [15] que consiste da posição do ponto de referência, que são as coordenadas do plano cartesiano, que compõem, na identificação do objeto apresentado na imagem, sendo que a quantidade do mesmo deve representar, adequadamente, a forma e ser escolhida através de critérios que sejam comuns a todas as imagens.

Cada ponto, deve possuir informações que tornem possível a obtenção de uma maior quantidade de detalhes da forma, de maneira a diferenciar dos pontos vizinhos, como a curvatura, por exemplo, que é representada por vértices que, além de sua localização, são influenciados pelo ângulo da reta entre os mesmos [15]. No caso, às bordas são excelentes pontos, devido as características de textura, conforme mencionado **Detecção de Descontinuidades**, na Seção 2.1 *Técnicas e Combinação de Segmentação*, que podem ser definidas nas curvaturas e entre a distância da metade da retas.

Pois, caso ocorra de utilizar muitos *Landmarks* desnecessariamente influenciará no tempo de processamento, pois as matrizes, conterão, conseqüentemente, uma dimensão maior acarretando, assim, uma carga maior de cálculos para obtenção dos resultados esperados [40].

De acordo com [72] [14] [40], para utilizar os *landmarks*, é necessário determinado número finito de pontos, em que cada *landmarks* deve ser definido manualmente

(embora existam algoritmos que o fazem de maneira automática), o que é utilizado para marca a localização, sendo importante para ser obter uma ótima solução, pois suas coordenadas é que definirão a variação da forma e o conjunto de todos os *landmarks* de cada imagem em 2D definida por x . Pois os seus pontos é que determinam os contornos da forma, que devem ser marcados baseado na identificação de característica em comum para todas as imagens, produzindo assim, os pontos importantes da forma e a direção entre os vizinhos, conforme descrito a seguir [40]:

- x_k, y_k é a localização do ponto que representa cada *landmark*;
- Os *landmarks* vizinhos de (x_k, y_k) são x_{k-1} é anterior de x_k e x_{k+1} posterior, o mesmo para y_k que, através desta propriedade, é possível determinar a direção e limite entre os *landmarks*;
- O x_i são todos os pontos dos eixos x_j e y_j ($1 \leq j \leq n$) de uma determinada imagem: $x_i = (x_1, y_1, x_2, y_2, \dots, x_{n-1}, y_{n-1}, x_n, y_n)$.

Sendo que é ideal em que entre dois *landmarks* possuam muitas variações na área que limita, sendo assim, o uso de outro *landmarks* entre os dois pontos torna-se ideal [14]. A quantidade de elementos que serão obtidos em cada coluna do vetor x_i , será gerado para cada imagem, conterà sempre o tamanho de $n \cdot D$ onde, será transformado em apenas em 1D:

- O n é a quantidade de *landmarks* [14] [18];
- O D é a dimensão no qual é representada a imagem, no caso para esta dissertação o $D=2$, ou seja, as coordenadas x e y .

Todos os *landmarks* de cada imagem de radiografia x_i são utilizados para descrever a forma, devem representar maior variação do contorno do objeto. A palavra **forma** é definida e tratada nesta dissertação como sendo objeto.

Nuvem de Landmarks

A nuvem ou *cloud* é representada [38] pela localização de todos os pontos, de cada vetor, que formam a superfície da imagem dos eixos x e y , que pode ser estendida para $D \geq 2$. De acordo com [20], a nuvem possui grande uso para interpretação da imagem através dos pontos.

Os autovetores são as colunas de P , ou seja, cada coluna representa um eixo que torna possível o seu mapeamento, que é a uma parte da nuvem com conjunto de eixos ortogonais. De acordo com [43] [18], a nuvem é constituída de todos os pontos marcando no conjunto de treinamento que são do *landmarks*.

No caso, as nuvens de *landmarks* são representadas através da matriz x que são todos os pontos da imagem conforme segue:

$$\mathbf{x} = (x_1, x_2, x_3, \dots, x_{N-1}, x_N) \quad (3-16)$$

Onde cada x é representado por x_i conforme segue:

$$\mathbf{x}_i = (x_1, y_1, x_2, y_2, x_3, y_3, \dots, x_k, y_k, x_{n-1}, y_{n-1}, x_n, y_n)^T \quad (3-17)$$

3.5 Conjunto de Treinamento

O treinamento consiste de informações adquirida através dos exemplos/imagens já conhecidas e são armazenadas, que para, esta fase, é adotado um conjunto de treinamento baseado nas marcações dos *landmarks* que possuirão as características semelhantes da forma, que seja comparadas as mesmas características, perfil, perfil estatístico (gradiente) e pela descrição estatística da forma [15].

Pois, a forma a ser procurada utiliza os exemplos das imagens por ser já conhecidas, porém, o objeto ou regiões a ser procurado é desconhecido, com isto, será, então, depois no momento de encontrar a nova imagem, em que será comparado com a similaridade aos grupos de objetos conhecidos. Para isso, é necessário o conjunto de treinamento, compostos por objetos conhecidos já separados de acordo com as características.

Sendo assim, o treinamento por exemplos é realizado manualmente [6] [40], de forma a garantir, nesta dissertação, já que o objeto a ser classificado possui características desconhecidas de variação de forma. Por isso, é necessário comparar visualmente com o objeto já conhecido, acarretando, assim, maior esforço e cuidado, para que seja padronizado, pois é importante e crucial, para todas as fases posteriores, que resulte na obtenção das acurácias.

O x representa a matriz com todos os pontos dos eixos x e y de todas as imagens do conjunto do treinamento; onde $x_{i,j}$ são os valores de cada elemento dos eixos x e y é cada posição da imagem; em que cada coluna de x é representada por x_i ($1 \leq i \leq N$), onde N é a quantidade de imagens do conjunto de treinamento, sendo que [14] [18]:

- O i ($i = 1, 2, 3, \dots, N$) representa determinada imagens dentro de um conjunto;
- O j ($j = 1, 2, 3, \dots, n$) representa determinada coordenada do ponto x ou y do *landmarks*.

Lembrando que cada *landmarks* da matriz x deve conter informações que sejam correspondentes ao mesmo *landmarks* para todas as outras imagens das radiografias do

conjunto de treinamento [40] [18]. Para que seja determinado o conjunto de *landmarks* é necessário que seja adotada uma padronização e convenção em termos de ordem para que o modelo consiga, nas fases posteriores, adquirir o resultado esperado.

Fase do treinamento é responsável, inicialmente, pelo fornecimento dos exemplos das imagens que servem para obter tanto o PDM quanto o PCA [18] [40]. Devido ao uso do PDM e PCA é interessante que as formas sejam variáveis para cada imagem, pois, no final, as informações que serão consideradas relevantes dos *landmarks* será justamente as que mais variam, já que o bom treinamento é vital para o funcionamento com níveis de acertos maiores.

O tamanho do objeto a ser encontrado pode ser variável, pois o que depende do treinamento é a quantidade de variação de s que será limitada. Entretanto, o que nunca pode variar de entre as imagens, são os *landmarks* (por exemplo, quantidade, sequência, etc.), após o termino do treinamento de todas, as imagens são então processadas simultaneamente, de forma a obter as informações necessárias para as fases seguintes. O modelo é representado pelas formas através de um conjunto de pontos [40]. Que devem ser equivalentes, devido às fases posteriores utilizarem para a comparação, baseado no alinhamento dos pontos médios sobre cada eixo de coordenadas [40].

Portanto, a utilização de imagens com padrões semelhantes como o tamanho, os níveis de intensidade, as formas, além de outras características semelhantes que tornam possível garantir maior sucesso no resultado final.

3.6 Modelo Estatístico de Forma

As formulações matemáticas utilizadas e descritas a seguir foram obtidas por meio da compilação de vários artigos, conforme as referências da Seção 2.6 [Trabalhos Relacionados](#), em que é focado principalmente no artigo de [19] devido a envolver o tema relacionado à segmentação da área de imagens médicas.

3.6.1 Active Shape Model

No artigo de [20] é descrito um método para a construção de modelos de aprendizado de padrões, o modelo possa ser usado para procurar dentro da imagem digital, pelo uso de refinamento interativo, com algoritmos análogos do ACM também conhecidos por *Snakes*. A partir desse método motivou o surgimento do ASM, que contém melhorias baseado em modelos deformados para que sejam ajustados os dados através de parâmetros das imagens a partir do conjunto de treinamento.

De acordo com [30], o ASM consiste em um modelo estatístico que pode ser utilizado para localizar determinados objetos na imagem digital, através de informações do perfil. Em que é permitido apenas se mover de maneira perpendicular. A justificativa da utilização do ASM ao invés *Snakes*, é porque o primeiro é ideal para um conjunto de imagens, já o outro apenas destaca a forma em uma única imagem.

O treinamento é realizado por meio de um conjunto de pontos, melhor explicados na Subseção 3.4 *Landmark*, de forma que o alinhamento ocorra manualmente através do uso de alguma ferramenta, auxiliado pelo usuário, para isso, foi desenvolvido um programa, que coleta estas informações, conforme apresentado na Subseção 4.2.5 *Ferramenta de Treinamento Implementada*.

Posteriormente com o uso dos *landmarks* é utilizado um modelo de distribuição, em que consiste de subcomponentes sobre linhas e vértices. O conjunto de pontos é conectado por vértices em que contém uma relação com o vértices vizinho. Através do PCA são reduzidas as distâncias entre cada *landmarks* correspondentes às imagens do treinamento com o modelo, por meio de cada molde reduzido, sendo que uma das dificuldades em encontrar as informações no modelo, é que pode ocorrer θ .

A intenção de [20] era criar um modelo que pudesse ajustar, de acordo com a forma, que sua pesquisas envolveram uma abordagem que fosse similar, limitada pelos parâmetros.

A aplicação do uso do PCA nas imagens digitais pode contribuir em muito para a diminuição das imagens do conjunto de treinamento que, ao final do processo será obtido com maior variância sobre os outros, poupando, assim, recursos computacionais. Por exemplo, as informações que representam os *pixels* da imagem, através das intensidades e as coordenadas.

Sendo muito útil esta técnica em imagens médicas que possuem enorme quantidade de informações, que provoca a redução da dimensão, sem perder os dados relevantes. Nesta dissertação, será utilizada para reduzir as imagens de treinamento ao ponto de tornar o N um valor menor, representado por t , simplificando, assim, a busca da região de interesse, que foi definida, para esta que são os pulmões [42].

3.6.1.1 Matriz x

Os elementos são adquiridos através dos *landmarks*, no qual cada imagem do conjunto de treinamento é representada pelo x_i . O *landmark* é descritos pelas coordenadas através do par dos eixos x e y , que são os pontos onde o k define a ordem do *landmark*. O n identifica a quantidade de *landmarks* de cada imagem. Todos os valores do x_i representam o vetor, que sua transposta é organizada em formato de coluna em que identifica cada uma das imagens do conjunto de treinamento, cujo conjunto de N colunas são descritas pela

matriz x [20] [59], conforme a Equação 3-18 apresentado no exemplo a seguir:

$$\mathbf{x}_i = (x_{i,1}, y_{i,1}, x_{i,2}, y_{i,2}, x_{i,3}, y_{i,4}, x_{i,k}, y_{i,k}, x_{n-1}, y_{n-1}, x_n, y_n)^T \quad \text{com } 1 \leq k \leq n \quad (3-18)$$

Em alguns artigos científicos analisados, por exemplo, de [18] foi percebido que os *landmarks* das imagens do x_i eram organizados em formato de linha na matriz x , conforme a Tabela 3.2. Entretanto, nas literaturas mais recentes o x_i são organizados utilizando a sua x_i^T (transposta).

Nos itens a seguir são apresentadas as características importantes sobre o vetor e a matriz a partir da origem que contém **2D**:

- Portanto, nesta parte, o modelo deixa de ser **2D**, devido a concentrar as localizações dos *pixels* no plano cartesiano que será, então, baseado apenas em 1D;
- A dimensão da matriz x será $N = \text{colunas}$ e $2n = \text{linhas}$;
- A quantidade total de elementos da coluna x_i será sempre $2n$;
- A quantidade total de elementos da matriz x será $N * 2n$.

Observação: Os valores em negritos devem ser ajustados conforme a dimensão.

Todos os valores do x_i representam o vetor, cuja transposta é organizada em formato de coluna para cada imagem do treinamento, e o conjunto de N colunas é definido pela matriz x [20], conforme a Equação 3-19 apresentado no exemplo a seguir:

$$\mathbf{x} = x_1, x_2, x_3, x_i, x_{N-1}, x_N \quad \text{com } 1 \leq i \leq N \quad (3-19)$$

Na Tabela 3.2 é apresentado o resultado dos vetores da Equação 3-19, os quais constituem a matriz x . Em que intenção é explicar a troca do índices de linha e coluna, ou seja, a transposta e, com isso, explicar a estrutura da matriz x . A utilização em formato de matriz, é devido à otimização e compreensão dos cálculos de operações de Álgebra Linear, Trigonometria e Estatística, necessários para obtenção do ASM e, em fases posteriores, do AAM:

<i>Landmarks</i>	Pontos	(x, y)	x_1	x_2	x_3	x_i	x_{N-1}	x_N
1	1	x_1	$x_{1,1}$	$x_{1,2}$	$x_{1,3}$...	$x_{1,N-1}$	$x_{1,N}$
	2	y_1	$y_{1,1}$	$y_{1,2}$	$y_{1,3}$...	$y_{1,N-1}$	$y_{1,N}$
2	3	x_2	$x_{2,1}$	$x_{2,2}$	$x_{2,3}$...	$x_{2,N-1}$	$x_{2,N}$
	4	y_2	$y_{2,1}$	$y_{2,2}$	$y_{2,3}$...	$y_{2,N-1}$	$y_{2,N}$
3	5	x_3	$x_{3,1}$	$x_{3,2}$	$x_{3,3}$...	$x_{3,N-1}$	$x_{3,N}$
	6	y_3	$y_{3,1}$	$y_{3,2}$	$y_{3,3}$...	$y_{3,N-1}$	$y_{3,N}$
4	7	x_4	$x_{4,1}$	$x_{4,2}$	$x_{4,3}$...	$x_{4,N-1}$	$x_{4,N}$
	8	y_4	$y_{4,1}$	$y_{4,2}$	$y_{4,3}$...	$y_{4,N-1}$	$y_{4,N}$
...

$n-1$	$2(n-1)-1$	x_{n-1}	$x_{n-1,1}$	$x_{n-1,2}$	$x_{n-1,3}$...	$x_{n-1,N-1}$	$x_{n-1,N}$
	$2(n-1)$	y_{n-1}	$y_{n-1,1}$	$y_{n-1,2}$	$y_{n-1,3}$...	$y_{n-1,N-1}$	$y_{n-1,N}$
n	$2n-1$	x_n	$x_{n,1}$	$x_{n,2}$	$x_{n,3}$...	$x_{n,N-1}$	$x_{n,N}$
	$2n$	y_n	$y_{n,1}$	$y_{n,2}$	$y_{n,3}$...	$y_{n,N-1}$	$y_{n,N}$

Tabela 3.2: Estruturação da matriz x contendo o conjunto de imagens de treinamento em formato de landmarks de cada forma do treinamento

3.6.1.2 Vetor \bar{x} da Média Aritmética

A média aritmética é representada pelo \bar{x} , conforme exemplificado na seção 3.3.2 [Média](#), que foi realizado pelo o cálculo de soma dos elementos de todas as colunas de cada linha, ou seja, é calculado pela linha x_1 até x_N , depois é dividido por N , conforme apresentado na Tabela 3.3.

<i>Landmarks</i>	Pontos	(x, y)	x₁	x₂	x₃	x_i	x_{N-1}	x_N	\bar{x}
1	1	x ₁	x _{1,1}	x _{1,2}	x _{1,3}	...	x _{1,N-1}	x _{1,N}	\bar{x}_1
	2	y ₁	y _{1,1}	y _{1,2}	y _{1,3}	...	y _{1,N-1}	y _{1,N}	\bar{y}_1
2	3	x ₂	x _{2,1}	x _{2,2}	x _{2,3}	...	x _{2,N-1}	x _{2,N}	\bar{x}_2
	4	y ₂	y _{2,1}	y _{2,2}	y _{2,3}	...	y _{2,N-1}	y _{2,N}	\bar{y}_2
3	5	x ₃	x _{3,1}	x _{3,2}	x _{3,3}	...	x _{3,N-1}	x _{3,N}	\bar{x}_3
	6	y ₃	y _{3,1}	y _{3,2}	y _{3,3}	...	y _{3,N-1}	y _{3,N}	\bar{y}_3
4	7	x ₄	x _{4,1}	x _{4,2}	x _{4,3}	...	x _{4,N-1}	x _{4,N}	\bar{x}_4
	8	y ₄	y _{4,1}	y _{4,2}	y _{4,3}	...	y _{4,N-1}	y _{4,N}	\bar{y}_4
...

n-1	2(n-1)-1	x _{n-1}	x _{n-1,1}	x _{n-1,2}	x _{n-1,3}	...	x _{n-1,N-1}	x _{n-1,N}	\bar{x}_{n-1}
	2(n-1)	y _{n-1}	y _{n-1,1}	y _{n-1,2}	y _{n-1,3}	...	y _{n-1,N-1}	y _{n-1,N}	\bar{y}_{n-1}
n	2n-1	x _n	x _{n,1}	x _{n,2}	x _{n,3}	...	x _{n,N-1}	x _{n,N}	\bar{x}_n
	2n	y _n	y _{n,1}	y _{n,2}	y _{n,3}	...	y _{n,N-1}	y _{n,N}	\bar{y}_n

Tabela 3.3: Média aritmética da matriz x contendo do conjunto de imagens de treinamento em formato de landmarks de cada forma do treinamento

Na última coluna da Tabela 3.3 contém a representação a média, na Fórmula 3-20 é apresentada a formalização matemática do exemplo da Tabela 3.3 [20] [39] [40] [18]:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (3-20)$$

Sendo que a média é importante para que o modelo consiga determinar exatamente as extremidades sobre a distância que pode se movido.

3.6.1.3 Matriz dx_i do Desvio da Média

O dx_i representa o desvio da média para cada imagem armazenada em x_i , conforme [20], cuja a quantidade dos moldes e modelo, pode ser alinhados, ou seja, movidos e são determinado a partir de cada x_i menos a média de \bar{x} , onde o resultado de cada elemento, dentro do eixo correspondente na nuvem, que deve ser ser movido entre o seu correspondentemente. Sendo que o desvio de cada objeto, perante a média é exibido na Equação 3-21 a seguir o dx_i [20] [39] [40] [59] [18].

$$dx_i = x_i - \bar{x} \quad (3-21)$$

Uma propriedade importante que pode ser formulada, sobre o dx é que sempre possui a mesma quantidade de elemento da matriz x .

3.6.1.4 Matriz S de Covariância

A matriz de covariância será simétrica, representada por S , em que são calculados todos os pares do desvio médio, conforme [20], sua dimensão irá conter $2n * 2n$ [20] [39] [40] [59]:

$$S = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N dx_i * dx_i^T \quad (3-22)$$

Conforme apresentado na Subseção 3.3.3 Covariância, em que são utilizados os N vetores da matriz de covariância ou correlação transformados em novas variáveis ortogonais, no qual o vetor p , que são os fatores que não possuam correlação entre si. O objetivo é fazer várias medidas e depois escolher um conjunto menor, que compõe as variáveis originais. Esta redução gera uma matriz contendo uma quantidade reduzida de p , chamada P .

3.6.1.5 Matriz de Autovetores e Vetor de Autovalores

A partir de S são calculados os autovalores e autovetores, conforme já apresentado na Subseção 3.3.4 Autovetores e Autovalores. Cujos cada um dos autovetores é representado pela coluna p_i . Em que a quantidade de elementos/linha de p_i é $2n$, e a quantidade de autovetores colunas também é $2n$, conforme apresentado na Equação 3-23 a seguir [14] [40]:

$$S p_k = \lambda_k p_k \quad (3-23)$$

O conjunto de colunas de p_i ($1 \leq i \leq 2n$) geram a matriz P , que são todos os moldes de variação, para que seja definido apenas o conjunto mínimo de t [40] [18].

A partir de agora a matriz P irá possuir a estrutura, conforme determinado no exemplo das colunas que formam os p da Fórmula 3-24, apresentado a seguir:

$$\begin{array}{c}
 \text{Quantidade de colunas} = \mathbf{D} * \mathbf{n} \\
 \\
 \mathbf{P} = \left[\begin{array}{cccccc}
 p_i & p_{i+1} & p_{i+2} & p_{i+3} & p_{n-1} & p_{2n} \\
 p_i & p_{i+1} & p_{i+2} & p_{i+3} & p_{n-1} & p_{2n} \\
 p_i & p_{i+1} & p_{i+2} & p_{i+3} & p_{n-1} & p_{2n} \\
 p_i & p_{i+1} & p_{i+2} & p_{i+3} & p_{n-1} & p_{2n} \\
 p_i & p_{i+1} & p_{i+2} & p_{i+3} & p_{n-1} & p_{2n} \\
 p_i & p_{i+1} & p_{i+2} & p_{i+3} & p_{n-1} & p_{2n} \\
 p_i & p_{i+1} & p_{i+2} & p_{i+3} & p_{n-1} & p_{2n}
 \end{array} \right]
 \end{array}
 \begin{array}{l}
 \\
 \\
 \\
 \\
 \\
 \\
 \\
 \left. \vphantom{\begin{array}{c} p_i \\ p_i \\ p_i \\ p_i \\ p_i \\ p_i \\ p_i \end{array}} \right\} \text{Quantidade de linhas} \\
 = \mathbf{D} * \mathbf{n} \quad (3-24) \\
 \\
 \left. \vphantom{\begin{array}{c} p_i \\ p_i \\ p_i \\ p_i \\ p_i \\ p_i \\ p_i \end{array}} \right\} (D * n)^2
 \end{array}$$

3.6.1.6 Moldes definidos por t

Os moldes são as variações de cada imagem do conjunto do treinamento que devem ser reduzidos para que seja possível utilizar apenas os que possuem maior variabilidade. Para isso, é necessário, primeiro, organizar todos os valores dos autovalores em ordem decrescente: $\lambda_i \geq \lambda_{i+1} \geq \lambda_{i+2} \geq \lambda_{i+3} \geq \lambda_{D_n - 1} \geq \lambda_{D_n} \geq 0$ assim como as colunas correspondes de p_i .

Depois devem ser somados de todos os autovalores e acumulados através do λ_T (variância total de todas as variáveis), conforme a Equação 3-25, a seguir:

$$\lambda_T = \lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3 + \dots + \lambda_{D_n - 1} + \lambda_{D_n} \quad (3-25)$$

Pode ser representada de forma equivalente a soma da Fórmula 3-25, anterior [20], a Equação 3-26, apresentada a seguir:

$$\lambda_T = \sum_{k=1}^{D_n} \lambda_k \quad (3-26)$$

O valor da variância é representado por \mathbf{f} , e é necessário definir qual será o total de variâncias que deseja obter. Sendo assim, o resultado irá definir o t , que é a quantidade de componentes principais utilizadas. Em estudos realizados sobre o f foi percebido que o valor mais usual é truncado na proporção de 98% que consegue explicar suficientemente o total da variância [44] [24] [72], conforme apresentado na Equação 3-27, a seguir:

$$\mathbf{f} = 98 / 100 \quad (3-27)$$

A partir de então é definido o valor da quantidade de t que será soma total de autovalores (λ_T) que tem o valor igual ou maior da variância pré-determinado, ou seja, quantos autovalores serão necessários, e quando este critério da **condição** $\geq \lambda_T \cdot \mathbf{f}$ do lado direito, do igual ou maior que, for verdadeiro, o processo é **parado**. E é, então, verificado valor da quantidade de t , que será definido para as etapas posteriores, conforme apresentado na Equação 3-28, a seguir [14]:

$$\lambda_T = \sum_{i=1}^t \lambda_i \geq \lambda_T * \mathbf{f} \quad (3-28)$$

A quantidade de autovetores, representada por t é necessária, porque determinará a quantidade de componentes, que será importante para as etapas posteriores, a fim de identificar a quantidade de variações, ou seja, diminuir a dimensão da matriz P que será $Dn \geq t$, pois o objetivo é reduzir a quantidade de dimensões ao ponto de transformar em moldes, que representam maiores variações.

Por isso, são eliminados os componentes que representam em torno de $\leq 2\%$ do total da variância [22]. Lembrando que este valor pode ser ajustado. Conforme a literatura da área, pode variar até em 8%, sendo difícil definir com precisão. Pois, como os valores dos autovalores são ordenados e classificados de forma decrescente, é sempre analisado e truncado exatamente no valor que representa variabilidade.

Portanto, o P é um conjunto ortogonal de moldes de variação, contendo todos os eixos principais da elipsoide² que passa a obter as seguintes colunas de p, conforme apresentados na Equação 3-29, a seguir:

$$P = (p_1, p_2, p_3, p_{t-1}, p_t) \quad (3-29)$$

A partir de agora a matriz P deixa de ser quadrática, pois sua estrutura de colunas sofre redução, conforme determinado no exemplo, das colunas de P que formam os autovetores p, conforme apresentado na Fórmula 3-30 a seguir:

²A elipsoide é representada pelo contorno do modelo.

$$\mathbf{P} = \left[\begin{array}{cccccc}
 p_i & p_{i+1} & p_{i+2} & p_{i+3} & p_{t-1} & p_t \\
 p_i & p_{i+1} & p_{i+2} & p_{i+3} & p_{t-1} & p_t \\
 p_i & p_{i+1} & p_{i+2} & p_{i+3} & p_{t-1} & p_t \\
 p_i & p_{i+1} & p_{i+2} & p_{i+3} & p_{t-1} & p_t \\
 p_i & p_{i+1} & p_{i+2} & p_{i+3} & p_{t-1} & p_t \\
 p_i & p_{i+1} & p_{i+2} & p_{i+3} & p_{t-1} & p_t \\
 p_i & p_{i+1} & p_{i+2} & p_{i+3} & p_{t-1} & p_t \\
 p_i & p_{i+1} & p_{i+2} & p_{i+3} & p_{t-1} & p_t
 \end{array} \right]$$

Quantidade de colunas = $1..t$

Quantidade de linhas = $\mathbf{D} * n$ (3-30)

$2 * n * t$

Os primeiros vetores de coluna p , dimensões originais, podem representar a maior parte da proporção sem acarretar perdas expressivas de informações, conforme explicado na Subseções [3.3 Combinação da Análise de Componente Principal com PDM](#).

Sendo assim, os vetores de \mathbf{P} são nova base para representar o x , em que na Figura 3.6, é apresentado um exemplo de uma componente principal, ou seja, p com os valores de x_i próximos, no qual os “•” representa cadam um dos *landmarks*.

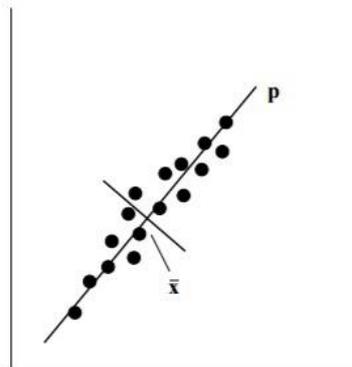


Figura 3.6: Exemplo dos landmarks próximos à reta p

3.6.1.7 Parâmetros \mathbf{b}

Os parâmetros são representados pelo vetor \mathbf{b} conforme apresentado na Equação 3-31, formada pelos componentes que representam as variações referentes a cada um dos p [40]. Sendo que a dimensão do vetor \mathbf{b} contém 1 coluna por t linhas [18]:

$$\mathbf{b} = (b_1, b_2, b_3, b_i, \dots, b_{t-1}, b_t)^T \quad \text{com } 1 \leq i \leq t \quad (3-31)$$

Para obter os valores de b é necessário calcular a partir da diagonal principal, já que esta propriedade garante que todos os p sejam ortogonais. Em que os principais valores de b , são compostos por cada uma das variáveis b_i , e a sua quantidade pode ser considerado apenas pelo t .

Para cada parâmetro b , por exemplo, b_1 contém a variação referente a contribuição promovido pelo p e o mesmo ocorre para os outros b_i . Cujos parâmetros são os valores que substituem as variáveis, sendo que necessário utilizar o mesmo procedimento. Entretanto, cada interação é realizada com novos valores atualizados e substituído, a partir do resultado anterior (válidos a partir da segunda interação).

Através da Equação 3-32, torna-se possível a conversão dos contornos/elipse da forma, baseada em um conjunto de treinamento reduzido, são parâmetros de b é responsável por gerar as novas formas atualizada a cada interação [18]:

$$b = P^T * (x - \bar{x}) \quad (3-32)$$

A fórmula da Equação 3-32, também pode ser utilizado de maneira equivalente para calcular cada b_i , e torna mais simples sua compreensão e uso, conforme apresentado na Equação 3-33, a seguir:

$$b_i = P^T * (x_i - \bar{x}) \quad (3-33)$$

A utilização o vetor b garante que a deformação irá restringir a forma dentro de uma determinada limitação para todos os parâmetros. Ou seja, a forma é ajustada de maneira adequada, pois o objetivo principal é que a movimentação ocorra com certa independência, mais com qualidade.

Através dos parâmetros de b é restringida a forma, a fim de evitar anomalias; e com isto definido e limitando entre o intervalo das formas. Ou seja, para cada forma, existirá pelos menos 3 instâncias que são: **[mínima < média < máxima]**.

3.6.1.8 Parâmetros do Modelo da Forma

Através do resultado dos parâmetros da Equação 3-32 é calculada a Equação 3-34 apresentada a seguir [72] [40] [18]:

$$\begin{aligned} x &= \bar{x} + Pb \\ &\bar{x} + (P * b) \end{aligned} \quad (3-34)$$

A fórmula da Equação 3-34 também pode ser utilizada de maneira equivalente

para calcular cada x_i , conforme apresentado na Equação 3-35 a seguir:

$$x_i = \bar{x} + P_i b_i$$

$$\bar{x} + (P_i * b_i) \quad (3-35)$$

3.6.2 Active Appearance Model

O Active Appearance Model (AAM) é um modelo estatístico de forma e aparência, em que trabalha especificamente com a textura, e possui semelhanças com o ASM (AAM usa a mesma entrada que a do ASM), podendo ser considerado uma extensão ou complemento, porém os algoritmos são distintos, utilizado para que seja adquirido um maior desempenho para localizar a região de interesse que também faz uso do *landmarks* [71] [19] [45] [72].

Após a utilização do ASM, são, então, mapeados e depois combinados com novos valores contidos na imagem e, posteriormente, gerados outros que favorecem o melhoramento da procura através de mais informações com atributos diferentes. A normalização dos valores de intensidade cinza é utilizada para reduzir a variação. A técnica para encontrar consiste, também, em métodos estatísticos, sendo que o modelo é utilizado para procurar os pontos e verificar se a textura está adequada para determinada *landmarks* [45].

Porém, a utilização da textura das imagens, determinada pela quantidade de *pixels*, através de um vetor que pode ser transformado em uma reta (perfil [18]) em torno do *landmarks*, que se diferencia por não utilizar a restrição (parâmetro b ASM) da forma [71] [19] [45] [72]. Na Figura 3.7 é apresentada a reta que representa o perfil em torno de um *landmark* de uma imagem:

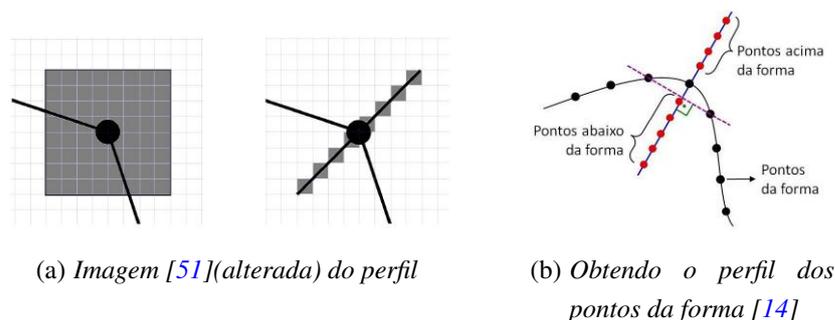


Figura 3.7: Perfil em 2D transformado em 1D

A Figura 3.8 apresentada a seguir, contém o exemplo de uma reta referente a um *landmarks*, são visualizadas várias operações ocorridos no AAM para uma melhor compreensão dos processos:

n_p	=	017	082	040	124	141	090
Gradiente	=	29	65	-42	84	17	-51
Gradiente Normalizado	=	0,28	0,63	-0,41	0,82	0,16	-0,50

Figura 3.8: Exemplo da representação em 1D do segmento da reta de comprimento = n_p para o $g_{i,j}$ de um landmarks

No exemplo do **Gradiente Normalizado**, apresentado na Figura 3.8, em que os valores foram truncados, ou seja, desconsideradas a partir da segunda casa decimal após a vírgula. Sendo que o valor do somatório do **Gradiente** = 102.

Após ser melhorado o modelo, além da posição média procurada é também agregado, dentro da região de cada *landmarks*, no qual são utilizadas as intensidades, as vizinhanças. Primeiro, é determinada a quantidade de *pixels* que serão procurados, sendo a posição central o *landmark* da região correspondente, conforme apresentado na Fórmula 3-36 a seguir.

$$2k + 1 \equiv k + 1 + k \quad (k \in \mathbb{N}^* : k \geq 1) \text{ onde o } k \text{ é a quantidade de } \textit{pixel} \quad (3-36)$$

Através do uso da Fórmula 3-36, é então, aplicada a energia de $k + 1 + k$, que simplificando em formato algébrico torna $2k + 1$ em que é realizada a normalização através do g .

Pode ser movida 1 ou mais posições medidas em *pixels* por vez, analisada a direção através das transformação da Equação 3-5, a partir do valor absoluto que é verificado com os valores das imagens, baseado no conjunto de treinamento.

Cada um dos *landmarks* n_s movimenta-se em direção perpendicular ao contorno em que a quantidade de movimento para cada tentativa ocorre conforme a Equação 3-36 para dois lados (a Figura 3.7 contém mais detalhes).

O k é a quantidade de *pixels*, em que a variável $k = f(x, y)$, ou seja, é o valor do *pixel*. Sendo que o valor 1 (um) da fórmula da Equação 3-36 é o *pixel* da posição do *landmark* correspondente. A quantidade de posições dos *pixels* que movimentam também são os mesmos da Equação 3-36 [72].

Sendo assim, é verificado nos *pixels* que formam a vizinhança, que são determinados pelos agrupamentos de tamanho de k *pixels*, nunca poderão encontrar a região de outro *landmark*, para evitar qualquer problema, além de ser necessário verificar sobre a

limitação da imagem, para evitar encontrar ou colidir alguma borda da orientação da imagem, pois, caso isto ocorra, deverá, então, ser feito algum tipo de tratamento ou validação para evitar esta situação. Como sugestão, todas as regiões que não pertençam a imagem deverão ser sobrepostos os *pixels* correspondentes a $f(x, y) = 0$.

A quantidade de elementos do vetor $g_{i,j} = 2n * 2k + 1$. Ou seja, a é a igual a quantidade de *pixels*, em que o centro deve ser a posição do *landmark* corresponder de cada imagem, o comprimento tem diferença da área, onde é dado apenas em 1D.

Seu funcionamento consiste em complementar o ASM a partir da combinação do AAM no qual é analisada a variação de textura e as correlações entre eles através do uso do gradiente em que é realizada a normalização com intuito de evitar problema com a iluminação, sendo ideal para imagens com ruídos.

A letra g contém a matriz $f(x, y)$ obtida a partir de $x(x_1 \dots x_N)$ na qual é analisada, a textura em torno da região dos *landmarks*. Pois, as posições dos *pixels* são obtidas através da localização dos *landmarks* do ASM que gera a entrada AAM.

Sendo assim, o $f(x, y)$ de g é coletados através das fórmulas e equações apresentadas durante esta dissertação, em que é determinada a quantidade de *pixels* e outras configurações para que possam ser analisadas as regiões de interesse [25], conforme apresentado na Figura 3.9, a seguir:

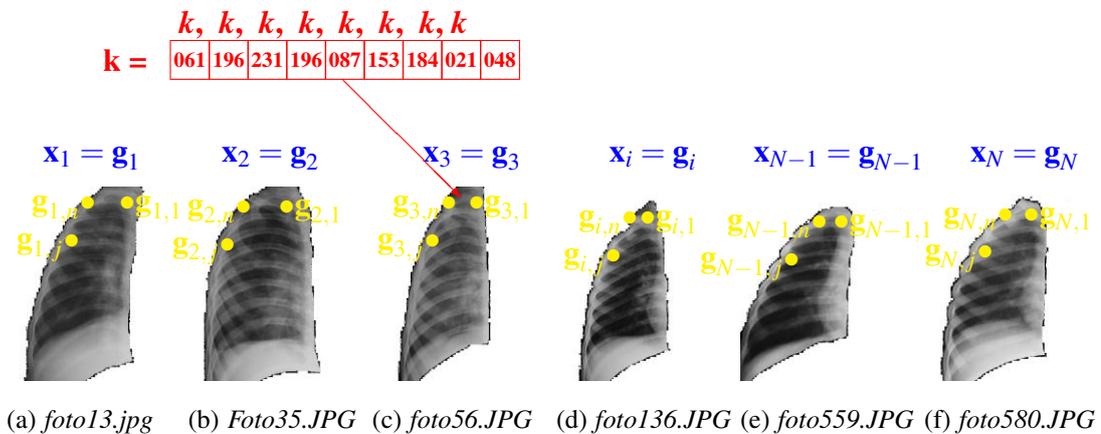


Figura 3.9: Principais valores de entrada do AAM

Nos itens a seguir são melhor explicados os vetores e variáveis que compõem a estrutura de g adquiridos da Figura 3.9:

- g_i é o vetor em que o i ($1 \leq i \leq N$) representa cada imagem do conjunto de treinamento;
- $g_{i,j}$ é o vetor em que o i representa determinada imagem do conjunto de treinamento e o j ($1 \leq j \leq n$) representa o *landmark*;
- k representa cada $f(x, y)$;

- \mathbf{k} representa o vetor contendo todos os k que estão conectados no sentido de uma reta;
- n_p representa a quantidade de elementos da reta, que possui duas direções opostas a partir do centro da mesma, representado por $\mathbf{k} + 1 + \mathbf{k}$, para cada *landmark*.

3.6.2.1 Vetor $\mathbf{g}_{i,j}$

O centro é localizado exatamente através dos *landmarks* representada pela variável, j , pois o $i = x_i$ em que a coluna que representa à Figura 3.9 é igual a descrita na Equação 3-37 apresentada a seguir [59] [18]:

$$\mathbf{g}_{i,j} = (\mathbf{g}_{i,j,1}, \mathbf{g}_{i,j,2}, \mathbf{g}_{i,j,3}, \mathbf{g}_{i,j,4}, \mathbf{g}_{i,j,5}, \mathbf{g}_{i,j,6}, \mathbf{g}_{i,j,n_p-1}, \mathbf{g}_{i,j,n_p})^T \quad (3-37)$$

3.6.2.2 Derivada do Vetor $\mathbf{g}_{i,j}$ (Gradiente)

A derivada de $d\mathbf{g}_{i,j}$ é obtida através da Equação 3-38 apresentada a seguir [59] [18]:

$$d\mathbf{g}_{i,j} = \begin{pmatrix} \mathbf{g}_{i,j,2} - \mathbf{g}_{i,j,1}, & \mathbf{g}_{i,j,3} - \mathbf{g}_{i,j,2}, & \mathbf{g}_{i,j,4} - \mathbf{g}_{i,j,3}, \\ \mathbf{g}_{i,j,5} - \mathbf{g}_{i,j,4}, & \mathbf{g}_{i,j,6} - \mathbf{g}_{i,j,5}, & \\ \mathbf{g}_{i,j,n_p-1} - \mathbf{g}_{i,j,n_p-2}, & \mathbf{g}_{i,j,n_p} - \mathbf{g}_{i,j,n_p-1} & \end{pmatrix} \quad (3-38)$$

Ou seja, a derivada é obtida por meio da posição atual – anterior. Onde o atual = k e a anterior = $k - 1$, por exemplo: $\mathbf{g}_{i,j,k} - \mathbf{g}_{i,j,k-1}$.

3.6.2.3 Normalização $\hat{\mathbf{g}}_{i,j}$ (Gradiente Normalizado)

Devido a ausência de contraste e variação de iluminação que distorcem os níveis de cinza no qual são gerados os ruídos nas radiografias, que torna necessária a realização da normalização definida através da divisão de cada elemento do vetor pela soma de todos os elementos do vetor através dos valores absolutos é igual a 1 (um) [72]. O resultado será a normalização em que os valores estão no intervalo entre [-1, 1], contribuindo, assim, para que seja encontrada a região mais adequada referente aos *landmarks* com menos tentativas [72] [14].

A normalização é realizada para cada um dos n *landmark* de todas as imagens, através da derivada $d\mathbf{g}_{i,j}$, conforme apresentado na Equação 3-39 [59] [18]:

$$\hat{\mathbf{g}}_{i,j} = \frac{d\mathbf{g}_{i,j}}{\sum_{k=1}^{n_p-1} |d\mathbf{g}_{i,j,k}|} \quad (3-39)$$

Normalmente, na literatura do AAM, nesta parte é utilizada a variável \mathbf{y} , entretanto, foi alterado por $\hat{\mathbf{g}}$ para evitar confusão referente a coordenadas do eixo do plano cartesiano.

3.6.2.4 Vetor $\bar{\mathbf{g}}_j$ da Média Aritmética Normalizada

Sobre a média normalizada, apresentada na Equação 3-40, é realizada de forma semelhante à Equação 3-20 conforme a seguir [59] [18]:

$$\bar{\mathbf{g}}_j = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d\mathbf{g}_{i,j} \quad (3-40)$$

3.6.2.5 Matriz $S_{\hat{\mathbf{g}}}$ de Covariância Normalizada

Na Equação 3-41 é apresentado a matriz de covariância normalizada, realizada para cada um de todos os *landmark* [14] [59] [18]:

$$S_{\hat{\mathbf{g}}_{i,j}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\hat{\mathbf{g}}_{i,j} - \bar{\mathbf{g}}_j) * (\hat{\mathbf{g}}_{i,j} - \bar{\mathbf{g}}_j)^T \quad (3-41)$$

3.6.3 AAM Aplicado na Nova Imagem $\hat{\mathbf{g}}$

Na nova imagem em que é realizada a procura, é representada pela letra e símbolo $\hat{\mathbf{g}}$ que é baseado em movimentações semelhantes às equações utilizadas na Subseção 3.6.3 AAM Aplicado na Nova Imagem $\hat{\mathbf{g}}$, entretanto, o diferencial que o limite inferior e superior da imagem em que cada um dos *pixels* são obtidos a partir do n_s , ou seja, o limite de movimentações que podem ser realizadas pelo n_p é de [18]: $n_p < n_s$. Pois é o n_s que irá garantir o melhor resultado para o AAM.

O $\hat{\mathbf{g}}_j$ é calculado de maneira equivalente à Equação 3-37, só que ao invés do tamanho do vetor ser n_p passa a ter o tamanho n_s , conforme apresentado na Equação 3-42

a seguir [18]:

$$\hat{\mathbf{g}} = (\hat{\xi}_{i,j,1}, \hat{\xi}_{i,j,2}, \hat{\xi}_{i,j,3}, \hat{\xi}_{i,j,4}, \hat{\xi}_{i,j,5}, \hat{\xi}_{i,j,6}, \hat{\xi}_{i,j,n_s-1}, \hat{\xi}_{i,j,n_s})^T \quad (3-42)$$

A derivada do vetor $\hat{\mathbf{g}}_j$, é calculada de maneira equivalente à Equação 3-38, só que ao invés do tamanho do vetor ser n_p passa a ter o tamanho n_s , conforme apresentado na Equação 3-43 a seguir [18]:

$$d\hat{\mathbf{g}}_j = \begin{pmatrix} \hat{\xi}_{j,2} - \hat{\xi}_{j,1}, & \hat{\xi}_{j,3} - \hat{\xi}_{j,2}, & \hat{\xi}_{j,4} - \hat{\xi}_{j,3}, \\ \hat{\xi}_{j,5} - \hat{\xi}_{j,4}, & \hat{\xi}_{j,6} - \hat{\xi}_{j,5}, & \\ \hat{\xi}_{j,n_s-1} - \hat{\xi}_{j,n_s-2}, & \hat{\xi}_{j,n_s} - \hat{\xi}_{j,n_s-1} & \end{pmatrix} \quad (3-43)$$

A normalização do vetor $\hat{\mathbf{g}}_j$ é calculada de maneira equivalente à Equação 3-39, só que ao invés do tamanho do vetor ser n_p passa a ter o tamanho n_s , conforme apresentado na Equação 3-43, a seguir [18]:

$$\hat{\mathbf{g}}_j = \frac{d\hat{\mathbf{g}}_j}{\sum_{k=1}^{n_s-1} |d\hat{\mathbf{g}}_{j,k}|} \quad (3-44)$$

A partir de todas as Equações apresentadas, é, então, realizado o cálculo através da **distância de Mahalanobis**³, no qual é selecionado o vetor de coluna que contém a menor distância, em que são baseadas nas informações do treinamento, conforme explicado no decorrer do AAM. Em que é apresentado na Equação 3-45 a seguir:

$$D(\hat{\mathbf{g}}_j, \hat{\mathbf{g}}_j) = \sqrt{(\hat{\mathbf{g}}_j - \hat{\mathbf{g}}_j)^T S_{\hat{\mathbf{g}}_j}^{-1} (\hat{\mathbf{g}}_j - \hat{\mathbf{g}}_j)} \quad (3-45)$$

3.6.3.1 Aspectos Gerais do AAM Aplicados a Nova Imagem

No final, cada *landmark* se movimenta entre a média até *landmark* do molde, em que é analisada a região que melhor representa o g, a direção é determinada também se:

- Caso o valor médio seja **menor do que o molde** é, então, **movido em direção positiva**;
- Caso o valor médio seja **maior do que o molde** é, então, **movido em direção negativa**.

³A distância de Mahalanobis é calculado através: $D(\mathbf{X}_i, \mathbf{X}_c) = \sqrt{(\mathbf{X}_i - \mathbf{X}_c)^T S^{-1} (\mathbf{X}_i - \mathbf{X}_c)}$.

O movimento ocorre também por meio da θ dentro do ângulo de 90° , com o deslocamento de *pixel a pixel*, ou pelos valores pré-determinados do g , em que é analisada a força, através do gradiente normalizado em que não deve ser superior à extremidade.

3.6.4 Encontrar os *Landmarks* Correspondentes Através do Modelo da Forma

O modelo é construído a partir do treinamento, conforme já explicado, que é obtido através de coordenadas do plano cartesiano de cada imagem, além de características dos *pixels*, ajustados, de maneira plausível a forma de acordo com a posição inicial, no qual o processo é repetido em um refinamento sucessível, dentro de determinada limitação até ser normalizado para cada interação, atingir l_{max} , e por fim, concluir todas as s . Cujas finalidades é gerar forma semelhante ao conjunto de treinamento.

Para isto, é utilizado o cálculo de distância tornando-se útil para que seja realizada adequadamente tanto a θ , t_x t_y e similaridade, sendo o modelo, baseado em propriedades geométricas de uma superfície dos objetos [39]. Portanto, para encontrar a melhor distância entre todos os pontos é utilizada a distância de Mahalanobis, por causa da correlação das colunas de P com o modelo, além de considerar a s sobre os eixos [50] [40]. Durante a busca é, então, feito o uso da referida distância Mahalanobis faz, então, a comparação da e menor distância, entre o modelo com os moldes que apenas é um selecionado e a partir de então, começa exaustivamente a encontrar os pontos que melhor se adequam à imagem a procurar. O processo é iterativo e repetido e até convergir, e na sequência, atingir uma determinada quantidade de interações [42].

De acordo com [42], todo o processo de encontrar cada *landmarks* correspondente é baseado na deformação em que ocorre a partir da forma média, através das restrições, é realizado e ilustrado conforme a Figura 3.10, apresentanda a seguir, em que os movimentos são realizada entre \bar{x} até x , para cada *landmark* que deve obedecer $-m\sqrt{\lambda_i} \leq b_i \leq +m\sqrt{\lambda_i}$, definido para ambas as restrições, conforme apresentado o valor da variável m na Equação 3-46, a seguir:

$$m = [-m, +m] \quad \text{com o } m = 2 \text{ ou } m = 3 \quad (3-46)$$

Os valores entre $-m$ e $+m$ representam o desvio padrão conforme melhor explicado através da ilustração da pesquisa de [72]. Na fórmula da Inequação 3-47, é apresentado sobre a restrição de b_i :

$$b_i \geq -m\sqrt{\lambda_i} \text{ e } b_i \leq +m\sqrt{\lambda_i} \quad (3-47)$$

Referente à fórmula da Inequação 3-47 também pode ser usada outra conotação, através da formalização matemática, conforme a Fórmula 3-48 apresentada a seguir:

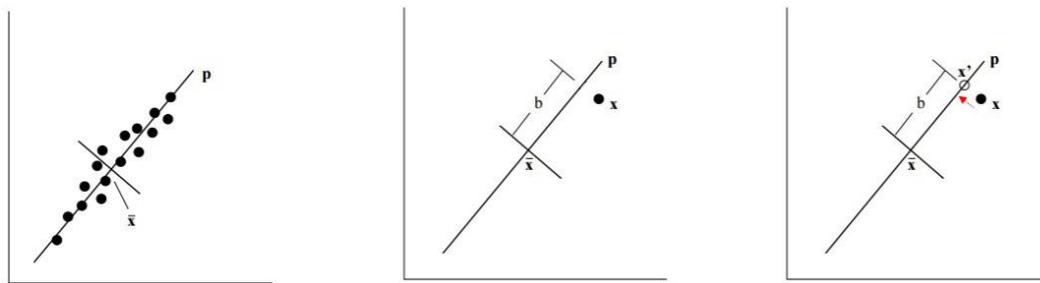
$$|b_i| \geq +m\sqrt{\lambda_i} \quad (3-48)$$

Quando o valor do b_i estiver fora da faixa da restrição $[-m\sqrt{\lambda_i}, +m\sqrt{\lambda_i}]$, ou seja, ultrapassar o limite, significa que o valor passa a ser definido conforme a Equação 3-49:

$$b_i = \text{máximo} (\text{mínimo} (b_i, +m\sqrt{\lambda_i}), -m\sqrt{\lambda_i}) \quad (3-49)$$

Pois, caso, não houvesse esta restrição para o b_i , o modelo sofreria deformação, comprometendo, assim, toda a nova forma e, conseqüentemente, resultando em alguma anomalia, devido à distância entre a média, \bar{x}_i e p_i .

A procura a cada interação produz uma nova forma média para o modelo em que busca se ajustar de maneira mais adequada possível. Na Figura 3.10, apresentada a seguir, que foi projetada no plano cartesiano em 2D que é baseado no conjunto de cada imagem do treinamento com o modelo, cada eixo é representado por p .



- (a) Os n landmarks= \bullet da forma em torno da reta em p (componente principal) [21]
- (b) Exemplo de 1 landmarks em que o b é distância entre o x e \bar{x} em torno da reta p [21]
- (c) O b é a distância entre o eixo e a média e os valores de x , e o x' é o valor aproximado em que é localizado mais próximo a reta [21]

Figura 3.10: Exemplo de movimentação entre as restrições (em que foi alterado a imagem [21])

A partir do centro da forma média da imagem com o valor do $\theta = 0$, com a primeira s definida para todos as imagens em que ocorre a translação nas direções de x e y com determinada quantidade de *pixels*, sua θ é realizada através de radianos entre $[0, 1]$, com a s com determinado valor (utilizam-se outros s após completar todo o ciclo de interações).

Depois de realizados todos os cálculos do modelo em questão compara-se com a imagem na qual se deseja encontrar a região de interesse. O que se procura, conforme

[15], é a variação da intensidade dos *pixels*, que, para cada *landmarks*, correspondente, entre o modelo e a imagem de busca, que é procurado e verificado sua variabilidade, através de uma quantidade de *pixels* pré-determinada, cuja união forma uma reta, em que sempre o *pixel* do meio define exatamente a posição do *landmark* correspondente. A partir da utilização da reta sua movimentação em termos θ somente ocorre com variação sobre a posição atual entre $[0^\circ, 90^\circ]$, pois, devido a condição de ortogonalidade à busca é restrita e perpendicular, a todas as direções.

De acordo com [30], uma das dificuldades de encontrar algum objeto é porque a sua intensidade, textura e posição podem ser variadas se comparado entre as outras imagens.

Portanto, a procura consiste em analisar as posições e intensidade dos *pixels* os quais formam uma textura na qual são utilizados todos os moldes gerados a partir do conjunto do treinamento, no qual inicialmente compara-se ao modelo. A seguir, é apresentada a rotina para encontrar os pontos correspondentes na imagem:

- Procura na posição da direção normal para cada *landmark* e encontra ponto em que estiver mais adequado com o *landmark* correspondente, através da textura, que é verificada entre a média e a distância do molde de cada ponto com a posição corresponde da imagem;
- O modelo é, então, deformado, desde que mantenha a restrição de perpendicularidade e ortogonalidade entre os pontos correspondes, que são representados pelos *landmarks*, através da θ , com o objetivo de diminuir o erro baseado na média;
- É, então, realizada toda a transformação linear. Para isso, são aplicados e atualizados os parâmetros para t_x, t_y, θ e s e os moldes para construir a nova forma em que ajuste melhor ao ponto;
- Aplica a restrição dos parâmetros b ;
- Processo finaliza até atingir a quantidade de interações necessárias.

O processo começa com os valores da média, $\theta = 0$ na mesma s em que a t_x, t_y ocorre em ambas as direções do eixo x e y , a partir de determinada quantidade de *pixels*. A θ ocorre entre $[0, 1]$ radianos, com determinado percentual de s , foram utilizados, nesta dissertação, com dois valores 0,5 (50%) e 1,0 (100%) para cada molde do PDM.

A força (deslocamento/deformação), exercida pelos contornos ativos (*Snakes*) por cada uma das curvaturas que contém os *landmarks*, é determinada pela energia que é reduzida a medida em que se aproxima de outro vizinho, cuja diminuição ocorre a partir do momento em que é encontrada uma região que contém gradiente, onde a força pode ser interna e externa:

- **Interna do contorno** é a força exercida dentro da região do objeto que, no caso, é o modelo, ou seja, na forma, que determina a suavidade da curva; Neste caso, a energia interna do contorno é restringida à forma do contorno ativo especificamente na curvatura.
- **Externa do contorno** é a força exercida fora da região do objeto que, no caso, é o modelo, ou seja, na imagem que atrai a curva até a fronteira (borda). Neste caso, a energia externa do contorno é minimizada quando contornos ativos assumem características da forma da imagem desejada.

Para se usar a energia, é necessário que as informações estejam normalizadas, pois, trata-se de conjunto de imagens do treinamento [74]:

$$x_i = \bar{x} + P(P^T(\bar{x}_i - \bar{x})) \quad (3-50)$$

De acordo com [74], existem, abordagens que tratam da energia utilizada entre a forma e o modelo em que o autor propõe a realização de comparativo de sua abordagem com convencional do ASM que, no caso, a energia pode ser expressa pela função $E(x)$, para ambas as abordagens do ASM:

$$E_{Snake}(x) = E_{Shape}(x) + E_{Image}(x) \quad (3-51)$$

A força referida é definida através da distância com restrição e pelo gradiente que, de acordo com [18], será analisado o gradiente para cada *landmarks* que será movimentado o modelo sobre as regiões com valores mais próximos os quais pretende-se detectar. Mais informações sobre força e energia podem ser obtidas em uma excelente pesquisa de [36] que contém, inclusive, exemplos de como é aplicado a cada interação.

Sobre a distância e que quanto menor a distância entre os *landmarks* correspondentes entre duas formas, é provavelmente que existam semelhanças em ambas as formas.

3.7 Considerações Finais

Neste capítulo, foram abordadas de maneira teórica, as tecnologias utilizadas que compõem esta presente dissertação para realçar as informações necessárias, para que seja possível atingir os objetivos esperados durante a pesquisa. Foi explicado sobre a região de interesse, o PCA e o uso do combinação entre ASM e o AAM.

Materiais e Métodos

Este capítulo contém os materiais e métodos, utilizados e abordados nas fases desta dissertação, realizada a partir das imagens de radiografias médicas que foram adquiridas, analisadas e escolhidas conforme a Seção 2.2.5 Banco de Dados “Padrão Ouro”, que foram de grande importância, para realização da pesquisa, no tempo hábil em que foi possível analisar e validá-las.

4.1 Estudo e Aplicação Utilizada

Na literatura da Ciência da Computação foram estudados os métodos e/ou implementações de técnicas que resultem na segmentação dos pulmões das crianças, além das definições de cada etapa, no qual os conhecimentos adquiridos serão utilizados e validada a aplicabilidade dos experimentos no MATLAB¹ R2013b 64-bit, que é um software de linguagem de programação de alto nível baseado em um ambiente interativo que possui diversos recursos para aplicações em matemática, estatística e em computação (especificamente em Processamento Digital de Imagens) justificando, assim, sua utilização para esta dissertação.

Foi mencionado por [32] e proposto e aplicado através do trabalho de [63], referente a uma abordagem de funcionalidade consiste na separação/realce dos pulmões, no qual será adotado o mesmo conceito. Porém, pretende-se realçar os pulmões a partir de toda a caixa torácica e do restante da imagem, que representa o plano de fundo, através do ASM e AAM. Pois, pretende-se, com isso, estudar e analisar os resultados de forma independente para uma melhor compreensão sobre as dificuldades encontradas.

O motivo da utilização e aplicação do ASM e AAM nesta dissertação é devido ao mesmo já ter sido usado em imagens médicas em outras aplicações para encontrar a região de interesse, através do uso de métodos estatísticos e computacionais, cujos resultados foram satisfatórios para a segmentação da imagem.

¹Mais informações sobre o MATLAB, assim como seu uso, podem ser obtidas através do link: <http://www.mathworks.com/>

Para esta dissertação foram realizados, inicialmente, estudos que envolveram uma base de dados de 535 imagens (conforme descrito no Apêndice A), de radiografias de crianças entre $1 \leq e < 5$ anos de idade, selecionada como o conjunto de amostras de imagens mais adequadas, tornando, assim, possível compreender, de maneira segura, o comportamento de cada técnica e método utilizado.

Foi, então, escolhido e definido sobre a quantidade de *landmarks* que representam e formam a região de interesse e depois foi marcado para cada imagem digital, baseado em de uma análise e estudo sobre a forma anatômica dos pulmões humanos, conforme apresentado e explicados na Seção 2.4 *Anatomia e Fisiologia dos Pulmões e em Relação à Pneumonia* e na Seção 3.4 *Landmark*. Depois, foram analisado especificamente os pulmões de crianças, que devido o corpo estar em desenvolvimento, torna a sua forma muito diversificada. Mesmo com crianças que possuem os mesmos fatores de idade, sexo, altura e peso, ou seja, isto torna um desafio identifica a região de interesse dos pulmões.

Outro ponto importante foi estudar e analisar as radiografias várias vezes, devido a uma série de dificuldades referentes à qualidade que as mesmas possuem, que foram relatados no decorrer desta dissertação. Entre tantos problemas foi percebido:

- Problemas de padronização;
- As possíveis condições inadequadas dos aparelhos de raios-X ou materiais utilizados.

Além das dificuldades de manter a criança parada (devido a dor que é causado pela pneumonia e o medo da criança diante do aparelho de raios-X e dos profissionais do mesmo) no momento da retirada da radiografia [27] [13]. Ou seja, os grandes desafios para o profissional de saúde são a dor e medo que a criança possui no momento de capturar/adquirir as imagens necessárias.

Depois, foram definidos e concentrados esforços primeiramente no pulmão do lado direito, devido a existirem menos informações no espaço da imagem. Foi analisada a região de interesse para cada uma das imagens do conjunto de treinamento manual onde são gerados os moldes e o modelo que contém as informações fundamentais, que serão extraídas para que seja possível encontrar o objeto procurado, baseado em uma região que representa sua forma, não contém uma geometria perfeita. E de acordo com [20], o motivo é que entre indivíduos não idênticos, devido a fatores de forma, altura, etc., para esta dissertação, inicialmente, concentrou-se na caixa torácica, para depois encontrar os pulmões.

No geral, para esta dissertação, foi necessário que a mesma fosse planejada e depois organizada em 8 (oito) etapas similares a camadas, para que qualquer alteração em alguma etapa não implicasse em ter que modificar todas as outras, ou seja, apenas local, mas com finalidade de melhorar o resultado final, conforme detalhado a seguir:

- **Primeira Etapa** é analisado e gerado novas imagens para realização da segmentação manual da caixa torácica e os pulmões que compõem as medidas de similaridade;
- **Segunda Etapa** foi segmentado, precisamente, baseado na validação do médico para cada um dos pulmões;
- **Terceira Etapa** é realizado o treinamento manual de um conjunto de imagens;
- **Quarta Etapa** é aplicados os métodos descritos na Seção [3.3 Combinação da Análise de Componente Principal com PDM](#), nas imagens de treinamento;
- **Quinta Etapa** é utilizado ASM e AAM;
- **Sexta Etapa** é submetido um conjunto de imagens digitais de radiografias para encontrar a região dos pulmões e depois segmentá-las;
- **Sétima Etapa** o resultado da Quinta Etapa aplicado na Sexta Etapa determinará a localização da área da região dos pulmões para complementar o PneumoCAD, contribuindo, com isso, para que o processo de detecção da pneumonia, a partir da radiografia, seja o menos manual possível;
- **Oitava Etapa** por fim, é utilizado um algoritmo para realizar a comparação, a partir dos resultados da Sexta com a Segunda Etapa, para saber, de maneira quantitativa, sobre a eficácia do uso do ASM.

Pois, a finalidade específica desta dissertação é justamente utilizar as amostras para realçar a localização da área próxima à região de ambos os pulmões e, depois, realizar a segmentação dessas informações, com intuito de complementar e agregar o uso para o PneumoCAD, para que seja possível examinar apenas a região dos pulmões, resultando no processo do diagnóstico menos manual possível, através da limiarização [63]. Lembrando que os resultados dessas mesmas imagens serão testados por futuros interessados em utilizá-las para o sistema PneumoCAD.

Sobre o uso de algoritmo ASM e AAM, foram realizadas as devidas alterações necessárias e implementado um algoritmo para a realização do treinamento e outro para a conversão das informações.

4.2 Materiais

Após a aquisição das imagens digitais do “padrão ouro”, estas tiveram a intensidade da iluminação analisadas e foram definidos através $f(x, y)$, caracterizados através da coloração mais forte de alguns dos órgãos vitais localizados dentro da caixa torácica. Sendo assim, foram consideradas as imagens escolhidas como candidatas aquelas que continham características comuns a todas as imagens. Ou seja, através destas permite-se

garantir proximidade importante entre elas como intensidade e textura que são informações que contribuem para melhor taxa de acurácia.

Foram utilizadas imagens de radiografias de criança que continha tanto o diagnóstico patologia de pneumonia ausente, ou não, além das indeterminadas, para que fosse possível avaliar a eficácia dos métodos envolvidos que motivado pelo mesmo critério de [63].

Os experimentos foram realizados em um notebook com as seguintes configurações:

- 16 GB de memória;
- Processador i7-6500U @2.50 2.60 GHz e processador com base em x64;
- Sistema operacional 64 bits *Windows 10 Pro*.

4.2.1 Imagens Utilizadas no ASM e AAM

Para esta dissertação foi necessário analisar e escolher entre as imagens de 407 radiografias com diagnósticos de pneumonia bacteriana, 51 com pneumonia indeterminada e 77 com diagnósticos normais (ausência de pneumonia), totalizando um conjunto 535, conforme descrição das imagens no Apêndice A. Foi, então, escolhido um subconjunto com 56 imagens devido a representar em torno de 10,46% das amostras, a partir deste subconjunto passou a ser utilizado para realização dos experimentos do ASM e AAM durante o Capítulo 5 *Experimentos e Análise dos Resultados*.

Para realização dos experimentos do ASM foram selecionados os seguintes subconjuntos das 56 imagens de radiografias, conforme destacado nas colunas a seguir:

foto112.JPG, foto115.JPG, foto125.JPG, foto13.JPG, foto131.JPG, foto134.JPG, foto135.JPG, foto136.JPG, foto139.JPG, foto143.JPG, foto157.JPG, foto171.JPG, foto172.JPG, foto196.JPG, foto231.JPG, foto238.JPG, foto251.JPG, foto295.JPG, foto312.JPG, Foto33.JPG, Foto35.JPG, foto357.JPG, Foto37.JPG, Foto38.JPG, foto380.JPG, foto41.JPG, foto422.JPG, foto44.JPG, foto46.JPG, foto467.JPG, foto475.JPG, foto478.JPG, foto492.JPG, foto506.JPG, foto52.JPG, foto527.JPG, foto559.JPG, foto56.JPG, foto561.JPG, foto58.jpg, foto580.JPG, foto625.JPG, foto63.JPG, foto64.JPG, foto66.JPG, foto67.JPG, foto699.JPG, foto701.JPG, foto707.JPG, foto71.JPG, foto717.JPG, foto72.JPG, foto86.JPG, foto87.JPG, foto96.JPG, foto97.JPG

E do subconjunto das 56 imagens de radiografias foram utilizadas novamente e retiradas 15 imagens de radiografias que compõem o conjunto treinamento, que representa 26,79% das amostras:

foto13.JPG, foto135.JPG, foto136.JPG, foto171.JPG, Foto35.JPG, foto41.JPG, foto422.JPG, foto44.JPG, foto559.JPG, foto56.JPG, foto58.jpg, foto580.JPG, foto64.JPG, foto86.JPG, foto96.JPG

Do mesmo conjunto das 56 imagens de radiografias, após o conjunto de treinamento, sobraram 41 imagens de radiografias que foram utilizadas para procurar a região de interesse, através do ASM, e AAM que representa 73,21%:

foto112.JPG, foto115.JPG, foto125.JPG, foto131.JPG, foto134.JPG, foto139.JPG, foto143.JPG, foto157.JPG, foto172.JPG, foto196.JPG, foto231.JPG, foto238.JPG, foto251.JPG, foto295.JPG, foto312.JPG, Foto33.JPG, foto357.JPG, Foto37.JPG, Foto38.JPG, foto380.JPG, foto46.JPG, foto467.JPG, foto475.JPG, foto478.JPG, foto492.JPG, foto506.JPG, foto52.JPG, foto527.JPG, foto561.JPG, foto625.JPG, foto63.JPG, foto66.JPG, foto67.JPG, foto699.JPG, foto701.JPG, foto707.JPG, foto71.JPG, foto717.JPG, foto72.JPG, foto87.JPG, foto97.JPG

A partir das informações dessa subseção é que os experimentos passaram a ser validados, que os algoritmos implementados e propostos começaram a sofrer as devidas alterações necessárias com finalidade de descobrir a eficácia dos métodos estudados para esta dissertação.

4.2.2 Aplicando o ASM e AAM

O principal objetivo em delimitar a região de interesse da forma é para que, quando for realizado qualquer estudo sobre os pulmões, através de técnicas para alguma aplicação específica, torne o processo o mais objetivo, otimizado e mais rápido, evitando, assim, por exemplo, os diagnósticos de falsos positivos [63].

Pois, a retirada de objetos, que não interessam na imagem, contribui para o aumento da eficiência dos algoritmos empregados, além de gerar maior economia e processamento. Por isso, foram realizadas várias pesquisas até a presente data e não foi encontrada nenhuma modelagem de localizar o pulmão em crianças através do ASM, AAM e os sistemas CAD PneumoCAD.

Sendo assim, o conteúdo desta dissertação, torna-se importante para o diagnóstico de pneumonia, além de outras doenças respiratórias em crianças, pois as formas do pulmão são variáveis. Para isto, são necessários os seguintes passos:

- **Primeiro passo** é conhecer o objeto a ser localizado;

- **Segundo passo** devem ser definidos todos os pontos considerados importantes;
- **Terceiro passo** é a definição do armazenamento das informações conhecidas da forma da imagem da radiografia;
- **Quarto passo** é a realização do conjunto de treinamento, que se torna uma importante ferramenta pois serão definidas várias imagens que o sistema irá aprender através do treinamento e verificação todas as informações consideradas relevantes referentes a cada ponto que será armazenado;
- **Quinto passo** é realização do ASM e AAM, assim como o método para melhor a segmentação da área do contorno.

Assim como no estudo de [48], sobre identificação e segmentação dos pulmões e o de [32] sobre o sistema PneumoCAD, que os métodos empregados foram realizado de forma separada para ambos os pulmões, devido às curvaturas possuírem diferenças, conforme já descrito na Seção 2.4, [Anatomia e Fisiologia dos Pulmões e em Relação à Pneumonia](#). Baseado neste princípio, foi adotado o mesmo para a realização deste experimento, para que pudessem também ser percebidos mais detalhes. Embora fique a critério para futuros pesquisadores, a realização de experimentos com esta mesma pesquisa, fazendo uso do ASM e AAM para os pulmões sem ser separados, pois é possível que o resultado seja melhor, já que o objeto em questão ocuparia uma grande região baseada na área da imagem digital da radiografia.

Depois, é passada uma nova imagem na qual o sistema irá tentar localizar a mesma, baseado em informações estatísticas e de textura, conforme já apresentado no [Capítulo 2 Fundamentação Teórica](#) e [Capítulo 3 Tecnologias Utilizadas](#).

Nos testes realizados com outros objetos, foi percebido, por exemplo, que se o objeto for pequeno sobre a orientação da imagem, irá aumentar em muito a proporção de erros, para este cenário, caso a estimativa de aproximação “chute” seja ruim [36].

A localização da imagem, apenas é uma estimativa/aproximação do quanto são próximos os valores da região dos pontos de interesse, no qual o uso do PDM serve para estimar a posição, orientação e s . O objetivo é encontrar o modelo de uma nova forma que seja expresso por um modelo linear.

Foi utilizando imagem 2D, e convertidas todas as informações referentes às áreas de interesse, em cada uma das radiografias, de modo que: **1)** foi transformada a imagem digital em uma única coluna da matriz; **2)** depois, foram colocadas todas as outras imagens na coluna, posteriores da matriz; **3)** e depois foi feito o uso do PCA foi analisadas, através de autovalores e autovetores, as colunas que possuem maior discrepâncias, que são mantidas, e removidas as de menores discrepância, com isto, conforme descrito por [42], agilizará todo o processo, a partir da análise inicial da região de interesse, pois, quanto mais próximo à região de acerto, menos interação irá ocorrer para diagnosticar a

região de interesse da imagem. O modelo apenas ajusta adequadamente se o objeto em questão contém características de padrões de semelhanças com o modelo existente.

4.2.3 Validação das Imagens de Radiografias

Para utilização das imagens nesta dissertação, foi consultada a opinião de profissionais em saúde, no qual foi iniciado a pesquisa com o médico e professor doutor do curso de Medicina da Universidade Federal da Grande Dourados (UFGD). E que explicou e sugeriu que as imagens das radiografias referentes as região dos pulmões teriam que ser validadas e atestadas, especificamente, por radiologista, para que obtenha maior credibilidade aos experimentos utilizados para área de saúde.

Portanto, devido a importância, esta dissertação por tratar de imagens médicas, houve a necessidade de um profissional da área de saúde determinar e validar a região de interesse onde estão localizados os pulmões, através do uso de técnicas utilizadas em radiologia.

Por isso, foi realizada uma entrevista com um médico especialista em radiologia do Hospital Universitário da Universidade Federal da Grande Dourados (HU/UFGD), localizado na cidade de Dourados-MS, no Brasil, na data de 14/12/2016, concedeu tempo e atenção necessários para explicar inicialmente as informações relevantes referente à maneira que o radiologista analisa e aplica a suas técnicas, utilizando a imagem digital na área médica.

Inclusive sobre as dificuldades em obter uma boa imagem de radiografia, por exemplo, como o brilho e o contraste dizem muito sobre a qualidade necessária para a realização do diagnóstico médico. Foi explicado sobre as principais dificuldades (dor e medo) do paciente, sendo uma criança, no momento que é utilizado o aparelho de raios-X para adquirir a radiografia, que afetam a qualidade da imagem da mesma.

Sendo assim, o especialista mencionado compartilhou, à partir de uma imagem de radiografia do “padrão ouro”, seu conhecimento em radiologia explicando e detalhando sobre as informações, como interpretação, localização de órgãos, estrutura óssea em torno dos pulmões. Também contribuiu para esta dissertação, analisando as 56 imagens mencionadas na Seção [4.2.1 Imagens Utilizadas no ASM e AAM](#), que determinou a região em torno dos pulmões nas imagens. Devido a motivos de tempo foi, então, feito um contorno através de um programa de edição de imagem em formato de uma elipse de cor vermelha, conforme apresentados no Apêndice [F Imagens Validadas Pelo Médico Radiologista](#). Foi definido que à partir destas informações torna-se possível, de maneira confiável e eficiente, a realização das validações necessárias. Por isso, foi utilizado a

IRO(Imagem da Radiografia Original) com a **IRS**(Imagem da Radiografia Segmentada) conforme explicado a seguir:

- **IRO** é a imagem de radiografia utilizada do “padrão ouro”;
- **IRS** é a imagem de radiografia, que, a partir **IRO** foi feito o contorno em torno da região interna dos pulmões.

A partir das informações de **IRO** e **IRS** foi implementado um programa no MATLAB para a realização da comparação dos *pixels* de **IRO** e **IRS**, que todas as informações externas ao contorno eram descartadas, através de $f(x, y) = 0$.

Com isto, tornou-se possível a realização das comparações necessárias para obtenção de estratégias adequadas à segmentação correta da região de interesse dos pulmões, sendo útil, também, para outras pesquisas que necessitam de imagens das radiografias mencionadas na Seção 4.2.1 [Imagens Utilizadas no ASM e AAM](#), justificando, com isso, o uso da medidas de similaridades, conforme apresentado na Seção 4.8 [Medidas de Similaridades para Comparação dos Resultados](#).

4.2.4 Análise e Aplicação do *Landmarks* para o Conjunto de Treinamento

Nesta subseção são apresentada as padronizações e diversos outros conhecimentos necessários sobre os *landmarks* envolvidos para obtenção dos valores de entrada para o ASM e também as ferramentas de apoio para a realização do conjunto de treinamento para ambos os pulmões.

4.2.4.1 Padronização e Convenção *Landmarks*

Os *landmarks* são organizados em 3 (três) tipos de categorias, na qual a sua escolha é definida e adequada de acordo com a aplicação, conforme apresentado a seguir [18]:

- (a) Os *landmarks* dependem da aplicação [18];
- (b) Os *landmarks* são independentes da aplicação [18];
- (c) É a interpolação dos *landmarks* entre as categorias (a) e (b) [18].

Para esta dissertação foi utilizada a categoria (c): por ser é ideal para as formas biológicas devido a (a); e o por causa das variações menores, ocorridas perante as curvaturas (b). Também o uso dessa categoria é interessante, pelo fato de que as tecnologias aqui utilizadas possam ser aplicadas a outros segmentos. No caso, os *landmarks* adicionado

pelo LMVC são uteis, por exemplo, para definição de mais características da forma para o AAM.

A Figura 4.1, apresentada a seguir, contém a padronização em que foi definida a convenção dos *landmarks*, a partir de uma imagem de radiografia do conjunto de treinamento. Portanto, os *landmarks* devem ser marcados precisamente na região que habitam:

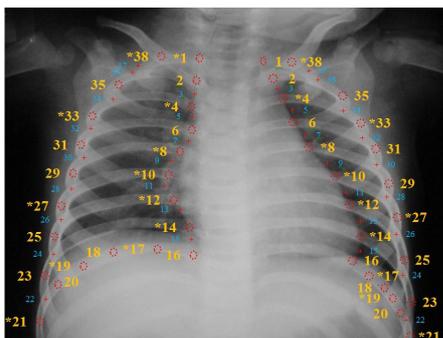


Figura 4.1: Padronização da convenção dos *landmarks*

Na Figura 4.1, foram utilizados * (operador matemático de multiplicação), círculos o + (operador matemático de soma) e valores numéricos realçados pela coloração amarelo e azul, conforme descrito a seguir:

- Os pontos em **amarelos com *, número e círculos**, representam pontos estáveis de maior variação de curvatura/direção da forma, assim como a maior variação de intensidade que são os ossos;
- Os pontos em **amarelos com número e círculos**, representam pontos de média variação de curvatura/direção da forma, assim como a maior variação de intensidade que são os ossos;
- Os pontos em **azul com número e +**, representam pontos entre a vizinhança dos *landmarks* dos ossos.

Os pontos de interesse que formam a região, conforme já tratados nesta dissertação, buscam analisar os ossos, por ser estruturas rígidas e mais fáceis de detectar suas bordas nas imagens de radiografias e por simplificarem o tratamento de métodos e técnicas necessárias para análise das imagens de radiografias por meio dos algoritmos implementados. Pois, o objetivo, que se deseja nas fases finais, é justamente segmentar a imagem da radiografia, que foi identificado, através de observações, que formam o fundo da imagem separado através da localização das bordas que definem a caixa torácica [38].

Portando, foi definida a seguinte padronização para os *landmarks* referentes as bordas do pulmão direito e esquerdo, perante as imagens das radiografias:

a) Pulmão do Lado Direito

- **9 landmarks** no centro da imagem, alinhado com os 9 ossos, entre a coluna vertebral próximo à costela e/ou afastado da coluna vertebral. Que será definido para o pulmão direito por **LMLE**;
- **4 landmarks** na parte inferior distribuídos entre 9ª costela. Que será definida, para o pulmão direito, por **LMIF**;
- **9 landmarks** do lado direito, alinhado com os 9 ossos das costelas. Que será definido, para o pulmão direito, por **LMLD**;
- **16 landmarks** distribuídos de maneira intercalados com vizinhança entre a costela e/ou vértebra na ordem anterior e posterior. Que será definido, para o pulmão direito, por **LMVC**.

b) Pulmão do Lado Esquerdo

- **9 landmarks** no centro da imagem, alinhado com os 9 ossos, entre a coluna vertebral próximo à costela e/ou afastado da coluna vertebral. Que será definido, nesta dissertação, por **LMLD**;
- **4 landmarks** na parte inferior distribuídos entre 9ª costela. Que será definido nesta dissertação, por **LMIF**;
- **9 landmarks** do lado direito alinhado com os 9 ossos das costelas. Que será definido, nesta dissertação, por **LMLE**;
- **16 landmarks** distribuídos de maneira intercalados com vizinhança entre a costela e/ou vértebra na ordem anterior e posterior. Que será definido, nesta dissertação, **LMVC**.

A quantidade de *landmarks* deverá ser o suficiente para representar toda a forma, que é importante definir baseada nos que possuem maiores variações em suas curvaturas. Portanto, é difícil definir com precisão a quantidade de *landmarks* que é necessária para a representação da forma, pois, um dos fatores que podem influenciar o grau de curvatura que é medido a partir do lado de dentro do objeto em questão.

Foi consultado um profissional em Fisioterapia para auxiliar, orientar e analisar as informações relevantes sobre a parte anatômica e estrutura óssea da caixa torácica, que a compilação das informações tornou possível a construção da Tabela 4.1 e da Tabela 4.2, conforme apresentada a seguir:

a) Tabela 4.1 referente ao pulmão do lado direito

O uso da Tabela 4.1 foi fundamental para realização do treinamento de maneira adequado, que foi relacionada a cada parte anatômica da caixa torácica para determinar os *landmarks* correspondentes, e, assim, determinar a região de interesse.

<i>Landmark</i>	Grupo	Nome Anatômico	Descrição
01	LMLE	T1	Vértebra
02	LMLE	T2	Vértebra
03	LMVC	DI (T2-T3)	Disco Intervertebral
04	LMLE	T3	Vértebra
05	LMVC	DI (T3-T4)	Disco Intervertebral
06	LMLE	T4	Vértebra
07	LMVC	DI (T4-T5)	Disco Intervertebral
08	LMLE	C5	Costela
09	LMVC	DI (T5-T6)	Disco Intervertebral
10	LMLE	C6	Costela
11	LMVC	DI (T6-T7)	Disco Intervertebral
12	LMLE	C7	Costela
13	LMVC	DI (T7-T8)	Disco Intervertebral
14	LMLE	C8	Costela
15	LMVC	DI (T8-T9)	Disco Intervertebral
16	LMLE	T9	Vértebra
17	LMIF	C9	Costela
18	LMIF	C9	Costela
19	LMIF	C9	Costela
20	LMIF	C9	Costela
21	LMLD	Sem nome anatômico	Arco Costal (C9)
22	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C8-C9)
23	LMLD	Sem nome anatômico	Arco Costal (C8)
24	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C7-C8)
25	LMLD	Sem nome anatômico	Arco Costal (C7)
26	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C6-C7)
27	LMLD	Sem nome anatômico	Arco Costal (C6)
28	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C5-C6)
29	LMLD	Sem nome anatômico	Arco Costal (C5)
30	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C4-C5)
31	LMLD	Sem nome anatômico	Arco Costal (C4)
32	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C3-C4)
33	LMLD	Sem nome anatômico	Arco Costal (C3)
34	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C2-C3)
35	LMLD	Sem nome anatômico	Arco Costal (C2)
36	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C1-C2)
37	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C1-C2)
38	LMLD	Sem nome anatômico	Arco Costal (C1)

Tabela 4.1: Listagem dos landmarks referentes a cada parte anatômica, baseado na imagem da radiografia da criança, em torno do pulmão do lado direito

Ainda sobre os *landmarks*, foram realizados vários estudos e testes que resultaram nos seguintes conhecimentos e dificuldades:

- Os *landmarks* **01, 02, 35, 36, 37, 38** definem a região em torno da clavícula, que exige um maior conhecimento sobre a anatomia, além de saber compreender e interpretar a imagem da radiografia. Pois essa região, apresentada nas imagens de radiografias e explicado na Figura 2.6(a) é composta de outras par-

tes ósseas exigindo, assim, maior conhecimento para conseguir interpretar corretamente a anatomia da mesma. Sendo assim, exige maior atenção durante o treinamento, pois vários problemas podem ser gerados entre estes *landmarks*;

- Os *landmarks* **06, 07, 08, 09, 10, 11, 12, 13, 14, 15** definem a região do mediastino, além de outras partes do corpo, no qual há dificuldades no momento da realização do treinamento, pois exigem um maior conhecimento sobre a anatomia, além de saber compreender e interpretar a imagem da radiografia. Segundo a pesquisa de [48] que foi utilizadas imagens de radiografias de outra base de dados relatando que o mediastino possui uma forma irregular, devido a suas curvaturas, quando comparado às costelas, o que dificulta a identificação de sua forma, fator esse que afeta a segmentação de maneira automático.
- Os *landmarks* **17, 18, 19, 20, 22, 24, 26, 28, 30, 32, 34, 36 e 37** foram definidos com finalidade específica de contribuir, assim, para a identificação, devido a diferenciação entre os ossos, com o objetivo de funcionar como uma interpolação e, com isso, minimizar possíveis erros que venham a ocorrer durante o momento das deformações da radiografias digitais, além da segmentação, ou seja, representarem os pontos médios de vizinhança. No qual os *landmarks* **17, 18, 19, 20** foram divididos entre a C9 no qual contribuir para que seja determinada a vizinha dos principais *landmarks* referentes a parte inferior da região de interesse. E os *landmarks* **22, 24, 26, 28, 30, 32, 34, 36 e 37** foram divididos entre os Arcos Costais(C9-C1) para que sejam melhor determinados na região a parte direita do pulmão do lado direito.

b) Tabela 4.2 referente ao pulmão do lado esquerdo

O uso da Tabela 4.2 foram fundamentais para realização do treinamento de maneira adequada, na qual foi relacionado a cada parte anatômica da caixa torácica para determinar os *landmarks* correspondente e determinar a região de interesse.

<i>Landmark</i>	Grupo	Nome Anatômico	Descrição
01	LMLD	T1	Vértebra
02	LMLD	C2	Costela
03	LMVC	DI (T2-T3)	Disco Intervertebral
04	LMLD	C3	Costela
05	LMVC	DI (T3-T4)	Disco Intervertebral
06	LMLD	C4	Costela
07	LMVC	DI (T4-T5)	Disco Intervertebral
08	LMLD	C5	Costela
09	LMVC	DI (T5-T6)	Disco Intervertebral
10	LMLD	C6	Costela
11	LMVC	DI (T6-T7)	Disco Intervertebral
12	LMLD	C7	Costela
13	LMVC	DI (T7-T8)	Disco Intervertebral
14	LMLD	C8	Costela
15	LMVC	DI (T8-T9)	Disco Intervertebral
16	LMLD	C9	Costela
17	LMIF	C9	Costela
18	LMIF	C9	Costela
19	LMIF	C9	Costela
20	LMIF	C9	Costela
21	LMLE	Sem nome anatômico	Arco Costal (C9)
22	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C8-C9)
23	LMLE	Sem nome anatômico	Arco Costal (C8)
24	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C7-C8)
25	LMLE	Sem nome anatômico	Arco Costal (C7)
26	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C6-C7)
27	LMLE	Sem nome anatômico	Arco Costal (C6)
28	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C5-C6)
29	LMLE	Sem nome anatômico	Arco Costal (C5)
30	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C4-C5)
31	LMLE	Sem nome anatômico	Arco Costal (C4)
32	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C3-C4)
33	LMLE	Sem nome anatômico	Arco Costal (C3)
34	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C2-C3)
35	LMLE	Sem nome anatômico	Arco Costal (C2)
36	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C1-C2)
37	LMVC	Sem nome anatômico	Espaço Fisiológico Intercostal (C1-C2)
38	LMLE	Sem nome anatômico	Arco Costal (C1)

Tabela 4.2: Listagem dos landmarks referente a cada parte anatômica baseado na imagem da radiografia da criança em torno do pulmão do lado esquerdo

Ainda sobre os *landmarks*, foram realizados vários estudos e testes que resultaram nos seguintes conhecimentos e dificuldades:

- Os *landmarks* 01, 02, 35, 36, 37, 38 definem a região em torno da clavícula, que exigem um maior conhecimento sobre a anatomia, além de saber compreender e interpretar a imagem da radiografia. Pois, esta região apresentadas nas imagens de radiografias e explicado na Figura 2.6(a) é composta de outras

partes ósseas exigindo, assim, maior conhecimento para conseguir interpretar corretamente a anatomia da mesma. Sendo, assim, exige maior atenção durante o treinamento pois vários problemas podem ser gerados entre estes *landmarks*;

- Os *landmarks* **06, 07, 08, 09, 10, 11, 12, 13, 14, 15** definem a região do mediastino, além de outras partes do corpo, no qual há dificuldades no momento da realização do treinamento, pois exigem um maior conhecimento sobre a anatomia, além de saber compreender e interpretar a imagem da radiografia. Segundo a pesquisa de [48], que foram utilizadas imagens de radiografias de outra base de dados onde se, relata que o mediastino possui uma forma irregular, devido a suas curvaturas, quando comparado às costelas o que dificulta a identificação de sua forma, fator esse que afeta a segmentação de maneira automática.
- Os *landmarks* **17, 18, 19, 20, 22, 24, 26, 28, 30, 32, 34, 36 e 37** foram definidos com finalidade específica de contribuir para a identificação, devido a diferenciação entre os ossos, com o objetivo de funcionar como uma interpolação e, com isso, minimizar possíveis erros que venham a ocorrer durante o momento das deformações da radiografias digitais além da segmentação, ou seja, representarem os pontos médios de vizinhança. No qual os *landmarks* **17, 18, 19, 20** foram divididos entre a C9 afim de contribuir para que seja determinada a vizinha dos principais *landmarks* referentes à parte inferior da região de interesse. E os *landmarks* **22, 24, 26, 28, 30, 32, 34, 36 e 37** foram divididos entre os Arcos Costais(C9-C1) para que sejam melhor determinados as regiões da parte direita do pulmão do lado direito.

Através da padronização dos *landmarks* **a)** e **b)** baseado na forma, além de demais conhecimentos obtidos e compilados na subseção, foi realizado o treinamento que compõe o conjunto de treinamento. Que a partir destas informações é que são obtidos as informações de entrada, e ajustado adequadamente os valores dos parâmetros para os algoritmos envolvidos nesta dissertação.

4.2.4.2 Características do Conjunto de Treinamento

Para a localização das imagens das radiografias foram escolhidos 15 imagens de radiografias conforme descrito na Subseção [4.2.1 Imagens Utilizadas no ASM e AAM](#), classificadas de maneira subjetiva com critérios de intensidades e qualidades que melhores representam, todo o conjunto do treinamento previsível, para isto, foram escolhidos

38 *landmarks*, conforme descritos na Subseção 4.2.4.1 *Padronização e Convenção Landmarks*.

E, no Apêndice G *Imagens Após a Realização do Treinamento*, são apresentadas as imagens das radiografias que foram padronizados os *landmarks* e que constituíram o conjunto de treinamento.

4.2.5 Ferramenta de Treinamento Implementada

A fase do conjunto de treinamento é necessária para que o ASM consiga extrair, a partir do objeto, a região de interesse relacionada à forma realçada por um contorno.

A explicação pela qual esta fase de treinamento é realizada manualmente é para que seja garantido maior confiabilidade para os *landmarks* correspondes resultando, com isso, em melhoramentos para o final do processo do ASM e AAM, além de ser útil para iniciar na melhor posição dos *landmarks* que formam o contorno.

No diagrama da Figura 4.2, a seguir, é apresentado o funcionamento da ferramenta de treinamento e do arquivo texto utilizado para o conjunto de treinamento:

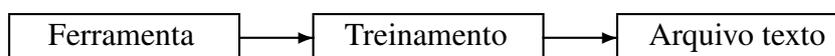


Figura 4.2: Diagrama do funcionamento da ferramenta de treinamento utilizada no conjunto de treinamento

Para que seja possível a marcação do mesmo, foi implementada uma ferramenta de treinamento no MATLAB, que consiste em marcar cada posição das coordenadas x e y , nome da imagem e a ordem que são armazenados todos os treinamentos em um arquivo texto, conforme apresentado nas subseções seguintes.

4.2.5.1 Ferramenta de Treinamento

Na Figura 4.3, apresentada a seguir são marcado, e destacados pelo **x de cor verde**, pelo menos 22 dos n *landmarks*:

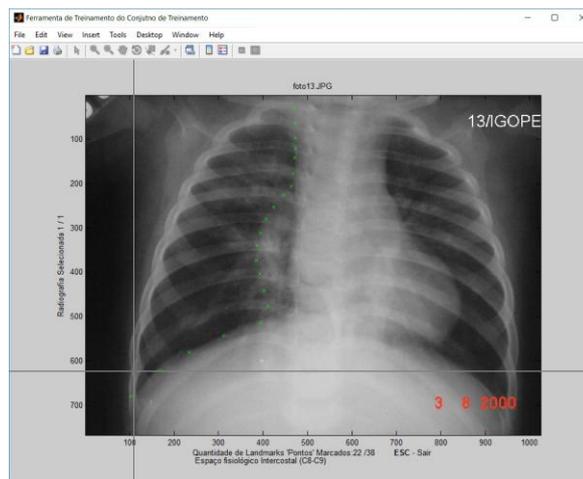


Figura 4.3: Tela contendo a interface da marcação dos landmarks para o conjunto de treinamento

Na ferramenta de treinamento a linha reta tanto na horizontal quanto na vertical sobre a imagem, serve para indicar, ao profissional que irá realizar o treinamento, como saber exatamente a localização da marcação do *landmarks*, conforme o exemplo a seguir:

“Quantidade de landmarks ‘Pontos’ Marcados: 22 / 38”

E mostra exatamente qual o *landmark* correspondente será marcado sobre o total, pois estas informações buscam orientar o usuário(treinador) de maneira que ele possa saber com antecipação se algum erro² tenha sido cometido. E, sobre as marcações, após o treinamento desta fase, podem ser visualizados no [Apendice G Imagens Após a Realização do Treinamento](#), que foram organizados conforme o lado do pulmão, para a melhor compreensão.

Depois, as coordenadas do eixo x_i e y_i , são armazenadas dentro do arquivo texto mencionado, que, posteriormente, serão utilizadas. Todos os *landmarks* são marcados no sentido horário, para o pulmão do lado direito e sentido anti-horário, para o pulmão do lado esquerdo, pois, esta apenas foi uma conversão devido ser a mais lógica. O que determina a ordem da marcação dos pontos é a classificação em termos de rótulos, conforme explicado na [Seção 3.4 Landmark](#).

Portanto, todos os *landmarks* do pulmão lado direito ou esquerdo, referentes a cada imagem de radiografia, compõem e representam a forma, que são armazenadas as ordens, coordenadas, nomes dos arquivos das imagens das radiografias. Ou seja, é gerado um único arquivo texto com todas as informações necessárias sobre a localização dos

²**Observação:** caso o usuário cometa algum erro durante a marcação, o ideal é usar a tecla <DELETE>. O que apaga a marcação e retorna ao *landmark* anterior, para que, com isso, evite qualquer erro para as fases posteriores.

landmarks das imagens do treinamento conforme detalhado na Subseção [4.2.5.2 Estrutura do Arquivo Texto](#).

4.2.5.2 Estrutura do Arquivo Texto

Após ser realizadas as marcações de **todos os *landmarks***, para cada imagem do conjunto de treinamento, é necessário o armazenamento das mesmas. Por isso, foi utilizado um arquivo texto, para manter maior compatibilidade e portabilidade, caso seja necessária a reutilização do mesmo por outros sistemas.

A partir das marcações, cada posição das coordenadas x e y , nome da imagem e a ordem que são armazenados no arquivo que compõe o conjunto de treinamento. O arquivo texto em questão é nomeado de:

V002_Conjunto_de_Treinamento_Radiografias.txt

O arquivo texto contém a seguinte estrutura de *layout* para cada linha de registro. Apenas a primeira linha irá conter o cabeçalho com o nome dos campos, assim como sua posição, que esta negritoado entre parênteses, com a seguinte informação:

Item **(1)** Coordenada X **(11)** Coordenada Y **(31)** Nome Arquivo **(51)**

A partir da segunda linha, o arquivo texto V002_Conjunto_de_Treinamento_Radiografias.txt contém os campos e seus atributos, que consistem das informações do conjunto de treinamento, conforme segue:

Campo	Tipo	Tamanho	Valor de Entrada
Item	inteiro	10	número
Coordenada X	inteiro	20	número
Coordenada Y	inteiro	20	número
Nome Arquivo	caractere	indeterminado	alfanumérico

Os campos “Coordenada X” e “Coordenada Y” representam a posição do *landmark*, distribuídos e determinados de maneira conexas à forma, por curvatura fechada, que sua marcação irá gerar nas etapas posteriores.

4.2.5.3 Conversão das Informações do Treinamento para o ASM

Para que as informações do treinamento, sejam utilizadas conforme explicado na Subseção 4.2.6 [Algoritmo de Programação Utilizado para ASM e AAM](#), foi necessária a criação de um programa desenvolvido e implementado que foi denominado de **Auxiliar do Treinador**, que realiza a conversão das informações do arquivo V002_Conjunto_de_Treinamento_Radorafias.txt para cada uma das imagens do treinamento em um arquivo “V002_foto_0XX.mat” e “V002_foto_0XX.jpg” no qual o XX representa a numeração de maneira sequencial da direita para esquerda no qual todos os dois últimos arquivos devem estar localizados dentro da “\Fotos\Treinamento\” do ASM.

Através das modificações realizadas no Algoritmo do ASM e AAM são obtidas as entradas necessárias dos valores do Conjunto de Treinamento e, com isso, é realizada a segmentação dos pulmões, o qual a interface do programa Auxiliar do Treinador gere para que ocorra a conversão das informações dos arquivos *.mat e *.jpg para ser processadas posteriormente pelo PCA, ASM e AAM.

4.2.6 Algoritmo de Programação Utilizado para ASM e AAM

Durante o início desta dissertação, foi implementado um algoritmo para o ASM, mas devido a restrições de tempo, foi necessária a utilização de outra estratégia, para simplificar milhares de testes necessários, por isso, foi feito uso de outro algoritmo de programação já utilizado. Foram utilizados, os *scripts* da *functions* do algoritmo de programação escrito e implementado em MATLAB por Dirk-Jan Kroon da *University of Twente* em 16/02/2010 e atualizado em 26/01/2012, contendo conjunto de treinamento de uma das mãos, com um exemplo de procura.

Ainda sobre o algoritmo de programação Dirk-Jan Kroon, segundo o mesmo, foi baseado na literatura de Ginneken B. *et al.* “*Active Shape Model Segmentation with Optimal Features*”, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, de 2002 [71]. Referente ao Algoritmo foi realizado o *download*³ que possui a licença “Copyright © 2011, Dirk-Jan Kroon” no qual é permitido sobre algumas restrições e exigências para sua utilização e modificação do código fonte. Portanto para poder utilizar e realizar alterações nos códigos fontes é necessário esta de acordo com tais exigências informadas no arquivo **license.txt** que compõe o *download*.

A justificativa pela escolha deste algoritmo é pelo fato de o mesmo já ter sido utilizado por outras aplicações, como por exemplo, o da mão, que possui formas

³Link que foi realizado o *download* do código fonte: <http://freesourcecode.net/sites/default/files/57666.zip>

variadas, aumentando, assim, sua credibilidade para utilização nesta dissertação, já que será aplicado diretamente para os pulmões de crianças que também possuem variações anatômicas.

A diferença entre ambas as situações é que a primeira está relacionada a uma parte externa do corpo humano, o que torna possível verificar sua eficácia, cuja dificuldade é causada pela iluminação do ambiente, já os pulmões são partes internas, e devido a vários fatores que geram dificuldades na localização dos mesmos, conforme apresentado durante as Seções [2.2.2 Imagem Médica Bidimensional](#), [2.4 Anatomia e Fisiologia dos Pulmões e em Relação à Pneumonia](#) e [2.5 Processamento Digital de Imagens](#) do Capítulo 2 [Fundamentação Teórica](#).

4.2.7 Funcionamento do Algoritmo do ASM e AAM

A seguir, são apresentadas as informações relevantes ao funcionamento e Análise de Algoritmo aplicados ao ASM e AAM.

4.2.7.1 Domínio de Formas Permitidas

O funcionamento do algoritmo do ASM e AAM ocorre no *Allowable Shape Domain* (Domínio de Formas Aceita/Permitidas; ASD) em toda a região em torno da **nuvem de landmarks** (explicado na Seção [3.4 Landmark](#)), à partir de todas as imagens adquiridas no conjunto do treinamento são utilizadas suas informações, determinadas pela localização na matriz x , de linha e coluna dentro da imagem, assim como os valores da interseção do mesmo, que será as intensidades g úteis para analisar as variações dos *pixels* que delimitam a área de interesse.

Depois de localizados as formas dentro de cada uma das imagens, é necessária a realização do alinhamento de todas as imagens através de técnicas estatísticas, que consiste no uso do PCA e PDM, conforme já descrito nesta dissertação (seção [3.3 Combinação da Análise de Componente Principal com PDM](#) e na Seção [3.2 Modelos de Distribuição de Pontos](#)), a deformação do modelo deve obedecer a critérios, de acordo com [15], que são estabelecidos de maneira a não ocorrer o surgimento de outra forma ou anomalia, além do modelo.

Através dos *landmarks*, cada forma do conjunto de treinamento é organizada linearmente que o $x_i^T \in \mathfrak{R}^n$ (sendo o x_i do i -ésimo vetor) é alinhado usando o algoritmo de AGP explicado na Subseção [3.2.1 Alinhamento através Análise Generalizada de Procrustes](#), para o modelo da forma, no qual são obtidas as variações necessárias através do PCA. O alinhamento é necessário para que seja possível comparar, de maneira eficiente, cada uma das formas dos moldes extraídas do treinamento.

Portanto a matriz x é gerada a partir do conjunto de treinamentos que contém todos os *landmarks* que representam a forma.

4.2.7.2 Interação

Sobre as interações do ASM que representam o limite pela variável I_{\max} , no qual são realizadas todas as escalas já definidas, onde o método sofre um refinamento até completar o máximo de interações para cada ciclo até atingir todas as s .

O objetivo do uso de refinamento é de que cada interação x_i seja realizada e atualizada a partir do resultado da anterior, para todos os *landmarks* de cada p_i que influenciará o próximo até completar o ciclo. Depois, todo o processo é refeito com outra s , até atingir todas as escalas pré-definidas.

Portanto, o ciclo são concretiza quando é atingida determinada quantidade de interações, ou seja, I_{\max} , depois, o processo encerra-se quando forem atingidas todas as s .

4.2.7.3 Algoritmo ASM e AAM

O [4.2.6 Algoritmo de Programação Utilizado para ASM e AAM](#), que é aplicado nesta dissertação é detalhado, de maneira conceitual, conforme apresentado pelo Algoritmo [4.1](#) a seguir:

Algoritmo 4.1: Algoritmo do ASM e AAM utilizado para procurar a região de interesse

Entrada: x , t , Image_Procurada

Saída: Forma_Segmentada

- (I) É definido o conjunto de configurações necessários para o Algoritmo;
 - (II) É obtida a matriz x através do conjunto de treinamento;
 - (III) É realizado o alinhamento AGP;
 - (VI) É calculado o λ e P ;
 - (V) É calculado o PCA retornando no t e P (reduzido sobre a dimensão de $2n$ para t);
 - (VI) É obtida a Imagem_Procurada;
 - (VII) Inicialmente, é realizado cálculo dos centroides baseado, na média a partir dos vetores de x_i de x , cujo resultado obtido é utilizado como estimativa inicial para o contorno do modelo da forma média;
 - (VIII) É aplicado o ASM;
 - (IX*) É aplicado o AAM;
 - (X*) Aplicado o fator da constante para s na região em torno dos *landmarks*;
 - (XI*) É iniciado o contador de interações;
 - (XII) Busca a menor distância de $g_{i,j}$, baseado no gradiente normalizado;
 - (XIII) Atualiza as novas posições do *landmarks* na matriz x ;
 - (XIV) Verifica se o contador de interação atingiu o l_{max} , continua o próximo passo, caso contrário retorne para o passo (XI);
 - (XV) Verifica se atingiu a quantidade de s , caso contrário selecione o próximo valor de s e retorne para o passo (X);
 - (XVI) Analise a região de interesse, baseado na distribuição, caso não esteja de acordo com o padrões pré-determinados retorne para (X) e tente apenas mais uma vez;
 - (XVII) Após ser delimitado a região de interesse, localizada dentro do contorno, é aplicada a segmentação e armazenada em Forma_Segmentada.
-

O redimensionado s utilizado é opcional para ser utilizado no ASM, entretanto, em formas variadas com as imagens médicas de crianças, recomenda-se fortemente que seja utilizado [71].

Para construir um modelo de forma estatística é necessário que os *landmarks* correspondentes ao conjunto de imagens sejam alinhados para possibilitar remover as diferenças devido à translação, θ e s , antes de estimar a distribuição da forma. Portando, para ocorrer o ASM, são necessários t_x , t_y , θ , s e deformação que são computados pelo processo de transformação, no qual continua até que tenha sido convergido. Sobre o AAM, segundo [18], a utilização do gradiente, absoluta para localização de cada *landmark*, torna-se viável e mais eficaz o seu uso para as imagens das radiografias, devido a possuir ruídos.

Como não existe uma forma genérica para cada objeto a ser procurado na imagem de radiografia que é o pulmão dentro da caixa torácica conforme explicado na Seção 2.4 Anatomia e Fisiologia dos Pulmões e em Relação à Pneumonia, é feito, então, o uso do modelo, através de contorno dos t moldes que foram obtidos através do PCA e, depois, foram reduzidos. A partir dos moldes é que será ajustado o modelo de forma, que a deformação não gere alguma anomalia, ou seja, continue de forma plausível [42]. E a imagem da radiografia a qual pretende-se procurar, que é analisado as posições e as texturas da imagem sobre cada um dos *landmarks*.

As formas do objeto podem ser consideradas como geometricamente seus pontos, em que, para cada imagem, é corrigida a t_x , t_y , θ e ângulo baseado nos *landmarks*. E, através dessas informações é que são padronizadas as formas para cada imagem de radiografia, em que, teoricamente, os dois objetos serão sobrepostos entre si. Em que a partir disto é verificada a θ , cujas formas são escalares para um único tamanho, que apenas é possível mover os pontos de maneira perpendicular no ASM [71].

4.2.7.4 Análise de Algoritmo ASM e AAM

Foi realizada a Análise de Algoritmo, que consiste em medir, através do conjunto de operações, instruções para que haja uma melhor compreensão em termos de custo computacional do Algoritmo (Subseção 4.2.6 Algoritmo de Programação Utilizado para ASM e AAM). Ou seja, a quantidade de operações que ocorrem nos Algoritmos do ASM e AAM, no qual $(D * n) \geq l_{max}$ e, desprezando, pequenos valores, obtêm-se a seguinte Equação 4-1:

$$\begin{array}{llll}
 \text{PCA} & = \Xi & = n^2 N^2 & = n * N * n * N + \lambda^2 + \lambda_T + f \\
 \text{Alinhamento} & = \Gamma & = N^2 & = 3 * N + N^2 \\
 \text{ASM} & = \Phi & = l_{max} (t) (s) & = l_{max} * t * s \\
 \text{AAM} & = \Delta & = D (n) 2(n_p) & = [D * n * (n_p * 2)] * 2 \\
 \text{Resultado} & = O & = \Delta & = \Xi + \Gamma + \Phi + \Delta
 \end{array} \tag{4-1}$$

Sendo assim, através do resultado do $O^4(\Delta)$, o custo de operações do algoritmo utilizado na procura é maior no AAM, que qualquer recurso de complementação de técnicas irá ocasionar em uma carga maior de processamento. Sendo assim, a melhor solução é a utilização, com cautela, da quantidade de *landmarks* para obter um processamento mais eficiente.

4.3 Métodos

A partir de todas as informações apresentadas anteriormente, as quais são aplicadas na elaboração de todos os métodos implementados e utilizados para as realizações dos experimentos, os quais são organizados em seções e subseções para melhor compreensão.

4.4 Técnica Proposta *nsAlterar*

Além dos algoritmos implementados e alterados foi proposto o desenvolvimento de uma técnica que foi denominada de ***nsAlterar*** e representado sua ação com o símbolo n_{s2} com o objetivo específico para melhorar o resultado do AAM a partir do n_s . O seu fundamento é baseado, especificamente, em utilizar outros valores de n_s , durante a busca da região de interesse, no qual, o diferencial de outros trabalhos pesquisados é que ainda não foi desenvolvido nada parecido.

O funcionamento consiste que qualquer alteração no valor do n_s , afeta toda a distribuição, sendo assim, determinados valores são bons para alguns situações mas para outras tende a piorar e vice-versa, ocasionados pela distribuição. Uma maneira de solucionar isso e, ao mesmo tempo, obter um melhor desempenho seria aplicar pelo menos os dois valores de n_s , mas o problema é saber quando ocorreu algum possível erro, com o algoritmo ainda em uso, sem acarretar uma alto custo computacional, conforme descrito na Subseção [4.2.7.4 Análise de Algoritmo ASM e AAM](#).

Portanto, após vários estudos e experimentos, percebeu-se que através do modelo inicial e do modelo final, torna-se possível inferir através de retas traçadas tanto na horizontal quanto na vertical, por meio dos seus eixos, cujas extremidades estão atreladas a determinados *landmarks*, que a distância pode ser regulada através de percentuais que conseguem perceber, em muitos casos, as ocorrências de: anomalias, rotações irregulares

⁴ O é o “Big O” utilizado em Análise de Algoritmo, que significa que a determinada função pode finalizar antes de atingir o limite superior, no caso desta dissertação, seria o valor definido por Δ .

e problemas na distribuição, além de controlar o tamanho, se for menor ou maior que determinado percentual do objeto em questão.

4.5 Metodologia Proposta I

Através dos experimentos apresentados na Seção [5.3.1 Aplicando a Metodologia Proposta I](#), que são realizados **sem a alteração da técnica implementado n_s** Alterar para que sejam analisados os resultados finais à partir do percentual de acertos para cada distribuição, no qual é contabilizado o total de sucessos, baseados em 4 valores de n_s , para cada pulmão, que depois é analisado através das medidas de similaridades para obter o resultado do desempenho para cada valor, conforme detalhado na Seção [4.8 Medidas de Similaridades para Comparação dos Resultados](#).

4.6 Metodologia Proposta II

Através dos experimentos apresentados na Seção [5.3.2 Aplicando a Metodologia Proposta II](#), que são realizados **com a alteração da técnica implementado n_s** Alterar para que sejam analisados os resultados finais à partir do percentual de acertos para cada distribuição, no qual é contabilizado o total de sucessos, baseados em 3 valores de n_s (para cada experimento deve ser considerado mais um valor de n_s , caso a técnica identifique ter realizado alterações) para cada pulmão, que depois é analisado através das medidas de similaridades para obter o resultado do desempenho para cada valor, conforme detalhado na Seção [4.8 Medidas de Similaridades para Comparação dos Resultados](#).

4.7 Apresentação dos Resultados

Sobre os resultados de todas as informações abordadas no decorrer desta dissertação, são apresentadas no MATLAB, em formatos de janelas para melhor visualização, compreensão das transformações e análises dos valores obtidos referente as imagens estudadas. Pois, a finalidade é a comprovação visual dos resultados dos algoritmos envolvidos, referente aos objetivos finais, atingidos para cada etapa da dissertação.

4.8 Medidas de Similaridades para Comparação dos Resultados

Após terem sido realizados estudos, análises e testes nos conjuntos de imagens já descritos a partir da origem das radiografias obtidas de aparelhos de raios-X, sendo que a principal finalidade, nesta fase, é medir a eficiência do resultado dos métodos empregados e comprovar o grau de acertos e erros.

De acordo com a pesquisa de [24], que também envolve o ASM e AAM, mas baseada no comportamento de emoções humanas, que está relacionado com o Reconhecimento Fácil, mencionando que o uso de materiais e métodos dificultam a realização das comparações. Entretanto, ele propõe o uso de informações quantitativas definidas de idade, sexo, etc., como sendo as informações de entradas, porém, essas informações podem acarretar problemas durante a publicação das mesmas devido a ser da área médica. Conforme explicado por [25], deve-se garantir o anonimato das mesmas.

Por isso, foi implementado um algoritmo específico para calcular os pontos exatos de características e posição para que fosse possível a realização das medidas de similaridades na comparação entre a imagem segmentada, após o uso do ASM, que a partir de cada IRO foi gerada uma cópia editada em um aplicativo de imagem e realçada a região de interesse, baseada nos contornos de IRS. Sendo assim, a partir da cópia de IRO foi, então, retirado/preenchido todas as informações não necessárias com os *pixels* com $f(x, y) = 0$, para que fosse possível fazer a comparação entre as duas imagens, baseado apenas em suas posições e, com isto descobrir o grau de acerto, que para esta dissertação foi considerado de $\geq 80\%$ (estes valores ainda podem ser melhorado com os ajustes em cada fase desta pesquisa), depois foi gerada a interseção de toda a área interna aos contornos que são equivalentes entre as duas imagens.

Sua comparação pode ser compreendida como $O = \{ o \mid o \in A \text{ e } o \in B \}$ que para $o = \textit{pixel}$ é representado e definido pela coordenada x_i e y_i do plano cartesiano. Em que pode também ser utilizado o Diagrama de Venn que é combinado os conjuntos realçado através do sombreado com a coloração cinza, conforme apresentado na Figura 4.4. a seguir [53]:

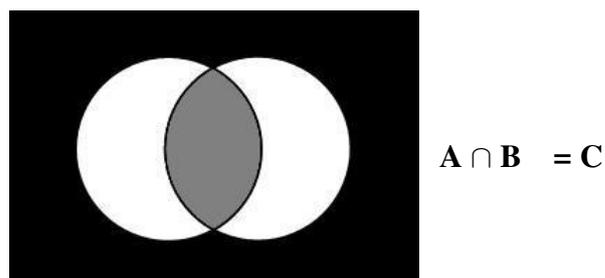


Figura 4.4: A interseção baseada no Diagrama de Venn

Fazendo uso do conceito Figura 4.4, através da seguinte formulação matemática, que foi baseada de acordo com [38], de maneiras equivalentes conforme a aplicação:

$$\mathbf{A} \cap \mathbf{B} \equiv \mathbf{A} \bullet \mathbf{B} \equiv \mathbf{A} \text{ and } \mathbf{B} \quad (4-2)$$

A = imagem da radiografia original, que foi editado apenas a região de interesse;

\cap = interseção entre os conjuntos, ou seja, o que possuem em comum;

B = imagem da radiografia binária ($f(x, y) = 0$ ou $f(x, y) = 255$) e segmentada pelo ASM.

O Algoritmo 4.2, apresentado a seguir, descreve a realização da comparação de *pixel a pixel* para ambas as imagens:

Algoritmo 4.2: Medida de similaridade de comparação entre imagens

Entrada: A, B

Saída: C

- 1 C \leftarrow inicia todos os *pixels* com intensidade escura com a mesma dimensão de B;
 - 2 **se** ($A(\text{Linha}, \text{Coluna}) > 0$) **and** ($B(\text{Linha}, \text{Coluna}) > 0$) **então**
 - 3 | C (Linha, Coluna) = A (Linha, Coluna);
 - 4 **fim**
-

Entretanto, no Algoritmo 4.2, possui uma situação, que pode ocorrer, que caso seja $A < B$, perante $A \cap B$, poderá ocorrer erros, pois significa que o B pode cobrir todo o A, por exemplo, B é o dobro do tamanho da área de A. Para isso, foi implementada outra solução a fim de evitar que ocorra o erro em questão, conforme apresentado na formulação matemática da Fórmula 4-3:

$$\mathbf{B} - (\mathbf{A} \cap \mathbf{B}) \quad (4-3)$$

Sendo assim, se o resultado da Fórmula 4-3 $\geq 19\%$ da área, possivelmente houve uma expansão de B e por isso, o resultado não deve ser contabilizado como acerto, mas sim como erro.

O resultado final de C será projetado como sendo a imagem que possui todos os *pixels* em comum. A Figura 4.5, a seguir, contém as imagens do Algoritmo 4.2:

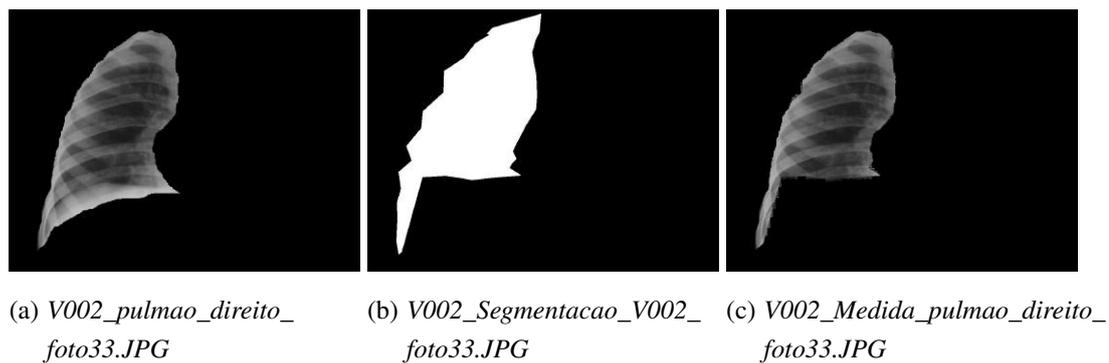


Figura 4.5: Aplicação do Diagrama de Venn para projeção do resultado de $A \cap B = C$

A edição da imagem realça a região de interesse que foi realizada no conjunto das 56 imagens, entretanto o algoritmo foi aplicado 41 imagens do subconjunto, e através desse recurso das medidas de similaridades, torna possível a medição com grau e eficiência do algoritmo de maneira não apenas subjetiva, mas quantitativamente.

Para que o processo de edição da imagem fosse rápido e eficaz já que realçaria a região de interesse do pulmão do lado direito e do lado esquerdo foi, então, utilizados os seguintes passos, onde é destacado a **imagem.jpg**⁵:

Passo 01: A partir do arquivo de origem da imagem, foi gerada uma cópia com a seguinte nomenclatura:

V002_caixa_toraxica_imagem.jpg

Depois editada a imagem “V002_caixa_toraxica_imagem.jpg” por meio de ferramenta de edição de imagem que foi preenchido toda a área externa, que não fazia parte da caixa torácica com $f(x, y) = 0$, para cada *pixel*;

Passo 02: Foi, então, copiado o arquivo “V002_caixa_toraxica_imagem.jpg” para os arquivos com as seguintes nomenclaturas:

“V002_pulmao_direito_imagem.jpg”

“V002_pulmao_esquerdo_imagem.jpg”

Passo 03: Foi editada a imagem “V002_pulmao_direito_imagem.jpg” e depois foi preenchida toda a área externa, que não fazia parte do pulmão do lado direito com $f(x, y) = 0$, para cada *pixel*;

Passo 04: Foi editada a imagem “V002_pulmao_esquerdo_imagem.jpg” e depois foi preenchida toda a área externa, que não fazia parte do pulmão do lado esquerdo com $f(x, y) = 0$, para cada *pixel*;

⁵ **imagem.jpg** que deve ser substituído pelo nome da imagem da radiografia que está sendo usada.

Passo 05: São, então, feitas as medidas de similaridades, através da comparação da caixa torácica e dos pulmões com as imagens após ser processadas pela segmentação do algoritmo do ASM.

Após a utilização dos passos descritos, foi possível a utilização, para a realização das comparações das imagens das radiografias com as imagens binárias segmentadas correspondentes através do ASM.

Recomenda-se a utilização destas medidas de similaridades para outros futuros trabalhos que envolvam a segmentação associada a alguma outra técnica e espera-se que esta fase da dissertação contribua para definir ou determinar um padrão conciso de medidas de similaridades de comparação no “padrão ouro”.

4.9 Considerações Finais

Neste capítulo foram apresentados os materiais e métodos utilizados com o principal interesse em explicar as metodologias propostas que serão utilizados no próximo [Capítulo 5 Experimentos e Análise dos Resultados](#), que foram apresentados os recursos utilizados baseados nos conhecimentos dos capítulos anteriores para o ASM e AAM, além que algumas técnicas foram desenvolvidas, objetivamente, para imagens médicas. Por motivos de compatibilidades entre as tecnologias utilizadas é recomendável a utilização de imagens no formato JPG ou em arquivo texto, sempre que necessário.

Experimentos e Análise dos Resultados

Neste capítulo são apresentados o diagrama, a metodologias experimentais propostas, as medidas de similaridades, assim como os resultados obtidos, discussões e dificuldades.

5.1 Diagrama das Fases Aplicado aos Experimentos

Neste capítulo, houve inicialmente o interesse em explicar por meio de um digrama conceitual, baseado em processo aplicado às fases que foram utilizadas nesta dissertação. O diagrama da Figura 5.1 apresentado a seguir, contém maiores detalhes de como será realizado o processo de adquirir a imagem, o conjunto de treinamento, ASM, AAM, a segmentação e as medidas de similaridades para os experimentos propostos.

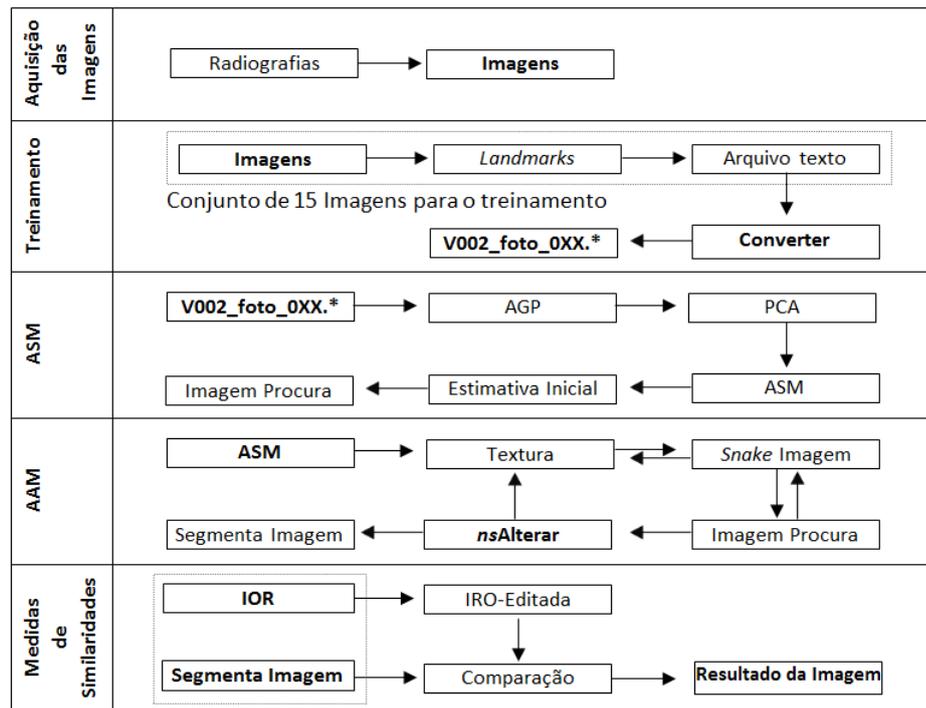


Figura 5.1: Diagrama referente a todas as fases dos processos aplicados à segmentação dos pulmões

Os métodos propostos são iniciados, a partir da aquisição das imagens, tanto para o treinamento quanto para as imagens as quais pretende-se, depois, realizar a busca pelo objeto dentro da imagem.

Por isso, as imagens que não contêm boas características de qualidade conforme já explicado na Subseção [2.2.2 Imagem Médica Bidimensional](#), deve já ser descartadas nesta na etapa inicial, pois não é de responsabilidade do sistema buscar identificar características incompletas na imagem, ou até mesmo caso não atende os requisitos mínimos para se obter um bom processamento para os protótipos utilizados.

5.2 Experimento do ASM e AAM

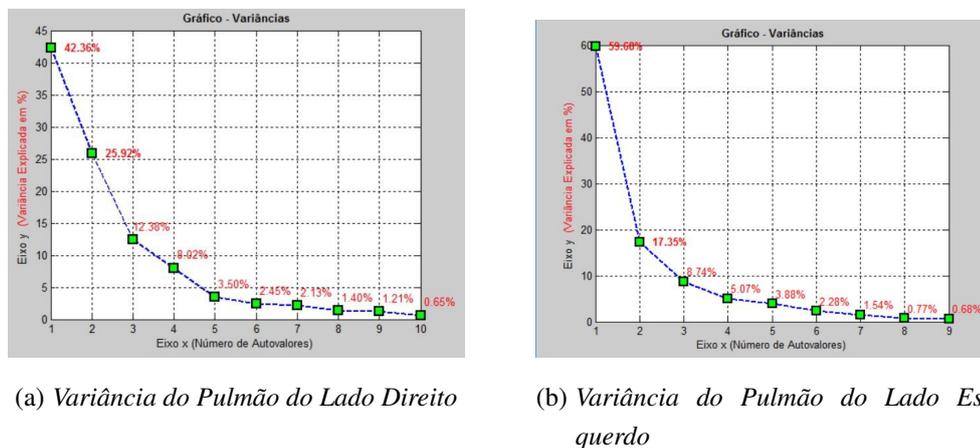
Para utilização do ASM e AAM foram utilizadas imagens que não pertencem ao conjunto de treinamento. O objetivo é justamente identificar, através do contorno, a região de interesse que, na sequência, será segmentada.

O funcionamento do ASM e AAM, resume, através do modelo gerado pela média das formas utilizadas e comparado com as informações de localização de posição e textura de cada forma, com o conjunto de formas que deseja encontrar a partir de uma nova imagem.

Foram realizadas várias alterações no Algoritmo (4.2.6 Algoritmo de Programação Utilizado para ASM e AAM) utilizando, principalmente, na quantidade, valores dos parâmetros de entradas para a *functions*, sendo que:

- ¹ **tform.offsetr = -1.55** para o pulmão direito;
- **tform.offsetr = +1.15** para o pulmão esquerdo.

Para as Metodologias Propostas (Metodologia Proposta I, Metodologia Proposta II) foi gerado o gráfico das coordenadas tanto de x_i quanto de y_i com $1 \leq i \leq N$ para cada um dos n landmarks, após a fase do conjunto do treinamento, cujas variâncias são explicadas em percentuais (Seção 3.3 Combinação da Análise de Componente Principal com PDM), definidas pelos autovalores, conforme apresentado na Figura 5.2 do gráfico a seguir, que os λ representam a covariância em percentuais:



(a) Variância do Pulmão do Lado Direito

(b) Variância do Pulmão do Lado Esquerdo

Figura 5.2: Gráfico da Covariância baseado λ [65]

O principal interesse dos gráficos da Figura 5.2 é a compreensão, a partir de visualização, do motivo pelo qual, ainda nas primeiras interações, acontecem maiores deformações sofridas pelo modelo, por isso, sobre as variações, existe a tendência de:

- Os que possuem **maiores** variações, causam alterações **globais no modelo**;
- Os que possuem **menores** variações, causam alterações **locais no modelo**.

Nos gráficos da Figura 5.3 e Figura 5.4, a seguir, são apresentadas as distâncias entre os landmarks do eixo x e y para cada radiografia do conjunto de treinamento:

¹O parâmetro foi testado com valores entre [tform.offsetr = -1.55, tform.offsetr = -1.70], mas o que irá determinar é a forma geométrica do objeto, levando em consideração x_1, y_1 e x_n, y_n , que, neste caso, o valor tform.offsetr pode se tornar positivo.

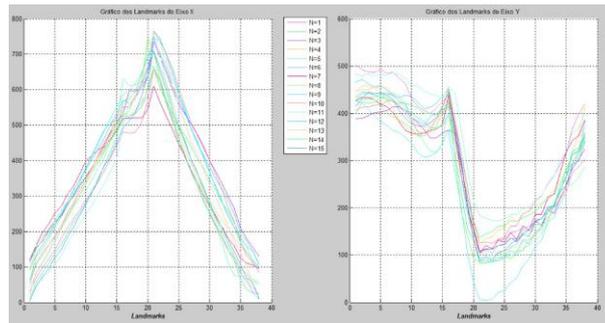


Figura 5.3: Gráfico distância entre os landmarks do conjunto de treinamento do pulmão do lado direito

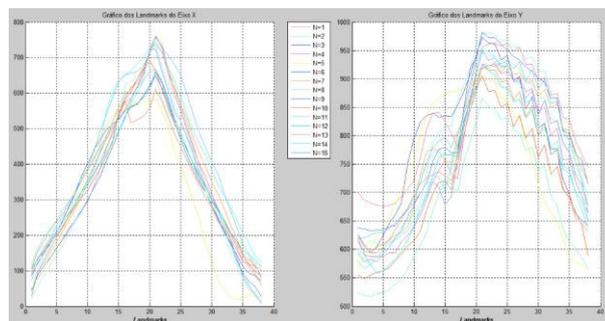


Figura 5.4: Gráfico distância entre os landmarks do conjunto de treinamento do pulmão do lado esquerdo

O motivo da utilização do gráfico da Figura 5.3 e Figura 5.4 é para visualização e análise das distâncias entre as coordenadas, que conforme problema para o ajustamento da deformação na região em torno dos *landmarks* possuem maior variações podem causar, ajustes errados, mesmo com pouca deformação.

5.2.1 Estimativa Inicial Proposta para as Radiografias

A estimativa inicial (posicionamento de todos os *landmarks* para a primeira interação), também conhecido como o “chute” inicial que pode ser considerada como a inicialização do ASM e do AAM, de acordo com [43] [34], depende do método utilizado para determinada aplicação, por isso, quando a imagem possui bordas, o processo de busca se torna mais confiável por causa do gradiente, devido a haver uma diferença entre o objeto que deseja procurar, dos objetos que limitam a imagem, também conhecido por *outline*² no objeto.

Pois, de acordo com [30], o algoritmo do ASM de busca utiliza as informações do “chute” inicial e, com isso, são atualizadas as informações a partir dos parâmetros do modelo, baseado na direção de cada caminho percorrido pelo modelo.

²*outline* são valores discrepantes.

Sendo assim, devido a importância “chute” inicial para adequar o modelo para iniciar na melhor posição possível foi proposto, definido e implementada a estimativa inicial através dos centroides de cada x_i . No qual foi, então, realizada a soma dos resultados e depois divididos por N, conforme apresentado, a seguir, através do Algoritmo 5.1, que foi utilizado para ambos os pulmões:

Algoritmo 5.1: Calculando a estimativa inicial baseado na médias dos centroides das imagens das radiografias do conjunto de treinamento

Entrada: TrainingData, option.N

Saída: CentroideX, CentroideY

```

1 CentroideX = 0;
2 CentroideY = 0;
3 [QtLandmarks, Temp] = size (TrainingData(1).Vertices);
4 for i = 1 : options.N
5     CentroideX = CentroideX + sum(TrainingData(i).Vertices(:, 1))
6         / QtLandmarks;
7     CentroideY = CentroideY + sum(TrainingData(i).Vertices(:, 2))
8         / QtLandmarks;
9 end
10 CentroideX = CentroideX / options.N;
11 CentroideY = CentroideY / options.N;
```

A partir dos valores dos centroides de x e y são determinadas as coordenadas dos *landmarks* das posições do modelo, contribuindo assim, para a obtenção do sucesso esperado para encontrar o objeto.

Portanto, foi implementada a funcionalidade no [4.2.6 Algoritmo de Programação Utilizado para ASM e AAM](#), em que o modelo, pode ser definido manualmente ou automaticamente o “chute” inicial. Por isso, foi também proposto e definido, nesta dissertação, o chute inicial de maneira automática através da criação da variável **options.EstimativaInicialAutomatica = true** e caso o usuário deseje também pode ser manual através do valor **false** ao invés de **true**.

Pois, nos testes realizados para encontrar o objeto desejado, foi percebido que quanto pior o “chute” da posição inicial do modelo menores serão as chances de encontrar a posição correta, no qual o modelo venha a deformar (quando todos os pontos se movem conforme os moldes) de acordo com a forma do objeto a procurar, pois um dos motivos é que algum dos *landmark* possa possuir alguma forma semelhante. Por exemplo, com o *landmark* do lado contrário (não sendo o vizinho) e, com isso, a forma irá começar a desajustar/deformar de maneira errada, podendo corresponder a algum modelo

inadequado, fazendo com que o deslocamento dos *landmarks* não seja correspondido perante a posição correta com o qual será comparado, gerando anomalias na deformação. Acredita-se que, nesse caso, conforme pesquisado no algoritmo descrito por [15], ocorra s , θ e t_x , t_y de forma errada, pois uma variação em qualquer uma dessas fases poderá gerar os valores exagerados, tanto para a s ou θ ou t_x , t_y impactando conseqüentemente na forma uma vez que irá gerar novos parâmetros de contornos, além de comprometer muitas interações.

5.3 Aplicando a Metodologia Proposta nos Experimentos

Portanto, os experimentos foram organizados conforme as Seção 4.5 Metodologia Proposta I, Seção 4.6 Metodologia Proposta II e aplicados de acordo com a Seção 5.2 Experimento do ASM e AAM, sendo que os resultados são baseados e estruturados em tabelas através de campos/colunas, e cada linha representa os resultados de cada imagem de radiografia, conforme detalhado a seguir:

- O campo **Ordem**, identifica a sequência a que foi submetida cada experimento, baseado em etapas, conforme explicado Seção 4.1 Estudo e Aplicação Utilizada;
- O campo **Nome do Arquivo da Radiografia**, identifica qual o nome do arquivo em formato JPG, a que foram submetidos os experimentos;
- O campo **Pixels Idênticos (%)** contém o resultado final após **Todas as Etapas** que através das medidas de similaridades, torna possível obter, de maneira quantitativa, se todos os métodos abordados nesta dissertação são viáveis ou não;
- O campo **Pixels Errados (%)** é apenas a diferença do campo posterior, para uma melhor visualização do erro ocorrido perante a **Oitava Etapa**, após ser submetido às medidas de similaridades;
- O campo **Pixels Excedentes (%)** analisa possíveis problemas nesse campo que incide diretamente no campo **Resultados da Segmentação**;
- O campo **Resultados da Segmentação** contém o resultado final após a aplicação de todos os métodos empregados nesta dissertação se obteve sucesso ou não, através das mensagens definitivas “Correto” ou “Incorreto”.

Portanto, a partir das informações dos campos acima é que se torna possível a análise das informações das tabelas apresentadas nas Subseção 5.3.1 Aplicando a Metodologia Proposta I e Subseção 5.3.2 Aplicando a Metodologia Proposta II.

Lembrando que os valores obtidos nas tabelas foram truncados a partir a segunda casa decimal após a vírgula, permitindo, assim, uma melhor compreensão e visualização.

5.3.1 Aplicando a Metodologia Proposta I

Os experimentos utilizados nesta subseção têm como objetivo utilizar um valor fixo de interações para cada lado dos pulmões, o quais são tratados de maneiras distintas, porém, com o mesmo valor de duas s .

Pois, o principal objetivo neste experimento é a comprovação sobre o funcionamento do ASM e AAM utilizados para observar o resultado através da estimativa inicial, assim como as demais modificações propostas, desenvolvidas e implementadas. Entretanto, sem a alteração da técnica implementada $nsAlterar$, no qual os resultados comparativos entre os n_s , após a segmentação, podem ser consultados no Apêndice [C Imagens Segmentadas Sem o Uso do \$nsAlterar\$](#) .

Referente as imagens das radiografias que serão submetidas através dos algoritmos ASM e AAM, que são segmentadas e utilizadas, novamente, por mais outro algoritmo que foi desenvolvido e proposto para a realização da comparação dos resultados obtidos, conforme descrito na Seção [4.8 Medidas de Similaridades para Comparação dos Resultados](#), sendo que os resultados finais são compilados por meio das tabelas apresentadas nas Subseção [5.3.1.1 Pulmão do Lado Direito](#) e Subseção [5.3.1.2 Pulmão do Lado Esquerdo](#), a seguir:

5.3.1.1 Pulmão do Lado Direito

Para o experimento do pulmão do lado direito, utilizados pelos algoritmos ASM e AAM foram definidos 4 valores para a variável **options.ns** são descritos no cabeçalho de cada tabela, assim como os demais valores variáveis. Outros valores utilizados nos experimentos desta subseção são descritos a seguir:

options.k = 8;

options.nsearch = 78;

options.m = 3.0;

options.nsAlterar.Ativa = false;

A seguir são apresentadas as tabelas contendo os resultados, em que o campo $nsAlterar$ foi mantido apenas para sinalizar que não foi utilizado:

Ordem	Nome do Arquivo da Radiografia	options.ns = 11; options.nsAlterar.Ativa = false;				Resultado da Segmentação
		nsAlterar	Pixels Idênticos (%)	Erro (%)	Pixels Excedente (%)	
1	Foto33.JPG		60,55	39,44	3,27	Incorreto
2	Foto37.JPG		87,14	12,85	1,69	Correto
3	Foto38.JPG		71,18	28,81	1,61	Incorreto
4	foto112.JPG		79,95	20,04	0,71	Incorreto
5	foto115.JPG		80,18	19,81	1,35	Correto
6	foto125.JPG		83,47	16,52	0,62	Correto
7	foto131.JPG		60,09	39,90	7,49	Incorreto
8	foto134.JPG		67,21	32,78	7,95	Incorreto
9	foto139.JPG		85,38	14,61	10,17	Correto
10	foto143.JPG		76,85	23,14	4,28	Incorreto
11	foto157.JPG		85,61	14,38	18,91	Correto
12	foto172.JPG		71,51	28,48	1,68	Incorreto
13	foto196.JPG		73,46	26,53	2,37	Incorreto
14	foto238.JPG		78,28	21,71	16,24	Incorreto
15	foto251.JPG		72,08	27,91	3,56	Incorreto
16	foto295.JPG		78,13	21,86	4,29	Incorreto
17	foto312.JPG		85,80	14,19	9,47	Correto
18	foto353.jpg		83,26	16,73	13,06	Correto
19	foto357.JPG		82,09	17,90	55,79	Incorreto
20	foto380.JPG		90,29	9,70	7,30	Correto
21	foto46.JPG		77,51	22,48	2,02	Incorreto
22	foto475.JPG		75,00	24,99	12,69	Incorreto
23	foto478.JPG		70,39	29,60	1,04	Incorreto
24	foto492.JPG		79,75	20,24	4,88	Incorreto
25	foto506.JPG		80,98	19,01	2,97	Correto
26	foto52.JPG		86,95	13,04	1,09	Correto
27	foto527.JPG		72,52	27,47	16,76	Incorreto
28	foto561.JPG		79,47	20,52	1,39	Incorreto
29	foto625.JPG		78,54	21,45	2,41	Incorreto
30	foto63.JPG		77,95	22,04	6,57	Incorreto
31	foto659.jpg		74,95	25,04	6,02	Incorreto
32	foto66.JPG		88,93	11,06	18,80	Correto
33	foto67.JPG		83,85	16,14	2,02	Correto
34	foto682.jpg		56,40	43,59	5,22	Incorreto
35	foto701.JPG		80,25	19,74	5,27	Correto
36	foto707.JPG		61,13	38,86	4,45	Incorreto
37	foto71.JPG		81,89	18,10	2,72	Correto
38	foto717.JPG		77,51	22,48	3,72	Incorreto
39	foto72.JPG		71,98	28,01	1,33	Incorreto
40	foto87.JPG		83,06	16,93	10,38	Correto
41	foto97.JPG		55,68	44,31	1,77	Incorreto
Total de Acertos...: 15 (36.59%)		Total de Erros.....: 26 (63.41%)				

Tabela 5.1: Resultados das segmentações do pulmão lado direito com options.ns = 11 após o ASM e AAM

Ordem	Nome do Arquivo da Radiografia	options.ns = 19; options.nsAlterar.Ativa = false;				Resultado da Segmentação
		nsAlterar	Pixels Idênticos (%)	Erro (%)	Pixels Excedente (%)	
1	Foto33.JPG		93,55	6,44	46,18	Incorreto
2	Foto37.JPG		40,71	59,28	54,76	Incorreto
3	Foto38.JPG		61,95	38,04	52,76	Incorreto
4	foto112.JPG		44,24	55,75	54,64	Incorreto
5	foto115.JPG		95,91	4,08	42,70	Incorreto
6	foto125.JPG		29,45	70,54	59,97	Incorreto
7	foto131.JPG		99,99	0,00	57,40	Incorreto
8	foto134.JPG		97,72	2,27	30,38	Incorreto
9	foto139.JPG		100,00	0,00	58,56	Incorreto
10	foto143.JPG		97,16	2,83	55,55	Incorreto
11	foto157.JPG		99,11	0,88	59,35	Incorreto
12	foto172.JPG		97,39	2,60	43,54	Incorreto
13	foto196.JPG		58,95	41,04	53,97	Incorreto
14	foto238.JPG		30,41	69,58	68,60	Incorreto
15	foto251.JPG		97,66	2,33	40,94	Incorreto
16	foto295.JPG		92,67	7,32	54,66	Incorreto
17	foto312.JPG		99,83	0,16	50,94	Incorreto
18	foto353.jpg		98,88	1,11	51,17	Incorreto
19	foto357.JPG		100,00	0,00	59,48	Incorreto
20	foto380.JPG		100,00	0,00	59,05	Incorreto
21	foto46.JPG		82,00	17,99	46,44	Incorreto
22	foto475.JPG		33,08	66,91	53,44	Incorreto
23	foto478.JPG		43,42	56,57	48,55	Incorreto
24	foto492.JPG		78,50	21,49	47,39	Incorreto
25	foto506.JPG		31,69	68,30	64,94	Incorreto
26	foto52.JPG		97,26	2,73	32,05	Incorreto
27	foto527.JPG		30,55	69,44	75,26	Incorreto
28	foto561.JPG		42,97	57,02	60,96	Incorreto
29	foto625.JPG		45,73	54,26	51,90	Incorreto
30	foto63.JPG		98,61	1,38	45,20	Incorreto
31	foto659.jpg		10,33	89,66	93,29	Incorreto
32	foto66.JPG		52,87	47,12	49,71	Incorreto
33	foto67.JPG		97,08	2,91	52,03	Incorreto
34	foto682.jpg		29,04	70,95	51,74	Incorreto
35	foto701.JPG		29,74	70,25	46,94	Incorreto
36	foto707.JPG		37,00	62,99	43,12	Incorreto
37	foto71.JPG		30,16	69,83	63,31	Incorreto
38	foto717.JPG		99,85	0,14	48,93	Incorreto
39	foto72.JPG		50,01	49,98	50,05	Incorreto
40	foto87.JPG		98,54	1,45	56,10	Incorreto
41	foto97.JPG		87,39	12,60	54,51	Incorreto
Total de Acertos...: 0 (0.00%)		Total de Erros.....: 41 (100.00%)				

Tabela 5.2: Resultados das segmentações do pulmão lado direito com options.ns = 19 após o ASM e AAM

Ordem	Nome do Arquivo da Radiografia	options.ns = 53; options.nsAlterar.Ativa = false;				Resultado da Segmentação
		nsAlterar	Pixels Idênticos (%)	Erro (%)	Pixels Excedente (%)	
1	Foto33.JPG		87,78	12,21	14,71	Correto
2	Foto37.JPG		92,13	7,86	13,32	Correto
3	Foto38.JPG		91,23	8,76	5,52	Correto
4	foto112.JPG		92,12	7,87	5,68	Correto
5	foto115.JPG		90,70	9,29	6,21	Correto
6	foto125.JPG		90,75	9,24	5,43	Correto
7	foto131.JPG		83,37	16,62	6,77	Correto
8	foto134.JPG		14,91	85,08	51,63	Incorreto
9	foto139.JPG		92,41	7,58	13,90	Correto
10	foto143.JPG		89,86	10,13	16,90	Correto
11	foto157.JPG		91,32	8,67	20,78	Incorreto
12	foto172.JPG		92,77	7,22	9,95	Correto
13	foto196.JPG		82,78	17,21	6,58	Correto
14	foto238.JPG		86,08	13,91	7,76	Correto
15	foto251.JPG		91,89	8,10	5,98	Correto
16	foto295.JPG		83,87	16,12	7,63	Correto
17	foto312.JPG		80,94	19,05	25,56	Incorreto
18	foto353.jpg		76,95	23,04	18,93	Incorreto
19	foto357.JPG		94,04	5,95	17,03	Correto
20	foto380.JPG		98,44	1,55	17,98	Correto
21	foto46.JPG		87,96	12,03	9,76	Correto
22	foto475.JPG		20,33	79,66	20,78	Incorreto
23	foto478.JPG		85,24	14,75	9,60	Correto
24	foto492.JPG		76,31	23,68	8,66	Incorreto
25	foto506.JPG		94,07	5,92	5,71	Correto
26	foto52.JPG		94,89	5,10	13,80	Correto
27	foto527.JPG		87,20	12,79	10,10	Correto
28	foto561.JPG		93,70	6,29	6,28	Correto
29	foto625.JPG		92,85	7,14	5,76	Correto
30	foto63.JPG		90,34	9,65	10,37	Correto
31	foto659.jpg		32,06	67,93	43,60	Incorreto
32	foto66.JPG		90,47	9,52	11,86	Correto
33	foto67.JPG		95,88	4,11	11,59	Correto
34	foto682.jpg		37,14	62,85	8,92	Incorreto
35	foto701.JPG		90,15	9,84	6,55	Correto
36	foto707.JPG		78,81	21,18	9,67	Incorreto
37	foto71.JPG		93,99	6,00	11,85	Correto
38	foto717.JPG		92,53	7,46	12,47	Correto
39	foto72.JPG		27,52	72,47	10,49	Incorreto
40	foto87.JPG		86,49	13,50	11,71	Correto
41	foto97.JPG		85,68	14,31	7,27	Correto
Total de Acertos...: 31 (75.61%)		Total de Erros.....: 10 (24.39%)				

Tabela 5.3: Resultados das segmentações do pulmão lado direito com options.ns = 53 após o ASM e AAM

Ordem	Nome do Arquivo da Radiografia	options.ns = 74; options.nsAlterar.Ativa = false;				Resultado da Segmentação
		nsAlterar	Pixels Idênticos (%)	Erro (%)	Pixels Excedente (%)	
1	Foto33.JPG		81,02	18,97	11,74	Correto
2	Foto37.JPG		92,50	7,49	12,03	Correto
3	Foto38.JPG		89,25	10,74	6,93	Correto
4	foto112.JPG		90,99	9,00	5,92	Correto
5	foto115.JPG		93,53	6,46	6,75	Correto
6	foto125.JPG		91,60	8,39	5,12	Correto
7	foto131.JPG		84,01	15,98	5,30	Correto
8	foto134.JPG		0,38	99,61	98,20	Incorreto
9	foto139.JPG		84,63	15,36	17,36	Correto
10	foto143.JPG		83,55	16,44	9,62	Correto
11	foto157.JPG		91,82	8,17	18,42	Correto
12	foto172.JPG		91,05	8,94	11,73	Correto
13	foto196.JPG		76,15	23,84	13,55	Incorreto
14	foto238.JPG		82,95	17,04	12,22	Correto
15	foto251.JPG		88,83	11,16	9,48	Correto
16	foto295.JPG		85,00	14,99	12,78	Correto
17	foto312.JPG		19,43	80,56	73,97	Incorreto
18	foto353.jpg		79,57	20,42	19,87	Incorreto
19	foto357.JPG		92,92	7,07	14,90	Correto
20	foto380.JPG		95,91	4,08	15,36	Correto
21	foto46.JPG		81,82	18,17	16,86	Correto
22	foto475.JPG		50,00	49,99	5,73	Incorreto
23	foto478.JPG		81,31	18,68	7,91	Correto
24	foto492.JPG		90,58	9,41	7,13	Correto
25	foto506.JPG		92,66	7,33	7,78	Correto
26	foto52.JPG		93,14	6,85	7,99	Correto
27	foto527.JPG		74,31	25,68	11,93	Incorreto
28	foto561.JPG		91,77	8,22	11,84	Correto
29	foto625.JPG		93,88	6,11	10,71	Correto
30	foto63.JPG		90,46	9,53	7,79	Correto
31	foto659.jpg		94,07	5,92	16,99	Correto
32	foto66.JPG		84,35	15,64	12,62	Correto
33	foto67.JPG		91,71	8,28	10,93	Correto
34	foto682.jpg		23,22	76,77	27,58	Incorreto
35	foto701.JPG		96,09	3,90	11,20	Correto
36	foto707.JPG		76,96	23,03	6,21	Incorreto
37	foto71.JPG		86,40	13,59	10,11	Correto
38	foto717.JPG		87,99	12,00	15,97	Correto
39	foto72.JPG		54,73	45,26	8,50	Incorreto
40	foto87.JPG		88,09	11,90	10,72	Correto
41	foto97.JPG		85,74	14,25	6,02	Correto
Total de Acertos...: 32 (78.05%)		Total de Erros.....: 9 (21.95%)				

Tabela 5.4: Resultados das segmentações do pulmão lado direito com options.ns = 74 após o ASM e AAM

5.3.1.2 Pulmão do Lado Esquerdo

Para o experimento do pulmão do lado esquerdo utilizado pelos algoritmos ASM e AAM, foram definidos 4 valores para a variável **options.ns** que são descritos no cabeçalho de cada tabela, assim como demais valores variáveis. Referente a outros valores utilizados nos experimentos desta subseção, são descritos a seguir:

`options.k = 16;`

`options.nsearch = 63;`

`options.m = 3.0;`

`options.nsAlterar.Ativa = false;`

A seguir são apresentadas as tabelas contendo os resultados, que o campo *nsAlterar* foi mantido apenas para sinalizar em que não foi utilizado:

Ordem	Nome do Arquivo da Radiografia	options.ns = 19; options.nsAlterar.Ativa = false;				Resultado da Segmentação
		nsAlterar	Pixels Idênticos (%)	Erro (%)	Pixels Excedente (%)	
1	Foto33.JPG		82,87	17,12	8,09	Correto
2	Foto37.JPG		79,66	20,33	15,14	Incorreto
3	Foto38.JPG		81,43	18,56	5,54	Correto
4	foto112.JPG		50,84	49,15	3,62	Incorreto
5	foto115.JPG		51,37	48,62	9,93	Incorreto
6	foto125.JPG		66,04	33,95	3,82	Incorreto
7	foto131.JPG		95,11	4,88	22,34	Incorreto
8	foto134.JPG		78,33	21,66	8,13	Incorreto
9	foto139.JPG		82,18	17,81	9,03	Correto
10	foto143.JPG		79,51	20,48	9,48	Incorreto
11	foto157.JPG		80,18	19,81	5,94	Correto
12	foto172.JPG		86,82	13,17	3,79	Correto
13	foto196.JPG		69,03	30,96	1,63	Incorreto
14	foto238.JPG		80,69	19,30	7,09	Correto
15	foto251.JPG		84,36	15,63	16,15	Correto
16	foto295.JPG		59,32	40,67	5,04	Incorreto
17	foto312.JPG		89,71	10,28	24,62	Incorreto
18	foto353.jpg		83,36	16,63	29,47	Incorreto
19	foto357.JPG		90,18	9,81	9,04	Correto
20	foto380.JPG		82,20	17,79	18,35	Correto
21	foto46.JPG		83,86	16,13	7,47	Correto
22	foto475.JPG		70,11	29,88	2,96	Incorreto
23	foto478.JPG		79,62	20,37	2,51	Incorreto
24	foto492.JPG		82,30	17,69	8,50	Correto
25	foto506.JPG		72,44	27,55	7,27	Incorreto
26	foto52.JPG		82,24	17,75	8,23	Correto
27	foto527.JPG		52,20	47,79	2,90	Incorreto
28	foto561.JPG		32,54	67,45	16,98	Incorreto
29	foto625.JPG		82,21	17,78	14,11	Correto
30	foto63.JPG		96,33	3,66	21,92	Incorreto
31	foto659.jpg		90,46	9,53	14,85	Correto
32	foto66.JPG		54,45	45,54	2,79	Incorreto
33	foto67.JPG		73,02	26,97	11,79	Incorreto
34	foto682.jpg		65,94	34,05	10,02	Incorreto
35	foto701.JPG		52,90	47,09	8,02	Incorreto
36	foto707.JPG		57,24	42,75	4,62	Incorreto
37	foto71.JPG		32,41	67,58	5,51	Incorreto
38	foto717.JPG		72,30	27,69	24,02	Incorreto
39	foto72.JPG		77,46	22,53	2,77	Incorreto
40	foto87.JPG		84,17	15,82	15,80	Correto
41	foto97.JPG		67,62	32,37	7,96	Incorreto
Total de Acertos...: 15 (36.59%)		Total de Erros.....: 26 (63.41%)				

Tabela 5.5: Resultados das segmentações do pulmão lado esquerdo com options.ns = 19 após o ASM e AAM

Ordem	Nome do Arquivo da Radiografia	options.ns = 23; options.nsAlterar.Ativa = false;				Resultado da Segmentação
		nsAlterar	Pixels Idênticos (%)	Erro (%)	Pixels Excedente (%)	
1	Foto33.JPG		57,24	42,75	16,12	Incorreto
2	Foto37.JPG		83,49	16,50	19,93	Incorreto
3	Foto38.JPG		76,13	23,86	11,05	Incorreto
4	foto112.JPG		89,28	10,71	5,86	Correto
5	foto115.JPG		84,14	15,85	6,57	Correto
6	foto125.JPG		87,43	12,56	13,58	Correto
7	foto131.JPG		80,24	19,75	25,58	Incorreto
8	foto134.JPG		87,40	12,59	9,47	Correto
9	foto139.JPG		89,62	10,37	14,22	Correto
10	foto143.JPG		84,40	15,59	5,93	Correto
11	foto157.JPG		85,93	14,06	14,65	Correto
12	foto172.JPG		84,75	15,24	6,66	Correto
13	foto196.JPG		76,24	23,75	2,16	Incorreto
14	foto238.JPG		83,02	16,97	8,94	Correto
15	foto251.JPG		1,82	98,17	83,71	Incorreto
16	foto295.JPG		87,14	12,85	30,71	Incorreto
17	foto312.JPG		91,38	8,61	31,47	Incorreto
18	foto353.jpg		86,21	13,78	38,39	Incorreto
19	foto357.JPG		95,42	4,57	15,26	Correto
20	foto380.JPG		87,15	12,84	17,05	Correto
21	foto46.JPG		88,83	11,16	9,24	Correto
22	foto475.JPG		62,72	37,27	3,81	Incorreto
23	foto478.JPG		71,89	28,10	2,96	Incorreto
24	foto492.JPG		88,32	11,67	9,15	Correto
25	foto506.JPG		84,83	15,16	3,36	Correto
26	foto52.JPG		90,16	9,83	9,05	Correto
27	foto527.JPG		80,89	19,10	4,84	Correto
28	foto561.JPG		88,14	11,85	9,59	Correto
29	foto625.JPG		88,36	11,63	18,04	Correto
30	foto63.JPG		83,63	16,36	8,15	Correto
31	foto659.jpg		92,94	7,05	13,99	Correto
32	foto66.JPG		85,40	14,59	12,78	Correto
33	foto67.JPG		76,88	23,11	9,53	Incorreto
34	foto682.jpg		54,97	45,02	3,54	Incorreto
35	foto701.JPG		81,46	18,53	7,40	Correto
36	foto707.JPG		81,58	18,41	11,73	Correto
37	foto71.JPG		84,11	15,88	3,23	Correto
38	foto717.JPG		80,53	19,46	30,44	Incorreto
39	foto72.JPG		82,55	17,44	3,26	Correto
40	foto87.JPG		96,14	3,85	23,95	Incorreto
41	foto97.JPG		41,42	58,57	28,11	Incorreto
Total de Acertos...: 25 (60,98%)		Total de Erros.....: 16 (39,02%)				

Tabela 5.6: Resultados das segmentações do pulmão lado esquerdo com options.ns = 23 após o ASM e AAM

Ordem	Nome do Arquivo da Radiografia	options.ns = 31; options.nsAlterar.Ativa = false;				Resultado da Segmentação
		nsAlterar	Pixels Idênticos (%)	Erro (%)	Pixels Excedente (%)	
1	Foto33.JPG		98,60	1,39	28,28	Incorreto
2	Foto37.JPG		87,31	12,68	33,67	Incorreto
3	Foto38.JPG		90,97	9,02	40,71	Incorreto
4	foto112.JPG		47,21	52,78	13,19	Incorreto
5	foto115.JPG		84,69	15,30	29,86	Incorreto
6	foto125.JPG		60,03	39,96	5,41	Incorreto
7	foto131.JPG		90,24	9,75	31,07	Incorreto
8	foto134.JPG		29,70	70,29	41,83	Incorreto
9	foto139.JPG		96,38	3,61	37,14	Incorreto
10	foto143.JPG		88,96	11,03	27,52	Incorreto
11	foto157.JPG		98,78	1,21	46,11	Incorreto
12	foto172.JPG		96,57	3,42	33,68	Incorreto
13	foto196.JPG		86,34	13,65	5,19	Correto
14	foto238.JPG		82,80	17,19	25,75	Incorreto
15	foto251.JPG		12,97	87,02	62,15	Incorreto
16	foto295.JPG		82,12	17,87	45,61	Incorreto
17	foto312.JPG		89,78	10,21	50,23	Incorreto
18	foto353.jpg		81,85	18,14	46,54	Incorreto
19	foto357.JPG		79,91	20,08	49,27	Incorreto
20	foto380.JPG		89,37	10,62	19,12	Incorreto
21	foto46.JPG		88,23	11,76	28,04	Incorreto
22	foto475.JPG		95,50	4,49	22,10	Incorreto
23	foto478.JPG		84,29	15,70	8,19	Correto
24	foto492.JPG		92,57	7,42	21,22	Incorreto
25	foto506.JPG		87,92	12,07	18,82	Correto
26	foto52.JPG		95,20	4,79	28,43	Incorreto
27	foto527.JPG		95,14	4,85	23,70	Incorreto
28	foto561.JPG		37,69	62,30	21,57	Incorreto
29	foto625.JPG		12,58	87,41	59,47	Incorreto
30	foto63.JPG		70,07	29,92	49,79	Incorreto
31	foto659.jpg		64,53	35,46	30,38	Incorreto
32	foto66.JPG		73,14	26,85	40,88	Incorreto
33	foto67.JPG		67,38	32,61	20,40	Incorreto
34	foto682.jpg		58,22	41,77	20,66	Incorreto
35	foto701.JPG		94,43	5,56	40,03	Incorreto
36	foto707.JPG		87,24	12,75	45,56	Incorreto
37	foto71.JPG		74,46	25,53	6,94	Incorreto
38	foto717.JPG		87,46	12,53	46,28	Incorreto
39	foto72.JPG		31,82	68,17	16,75	Incorreto
40	foto87.JPG		97,27	2,72	30,15	Incorreto
41	foto97.JPG		93,14	6,85	40,87	Incorreto
Total de Acertos...: 3 (7.32%)		Total de Erros.....: 38 (92.68%)				

Tabela 5.7: Resultados das segmentações do pulmão lado esquerdo com options.ns = 31 após o ASM e AAM

Ordem	Nome do Arquivo da Radiografia	options.ns = 51; options.nsAlterar.Ativa = false;				Resultado da Segmentação
		nsAlterar	Pixels Idênticos (%)	Erro (%)	Pixels Excedente (%)	
1	Foto33.JPG		43,24	56,75	30,21	Incorreto
2	Foto37.JPG		45,42	54,57	5,62	Incorreto
3	Foto38.JPG		34,92	65,07	16,52	Incorreto
4	foto112.JPG		19,05	80,94	16,12	Incorreto
5	foto115.JPG		20,31	79,68	14,49	Incorreto
6	foto125.JPG		30,17	69,82	1,36	Incorreto
7	foto131.JPG		0,00	100,00	100,00	Incorreto
8	foto134.JPG		25,27	74,72	5,02	Incorreto
9	foto139.JPG		36,57	63,42	17,12	Incorreto
10	foto143.JPG		31,99	68,00	16,73	Incorreto
11	foto157.JPG		36,81	63,18	1,22	Incorreto
12	foto172.JPG		43,16	56,83	21,59	Incorreto
13	foto196.JPG		19,91	80,08	8,98	Incorreto
14	foto238.JPG		9,26	90,73	80,26	Incorreto
15	foto251.JPG		45,88	54,11	2,96	Incorreto
16	foto295.JPG		15,10	84,89	33,54	Incorreto
17	foto312.JPG		38,97	61,02	2,83	Incorreto
18	foto353.jpg		44,41	55,58	18,46	Incorreto
19	foto357.JPG		30,23	69,76	32,77	Incorreto
20	foto380.JPG		27,17	72,82	8,15	Incorreto
21	foto46.JPG		46,97	53,02	3,53	Incorreto
22	foto475.JPG		41,82	58,17	51,74	Incorreto
23	foto478.JPG		30,48	69,51	27,34	Incorreto
24	foto492.JPG		41,35	58,64	30,29	Incorreto
25	foto506.JPG		17,43	82,56	21,55	Incorreto
26	foto52.JPG		38,68	61,31	0,05	Incorreto
27	foto527.JPG		36,41	63,58	0,99	Incorreto
28	foto561.JPG		39,61	60,38	2,68	Incorreto
29	foto625.JPG		49,19	50,80	0,85	Incorreto
30	foto63.JPG		37,01	62,98	48,02	Incorreto
31	foto659.jpg		40,93	59,06	55,09	Incorreto
32	foto66.JPG		51,46	48,53	24,20	Incorreto
33	foto67.JPG		24,71	75,28	26,54	Incorreto
34	foto682.jpg		32,32	67,67	5,03	Incorreto
35	foto701.JPG		21,28	78,71	20,27	Incorreto
36	foto707.JPG		43,03	56,96	44,11	Incorreto
37	foto71.JPG		43,84	56,15	1,42	Incorreto
38	foto717.JPG		41,42	58,57	59,10	Incorreto
39	foto72.JPG		33,81	66,18	0,00	Incorreto
40	foto87.JPG		38,93	61,06	1,66	Incorreto
41	foto97.JPG		34,85	65,14	75,09	Incorreto
Total de Acertos...: 0 (0.00%)		Total de Erros.....: 41 (100.00%)				

Tabela 5.8: Resultados das segmentações do pulmão lado esquerdo com options.ns = 51 após o ASM e AAM

5.3.2 Aplicando a Metodologia Proposta II

Os experimentos utilizados nesta subseção, tem como objetivo utilizar um valor fixo de interações para cada lado do pulmão, são tratados de maneiras distintas, porém, com o mesmo valor de duas s .

Pois, o principal objetivo neste experimento é comprovação da técnica implementada *nsAlterar* sobre o funcionamento do ASM e AAM, no qual é utilizado para observar o seu resultado através da estimativa inicial assim como as demais modificações propostas, desenvolvidas e implementadas.

Todos os registros das ações do *nsAlterar* foram armazenados e apresentados no Apêndice [B Logs Gerados Com o Uso do nsAlterar](#), que são importantes a nível de estudos e análises necessárias para a compreensão das decisões tomadas. E, sobre os resultados comparativos entre os n_s , após a segmentação, podem ser consultados no Apêndice [D Imagens Segmentadas Com o Uso do nsAlterar](#).

As imagens das radiografias que serão submetidas através do Algoritmo ASM e AAM, segmentadas e depois de todas processadas são, então, nessa sequência, utilizadas novamente, por mais outro algoritmo que foi desenvolvido e proposto para a realização da comparação dos resultados obtidos, conforme descrito na Seção [4.8 Medidas de Similaridades para Comparação dos Resultados](#), sendo que os resultados finais são compilados por meio das tabelas apresentados nas Subseção [5.3.2.1 Pulmão do Lado Direito](#) e Subseção [5.3.2.2 Pulmão do Lado Esquerdo](#).

5.3.2.1 Pulmão do Lado Direito

Para o experimento do pulmão do lado direito, utilizado pelos algoritmos ASM e AAM, foram definidos 3 valores para a variável **options.ns** que são descritos no cabeçalho de cada tabela, assim como demais valores variáveis. Referente a outros valores utilizados nos experimentos desta subseção, são descritos a seguir:

```
options.k = 8;
```

```
options.nsearch = 78;
```

```
options.m = 3.0;
```

```
options.nsAlterar.Ativa = true;
```

```
options.nsAlterar.eixo_x = 1
```

```
options.nsAlterar.eixo_y = 2
```

```
options.nsAlterar.ns = 11;
```

```
options.nsAlterar.ContQtPercentualInferior = 2;
```

```
options.nsAlterar.ConstPercentualAreaSegmentadaInferior = 60;  
options.nsAlterar.ConstPercentualAreaSegmentadaSuperior = 170;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{1}.A = 1;  
options.nsAlterar.landmarks{1}.B = 16;  
options.nsAlterar.landmarks{1}.Eixo = options.nsAlterar.eixo_x;  
options.nsAlterar.landmarks{1}.ConstPercentual = 55;  
options.nsAlterar.landmarks{1}.PercentualReta = 0;  
options.nsAlterar.landmarks{1}.DistanciaReta = 0;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{2}.A = 1;  
options.nsAlterar.landmarks{2}.B = 17;  
options.nsAlterar.landmarks{2}.Eixo = options.nsAlterar.eixo_x;  
options.nsAlterar.landmarks{2}.ConstPercentual = 55;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{3}.A = 1;  
options.nsAlterar.landmarks{3}.B = 18;  
options.nsAlterar.landmarks{3}.Eixo = options.nsAlterar.eixo_x;  
options.nsAlterar.landmarks{3}.ConstPercentual = 55;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{4}.A = 1;  
options.nsAlterar.landmarks{4}.B = 19;  
options.nsAlterar.landmarks{4}.Eixo = options.nsAlterar.eixo_x;  
options.nsAlterar.landmarks{4}.ConstPercentual = 55;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{5}.A = 8;  
options.nsAlterar.landmarks{5}.B = 31;  
options.nsAlterar.landmarks{5}.Eixo = options.nsAlterar.eixo_y;  
options.nsAlterar.landmarks{5}.ConstPercentual = 65;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{6}.A = 10;  
options.nsAlterar.landmarks{6}.B = 29;  
options.nsAlterar.landmarks{6}.Eixo = options.nsAlterar.eixo_y;  
options.nsAlterar.landmarks{6}.ConstPercentual = 65;
```

A seguir, são apresentadas as tabelas contendo os resultados, em que o campo *nsAlterar* indica que foi utilizado o segundo n_{s2} :

Ordem	Nome do Arquivo da Radiografia	options.ns = 19; options.nsAlterar.Ativa = true; options.nsAlterar.ns = 11				
		nsAlterar	Pixels Idênticos (%)	Erro (%)	Pixels Excedente (%)	Resultado da Segmentação
1	Foto33.JPG	*	60,55	39,44	3,27	Incorreto
2	Foto37.JPG		40,71	59,28	54,76	Incorreto
3	Foto38.JPG		61,95	38,04	52,76	Incorreto
4	foto112.JPG		44,24	55,75	54,64	Incorreto
5	foto115.JPG	*	80,18	19,81	1,35	Correto
6	foto125.JPG		29,45	70,54	59,97	Incorreto
7	foto131.JPG	*	60,09	39,90	7,49	Incorreto
8	foto134.JPG	*	67,21	32,78	7,95	Incorreto
9	foto139.JPG	*	85,38	14,61	10,17	Correto
10	foto143.JPG	*	76,85	23,14	4,28	Incorreto
11	foto157.JPG	*	85,61	14,38	18,91	Correto
12	foto172.JPG	*	71,51	28,48	1,68	Incorreto
13	foto196.JPG		58,95	41,04	53,97	Incorreto
14	foto238.JPG		30,41	69,58	68,60	Incorreto
15	foto251.JPG	*	72,08	27,91	3,56	Incorreto
16	foto295.JPG	*	78,13	21,86	4,29	Incorreto
17	foto312.JPG	*	85,80	14,19	9,47	Correto
18	foto353.jpg	*	83,26	16,73	13,06	Correto
19	foto357.JPG	*	82,09	17,90	55,79	Incorreto
20	foto380.JPG	*	90,29	9,70	7,30	Correto
21	foto46.JPG		82,00	17,99	46,44	Incorreto
22	foto475.JPG		33,08	66,91	53,44	Incorreto
23	foto478.JPG		43,42	56,57	48,55	Incorreto
24	foto492.JPG		78,50	21,49	47,39	Incorreto
25	foto506.JPG		31,69	68,30	64,94	Incorreto
26	foto52.JPG	*	86,95	13,04	1,09	Correto
27	foto527.JPG		30,55	69,44	75,26	Incorreto
28	foto561.JPG		42,97	57,02	60,96	Incorreto
29	foto625.JPG		45,73	54,26	51,90	Incorreto
30	foto63.JPG	*	77,95	22,04	6,57	Incorreto
31	foto659.jpg		10,33	89,66	93,29	Incorreto
32	foto66.JPG		52,87	47,12	49,71	Incorreto
33	foto67.JPG	*	83,85	16,14	2,02	Correto
34	foto682.jpg		29,04	70,95	51,74	Incorreto
35	foto701.JPG		29,74	70,25	46,94	Incorreto
36	foto707.JPG		37,00	62,99	43,12	Incorreto
37	foto71.JPG		30,16	69,83	63,31	Incorreto
38	foto717.JPG		99,85	0,14	48,93	Incorreto
39	foto72.JPG		50,01	49,98	50,05	Incorreto
40	foto87.JPG	*	83,06	16,93	10,38	Correto
41	foto97.JPG	*	55,68	44,31	1,77	Incorreto
Total de Acertos...: 9 (21.95%)		Total de Erros.....: 32 (78.05%)				

Tabela 5.9: Resultados das segmentações do pulmão lado direito, com o uso do nsAlterar e options.ns = 19 após o ASM e AAM

Ordem	Nome do Arquivo da Radiografia	options.ns = 53; options.nsAlterar.Ativa = true; options.nsAlterar.ns = 11				
		nsAlterar	Pixels Idênticos (%)	Erro (%)	Pixels Excedente (%)	Resultado da Segmentação
1	Foto33.JPG		87,78	12,21	14,71	Correto
2	Foto37.JPG		92,13	7,86	13,32	Correto
3	Foto38.JPG		91,23	8,76	5,52	Correto
4	foto112.JPG		92,12	7,87	5,68	Correto
5	foto115.JPG		90,70	9,29	6,21	Correto
6	foto125.JPG		90,75	9,24	5,43	Correto
7	foto131.JPG		83,37	16,62	6,77	Correto
8	foto134.JPG	*	67,21	32,78	7,95	Incorreto
9	foto139.JPG		92,41	7,58	13,90	Correto
10	foto143.JPG		89,86	10,13	16,90	Correto
11	foto157.JPG		91,32	8,67	20,78	Incorreto
12	foto172.JPG		92,77	7,22	9,95	Correto
13	foto196.JPG		82,78	17,21	6,58	Correto
14	foto238.JPG		86,08	13,91	7,76	Correto
15	foto251.JPG		91,89	8,10	5,98	Correto
16	foto295.JPG		83,87	16,12	7,63	Correto
17	foto312.JPG		80,94	19,05	25,56	Incorreto
18	foto353.jpg		76,95	23,04	18,93	Incorreto
19	foto357.JPG		94,04	5,95	17,03	Correto
20	foto380.JPG		98,44	1,55	17,98	Correto
21	foto46.JPG		87,96	12,03	9,76	Correto
22	foto475.JPG	*	75,00	24,99	12,69	Incorreto
23	foto478.JPG		85,24	14,75	9,60	Correto
24	foto492.JPG		76,31	23,68	8,66	Incorreto
25	foto506.JPG		94,07	5,92	5,71	Correto
26	foto52.JPG		94,89	5,10	13,80	Correto
27	foto527.JPG		87,20	12,79	10,10	Correto
28	foto561.JPG		93,70	6,29	6,28	Correto
29	foto625.JPG		92,85	7,14	5,76	Correto
30	foto63.JPG		90,34	9,65	10,37	Correto
31	foto659.jpg	*	74,95	25,04	6,02	Incorreto
32	foto66.JPG		90,47	9,52	11,86	Correto
33	foto67.JPG		95,88	4,11	11,59	Correto
34	foto682.jpg	*	56,40	43,59	5,22	Incorreto
35	foto701.JPG		90,15	9,84	6,55	Correto
36	foto707.JPG		78,81	21,18	9,67	Incorreto
37	foto71.JPG		93,99	6,00	11,85	Correto
38	foto717.JPG		92,53	7,46	12,47	Correto
39	foto72.JPG		71,98	28,01	1,33	Incorreto
40	foto87.JPG		86,49	13,50	11,71	Correto
41	foto97.JPG		85,68	14,31	7,27	Correto
Total de Acertos...: 31 (75.61%)		Total de Erros.....: 10 (24.39%)				

Tabela 5.10: Resultados das segmentações do pulmão lado direito, com o uso do nsAlterar e options.ns = 53 após o ASM e AAM

Ordem	Nome do Arquivo da Radiografia	options.ns = 74; options.nsAlterar.Ativa = true; options.nsAlterar.ns = 11				
		nsAlterar	Pixels Idênticos (%)	Erro (%)	Pixels Excedente (%)	Resultado da Segmentação
1	Foto33.JPG		81,02	18,97	11,74	Correto
2	Foto37.JPG		92,50	7,49	12,03	Correto
3	Foto38.JPG		89,25	10,74	6,93	Correto
4	foto112.JPG		90,99	9,00	5,92	Correto
5	foto115.JPG		93,53	6,46	6,75	Correto
6	foto125.JPG		91,60	8,39	5,12	Correto
7	foto131.JPG		84,01	15,98	5,30	Correto
8	foto134.JPG	*	67,21	32,78	7,95	Incorreto
9	foto139.JPG		84,63	15,36	17,36	Correto
10	foto143.JPG		83,55	16,44	9,62	Correto
11	foto157.JPG		91,82	8,17	18,42	Correto
12	foto172.JPG		91,05	8,94	11,73	Correto
13	foto196.JPG		76,15	23,84	13,55	Incorreto
14	foto238.JPG		82,95	17,04	12,22	Correto
15	foto251.JPG		88,83	11,16	9,48	Correto
16	foto295.JPG		85,00	14,99	12,78	Correto
17	foto312.JPG	*	85,80	14,19	9,47	Correto
18	foto353.jpg		79,57	20,42	19,87	Incorreto
19	foto357.JPG		92,92	7,07	14,90	Correto
20	foto380.JPG		95,91	4,08	15,36	Correto
21	foto46.JPG		81,82	18,17	16,86	Correto
22	foto475.JPG		50,00	49,99	5,73	Incorreto
23	foto478.JPG		81,31	18,68	7,91	Correto
24	foto492.JPG		90,58	9,41	7,13	Correto
25	foto506.JPG		92,66	7,33	7,78	Correto
26	foto52.JPG		93,14	6,85	7,99	Correto
27	foto527.JPG		74,31	25,68	11,93	Incorreto
28	foto561.JPG		91,77	8,22	11,84	Correto
29	foto625.JPG		93,88	6,11	10,71	Correto
30	foto63.JPG		90,46	9,53	7,79	Correto
31	foto659.jpg		94,07	5,92	16,99	Correto
32	foto66.JPG		84,35	15,64	12,62	Correto
33	foto67.JPG		91,71	8,28	10,93	Correto
34	foto682.jpg	*	56,40	43,59	5,22	Incorreto
35	foto701.JPG		96,09	3,90	11,20	Correto
36	foto707.JPG		76,96	23,03	6,21	Incorreto
37	foto71.JPG		86,40	13,59	10,11	Correto
38	foto717.JPG		87,99	12,00	15,97	Correto
39	foto72.JPG		54,73	45,26	8,50	Incorreto
40	foto87.JPG		88,09	11,90	10,72	Correto
41	foto97.JPG		85,74	14,25	6,02	Correto
Total de Acertos...: 33 (80.49%)		Total de Erros.....: 8 (19.51%)				

Tabela 5.11: Resultados das segmentações do pulmão lado direito, com o uso do nsAlterar e options.ns = 74 após o ASM e AAM

5.3.2.2 Pulmão do Lado Esquerdo

Para o experimento do pulmão do lado esquerdo utilizado pelos algoritmos ASM e AAM, foram definidos 3 valores para a variável **options.ns** que são descritos no cabeçalho de cada tabela, assim como demais valores variáveis. Referente a outros valores utilizados nos experimentos desta subseção são descritos a seguir:

```
options.k = 16;
```

```
options.nsearch = 63;
```

```
options.m = 3.0;
```

```
options.nsAlterar.Ativa = true;
```

```
options.nsAlterar.eixo_x = 1
```

```
options.nsAlterar.eixo_y = 2
```

```
options.nsAlterar.ns = 19;
```

```
options.nsAlterar.ContQtPercentualInferior = 2;
```

```
options.nsAlterar.ConstPercentualAreaSegmentadaInferior = 67;
```

```
options.nsAlterar.ConstPercentualAreaSegmentadaSuperior = 170;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{1}.A = 1;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{1}.B = 16;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{1}.Eixo = options.nsAlterar.eixo_x;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{1}.ConstPercentual = 75;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{2}.A = 1;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{2}.B = 17;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{2}.Eixo = options.nsAlterar.eixo_x;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{2}.ConstPercentual = 75;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{3}.A = 1;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{3}.B = 18;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{3}.Eixo = options.nsAlterar.eixo_x;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{3}.ConstPercentual = 75;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{4}.A = 1;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{4}.B = 19;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{4}.Eixo = options.nsAlterar.eixo_x;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{4}.ConstPercentual = 75;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{5}.A = 8;  
options.nsAlterar.landmarks{5}.B = 31;  
options.nsAlterar.landmarks{5}.Eixo = options.nsAlterar.eixo_y;  
options.nsAlterar.landmarks{5}.ConstPercentual = 65;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{6}.A = 10;  
options.nsAlterar.landmarks{6}.B = 29;  
options.nsAlterar.landmarks{6}.Eixo = options.nsAlterar.eixo_y;  
options.nsAlterar.landmarks{6}.ConstPercentual = 65;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{7}.A = 6;  
options.nsAlterar.landmarks{7}.B = 31;  
options.nsAlterar.landmarks{7}.Eixo = options.nsAlterar.eixo_y;  
options.nsAlterar.landmarks{7}.ConstPercentual = 62;
```

```
options.nsAlterar.landmarks{8}.A = 16;  
options.nsAlterar.landmarks{8}.B = 27;  
options.nsAlterar.landmarks{8}.Eixo = options.nsAlterar.eixo_y;  
options.nsAlterar.landmarks{8}.ConstPercentual = 70;
```

A seguir são apresentadas as tabelas contendo os resultados, em que o campo *nsAlterar* indica que foi utilizado o segundo n_{s2} :

Ordem	Nome do Arquivo da Radiografia	options.ns = 23; options.nsAlterar.Ativa = true; options.nsAlterar.ns = 19				Resultado da Segmentação
		nsAlterar	Pixels Idênticos (%)	Erro (%)	Pixels Excedente (%)	
1	Foto33.JPG	*	82,87	17,12	8,09	Correto
2	Foto37.JPG		83,49	16,50	19,93	Incorreto
3	Foto38.JPG		76,13	23,86	11,05	Incorreto
4	foto112.JPG		89,28	10,71	5,86	Correto
5	foto115.JPG		84,14	15,85	6,57	Correto
6	foto125.JPG		87,43	12,56	13,58	Correto
7	foto131.JPG	*	95,11	4,88	22,34	Incorreto
8	foto134.JPG		87,40	12,59	9,47	Correto
9	foto139.JPG		89,62	10,37	14,22	Correto
10	foto143.JPG		84,40	15,59	5,93	Correto
11	foto157.JPG		85,93	14,06	14,65	Correto
12	foto172.JPG		84,75	15,24	6,66	Correto
13	foto196.JPG		76,24	23,75	2,16	Incorreto
14	foto238.JPG		83,02	16,97	8,94	Correto
15	foto251.JPG	*	84,36	15,63	16,15	Correto
16	foto295.JPG		87,14	12,85	30,71	Incorreto
17	foto312.JPG		91,38	8,61	31,47	Incorreto
18	foto353.jpg		86,21	13,78	38,39	Incorreto
19	foto357.JPG		95,42	4,57	15,26	Correto
20	foto380.JPG	*	82,20	17,79	18,35	Correto
21	foto46.JPG		88,83	11,16	9,24	Correto
22	foto475.JPG		62,72	37,27	3,81	Incorreto
23	foto478.JPG		71,89	28,10	2,96	Incorreto
24	foto492.JPG	*	82,30	17,69	8,50	Correto
25	foto506.JPG		84,83	15,16	3,36	Correto
26	foto52.JPG		90,16	9,83	9,05	Correto
27	foto527.JPG		80,89	19,10	4,84	Correto
28	foto561.JPG		88,14	11,85	9,59	Correto
29	foto625.JPG		88,36	11,63	18,04	Correto
30	foto63.JPG		83,63	16,36	8,15	Correto
31	foto659.jpg		92,94	7,05	13,99	Correto
32	foto66.JPG		85,40	14,59	12,78	Correto
33	foto67.JPG	*	73,02	26,97	11,79	Incorreto
34	foto682.jpg		54,97	45,02	3,54	Incorreto
35	foto701.JPG		81,46	18,53	7,40	Correto
36	foto707.JPG	*	57,24	42,75	4,62	Incorreto
37	foto71.JPG		84,11	15,88	3,23	Correto
38	foto717.JPG		80,53	19,46	30,44	Incorreto
39	foto72.JPG		82,55	17,44	3,26	Correto
40	foto87.JPG		96,14	3,85	23,95	Incorreto
41	foto97.JPG	*	67,62	32,37	7,96	Incorreto
		Total de Acertos...: 26 (63.41%)		Total de Erros.....: 15 (36.59%)		

Tabela 5.12: Resultados das segmentações do pulmão lado esquerdo, com o uso do nsAlterar e options.ns = 23 após o ASM e AAM

Ordem	Nome do Arquivo da Radiografia	options.ns = 31; options.nsAlterar.Ativa = true; options.nsAlterar.ns = 19				Resultado da Segmentação
		nsAlterar	Pixels Idênticos (%)	Erro (%)	Pixels Excedente (%)	
1	Foto33.JPG		98,60	1,39	28,28	Incorreto
2	Foto37.JPG		87,31	12,68	33,67	Incorreto
3	Foto38.JPG		90,97	9,02	40,71	Incorreto
4	foto112.JPG		47,21	52,78	13,19	Incorreto
5	foto115.JPG		84,69	15,30	29,86	Incorreto
6	foto125.JPG		60,03	39,96	5,41	Incorreto
7	foto131.JPG		90,24	9,75	31,07	Incorreto
8	foto134.JPG	*	78,33	21,66	8,13	Incorreto
9	foto139.JPG		96,38	3,61	37,14	Incorreto
10	foto143.JPG		88,96	11,03	27,52	Incorreto
11	foto157.JPG	*	80,18	19,81	5,94	Correto
12	foto172.JPG		96,57	3,42	33,68	Incorreto
13	foto196.JPG		86,34	13,65	5,19	Correto
14	foto238.JPG		82,80	17,19	25,75	Incorreto
15	foto251.JPG	*	84,36	15,63	16,15	Correto
16	foto295.JPG		82,12	17,87	45,61	Incorreto
17	foto312.JPG	*	89,71	10,28	24,62	Incorreto
18	foto353.jpg		81,85	18,14	46,54	Incorreto
19	foto357.JPG	*	90,18	9,81	9,04	Correto
20	foto380.JPG	*	82,20	17,79	18,35	Correto
21	foto46.JPG		88,23	11,76	28,04	Incorreto
22	foto475.JPG		95,50	4,49	22,10	Incorreto
23	foto478.JPG		84,29	15,70	8,19	Correto
24	foto492.JPG		92,57	7,42	21,22	Incorreto
25	foto506.JPG		87,92	12,07	18,82	Correto
26	foto52.JPG		95,20	4,79	28,43	Incorreto
27	foto527.JPG		95,14	4,85	23,70	Incorreto
28	foto561.JPG	*	32,54	67,45	16,98	Incorreto
29	foto625.JPG	*	82,21	17,78	14,11	Correto
30	foto63.JPG		70,07	29,92	49,79	Incorreto
31	foto659.jpg	*	90,46	9,53	14,85	Correto
32	foto66.JPG	*	54,45	45,54	2,79	Incorreto
33	foto67.JPG		67,38	32,61	20,40	Incorreto
34	foto682.jpg		58,22	41,77	20,66	Incorreto
35	foto701.JPG		94,43	5,56	40,03	Incorreto
36	foto707.JPG		87,24	12,75	45,56	Incorreto
37	foto71.JPG		74,46	25,53	6,94	Incorreto
38	foto717.JPG	*	72,30	27,69	24,02	Incorreto
39	foto72.JPG	*	77,46	22,53	2,77	Incorreto
40	foto87.JPG		97,27	2,72	30,15	Incorreto
41	foto97.JPG		93,14	6,85	40,87	Incorreto
		Total de Acertos...: 9 (21.95%)		Total de Erros.....: 32 (78.05%)		

Tabela 5.13: Resultados das segmentações do pulmão lado esquerdo, com o uso do nsAlterar e options.ns = 31 após o ASM e AAM

Ordem	Nome do Arquivo da Radiografia	options.ns = 51; options.nsAlterar.Ativa = true; options.nsAlterar.ns = 19				Resultado da Segmentação
		nsAlterar	Pixels Idênticos (%)	Erro (%)	Pixels Excedente (%)	
1	Foto33.JPG		43,24	56,75	30,21	Incorreto
2	Foto37.JPG	*	79,66	20,33	15,14	Incorreto
3	Foto38.JPG	*	81,43	18,56	5,54	Correto
4	foto112.JPG	*	50,84	49,15	3,62	Incorreto
5	foto115.JPG	*	51,37	48,62	9,93	Incorreto
6	foto125.JPG	*	66,04	33,95	3,82	Incorreto
7	foto131.JPG	*	95,11	4,88	22,34	Incorreto
8	foto134.JPG	*	78,33	21,66	8,13	Incorreto
9	foto139.JPG	*	82,18	17,81	9,03	Correto
10	foto143.JPG	*	79,51	20,48	9,48	Incorreto
11	foto157.JPG	*	80,18	19,81	5,94	Correto
12	foto172.JPG	*	86,82	13,17	3,79	Correto
13	foto196.JPG	*	69,03	30,96	1,63	Incorreto
14	foto238.JPG	*	80,69	19,30	7,09	Correto
15	foto251.JPG	*	84,36	15,63	16,15	Correto
16	foto295.JPG	*	59,32	40,67	5,04	Incorreto
17	foto312.JPG	*	89,71	10,28	24,62	Incorreto
18	foto353.jpg	*	83,36	16,63	29,47	Incorreto
19	foto357.JPG	*	90,18	9,81	9,04	Correto
20	foto380.JPG	*	82,20	17,79	18,35	Correto
21	foto46.JPG	*	83,86	16,13	7,47	Correto
22	foto475.JPG	*	70,11	29,88	2,96	Incorreto
23	foto478.JPG	*	79,62	20,37	2,51	Incorreto
24	foto492.JPG	*	82,30	17,69	8,50	Correto
25	foto506.JPG	*	72,44	27,55	7,27	Incorreto
26	foto52.JPG	*	82,24	17,75	8,23	Correto
27	foto527.JPG	*	52,20	47,79	2,90	Incorreto
28	foto561.JPG	*	32,54	67,45	16,98	Incorreto
29	foto625.JPG	*	82,21	17,78	14,11	Correto
30	foto63.JPG	*	96,33	3,66	21,92	Incorreto
31	foto659.jpg	*	90,46	9,53	14,85	Correto
32	foto66.JPG		51,46	48,53	24,20	Incorreto
33	foto67.JPG	*	73,02	26,97	11,79	Incorreto
34	foto682.jpg	*	65,94	34,05	10,02	Incorreto
35	foto701.JPG	*	52,90	47,09	8,02	Incorreto
36	foto707.JPG	*	57,24	42,75	4,62	Incorreto
37	foto71.JPG	*	32,41	67,58	5,51	Incorreto
38	foto717.JPG	*	72,30	27,69	24,02	Incorreto
39	foto72.JPG	*	77,46	22,53	2,77	Incorreto
40	foto87.JPG	*	84,17	15,82	15,80	Correto
41	foto97.JPG	*	67,62	32,37	7,96	Incorreto
Total de Acertos...: 14 (34.15%)		Total de Erros.....: 27 (65.85%)				

Tabela 5.14: Resultados das segmentações do pulmão lado esquerdo, com o uso do nsAlterar e options.ns = 51 após o ASM e AAM

5.3.3 Finalizando a Procura

Após a conclusão do ASM e do AAM é, então, realizada uma limiarização, por meio da binarização³ que determina as fronteiras que são limitadas pelos *landmarks* e arestas (retas entre os *landmarks*) de dentro da imagem encontrada, conforme detalhado a seguir:

- A região em que está localizado **externamente ao contorno dos *landmarks*** é determinada com valor $f(x, y) = 0$;
- A região de interesse, que é o **pulmão em que está localizado internamente dentro do contorno do *landmarks*** é determinado com valor $f(x, y) = 255$.

Após o uso do Algoritmo [4.2.6 Algoritmo de Programação Utilizado para ASM e AAM](#), ser finalizado é, então, realçada aproximadamente a região de interesse, que é o pulmão dentro do contorno, ocorrendo, com isso a limiarização, ou seja, o objeto procurado é determinado com valor $f(x, y) = 255$ que é segmentado. Pois, o restante dos objetos externos, provavelmente fazem parte do fundo, também conhecido como *background* da imagem digital são simplesmente descartados com os preenchimentos $f(x, y) = 0$, na posição específica da matriz que forma a imagem, ou seja, é o mesmo que fosse apenas recortada a parte da região relevante, tornando, assim, o processo mais compactado de recursos computacionais [57].

Sendo assim, o sistema CAD, apresentado na Subseção [2.3.2 Sistema Especialista PneumoCAD](#), utilizaria os métodos e técnicas apresentados nesta dissertação, já segmentados, para complementar essa funcionalidade no mesmo, contribuindo, com isto, para realçar a região de interesse com as coordenadas das posições que identificam o contorno do pulmão.

5.4 Análise das Medidas de Similaridades de Comparação dos Resultados

Através da fase da segmentação, tornou-se possível conhecer as diversas dificuldades das imagens das radiografias obtidas, assim como as estratégias mais adequadas para obter um melhor desempenho para o ASM e AAM. Sobre os resultados quantitativos, foi possível obter uma série de informações, conforme apresentado neste capítulo.

³Binarização ocorre por meio da limiarização de dois tons, ou seja, branco e escuro.

Sobre as análises da comparações baseada em todos os resultados, acredita-se que os erros contém correlação e que serviram como indicativo sobre a segmentação, podendo ser inferido como certo ou errado. As imagens que obtiveram problemas observou-se que a causa é devido à qualidade da radiografia, pois, quando continha muito brilho e ausência de contraste, resultava em problemas para localização conforme já relatado nesta dissertação.

Ainda sobre o contraste, existem fatores em que, conforme [13], o **contraste alto** ou **baixo** pode ser útil porque acaba realçada determinada parte do corpo, através da coloração dos tons de cinza, por exemplo, às vezes é necessário a visualização, durante o exame, do coração e dos ossos.

Sobre a coluna vertebral, foi percebido que, quando a mesma aparece torta na radiografia é sinal de problema, pois irá influenciar em resultados pouco favoráveis, acarretando em possíveis erros em torno da região dos pulmões. Nos estudos realizados sobre o problema em questão, foi identificada uma possível causa que quando ocorre o ruído gerado por uma frequência alta, associado a problema de rotação (posicionamento errado), acarreta, com isso, no direcionamento errado dos algoritmos envolvidos, tendendo em direção da clavícula ou mediastino ou diafragma, assim como a coluna vertebral, pois, todas estas áreas concentram uma grande quantidade *pixels* com valores relevantes.

Devido à estrutura óssea da clavícula, observou-se certo comportamento com tendência a que o resultado ocorra incorretamente em torno desta região, acarretando com isso alguns problemas durante todo o AAM que, após investigações a partir de outra pesquisa de [72] foi identificado em que este problema é comum em radiografia da caixa torácica.

Entretanto, acredita-se que outro fator que possa influenciar em resultados abaixo do esperado nessa região da clavícula, seja ocasionado pelos ruídos e posicionamento durante o momento de obtenção da radiografia, por isso, tornam-se necessárias novas pesquisas, realizadas por futuros pesquisadores para contornar esta situação. Sendo assim, o uso de valores mais baixos do n_s nesta, resultam em uma melhor segmentação em torno dessa região, por isso, é interessante utilizar a técnica proposta *nsAlterar*.

O Apêndice [E Resultado da Comparação das Medidas de Similaridades Com o Uso do *nsAlterar*](#), contém os resultados aplicados e obtidos por meio das medidas de similaridades de comparação das técnicas empregadas, tanto da segmentação do PneumoCAD através do ASM e AAM.

Foi constatado, nas imagens que possuem menos ruídos, assim como quando a coluna vertebral da criança estava centralizada e havia maior quantidade de *pixels* escuros na imagem, o tempo de processamento era um pouco melhor, além do que o nível de acerto baseado em percentual para cada imagem aumentava, conforme melhor detalhado a seguir:

- Acredita-se, baseado em algumas análises, que o motivo está relacionado ao menor tempo de comparações, além de cálculos necessários pelos métodos empregados, embora, as vezes esta afirmação não seja válida;
- Outro fator importante, é ajustar o valor melhor adequado para l_{max} . Pois, em centenas de testes realizados, percebeu-se que os valores: $l_{max} \geq 500$ não garantiam nenhuma eficácia, acarretando, assim, em resultados ruins; os $l_{max} \leq 140$ e $l_{max} \geq 50$ os resultados foram melhorados consideravelmente; após a definição de uma estimativa inicial adequada para o domínio do problema, garantindo melhores resultados, devido acarretar em menos tentativas pelo AAM, para encontrar a região mais adequada aos *landmarks*. Por isso, foi escolhido e determinado o valor adequado para **options.nsearch** que é representado por l_{max} baseado em cada pulmão para o [4.2.6 Algoritmo de Programação Utilizado para ASM e AAM](#).

Portanto, após a realização de vários testes nesta fase, através das compilações dos experimentos, foram constatados que os resultados obtidos são consideráveis para a utilização do ASM e AAM que são derivados, exatamente de valores quantitativos, influenciando, com isso, a credibilidade desta dissertação.

5.5 Análise dos Resultados

Foi identificado, através da análise dos resultados, que o Algoritmo [4.2.6 Algoritmo de Programação Utilizado para ASM e AAM](#), associados aos estudos de outras tecnologias apresentadas no Capítulo [3 Tecnologias Utilizadas](#), pode ser aplicados para diferentes situações, pois, o que define o seu uso é o domínio do problema, além da geometria do objeto que será realizado o conjunto de treinamento, o posicionamento e a qualidade das imagens envolvidas.

Devido as imagens de radiografias, utilizadas, conterem situações de dificuldades diversificadas, ficou inviável o uso do Algoritmo [4.2.6 Algoritmo de Programação Utilizado para ASM e AAM](#), com as configurações padrão. E ainda sem o uso de mais técnicas tanto no n_s quanto na estimativa inicial, porém, mesmo com as alterações de várias configurações geram resultados bons e ruins para determinadas situações. Sendo assim, os valores utilizados foram os que apresentaram resultados satisfatórios.

Após várias pesquisas passou-se a usar valores das médias de x baseadas no centroides, conforme já explicado na Subseção [5.2.1 Estimativa Inicial Proposta para as Radiografias](#), a partir desta implementação no algoritmo, os valores passaram a aproximar da segmentação correta, devido otimização na quantidade de movimentos, além que

os *landmarks* encontravam seus correspondentes mais próximos e, com isso, ocorriam menos anomalias principalmente θ inadequadas que comprometiam todo o resultado final.

Foram realizados diversos testes do pulmão do lado direito, pois acreditava-se que, adquirindo as habilidades e conhecimentos necessários, seria possível, com poucas tentativas e ajustes, definir o melhor conjunto de técnicas e métodos para o pulmão do lado esquerdo.

Houve a necessidade da realização de alterações nos parâmetros, os quais determinadas radiografias. Algumas obtinham resultados melhores, entretanto, outras pioravam, neste contexto foram realizadas mais pesquisas e experimentos com outros valores, em que foi percebido-se que era causado pelos valores do k e n_s muito baixos, associados pelo $l_{max} > 140$. Depois de muitos experimentos, percebeu-se que, aumentando o n_s e diminuindo o $l_{max} < 140$, os valores melhoravam muito. Entretanto, quando o k era aumentado, havia necessidade de ajustar o n_s , porém o l_{max} teria de ser muito reduzido.

Portanto, para o pulmão do lado direito aconteceram inúmeros problemas, ainda na fase de teste, nas radiografias com valores padrão do algoritmo do ASM e AAM, apenas com os ajustes nas funções de entrada e no $l_{max} \geq 140$ com acertos acima de 80%, similaridade era obtida em apenas um acerto, cujas causas eram devido à estimativa inicial que estava configurada para uma posição fixa e que foi corrigido/melhorado.

Acreditasse que um dos problemas era que os deslocamentos eram muito pequenos devido o k e o n_s ser definidos para poucos movimentos, com isto, o algoritmo tentava, então, realizar θ em torno da clavícula e ou diafragma ou, pior ainda para o sentido da coluna vertebral. O que ocasionava muitos erros, chegando até a localizar o pulmão errado, ou seja, o do lado errado. O motivo dos deslocamentos para as partes mencionadas era devido a concentrar uma grande quantidade de intensidades mais altas influenciando, com isso, o gradiente normalizado.

Acredita-se em que o motivo disso ocorrer, seja porque o k determina a reta que indica qual a distância que pode ser movida, para cada tentativa de encontrar a região semelhante pelo AAM. Outro motivo é que o n_s determina o máximo de movimentos que podem ser realizados diante das tentativas. Entretanto, o k ou n_s com valores muito altos podem tentar ultrapassar as bordas externas na imagem, ocasionado, com isso, erros, devido a gerar mudanças de direção através de deslocamentos, que foram percebidos em mais casos, quando era realizada a procura pelo pulmão direito.

Quando os *landmarks* correspondentes ao modelo (contorno azul) do conjunto de treinamento (contorno vermelho) estavam distantes era sinal que havia problemas na segmentação em torno apenas destes *landmarks*, embora o problema da distância não seja tão relevante neste caso. Portanto, ficou constatado que, com mais pesquisas e desenvolvimento de alguma formalização matemática, é possível encontrar algum padrão e, assim, melhorar os resultados.

Resultados do Pulmão do Lado Direito

As configurações da Tabela 5.1, foram colocados com intuito de mesclar os seus resultados com demais experimentos da Seção 5.3.2 [Aplicando a Metodologia Proposta II](#), pois, com isso, torna possível a compreensão do n_{s2} , assim como a sua contribuição para a aproximação dos valores da área em torno da distribuição e até mesmo melhoramento das taxas de acertos. Foram contabilizados o total de 15 (36,59%) acertos e de 26 (63,41%) erros.

As configurações da Tabela 5.9, se comparadas aos valores da Tabela 5.2 aconteceram muitas melhorias. Entretanto, é necessário fazer um apontamento importante, pois as configurações da Tabela 5.2, não são as ideais, devido à ocorrência perante a taxa de erro, que foi de 100%, porém, as melhorias na contabilização dos resultados foram de 21,95%.

Sobre Tabela 5.9, ocorreram melhorias em termos de percentuais em torno da distribuição, pois ocorriam muitas expansões com valores **excedentes**. Sendo assim, os valores foram reduzidos, a partir da Tabela 5.9 e, com isso, melhoram os resultados conforme apresentados a seguir:

- Na linha 01, foi diminuído o valor da expansão em 42,91%;
- Na linha 05, foi diminuído o valor da expansão em 41,34%;
- Na linha 07, foi diminuído o valor da expansão em 49,90%;
- Na linha 08, foi diminuído o valor da expansão em 22,43%;
- Na linha 09, foi diminuído o valor da expansão em 48,38%;
- Na linha 10, foi diminuído o valor da expansão em 51,26%;
- Na linha 11, foi diminuído o valor da expansão em 40,43%;
- Na linha 12, foi diminuído o valor da expansão em 41,86%;
- Na linha 15, foi diminuído o valor da expansão em 37,38%;
- Na linha 16, foi diminuído o valor da expansão em 50,37%;
- Na linha 17, foi diminuído o valor da expansão em 41,46%;
- Na linha 18, foi diminuído o valor da expansão em 38,10%;
- Na linha 19, foi diminuído o valor da expansão em 03,69%;
- Na linha 20, foi diminuído o valor da expansão em 51,74%;
- Na linha 26, foi diminuído o valor da expansão em 30,96%;
- Na linha 30, foi diminuído o valor da expansão em 38,63%;
- Na linha 33, foi diminuído o valor da expansão em 50,00%;
- Na linha 40, foi diminuído o valor da expansão em 45,72%;
- Na linha 41, foi diminuído o valor da expansão em 52,74%.

Não foi detectado nenhum erro ocorrido pelo *nsAlterar*, cujo o acerto foi de 21,95%, onde também aconteceram melhorias em torno da distribuição. Nas linhas 01,

07, 08, 10, 12, 15, 16, 19, 30, 33 e 41 ocorreram melhorias nos percentuais, 26,82%, acarretando, com isso, em uma vantagem dos valores estarem próximos da segmentação correta. Que foram contabilizados total de 9 (21,95%) acertos e de 32 (78,05%) erros.

As configurações da Tabela 5.10, se comparado aos valores da Tabela 5.3 não foram visualizadas melhorias na contabilização dos resultados. Entretanto, suas melhorias são percebidas em termos de percentuais, em torno da distribuição, conforme apresentado a seguir:

- Na linha 08, foi de 52,30%;
- Na linha 22, foi de 66,67%;
- Na linha 31, foi de 33,89%;
- Na linha 34, foi de 66,26%;
- Na linha 39, foi de 33,46%.

Não foi detectado nenhum erro ocorrido pelo *nsAlterar*, cujo acerto foi de 0%, porém, houve melhorias em torno da distribuição. Nas linhas 08, 22, 31, 34 e 39 ocorreram melhorias nos percentuais, 12,19%, acarretando, com isso, em uma vantagem dos valores estarem próximos da segmentação correta. Foram contabilizados o total de 31 (75,61%) acertos e de 10 (24,39%) erros.

As configurações da Tabela 5.11 representaram melhores resultados para o pulmão do lado direito, sendo que a técnica utilizada obteve sucesso, se comparada aos valores da Tabela 5.4. Embora o resultado tenha sido de apenas mais um acerto na linha 17, o que ocorreu foram melhorias em termos de percentuais, em torno da distribuição, conforme apresentado a seguir:

- Na linha 08, foi de 66,83%;
- Na linha 17, foi de 66,37%;
- Na linha 34, foi de 33,18%.

Não foi detectado nenhum erro ocorrido pelo *nsAlterar*, cujo o acerto foi de 2,43%, porém, houve melhorias em torno da distribuição. Nas linhas 08, 17 e 34 ocorreram melhorias nos percentuais, 7,31%, acarretando, com isso, uma vantagem de os valores estarem próximos da segmentação correta. Em que foram contabilizados o total de 33 (80,49%) acertos e de 8 (19,51%) erros.

Resultados do Pulmão do Lado Esquerdo

As configurações da Tabela 5.5, foram colocadas com intuito de mesclar os seus resultados com os demais experimentos da Seção 5.3.2 *Aplicando a Metodologia Proposta II*, pois, com isso, tornar possível a compreensão do n_{s2} , assim como a sua contribuição para a aproximação dos valores da área em torno da distribuição e até mesmo

melhoramento das taxas de acertos. Foram contabilizados o total de 15 (36,59%) acertos e de 26 (63,41%) erros.

Nas configurações da Tabela 5.12, se comparadas aos valores da Tabela 5.6, aconteceram muitas melhorias e algumas piores. Pois, analisando mais detalhadamente houve, uma acerto a mais, mas aconteceram erros no n_{s2} .

Sobre a Tabela 5.12 ocorreram melhorias em termos percentuais, em torno da distribuição, conforme descritos a seguir:

- Na linha 01, foi de 25,61%;
- Na linha 07, foi de 14,87%;
- Na linha 15, foi de 82,54%;
- Na linha 41, foi de 26,19%.

Foram detectados 3 (7,29%) ocorrências não adequadas, sendo que o $nsAlterar$, em termos de percentuais, em torno da distribuição, executou com redução. Embora os percentuais tenham sido baixos, com exceção do último, ainda assim, devem ser melhor analisados, conforme a seguir:

- Na linha 20, foi de -04,94%;
- Na linha 24, foi de -06,02%;
- Na linha 36, foi de -24,34%.

Os acertos foram 2 (4,87%), conforme apresentado a seguir:

- Na linha 01, foi contabilizado como acerto;
- Na linha 15, foi contabilizado como acerto;

Erro de detecção foi apenas 1 (2,43%), conforme apresentado a seguir:

- Na linha 36, foi contabilizado como erro;

Portanto, baseado nos resultados relatados, os percentuais são razoáveis se considerado que aconteceram dois acertos para apenas um erro.

Além das melhorias na distribuição, sobre a redução da mesma, ainda foram consideradas satisfatórias, acarretando, com isso, certa vantagem dos valores estarem próximos da segmentação correta. Em que foram contabilizados o total de 26 (63,41%) acertos e de 15 (36,59%) erros.

Nas configurações da Tabela 5.13, se comparadas aos valores da Tabela 5.7, ocorreram 6 acertos e melhorias em termos de percentuais, em torno da distribuição.

Os 6 acertos (14,63%) contabilizados ocorreram nas linhas: 11, 15, 19, 20, 29 e 31. Não foi detectado nenhum erro ocorrido pelo $nsAlterar$. As melhorias, em termos de percentuais, em torno da distribuição, são apresentadas a seguir:

- Na linha 08, foi de 48,63%;
- Na linha 39, foi de 45,64%.

As melhorias na Tabela 5.13 ocorreram em termos de percentuais, em torno da distribuição, pois ocorriam muitas expansões com valores **excedentes**. Sendo assim, os valores foram reduzidos a partir da Tabela 5.13 e, com isso, melhoram os resultados, em comparação com a Tabela 5.7, em 17,07% conforme apresentado a seguir:

- Na linha 11, foi diminuído o valor da expansão em 40,17%;
- Na linha 17, foi diminuído o valor da expansão em 25,60%;
- Na linha 19, foi diminuído o valor da expansão em 40,22%;
- Na linha 28, foi diminuído o valor da expansão em 04,58%;
- Na linha 31, foi diminuído o valor da expansão em 15,52%;
- Na linha 32, foi diminuído o valor da expansão em 38,08%;
- Na linha 38, foi diminuído o valor da expansão em 22,26%.

Com isso, através do uso do *nsAlterar* ocorreram várias vantagens, principalmente, devido aos valores estarem próximos da segmentação correta. Foram contabilizados 9 (21,95%) acertos e de 32 (78,05%) erros.

Nas configurações da Tabela 5.14, se comparado aos valores da Tabela 5.8, aconteceram muitas melhorias. Entretanto, é necessário fazer um apontamento importante, pois as configurações da Tabela 5.8, não são as ideais, devido a ocorrência perante a taxa de erro, que foi de 100%. Porém, as melhorias na contabilização dos resultados foram de 34.15%.

Os 14 acertos (34.15%) contabilizados ocorreram na linhas 03, 09, 11, 12, 14, 15, 19, 20, 21, 24, 26, 29, 31 e 40. Não foi detectado nenhum erro ocorrido pelo *nsAlterar*.

As melhorias da Tabela 5.14 ocorreram em termos de percentuais, em torno da distribuição, e são apresentados, conforme a seguir:

- Na linha 02, foi de 34,23%;
- Na linha 04, foi de 31,78%;
- Na linha 05, foi de 31,06%;
- Na linha 06, foi de 35,87%;
- Na linha 08, foi de 53,06%;
- Na linha 10, foi de 47,52%;
- Na linha 13, foi de 49,12%;
- Na linha 16, foi de 44,21%;
- Na linha 17, foi de 50,74%;
- Na linha 18, foi de 38,94%;
- Na linha 23, foi de 49,14%;

- Na linha 25, foi de 55,01%;
- Na linha 27, foi de 15,78%;
- Na linha 30, foi de 59,32%;
- Na linha 33, foi de 48,31%;
- Na linha 34, foi de 33,61%;
- Na linha 35, foi de 31,62%;
- Na linha 38, foi de 30,87%;
- Na linha 39, foi de 43,65%.

Ocorreram muitas expansões com valores **excedentes**. Sendo assim, os valores foram reduzidos a partir da Tabela 5.14 e, com isso, melhoraram os resultados conforme apresentado a seguir:

- Na linha 07, foi diminuído o valor da expansão em 77,65%;
- Na linha 22, foi diminuído o valor da expansão em 48,78%;
- Na linha 36, foi diminuído o valor da expansão em 39,49%;
- Na linha 41, foi diminuído o valor da expansão em 67,13%.

Foram detectadas 2 (4,87%) ocorrências não adequadas, sendo que o *nsAlterar*, em termos de percentuais, em torno da distribuição, executou com redução. Embora, o percentual tenha sido baixo, com exceção do último, ainda assim devem ser melhor analisados, conforme apresentado a segue:

- Na linha 28, foi de -07,06%;
- Na linha 37, foi de -11,42%;

Portanto, as melhorias ocorridas nos percentuais acarretaram vantagens nos valores, devido a estarem próximos da segmentação correta.

A utilização da técnica proposta, *nsAlterar*, tornou ideal sua utilização em objetos que possuam semelhanças em volume de área, sendo que, através da correta configuração dos campos a seguir, torna-se possível a obtenção de bons resultados na região a segmentar para as radiografias do “padrão ouro”. Por isso, as configurações consideradas ideais para o “padrão ouro”, baseadas nos experimentos, são:

% Para ambos os pulmões:

options.originalsearch = false;

options.RealQuantidadeLandmark = true;

options.EstimativaInicialAutomatica = true;

options.nsAlterar.Ativa = true;

options.nscale = 2;

```
% Para o pulmão direito:
options.nsearch = 78;
options.k = 8;
options.ns = 74;
options.nsAlterar.* = *; % sobre os valores em asteriscos constam
%na Subseção 5.3.2.1 Pulmão do Lado Direito
options.nsAlterar.ns = 11;

% Para o pulmão esquerdo
options.nsearch = 63;
options.k = 16;
options.ns = 23;
options.nsAlterar.* = *; % sobre os valores em asteriscos constam
%na Subseção 5.3.2.2 Pulmão do Lado Esquerdo
options.nsAlterar.ns = 19;
```

Portanto, a partir das configurações mencionadas nos trechos do código, além das demais alterações realizadas, tanto no ASM quanto AAM, que resultaram em melhores desempenhos, baseados em comparação com os valores dos parâmetros originais. Com base nos experimentos apresentados, tornou-se possível, a partir das mudanças propostas sobre o algoritmo convencional, também conhecido tradicionalmente do ASM e AAM, que foi observado e constatado que obteve maior impacto cuja a segmentação foi melhorada circunstancialmente, a partir da nova técnica proposta do *nsAlterar*.

O fator referente ao custo das operações, de instruções, do *nsAlterar*, em termos de Análise de Algoritmo foi de $\Delta * 2$ conforme já explicado no resultado da Equação 4-1, sendo assim, é vantagem a sua utilização.

Entretanto, o *nsAlterar* foi desenvolvido especificamente para objetos que se deseja segmentar, os quais possuem características com valores menores que a média, ou para situação excepcional em que a área de ocorrência da expansão seja próxima ao dobro. Pois caso, deseje-se aplicar para objetos cujos valores de *options.nsAlterar.* = ** sejam superiores, o algoritmo em questão até consegue ser aplicado, entretanto, são necessários, mais experimentos e ajustes nas rotinas que realizam a comparação dentro do AAM.

Outro fator que é possível ser implementado no *nsAlterar* é o mesmo, escolher, à partir do momento em que é acionado o melhor resultado da segmentação cujo o valor seja mais próximo da média, podendo assim descartar os resultados de ocorrências não adequadas, que ainda melhorariam um pouco, em termos de percentuais, os valores da

segmentação e, até mesmo ocasionando mais alguns acertos.

O que não se recomenda é o uso dos valores de k próximo de $options.nsAlterar.ns$, pois estima-se que estes valores devem ser divergentes em torno de $\geq 30\%$ a mais para o $options.nsAlterar.ns$. No qual o valor entre o $options.nsAlterar.ns$ e o n_s devem ser os mais distantes possíveis, para que, assim, obtenha-se os melhores resultados o $nsAlterar$.

A prioridade sempre deve ser o valor ideal para o k e, posteriormente, o n_s , que irá buscar obter, ainda na primeira tentativa, a melhor segmentação e, caso seja identificado algum problema, são, então, acionados toda a troca de contexto mencionada anteriormente pelo $nsAlterar$. Pois, no pulmão do lado [5.3.2.1 Pulmão do Lado Direito](#) os valores obedeceram a faixa recomendada das variáveis mencionados, entretanto, no [5.3.2.2 Pulmão do Lado Esquerdo](#) devido ao k obter melhores resultados devido a forma geométrica da distribuição. Sendo assim, tanto o n_s $options.nsAlterar.ns$ teriam que possuir valores próximos, que não fosse ultrapassados no contorno das bordas externas da imagem da radiografia, o que torna justificável a proximidade dos valores.

Com os ajustes adequados a cada domínio de problema, associado à melhor posição inicial, o uso do ASM e AMM, torna confiável, inclusive, se aplicado para várias situações, podendo ser alterados os valores das configurações padrão de acordo com a qualidade da imagem, orientação, objeto, forma e tamanho, conforme finalidade da aplicação para uso do mesmo.

O recomendado é que fosse criada uma interface de simulação de resultados, conforme foi desenvolvido e implementado nesta dissertação, cuja medidas de similaridades, poderiam agir da seguinte maneira, colocando algumas dezenas de imagens já segmentadas e, sendo assim, seria ajustado, Ou seja, o mesmo que calibrado, baseado nos resultados das configuração de cada um dos parâmetros, assim como a posição inicial. Com isso, seria garantido melhor desempenho e confiabilidade para um bom resultado final.

Na detecção do contorno da área de interesse, com base nos resultados conclui-se o que o uso do ASM e AAM se torna viável para segmentação, entretanto, ainda devem ser realizados mais estudos com junção de mais técnicas para que os resultados ainda possam ser melhorados. Pois, o que foi percebido é que o conjunto de técnicas utilizadas tanto pelo ASM quanto AAM, em que cada um busca melhorar, pelo menos, um pouco a mais em termos de percentuais. Mas somadas todas as técnicas, resultam em valores maiores de acurácias.

Entretanto, o uso de mais técnicas torna o processo mais demorado além de consumir mais recurso computacional, dificultando, com isso, o uso em equipamento com tecnologia embarcada, mas, ainda assim, compensa o seu uso, já que aumenta a automatização de todo o processo, ou tornando-o o menos manual possível, acarretando

menos erros. Ou seja, na redução de diagnósticos de falsos positivos se comparado seu uso na área médica que foi o objetivo atingido desta dissertação.

Baseado na entrevista e validação das imagens médicas apresentadas na Seção 4.2.3 [Validação das Imagens de Radiografias](#), qual foi observado que, caso a **Terceira Etapa** do conjunto de treinamento seja realizado por um profissional específico da área, assim, como a escolha das imagens do treinamento, é possível que o resultado ainda seja melhorado, devido ao mesmo perceber um conjunto maior de características e detalhes, além da precisão dos *landmarks* atribuídos ao seu amplo conhecimento.

Sobre os melhores resultados, assim como a comparação das medidas de similaridade podem ser consultados no Apêndice [E Resultado da Comparação das Medidas de Similaridades Com o Uso do *nsAlterar*](#).

5.6 Discussões e Dificuldades sobre os Experimentos

O desenvolvimento da aplicação da técnica *nsAlterar* consistiu entre uma das dificuldades, que foram estudadas para esta dissertação que envolveu muitos esforços para obter sucesso na segmentação. Cujos os resultados foram considerados bons para a maioria das imagens e satisfatórios apenas para uma quantidade menor, ou seja, de acordo com as mudanças das características entre um imagem para outra, o mesmo método pode torna-se ineficiente, conforme já explicados na Subseção 2.2.2 [Imagem Médica Bidimensional](#), sobre os problemas referente as imagens médicas.

A taxa de erro foi considerada estável mediante à qualidade das radiografias por causa dos aparelhos de raios-X (com marcas, configurações e limitações de manutenções) associados a outros fatores que dificultaram melhores padronizações provenientes enquanto os profissionais de saúde em Radiologias ainda estão adquirindo a imagem, causados devido a criança movimenta-se durante o momento da radiografia.

As radiografias utilizadas são heterogêneas, ou seja, sem uniformidade de crianças < 5 anos de idade, a qual considera-se que existam mais dificuldades devido a grande variação anatômica da forma na imagem. Possivelmente, por esse, motivo não foi encontrada pesquisa sobre o tema em questão [25].

Na fase do ASM e do AAM dos experimentos, houve a taxa de acertos para o pulmão do lado direito de 80,49% e esquerdo de 63,41%, que deve ser considerada em proporção que os erros foram razoáveis, sendo que ainda é possível aperfeiçoar o modelo com futuras pesquisas, para aumentar a taxa de acerto. O ASM e AAM ainda podem ser utilizados para localizar outros objetivos/formas/órgãos, que dependem do domínio do conhecimento sobre o artefato que deseja encontrar e adequar *nsAlterar* baseado nos

percentuais como na segmentação, assim como os *landmarks* com base nas extremidades das distâncias entre as retas.

Sobre as vantagens do uso do PCA são motivadas pela redução de custos computacionais. Pois é necessário realizar os cálculos para redução da matriz uma única vez, depois, para toda imagem que se deseje encontrar a região de interesse, basta utilizar a solução do PCA gerando, assim, um maior desempenho em um grande volume de dados. Entretanto, o que pode afetar, caso exista a inclusão, a exclusão ou até mesmo a alteração de algum elemento da matriz que poderá afetar todo o resultado das imagens já processadas perante a sua região de interesse.

Para que seja possível utilizar o ASM e AAM através do [4.2.6 Algoritmo de Programação Utilizado para ASM e AAM](#), é necessário alterar as informações de s , θ da variável **tform.offsetx**, **tform.offsety**, **tform.offsets**. O mesmo pode ser adaptado para outros tipos de imagens médicas (mesmo com outra resolução, desde que seja comum para todas as imagens utilizadas), realizado um novo treinamento que consiste em deletar o arquivo texto já descrito na Subseção [4.2.5 Ferramenta de Treinamento Implementada](#).

Foram pesquisados os valores mínimos para determinar o t , devido a sua importância para a diminuição de componentes, ou seja, foram necessárias vários estudos para descobrir os valores ideais ou adequados, Chegou-se a conclusão em torno de 98% de variância. Embora este valor possa ainda ser questionado em qual seria o ideal, pois em todos os casos observados nesta dissertação, a quantidade de imagens do conjunto de treinamento levou à compreensão que eram poucas, visto que houve mais preocupação apenas da quantidade de imagens que iria ser submetido ao processo de busca. Sendo assim, é necessário mais experimento para comprovar quantitativamente sobre este valor, pois é possível que se forem explorados os fundamentos da Análise de Algoritmo, para este contexto, os valores possam vir a mudar, com base na quantidade do conjunto de treinamento.

Foram realizados novos estudos que indicaram a necessidade de mais *landmarks* onde ocorrem variações bruscas na curvatura das formas do pulmão, no qual acredita-se, com isso, que será em torno de $[n, 60]$. A principal dificuldade de implementar mais *landmarks* nas imagens de radiografias, é que algumas, não possuem pelos menos visualmente, todas as costelas necessárias, que deverá ser revista alguma estratégia para aperfeiçoar e padronizar tais marcações específicas desses determinados pontos.

A maioria dos modelos dos exemplos de publicações de artigos, dissertações, teses e sites especializados na área médica pesquisados e analisados, sobre o ASM e AAM, que envolviam os pulmões possuem a vantagem do fundo da imagem ser padronizado, além de que os ruídos não são visíveis. Por isso, provavelmente, a taxa de acerto é maior. Sendo que o uso de padronização torna o processo mais eficiente e otimizado em termos de processamento.

Devido aos pulmões conterem formas distintas, conforme explicado no Capítulo 2 [Fundamentação Teórica](#), conseqüentemente, as posições e quantidade de *landmarks* podem ser diferentes influenciando, também, na θ e no alinhamento. Entretanto, o que é comum para o pulmão do lado direito e do esquerdo, é a s .

É possível identificar, de maneira semiautomática, se a imagem da radiografia é adequada ou não de maneira quantitativa, apenas realizando a equalização⁴ da mesma e calculando se seu contraste e brilho estão dentro de uma faixa adequada, que, através do histograma, pode ser constatado. Por exemplo, caso a imagem seja muito clara, pode ser utilizado outra base de imagens de treinamento adequadas para esta característica.

Foi percebido que, geralmente, nas imagens mais claras, houve uma dificuldade durante o momento da procura pela região de interesse pelo ASM e AAM, acredita-se que o motivo seja por causa do diafragma, além de possíveis ruídos, o que pode gerar alguma desproporção de maior absorção de radiação dos raios-X, em torno da região vizinha de $f(x, y)$ [57]. Conforme citado por [48], sobre os ossos e o diafragma:

“Because the gray-scale value of bones is usually higher than that of their surroundings, they may also lead to a minimum first derivative in vertical profiles. Furthermore, the complex structures around the diaphragm edges may introduce fault boundary points.” ([48], 2001, p. 634).

Sendo assim, a região dos ossos se comparada a outros objetos na radiografia possui maior intensidade, entretanto, o diafragma pode causar problemas conforme percebido em algumas imagens de radiografias. Embora, existam outros fatores que possam mudar essa afirmação como o ruído e informações textuais, gerando, assim, continuação da informação da caixa torácica com o fundo da imagem. Fato esse que precisa de mais pesquisas para uma melhor compreensão sobre essa afirmação [57].

No AAM a textura (apresentada no Subseção 2.5.4 [Textura](#)), ainda nesse contexto, ocorre em algumas situações, conforme a inicialização e uma alta concentração de iluminação, o contorno tende a ficar em torno de algum determinado ponto da região com grande concentração de *pixels* de intensidades altas com pouca variação, ocorrendo, em algumas casos, de girar em torno do ângulo de 90°, próximo clavícula.

Um fato, que chamou a atenção é que os problemas que surgiram durante a deformação, eram característicos quando os dois *landmarks* mais distantes do contorno se aproximavam entre si. A partir dessa afirmação, foi depurado o código fonte inúmeras vezes e analisado através do Gráficos 5.3, construído para visualização dos *landmarks*.

⁴Equalização ou Linearização de Histograma, de acordo com [57], é uma técnica que consiste na obtenção de outro histograma uniforme.

No qual foi descoberto que isso ocorria quando determinados *landmarks*, que continham maiores quantidades de variações tendiam a realizar movimentações excessivas. O motivo é que realizava movimentações, justamente, para áreas mais extremas, perante a distribuição das amostras do conjunto de treinamento.

Ocorreram muitos problemas com o contorno próximo das curvaturas. Portanto, após vários testes com intuito de investigar as causas, foi percebido que ocorria no AAM e não no ASM. Sendo assim, foi descoberto que a variável *options.ns* provocava tal situação, pois, na região mencionada, havia muita variação de intensidades. A solução, então, foi o aumento do valor de *options.ns*. Sendo assim, tornou-se possível a idealização, o desenvolvimento e a implementação da técnica proposta em *nsAlterar*.

E, por fim, além da área de diagnóstico médico em pacientes como crianças, também existe grande potencial da utilização desta dissertação nas áreas de Biologia e de Veterinária, além de outras em que é necessário encontrar a forma geométrica do objeto na imagem.

Conclusões e Trabalhos Futuros

Neste capítulo é descrito sobre conclusão tanto do Capítulo 1 [Introdução](#) quanto de todas as etapas desta dissertação, assim como propostas para os trabalhos futuros.

6.1 Conclusão

Diante do exposto, ou seja, partir dos estudos e análises das amostras utilizadas das 56 imagens de radiografias digitais do “Padrão Ouro”, de diferentes aparelhos de raios-X, sendo os pacientes crianças entre $1 \leq e < 5$ anos de idade, com diagnóstico de pneumonia bacteriana ausente, ou não, além das indeterminadas, que foram submetidas, pelos algoritmos alterados e desenvolvidos no MATLAB, que tornaram possível, com base nos métodos e técnicas abordados nesta dissertação, que foram definitivos para atingir os objetivos esperados, ou seja, a segmentação dos pulmões, tanto por contorno e/ou limiarização, tornando, assim, relevante o seu uso para o sistema PneumoCAD.

A partir desta dissertação chegou-se a diversas conclusões, foram constatadas através dos experimentos sobre as dificuldades e problemas em analisar imagens digitais de radiografias heterogêneas de crianças, nas quais o uso do ASM, AAM, da estimativa inicial adequada e da técnica proposta, tornou-se possível encontrar, a partir de uma nova imagem digital, de maneira menos manual, a segmentação e o diagnóstico dos pulmões. A seguir, são apresentados os itens referentes ao objetivos específicos alcançados para conclusão da dissertação:

- A investigação dos algoritmos ASM e AAM envolvidos e melhorados, comprovaram ser eficientes por meio de alguns ajustes. Foi analisada e demonstrada sua compatibilidade para complementar a segmentação dos pulmões. Com isso, podem ser agregados ao sistema especialista PneumoCAD, para a realização de diagnóstico da pneumonia bacteriana, em crianças, de maneira menos manual;

- Dessa maneira, foram analisadas as radiografias obtidas de situações reais, sendo observadas e identificadas a partir dos *logs*, tabelas e imagens sobre o comportamento dos algoritmos alterados e implementados para a segmentação, nos quais os resultados indicaram estarem próximos em termos de distâncias, entre os contornos dos *landmarks* com a região de interesse dos pulmões, validadas pelo médico especialista em radiologia;
- Com os resultados obtidos, tornou-se possível, mesmo com as variações da forma dos pulmões de crianças, que foram consideradas mais difíceis à segmentação, conforme analisado por meio visualização dos gráficos dos *landmarks*. Entretanto, após ser avaliada a viabilidade do ASM e AAM foi demonstrado ser eficiente para segmentação dos pulmões de crianças. Sendo assim, o uso dos materiais (neste caso, as radiografias, teriam que ser mudadas para as de adultos), métodos estudados e analisados podem também ser utilizados para indivíduos contendo ≥ 5 ano de idade. Visto que, para este último caso, existam menores variações em suas formas, que aproximam mais o modelo em comparação com o conjunto de treinamento;
- Sobre a ferramenta de apoio foi implementada para determinar manualmente os *landmarks* de maneira confiável para o conjunto de treinamento, contribuiu para a padronização e o armazenamento desta etapa do processo para ser utilizados os valores coletados para o ASM. Permitindo a obtenção dos conhecimentos necessários, sobre os possíveis problemas e soluções, por exemplo, para o caso de ausências de alguns ossos (costelas), assim como outras características que determinam a qualidade das radiografias;
- Baseado nos resultados do AAM, que acarretaram melhoramentos a partir do n_s com o desenvolvimento da técnica *nsAlterar*, que contribuiu para o aumento +1 acerto para cada pulmão, além de aproximar (os que continham $< 80\%$ de similaridades) adequadamente aos valores das segmentações para quase todas as situações que foi solicitado e executado. Sendo assim, a *nsAlterar* proporcionou a junção entre dois resultados com um custo computacionalmente razoável em termos de benefícios, justificando, assim, o seu uso para o AAM. O *nsAlterar*, demonstrou ser eficiente para melhorar a distribuição representada pelo contorno da região de interesse que busca prever segmentações inadequadas, resultando em outra tentativa através do n_{s_2} , com intuito de corrigir, apoiada sobre a média do centroides do conjunto do treinamento da estimativa inicial, assim como a média dos *pixels* $f(x, y) > 0$;
- Conforme observado e utilizado durante todos os testes de segmentação, em que as medidas quantitativas de similaridade recomendadas e implementadas, que proporcionaram credibilidade, integridade e confiabilidade entre as duas

metodologias aplicadas e comparadas nos experimentos. Também as medidas de similaridade permitiram selecionar as melhores estratégias disponíveis de ser aplicadas aos objetivos específicos.

Portanto, todos os objetivos propostos foram concluídos, embora tenham surgido diversas dificuldades no decorrer desta dissertação, pois foi percebido que, de acordo com o tamanho do objeto, baseado na orientação (tamanho) da imagem, o grau de sucesso foi maior, ou seja, quanto menor o objeto havia uma tendência de ocorrer o erro se não fosse realizada uma boa estimativa inicial do modelo e o uso do *nsAlterar*.

Contudo, os experimentos revelaram que os resultados foram bons e satisfatórios. Que a utilização dos algoritmos que foram utilizados e aliado a mais técnicas pode favorecer ainda mais nos acertos dos objetos. Sobre os valores utilizados e configurados para o ASM e AAM, foram checados, depois de inúmeros testes, e melhorados para obtenção de maior precisão dos resultados, os quais acredita-se já ter chegado no estado da arte. A partir destes resultados foi segmentada a região do pulmão, tornando, assim, possível a utilização dos algoritmos empregados na dissertação para determinar semi-automaticamente a região de interesse pelo sistema CAD especialista PneumoCAD, e contribuindo com isso para a redução de resultados de falsos positivos.

Em vista dos argumentos apresentados, o processo de encontrar determinado conteúdo na imagem foi realizado de maneira que fosse automatizado, no qual esta dissertação, contribuiu para pode ser aplicada em outras imagens médicas, assim como estendida a diferentes partes do corpo, que, talvez, com alguns ajustes nos parâmetros ($n_s, n_{s_2}, n_p, k, l_{max}$, etc.) de configurações de entradas para o ASM, AAM e também a realização de um novo conjunto de treinamento.

Por fim, foi investigada, identificada e avaliada a viabilidade do ASM e AAM, assim como proposto o uso de implementações, alterações de algoritmos, ferramentas de apoio quantitativamente às quais este conjunto de tecnologias demonstrou ser eficientes para a finalidade da obtenção de melhores resultados para a segmentação, contribuindo, assim, para outros sistemas CADs, principalmente, presentes em hospitais públicos, de maneira que possam fazer uso dos conhecimentos adquiridos e desenvolvidos nesta dissertação.

6.2 Trabalhos Futuros

Para os futuros pesquisadores, que visam o interesse em continuar e aprimorar a presente pesquisa, recomenda-se maior investigação e esforços para que os resultados obtidos ainda possam ser melhorados, conforme o itens a seguir:

- Utilização do ASM para encontrar informação assim como é feito de forma textual na *web* ou, até mesmo, classificar qual objeto está relacionado à representação do nome no mundo real;
- Realização de testes com o “padrão ouro” específico através de agrupamentos em que deve ser organizados a partir de informações quantitativas em grupos de crianças, como: sexo, idade, altura, peso, etc.;
- Espera-se que seja realizado, posteriormente, o diagnóstico com o uso Pneu-
moCAD na detecção do subconjunto das 56 imagens utilizadas nesta dissertação, fazendo uso com e sem do algoritmo do ASM e, com isso, obter as informações necessárias sobre qual foi a eficiência do mesmo. E, se possível, aplicar a pesquisa para o conjunto das 535 imagens;
- Sobre o “V002_Conjunto_de_Treinamento_Radiografias.txt”, espera-se que este arquivo possa ser melhorado em sua estrutura, com mais informações técnicas consideradas relevantes para que seja possível, depois, utilizar para processos de melhoramentos para futuros pesquisadores;
- Desenvolvimento de interfaces através de janelas, para alterações dos parâmetros de configurações e a execução sequencial de todas as etapas para realização do processo de segmentação;
- Estudos e experimentos com outro banco de dados, tal como mencionado na pesquisa de [25], por exemplo, JSRT (*Japanese Society of Radiological Technology*), SCR, ©HARRY, Chandrasekhar, JAEGER. Além de mais experimentos com crianças com idades diferentes, para saber a eficácia tanto das etapas do pré-processamento e do ASM, já que nas etapas das medidas de similaridades e do treinamento não irá ocorrer mudanças de implementações.

Por fim, essa pesquisa pode ser aplicadas para outras partes do corpo e também pode ser ampliada no envolvimento de objetos, através das imagens digitais. Tudo depende diretamente do propósito do domínio da aplicação na qual será empregado, assim como demais métodos para obtenção de resultados ainda melhores. Pois, a cada uso de algum método empregado, era possível obter informações quantitativas sobre a sua relevância por meio dos resultados das medidas de similaridade.

Referências Bibliográficas

- [1] **Colégio brasileiro de radiologia e diagnóstico por imagem: 60 anos : 1948-2008.** Publicação São Paulo: 2008. Galpão Cultural, 96. Páginas pesquisadas 13-24.
- [2] **Exame de radiografia.** Fisioterapia para todos > Exame > Exame de radiografia. Disponível em: <<http://www.fisioterapiaparatos.com/p/exame/exame-de-radiografia/>>. Acessado em: 06 de outubro de 2015.
- [3] **Tórax anatomia e posicionamento.** Radioinmama. Disponível em: <<http://www.radioinmama.com.br/anatomiaorax.html>>. Acessado em: 19 de agosto de 2015.
- [4] **Organization w. h.,** 2001. Standardization of interpretation of chest radiographs for the diagnosis of pneumonia in children. Geneva : World Health Organization. Disponível em: <http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/66956/1/WHO_V_and_B_01.35.pdf?ua=1>. Acessado em: 02 de julho de 2015.
- [5] ABRAHAMS, P. **Atlas descritivo do corpo humano.** Tradução de Adílson Monteiro. Editora Rideel, São Paulo, SP, 1ª edição edition, 2009. Páginas pesquisadas 54–56 e 60–72.
- [6] AHMAD, W. S. H. M. W.; ZAKI, W. M. D. W.; E MOHAMMAD FAIZAL AHMAD FAUZI. **Lung segmentation on standard and mobile chest radiographs using oriented gaussian derivatives filter.** *Wan Ahmad et al. BioMedical Engineering OnLine*, (26):1–26, March 2015. Received: 22 September 2014 Accepted: 11 February 2015. <http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12938-015-0014-8>. Acessado em: 04 de maio de 2015.
- [7] AO DIGITAL N. 1021520/CA, P.-R. C. **Processamento e análise digital de imagens.** Disponível em: <http://www.maxwell.vrac.puc-rio.br/21365/21365_6.PDF>. Acessado em: 27 de outubro de 2015.

- [8] AO FERREIRA, M. S.; GONÇALVES, E. G. **Pneumonias bacterianas; uma revisão crítica.** *Revista do Centro de Ciências Biomédicas da Universidade Federal de Uberlândia*, 1(1):40–57, 1985. Uberlândia MG, Universidade Federal de Uberlândia. Dezembro 1988.
- [9] AUSTRIAN, R. **The pneumonias.** *AJN, American Journal of Nursing*, 52(1):56–57, January 1952. Clinical and therapeutic considerations in the management of some acute pulmonary infections. Disponível em: <<http://dx.doi.org.ez50.periodicos.capes.gov.br/10.1097/00000446-195201000-00029>>. Acessado em: 28 de julho de 2015.
- [10] BANDYOPADHYAY, S. K. **A method for lung boundary detection.** *International Journal of Information and Communication Technology Research*, 2(2):154–157, February 2012. Dept of Computer Science Engg. University of Calcutta. Kolkata, India. Disponível em: <http://esjournals.org/journaloftechnology/archive/vol2no2/vol2no2_9.pdf>. Acessado em: 04 de maio de 2015.
- [11] BARTOLI, A.; PIZARRO, D.; LOOG, M. **Stratified generalized procrustes analysis.** *International Journal of Computer Vision*, 101(2):227–253, 2013.
- [12] BIOLOGIA, S. **órgãos do sistema respiratório,** 2013. Desenvolvido por Grupo Virtuous. Disponível em: <<http://www.sobiologia.com.br/conteudos/Corpo/Respiracao2.php>> e <<http://www.sobiologia.com.br/figuras/Corpo/respiracao2.jpg>>. Acessado em: 19 de setembro de 2016.
- [13] BONTRAGER, K. L.; LAMPIGNANO, J. P. **Tratado de Posicionamento Radiográfico e Anatomia Associada.** Tradução de Vânia Regina de Souza Albuquerque et all. Elsevier Editora Ltda, Rio de Janeiro, 7ª edição edition, 2010. Páginas pesquisadas 2, 4, 14, 29–31, 37, 40, 43, 48, 50, 70, 173–176, 352–354, 646, 669.
- [14] CARNEIRO, M. B. P.; VEIGA, A. C. P.; FLÔRES, E. L.; CARRIJO, G. A. In: *Fundamentos de Active Shape Models*, p. 1–6, http://www.ceel.eletrica.ufu.br/artigos2011/IX_CEEL_100.pdf, Outubro 2011. CELL - Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica. Universidade Federal de Uberlândia - UFU.
- [15] CARNEIRO, M. B. P.; VEIGA, A. C. P.; FLÔRES, E. L.; CARRIJO, G. A. In: *Aplicação de Active Shape Models para Segmentar a Região da Íris em Imagens de Olho*, p. 1–6, http://www.ceel.eletrica.ufu.br/artigos2012/ceel2012_artigo038_r01.pdf, Set 2012.

- CELL - Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica. Universidade Federal de Uberlândia - UFU.
- [16] CESAR, D. **Anatomia online: Pulmões**. O site mais completo de anatomia humana. criado no Rio de Janeiro - RJ. Disponível em: <<http://anatomiaonline.com/pulmoes/>>. Acessado em: 19 de setembro de 2016.
- [17] CHOW, S. **Pneumonia diagnosis**. News Medical Life Sciences Medicine. <http://www.news-medical.net/health/Pneumonia-Diagnosis.aspx>. Acessado em: 30 de Julho de 2016.
- [18] COELHO, L.; SILVA, A. **Localização de células em imagens histológicas usando modelos baseados em formas activas**. *Revista do DETUA*, 4(8):1–8, Setembro 2004. <http://revistas.ua.pt/index.php/revdeti/article/viewFile/865/798>.
- [19] COOTES, T. F.; HILL, A.; TAYLOR, C. J.; HASLAM, J. **Use of active shape models for locating structures in medical images**. *Image and Vision Computing*, 12(6):355–365, July August 1994. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com.ez50.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/S0262885694900604>>. Acessado em: 11 de setembro de 2015.
- [20] COOTES, T. F.; TAYLOR, C. J.; COOPER, D. H.; GRAHAM, J. **Active shape models - their training and application**. *ScienceDirect: Computer Vision and Image Understanding*, 61(1):38–59, January 1995. Department of Medical Biophysics. University of Manchester, Oxford Road, Manchester M13 9PT, England.
- [21] COOTES, T.; C.J.TAYLOR. **Statistical models of appearance for computer vision**. Master's thesis, Manchester, U.K., 2004. Disponível em: <http://www.face-rec.org/algorithms/AAM/app_models.pdf>. Acessado em: 19 de agosto de 2016.
- [22] COOTES, T. **An introduction to active shape models**, 2000. Appears as Chapter 7: "Model-Based Methods in Analysis of Biomedical Images" in "Image Processing and Analysis", Ed. R. Baldock and J. Graham, Oxford University Press, 2000, páginas pesquisadas 223-248. Disponível em: <http://personalpages.manchester.ac.uk/staff/timothy.f.cootes/papers/asm_overview.pdf>. Acessado em: 15 de novembro de 2015.
- [23] CROSILLA, F.; BEINAT, A. **Use of generalised procrustes analysis for the photogrammetric block adjustment by independent models**. *ISPRS Journal of Photogrammetry Remote Sensing*, 56(3):195–209, May 2002.
- [24] CUNHA, G. C. **Reconhecimento de emoções através de imagens em tempo real com uso de asm e svm**. Mestrado em informática, Pontifícia Universidade

- Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro–RJ, Brasil, Abril 2013. Páginas pesquisadas 21–22. PUC–Rio – Certificação Digital N^o 1112647/CB. <http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/1112647_2013_cap_3.pdf> e <http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/1112647_2013_pretextual.pdf>.
- [25] DA FONSECA, A. U.; SOARES, F. A. A. M. N.; DE OLIVEIRA, L. L. G. **Detecção de artefatos estranhos em radiografias de tórax.** p. 721–730, Goiânia, Goiás – Brasil. XV Congresso Brasileiro de Informática em Saúde, CBIS - XV Congresso Brasileiro de Informática em Saúde. Artigo Completo. Disponível em: <http://sbis.org.br/biblioteca_virtual/cbis/Anais_CBIS_2016_Artigos_Completos.pdf>. Acessado em: 28 de novembro de 2016.
- [26] DA SILVA HERBAS PALOMO, J. **O papel e a participação das fundações nos hospitais públicos.** Master's thesis, São Paulo, Brasil, 1998. Fundação Getúlio Vargas – Curso de Pós-Graduação da Escola de Administração de Empresas de São Paulo (FGV-EAESP). Disponível em: <<http://bibliotecadigital.fgv.br/dspace/handle/10438/5139>>. Acessado em: 19 de janeiro de 2017.
- [27] DA SILVEIRA, I. C.; [ET AL.]. **O pulmão na prática médica.** Rio de Janeiro: Editora de Publicações Médicas, 2^a edição, 1983 (1^a reimpressão, 1985). Páginas pesquisadas 3, 7, 9, 12, 71, 119, 126, 161-174.
- [28] DE ALMEIDA, A. B. **Usando o computador para processamento de imagens médicas.** *Informática Médica*, 1(6), Nov/Dez 1998. Editado por Renato M. E. Sabbatini, Núcleo de Informática Biomédica, Universidade Federal de Campinas, Campinas, Brasil. Disponível em: <<http://www.informaticamedica.org.br/informaticamedica/n0106/imagens.htm>>. Acessado em: 1 de novembro de 2015.
- [29] DE ANDRADE, A. L. S. S.; AES DE ANDRADE, J. G.; MARTELLI, C. M. T.; E SILVA, S. A.; DE OLIVEIRA, R. M.; COSTA, M. S. N.; LAVAL, C. B.; RIBEIRO, L. H. V.; FABIO, J. L. D. **Effectiveness of haemophilus influenzae b conjugate vaccine on childhood pneumonia: a case-control study in brazil.** *International Epidemiological Association*, 33(1):173–181, 2004.
- [30] DE BRUIJNE, M.; VAN GINNEKEN, B.; NIESSEN, W. J.; MAINTZ, J. B. A.; VIERGEVER, M. A. **Active-shape-model-based segmentation of abdominal aortic aneurysms in cta images.** *SPIE.DigitalLibrary*, 4684:463–474, May 2002. Image Sciences Institute, University Medical Center Utrecht, The Netherlands. Medical Imaging 2002: Image Processing Milan Sonka; J. Michael Fitzpatrick San Diego, CA.

- [31] DE OLIVEIRA, L. L. G. **Diagnóstico auxiliado por computador para detecção de pneumonias na infância**. Master's thesis, Goiânia, Goiás, Brasil, 2009. Universidade Federal de Goiás - Instituto de Informática(INF-UFG).
- [32] DE OLIVEIRA, L. L. G.; DE MACEDO, S. O. **Desenvolvimento de um sistema de auxílio ao diagnóstico de pneumonia na infância utilizando visão computacional**, 2012. Disponível em: <<http://www.lbd.dcc.ufmg.br/colecoes/wvc/2012/0060.pdf>>. Acessado em: 21 de novembro de 2015.
- [33] DEVORE, J. L. **Probabilidade e estatística para engenharia e ciências**. Tradução EZ2Translate. Cengage Learning, São Paulo, SP, Brasil, tradução da 8 edição norte-americana edition, 2014. Páginas pesquisas 24-26.
- [34] EBHOTEH, E. **Medical image segmentation using an extended active shape model**. *International Journal of Computer Applications*, 69(19):24 – 29, May 2013. African University of Science and Technology. Abuja, Nigeria. <http://research.ijcaonline.org/volume69/number19/pxc3888173.pdf>.
- [35] FUSSENEGGER, M.; ROTH, P. M.; BISCHOF, H.; PINZ, A. **On-line, incremental learning of a robust active shape model**. *Springer Berlin Heidelberg*, 4174:122–131, September 2006.
- [36] GONÇALVES, P. C. T.; AO MANUEL R. S. TAVARES, J.; E RENATO NATAL JORGE. **Segmentação de objectos representados em imagens segundo princípios físicos**. *CMNE/CILAMCE 2007, APMTAC*, p. 1–12, Junho 2007. Faculdade de Engenharia. Universidade do Porto. Porto, Portugal. Disponível em: <https://sigarra.up.pt/fep/pt/pub_geral.show_file?pi_gdoc_id=194055>. Acessado em: 16 de julho de 2016.
- [37] GONZALEZ, R. C.; E R E WOODS. **Digital image processing**. (2002). Prentice hall Upper Saddle River, NJ.
- [38] GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. C. **Processamento digital de imagens**. 3ª Edição. São Paulo. Editora Pearson Prentice Hall, 2010. Páginas pesquisadas 17,18, 49, 50-54, 78-94, 258-273, 454-513, 532-533, 545-559.
- [39] HAMARNEH, G.; ABU-GHARBIEH, R.; GUSTAVSSON, T.; ABU-GHARBIEH, R.; GUSTAVSSON, T. **Review - active shape models - part i: Modeling shape and gray level variations**. <http://www.cs.sfu.ca/~hamarneh/ecopy/ssab1998a.pdf>, 1998. Acessado em 05/12/2016. Department of Signals and Systems, Imaging and Image Analysis Group, Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden.

- [40] HILL, A.; TAYLOR, C. J. **Automatic landmark generation for point distribution models.** In: *Proceedings of the British Machine Vision Conference*, p. 42.1–42.10. BMVA Press, 1994. doi:10.5244/C.8.42.
- [41] HILLA, A.; COOTESA, T. F.; TAYLOR, C. J.; E K. LINDLEYA. **Medical image interpretation: a generic approach using deformable templates.** *Medical Informatics*, 19(1):47–59, Jul 2009.
- [42] HUTTON, T. J.; CUNNINGHAM, S.; HAMMOND, P. **An evaluation of active shape models for the automatic identification of cephalometric landmarks.** *European Journal of Orthodontics* 22, (4):499–508, Oct 2000. Eastman Dental Institute, UCL, London, UK.
- [43] JOSEPHSON, K.; ERICSSON, A.; E JOHAN KARLSSON. **Segmentation of medical images using three-dimensional active shape models.** *Lecture Notes in Computer Science, Springer*, 3540:719–728, June 2005. <https://lucris.lub.lu.se/ws/files/2660779/1245446.pdf>.
- [44] KASS, M.; WITKIN, A.; TERZOPOULOS, D. **Snakes: Active contour models.** *International Journal of Computer Vision*, 1(4):321–331, January 1988. <http://web.cs.ucla.edu/dt/papers/ijcv88/ijcv88.pdf>.
- [45] KAUR, A.; SINGH, C. **Automatic cephalometric landmark detection using zernike moments and template matching.** *Springer-Verlag London 2013*, (117–132):121, 122, March 2013.
- [46] LEARNING, B. D. **Lung.** Disponível em: <<http://academic-eb-britannica.ez50.periodicos.capes.gov.br/levels/collegiate/article/49375>> e <<http://media-2.web.britannica-com.ez49.periodicos.capes.gov.br/eb-media/88/91188-004-0C7D7D1D.jpg>> e <<http://media-2.web.britannica-com.ez49.periodicos.capes.gov.br/eb-media/37/92937-004-1E4EA526.jpg>>. Acessado em: 23 de junho de 2016.
- [47] LEITE, L. **Síndrome de down.** Genética Clínica. Disponível em: <<http://www.ghente.org/ciencia/genetica/down.htm>>. Acessado em: 11 de julho de 2016.
- [48] LI, L.; ZHENG, Y.; KALLERGI, M.; CLARK, R. A. **Improved method for automatic identification of lung regions on chest radiographs.** *Academic Radiology*, 8(7):629–638, July 2001.
- [49] LI, Q. **Recent progress in computer-aided diagnosis of lung nodules on thin-section ct.** *Comput Med Imaging Graph*, 31(4-5):248–257, Mar 2007. Disponível

- em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1948076/>>. Acessado em: 03 de agosto de 2015.
- [50] LINDEN, R. **Técnicas de Agrupamento**. Revista de Sistemas de Informação da Faculdade Salesiana Maria Auxiliadora (FSMA), Visconde de Araújo-RJ, número 4 edition, 2009. Sistemas da Informação, Tutorial. Páginas pesquisas 21-22. Disponível em: <<http://www.fsma.edu.br/si/sistemas.html>> e <http://www.fsma.edu.br/si/edicao4/FSMA_SI_2009_2_Tutorial.pdf>. Acessado em: 15 de novembro de 2016.
- [51] MAIA, F. J. A. **Deteção da presença do capacete de segurança do motociclista em imagens de vias do trânsito**. Master's thesis, Fortaleza, Ceará, Brasil, 2015. Universidade Estadual do Ceará, Centro de Ciências e Tecnologia Programa de Pós-Graduação em Ciência Da Computação. Disponível em: <http://uece.br/macc/index.php/arquivos/doc_download/315-dissertacao-felipe-maia>. Acessado em: 12 de dezembro de 2016.
- [52] MARCHIORI, E.; SANTOS, M. L. **Introdução à radiologia**. 2ª Edição. Editora Guanabara Koogan, 2015. Rio de Janeiro-RJ. Páginas pesquisadas 4-5, 31-34.
- [53] MEYER, P. L. **Probabilidade: Aplicações à Estatística**. Tradução Ruy de C. B. Lourenço Filho. Reimpresso Rio de Janeiro: 2012, Rio de Janeiro, 2012. Páginas pesquisadas 4-8.
- [54] MÜLLER, H.; MICHOUX, N.; BANDON, D.; GEISSBUHLER, A. **A review of content-based image retrieval systems in medical applications - clinical benefits and future directions**. *International Journal of Medical Informatics*, p. 1–73, 2004. Service of Medical Informatics, University Hospital of Geneva, Switzerland. Disponível em: <[http://www.ijmijournal.com/article/S1386-5056\(03\)00211-9/pdf](http://www.ijmijournal.com/article/S1386-5056(03)00211-9/pdf)>. Acessado em: 19 de abril de 2015.
- [55] NISHIKAWA, R. M. **Current status and future directions of computer-aided diagnosis in mammography**. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 31(4):224–235, March 2007.
- [56] NUNES, E. R. **Respiração**. <http://www.vozesdesiao.com/?tag=pulmao>, Ago 2010. Acessado em: 11 de agosto de 2015.
- [57] NUNES, F. L. S. **Introdução ao processamento de imagens médicas para auxílio ao diagnóstico - uma visão prática, capítulo 2**, 2006. Rio de Janeiro: PUC–RIO, Páginas 73-126. Páginas pesquisas 74, 75, 78, 81, 82, 86, 87, 90, 99, 105–109, 111,

- 115, 123. Disponível em: <<http://www.lbd.dcc.ufmg.br/colecoes/jai/2006/003.pdf>>. Acessado em: 21 de novembro de 2015.
- [58] PARVEENA, N. R. S.; E M. MOHAMED SATHIKB. **Detection of pneumonia in chest x-ray images**. *Journal of X-Ray Science and Technology*, 19(6):423–428, July 2011.
- [59] Proceedings of the Swedish Symposium on Image Analysis. **Review Active Shape Models - Part I: Modeling Shape and Gray Level Variations**. SSAB. Disponível em: <<http://www.cs.sfu.ca/~hamarneh/ecopy/ssab1998a.pdf>>. Acessado em: 13 de dezembro de 2016.
- [60] RIBEIRO, L. H. V. **Análise do padrão radiográfico da pneumonia bacteriana: correlação clínica e concordância entre o pediatra e o radiologista em um contexto de vigilância epidemiológica**. Universidade Federal de São Paulo. Escola Paulista de Medicina. Curso de Radiologia e Ciências Radiológicas., SP, 2005. PhD thesis.
- [61] RICHARDSON, M. **Principal component analysis**. <http://www.sdss.jhu.edu/szalay/class/2015/SignalProcPCA.pdf>, May 2009. Acessado em 14/05/2016.
- [62] ROBINSON, P. J. **Radiology's achilles' heel: error and variation in the interpretation of the röntgen image**. *The British journal of radiology*, 70(839):1085–1098, 1997.
- [63] ROSA, H. R. **Segmentação automática dos pulmões em radiografias de tórax para auxílio no diagnóstico de pneumonias na infância**. Master's thesis, Goiânia, Goiás, Brasil, 2012. Universidade Federal de Goiás - Instituto de Informática (INF-UFG).
- [64] ROSS, A. **Procrustes analysis**. Department of Computer Science and Engineering University of South Carolina. Disponível em: <<https://musescore.org/pt-br>>. Acessado em: 11 de julho de 2016.
- [65] SCHMITT, J. **Pré-processamento para a mineração de dados: Uso da análise de componentes principais com escalonamento ótimo**. Master's thesis, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil, 2005. Disponível em: <<https://repositorio.ufsc.br/bitstream/handle/123456789/101803/223783.pdf>>. Acessado em: 22 de setembro de 2015.
- [66] SILVA, K. S. **Otimização de desempenho na recuperação de imagens de um sistema de auxílio ao diagnóstico de pneumonias na infância**. Master's thesis, Goiânia, Goiás, Brasil, 2013. Universidade Federal de Goiás - Instituto de Informática (INF-UFG).

- [67] SOUSA, R. T.; MARQUESB, O.; SOARES, F. A. A. M. N.; JR., I. I. G. S.; DE OLIVEIRA, L. L. G.; SPOTO, E. S. **Comparative performance analysis of machine learning classifiers in detection of childhood pneumonia using chest radiographs.** p. 2579 – 2582. International Conference on Computational Science, ICCS 2013, Published by Elsevier B. V., 2013. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877050913005875>>. Acessado em: 23 de novembro de 2016.
- [68] SWEENEY, D. J.; WILLIAMS, T. A.; ANDERSON, D. R. **Estatística aplicada à administração e economia.** Tradução Solange Aparecida Visconti. Tradução da 6ª edição norte-americana, São Paulo, 3ª edição edition, 2014. Páginas pesquisas 94-96.
- [69] TAN, P. N.; STEINBACH, M.; KUMAR, V. **Introdução ao data mining mineração de dados.** 2009. Rio de Janeiro: Editora Ciência Moderna Ltda.. Páginas pesquisadas 118, 781, 831, 827, 833-835, 839, 841, 842.
- [70] TEIXEIRA, J. V.; DE M. CRUZ, C. A.; AZEVEDO, A. P. **Universalidade do atendimento à saúde no brasil: Impasses e perspectivas.** *Revista de Políticas Públicas*, 20(1):201–220, Jan./Jun. 2016. Publicação do Programa de Pós-Graduação em Políticas Públicas da UFMA, São Luís. Disponível em: <<http://www.periodicoeletronicos.ufma.br/index.php/rppublica/article/view/5045/3414>>. Acessado em: 11 de janeiro de 2017.
- [71] VAN GINNEKEN, B.; FRANGI, A. F.; STAAL, J. J.; TER HAAR ROMENY, B. M.; E MAX A. VIERGEVER. **Active shape model segmentation with optimal features.** *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(8):924 – 933, Agosto 2002. Sponsored by : IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.
- [72] VAN GINNEKEN, B.; STEGMANN, M. B.; LOOG, M. **Segmentation of anatomical structures in chest radiographs using supervised methods: a comparative study on a public database.** *Medical Image Analysis*, 10(1):19–40, February 2006.
- [73] WANG, E. K. T. Y. **Dynamic b-snake model for complex objects segmentation.** *Image and Vision Computing*, 23(12):1029–1040, November 2005. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com.ez50.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/S0262885605000946>>. Acessado em: 01 de julho de 2016.
- [74] WESARG, M. K. . S. **Active shape models unleashed.** *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, 7962:1–9, March 2011. Technische Universität Darmstadt, Interactive Graphics Sys-

tems Group Fraunhoferstrasse 5, 64283 Darmstadt, Germany. Disponível em: <<http://dx.doi.org.ez50.periodicos.capes.gov.br/10.1117/12.877690>>. Acessado em: 25 de maio de 2016.

Imagens Estudadas do “Padrão-Ouro”

Nesta seção constam as imagens do “padrão-ouro” em que foram realizados os estudos para esta dissertação, que serviram como base para utilização das amostras destinadas nos experimentos.

As 535 imagens das radiografias foram organizadas em 3 seções. Foram negritadas as imagens utilizadas nas amostras durante a dissertação, para uma melhor visualização sobre a comprovação também dos 3 agrupamentos das imagens de radiografia que foram compostos a pesquisa, conforme apresentado a seguir:

A.1 Imagens de Radiografias Contendo Diagnóstico de Pneumonia Bacterianas

A seguir são apresentadas 407 imagens de radiografias contendo diagnóstico de pneumonia bacteriana:

foto10.jpg, foto100.jpg, foto102.jpg, foto104.jpg, foto105.jpg, foto108.jpg,
foto109.jpg, foto11.jpg, foto111.jpg, **foto112.jpg**, foto114.jpg, **foto115.jpg**,
foto116.jpg, foto117.jpg, foto118.jpg, foto119.jpg, foto120.jpg, foto121.jpg,
foto122.jpg, foto123.jpg, foto124.jpg, **foto125.jpg**, foto126.jpg, foto127.jpg,
foto128.jpg, foto13.jpg, foto130.jpg, **foto131.jpg**, foto133.jpg, **foto134.jpg**,
foto136.jpg, foto137.jpg, foto138.jpg, **foto139.jpg**, foto140.jpg, foto142.jpg,
foto143.jpg, foto144.jpg, foto145.jpg, foto146.jpg, foto147.jpg, foto148.jpg,
foto15.jpg, foto150.jpg, foto151.jpg, foto152.jpg, foto153.jpg, foto154.jpg,
foto156.jpg, **foto157.jpg**, foto158.jpg, foto159.jpg, foto16.jpg, foto160.jpg,
foto164.jpg, foto167.jpg, foto17.jpg, foto171.jpg, **foto172.jpg**, foto175.jpg,
foto176.jpg, foto178.jpg, foto180.jpg, foto181.jpg, foto182.jpg, foto185.jpg,
foto186.jpg, foto187.jpg, foto188.jpg, foto189.jpg, foto190.jpg, foto192.jpg,
foto193.jpg, foto194.jpg, **foto196.jpg**, foto197.jpg, foto198.jpg, foto202.jpg,
foto204.jpg, foto205.jpg, foto206.jpg, foto207.jpg, foto208.jpg, foto21.jpg,

foto210.jpg, foto212.jpg, foto213.jpg, foto214.jpg, foto215.jpg, foto216.jpg,
foto218.jpg, foto219.jpg, foto221.jpg, foto222.jpg, foto224.jpg, foto228.jpg,
foto229.jpg, foto231.jpg, foto232.jpg, foto233.jpg, foto234.jpg, foto235.jpg,
foto236.jpg, **foto238.jpg**, Foto24.jpg, foto240.jpg, foto245.jpg, foto248.jpg,
foto249.jpg, **foto251.jpg**, foto257.jpg, foto258.jpg, foto259.jpg, foto260.jpg,
foto27.jpg, foto291.jpg, foto294.jpg, **foto295.jpg**, foto297.jpg, foto298.jpg,
foto299.jpg, foto300.jpg, foto302.jpg, foto304.jpg, foto305.jpg, foto31.jpg,
foto310.jpg, **foto312.jpg**, foto313.jpg, foto315.jpg, foto317.jpg, foto318.jpg,
foto319.jpg, foto322.jpg, foto323.jpg, foto326.jpg, foto328.jpg, **Foto33.jpg**,
foto331.jpg, foto332.jpg, foto333.jpg, foto334.jpg, foto335.jpg, foto337.jpg,
foto338.jpg, foto339.jpg, foto341.jpg, foto342.jpg, foto343.jpg, foto348.jpg,
foto349.jpg, Foto35.jpg, foto350.jpg, foto351.jpg, **foto353.jpg**, foto354.jpg,
foto355.jpg, foto356.jpg, **foto357.jpg**, foto358.jpg, foto359.jpg, foto361.jpg,
foto364.jpg, foto365.jpg, foto366.jpg, foto367.jpg, foto369.jpg, **Foto37.jpg**,
foto370.jpg, foto374.jpg, foto375.jpg, **Foto38.jpg**, foto381.jpg, foto382.jpg,
foto383.jpg, foto385.jpg, foto386.jpg, foto388.jpg, foto389.jpg, foto390.jpg,
foto391.jpg, foto393.jpg, foto398.jpg, foto399.jpg, Foto40.jpg, foto400.jpg,
foto401.jpg, foto404.jpg, foto405.jpg, foto406.jpg, foto41.jpg, foto410.jpg,
foto417.jpg, foto418.jpg, foto42.jpg, foto420.jpg, foto421.jpg, foto422.jpg,
foto423.jpg, foto424.jpg, foto425.jpg, foto426.jpg, foto427.jpg, foto428.jpg,
foto429.jpg, foto433.jpg, foto434.jpg, foto438.jpg, foto439.jpg, foto44.jpg,
foto440.jpg, foto442.jpg, foto443.jpg, foto444.jpg, foto446.jpg, foto447.jpg,
foto45.jpg, foto450.jpg, foto451.jpg, foto452.jpg, foto453.jpg, foto455.jpg,
foto457.jpg, foto458.jpg, **foto46.jpg**, foto460.jpg, foto463.jpg, foto464.jpg,
foto465.jpg, foto467.jpg, foto470.jpg, foto471.jpg, foto472.jpg, foto474.jpg,
foto475.jpg, foto476.jpg, foto477.jpg, **foto478.jpg**, foto479.jpg, foto48.jpg,
foto480.jpg, foto481.jpg, foto482.jpg, foto485.jpg, foto486.jpg, foto487.jpg,
foto488.jpg, foto489.jpg, foto490.jpg, **foto492.jpg**, foto493.jpg, foto497.jpg,
foto50.jpg, foto500.jpg, foto501.jpg, foto503.jpg, foto505.jpg, foto507.jpg,
foto508.jpg, foto513.jpg, foto515.jpg, foto516.jpg, foto517.jpg, **foto52.jpg**,
foto520.jpg, foto521.jpg, foto523.jpg, foto524.jpg, foto525.jpg, **foto527.jpg**,
foto528.jpg, foto529.jpg, foto530.jpg, foto531.jpg, foto535.jpg, foto539.jpg,
foto54.jpg, foto540.jpg, foto541.jpg, foto542.jpg, foto544.jpg, foto547.jpg,
foto548.jpg, foto55.jpg, foto551.jpg, foto552.jpg, foto554.jpg, foto555.jpg,
foto558.jpg, foto56.jpg, foto560.jpg, foto567.jpg, foto569.jpg, foto57.jpg,
foto570.jpg, foto575.jpg, foto576.jpg, foto577.jpg, foto581.jpg, foto582.jpg,
foto583.jpg, foto586.jpg, foto588.jpg, foto59.jpg, foto590.jpg, foto591.jpg,
foto594.jpg, foto596.jpg, foto599.jpg, foto600.jpg, foto601.jpg, foto604.jpg,

foto605.jpg, foto606.jpg, foto608.jpg, foto61.jpg, foto611.jpg, foto613.jpg,
 foto614.jpg, foto615.jpg, foto617.jpg, foto618.jpg, foto619.jpg, foto62.jpg,
 foto620.jpg, foto621.jpg, foto622.jpg, foto623.jpg, foto626.jpg, foto627.jpg,
 foto628.jpg, foto629.jpg, **foto63.jpg**, foto630.jpg, foto631.jpg, foto632.jpg,
 foto634.jpg, foto635.jpg, foto636.jpg, foto637.jpg, foto64.jpg, foto642.jpg,
 foto646.jpg, foto647.jpg, foto65.jpg, foto651.jpg, foto652.jpg, foto653.jpg,
 foto660.jpg, foto661.jpg, foto662.jpg, foto664.jpg, foto665.jpg, foto666.jpg,
 foto667.jpg, foto668.jpg, foto669.jpg, foto670.jpg, foto673.jpg, foto674.jpg,
 foto675.jpg, foto676.jpg, foto678.jpg, foto679.jpg, foto68.jpg, foto681.jpg,
foto682.jpg, foto683.jpg, foto685.jpg, foto686.jpg, foto687.jpg, foto688.jpg,
 foto689.jpg, foto69.jpg, foto691.jpg, foto696.jpg, foto697.jpg, foto70.jpg,
 foto702.jpg, foto704.jpg, **foto71.jpg**, foto710.jpg, foto711.jpg, foto712.jpg,
 foto714.jpg, foto715.jpg, foto716.jpg, foto719.jpg, **foto72.jpg**, foto722.jpg,
 foto723.jpg, foto726.jpg, foto727.jpg, foto728.jpg, foto76.jpg, foto77.jpg,
 foto79.jpg, foto81.jpg, foto84.jpg, foto85.jpg, foto86.jpg, **foto87.jpg**,
 foto92.jpg, foto94.jpg, foto95.jpg, foto98.jpg, foto99.jpg

A.2 Imagens de Radiografias Contendo Diagnóstico de Pneumonia Indeterminadas

A seguir, são apresentadas 51 imagens de radiografias contendo diagnóstico de pneumonia Indeterminada:

foto135.jpg, foto177.jpg, foto195.jpg, foto211.jpg, foto220.jpg, foto227.jpg,
 foto230.jpg, foto237.jpg, foto239.jpg, foto285.jpg, foto307.jpg, foto320.jpg,
 foto329.jpg, foto330.jpg, foto345.jpg, foto379.jpg, foto384.jpg, foto392.jpg,
 foto394.jpg, foto395.jpg, foto407.jpg, foto408.jpg, foto409.jpg, foto435.jpg,
 foto484.jpg, foto494.jpg, foto495.jpg, foto512.jpg, foto519.jpg, foto533.jpg,
 foto537.jpg, foto538.jpg, foto545.jpg, foto559.jpg, foto562.jpg, foto572.jpg,
 foto573.jpg, foto584.jpg, foto585.jpg, foto595.jpg, foto624.jpg, **foto625.jpg**,
 foto633.jpg, foto645.jpg, foto655.jpg, foto672.jpg, **foto701.jpg**, foto705.jpg,
 foto721.jpg, foto724.jpg, foto96.jpg

A.3 Imagens de Radiografias Contendo Ausência da Pneumonia, Normais

A seguir, são apresentadas 77 imagens de radiografias contendo ausência de pneumonia, ou seja, normais:

foto377.jpg, **foto380.jpg**, foto387.jpg, foto397.jpg, foto402.jpg, foto403.jpg,
foto413.jpg, foto415.jpg, foto419.jpg, foto430.jpg, foto431.jpg, foto432.jpg,
foto436.jpg, foto437.jpg, foto454.jpg, foto462.jpg, foto473.jpg, foto491.jpg,
foto498.jpg, **foto506.jpg**, foto509.jpg, foto511.jpg, foto514.jpg, foto518.jpg,
foto536.jpg, foto550.jpg, foto553.jpg, foto556.jpg, foto557.jpg, **foto561.jpg**,
foto563.jpg, foto565.jpg, foto566.jpg, foto571.jpg, foto579.jpg, foto58.jpg,
foto580.jpg, foto60.jpg, foto609.jpg, foto610.jpg, foto639.jpg, foto643.jpg,
foto644.jpg, foto650.jpg, foto654.jpg, foto656.jpg, foto657.jpg, foto658.jpg,
foto659.jpg, **foto66.jpg**, **foto67.jpg**, foto671.jpg, foto680.jpg, foto690.jpg,
foto692.jpg, foto693.jpg, foto694.jpg, foto695.jpg, foto698.jpg, foto699.jpg,
foto700.jpg, foto703.jpg, foto706.jpg, **foto707.jpg**, foto708.jpg, foto713.jpg,
foto717.jpg, foto718.jpg, foto720.jpg, foto725.jpg, foto74.jpg, foto74M.jpg,
foto75.jpg, foto78.jpg, foto80M.jpg, **foto97.jpg**, foto97M.jpg

Logs Gerados Com o Uso do *nsAlterar*

Este apêndice contém as tabelas de *logs*(registros) dos experimentos utilizados na Subseção [5.3.2 Aplicando a Metodologia Proposta II](#), que são os resultados identificados a partir de possíveis problemas baseado na média, em que inicializa o n_{s_2} para tentar uma melhor segmentação que foi gerada no MATLAB.

B.1 Pulmão do Lado Direito e Esquerdo

Referente aos resultados dos *logs*, apresentados nas subseções seguintes do *nsAlterar*, foram obtidos do arquivo: “**Planilha Contendo Resultado das Distâncias entre alguns Landmarks.xlsx**”

Portanto, todas as informações contendo os *logs* foram estruturadas em duas subseções conforme explicado a seguir:

- [B.1.1 Pulmão do Lado Direito](#) que envolvem as Tabela [5.9](#), Tabela [5.10](#) e Tabela [5.11](#) referentes ao pulmão do lado direito;
- [B.1.2 Pulmão do Lado Esquerdo](#) que envolvem as Tabela [5.12](#), Tabela [5.13](#), Tabela [5.14](#) referentes ao pulmão do lado esquerdo.

Para cada tabela, na primeira linha, do título, contém as informações básicas das configurações utilizadas.

B.1.1 Pulmão do Lado Direito

Na segunda linha do título contém as informações básicas das configurações referente as variáveis `options.nsAlterar.* = *` (sobre os valores em asteriscos constam na Subseção [5.3.2.1 Pulmão do Lado Direito](#)), e são detalhadas a seguir:

- O campo **Item** indica a quantidade de ações executadas pelo *nsAlterar*;
- O campo **Ordem** é a identificação da sequência a que foi submetida cada experimento;

- o campo **Segmentação %** é quantidade e *pixels*, cujo resultado é obtida em percentual, a partir da imagem segmentada, tendo como limite mínimo e máximo a partir do referencial da média;
- O campo **L16-L1 %** é a diferença, distância entre o *landmark* 16 e *landmark* 1, cujo resultado é obtido em percentual, a partir da imagem segmentada, tendo como limite o referencial da média;
- O campo **L17-L1 %** é a diferença, distância entre o *landmark* 17 e *landmark* 1, cujo resultado é obtido em percentual a partir da imagem segmentada, tendo como limite o referencial da média;
- O campo **L18-L1 %** é a diferença, distância entre o *landmark* 18 e *landmark* 1, cujo resultado é obtido em percentual a partir da imagem segmentada, tendo como limite o referencial da média;
- O campo **L19-L1 %** é a diferença, distância entre o *landmark* 19 e *landmark* 1, cujo resultado é obtido em percentual a partir da imagem segmentada, tendo como limite o referencial da média;
- O campo **L31-L8 %** é a diferença, distância entre o *landmark* 31 e *landmark* 8, cujo resultado é obtido em percentual a partir da imagem segmentada, tendo como limite o referencial da média;
- O campo **L29-L10 %** é a diferença, distância entre o *landmark* 29 e *landmark* 10, cujo resultado é obtida em percentual a partir da imagem segmentada, tendo como limite o referencial da média;
- O campo **Arquivo** identifica qual o nome do arquivo em formato JPG, em que foram submetidos os experimentos. Em que o *(asterisco sinaliza que foi executado o *nsAltera*).

A seguir, são apresentados os *logs* dos experimentos com os respectivos valores e resultados que foram realizados para o pulmão do lado direito:

ASM e AAMD k=8 ns=19 ns2=11									
Item	Ordem	Segmentação %	L16-L1 %	L17-L1 %	L18-L1 %	L19-L1 %	L31-L8 %	L29-L10 %	Arquivo
1	1	213,08	146,42	133,65	131,03	122,53	167,21	168,88	Foto33.JPG
2	1	75,02	85,30	92,72	88,45	82,63	113,41	111,98	Foto33.JPG*
3	2	112,23	115,51	115,06	116,77	119,10	104,47	109,95	Foto37.JPG
4	3	150,96	120,62	108,12	110,67	112,79	112,22	133,54	Foto38.JPG
5	4	133,42	121,97	114,32	116,68	119,03	112,80	136,78	foto112.JPG
6	5	219,33	161,09	146,40	146,54	146,93	168,16	161,71	foto115.JPG
7	5	105,36	114,11	105,00	101,79	98,27	111,97	109,63	foto115.JPG*
8	6	103,89	119,27	111,78	109,13	111,08	103,05	105,16	foto125.JPG
9	7	216,34	141,93	135,07	136,78	137,22	162,34	157,36	foto131.JPG
10	7	57,70	87,79	93,69	85,86	85,27	79,40	90,51	foto131.JPG*
11	8	182,08	132,28	134,92	144,59	151,89	136,14	145,44	foto134.JPG
12	8	93,28	91,35	100,19	102,33	116,22	56,58	77,39	foto134.JPG*
13	9	211,39	167,19	148,89	145,78	143,72	162,70	159,55	foto139.JPG
14	9	82,00	96,10	98,87	97,49	95,26	95,24	105,42	foto139.JPG*
15	10	211,88	146,45	142,46	145,51	144,16	179,91	163,42	foto143.JPG
16	10	76,52	90,13	91,68	88,71	89,15	83,21	87,97	foto143.JPG*
17	11	209,42	143,13	141,81	146,04	145,29	180,77	165,14	foto157.JPG
18	11	89,19	108,10	99,04	101,94	105,56	86,68	88,65	foto157.JPG*
19	12	182,35	129,19	136,55	144,99	148,92	144,06	145,03	foto172.JPG
20	12	75,73	89,48	90,99	93,85	92,49	83,36	92,50	foto172.JPG*
21	13	166,90	130,04	122,00	125,33	128,23	139,39	149,83	foto196.JPG

22	14	108,68	119,18	113,58	113,68	114,21	94,75	106,94	foto238.JPG
23	15	214,20	145,07	142,65	145,70	144,80	180,95	171,28	foto251.JPG
24	15	95,01	95,11	98,95	100,12	96,40	105,00	100,26	foto251.JPG*
25	16	189,35	148,44	138,59	143,12	148,61	139,07	148,91	foto295.JPG
26	16	73,88	96,39	98,12	95,52	96,54	87,05	86,66	foto295.JPG*
27	17	201,35	137,64	126,63	126,21	124,19	146,45	144,81	foto312.JPG
28	17	92,73	99,79	87,97	90,62	92,75	90,95	95,71	foto312.JPG*
29	18	199,91	143,69	139,31	146,09	152,22	162,16	156,53	foto353.jpg
30	18	93,34	89,27	94,15	93,77	95,09	71,88	83,52	foto353.jpg*
31	19	210,26	171,03	148,28	150,05	155,29	153,88	152,12	foto357.JPG
32	19	157,73	112,88	110,77	113,24	110,08	137,92	149,44	foto357.JPG*
33	20	189,24	152,15	143,93	144,11	141,74	160,50	160,26	foto380.JPG
34	20	73,63	86,84	88,08	91,24	95,37	77,63	73,86	foto380.JPG*
35	21	148,22	105,97	108,60	98,70	90,83	142,79	132,33	foto46.JPG
36	22	81,57	101,73	99,50	101,96	104,02	72,19	82,80	foto475.JPG
37	23	103,06	95,54	96,48	97,66	100,37	82,35	98,03	foto478.JPG
38	24	146,25	120,48	112,46	116,22	116,93	153,30	153,36	foto492.JPG
39	25	123,50	108,92	107,56	105,54	104,23	92,07	115,73	foto506.JPG
40	26	206,04	164,02	143,32	144,40	147,57	162,57	158,67	foto52.JPG
41	26	125,53	102,91	102,48	103,51	103,76	112,78	124,53	foto52.JPG*
42	27	120,45	103,34	109,83	110,78	114,43	100,97	107,97	foto527.JPG
43	28	156,49	137,32	129,49	125,19	120,58	121,09	135,99	foto561.JPG
44	29	132,47	118,40	105,36	103,96	101,80	120,45	135,45	foto625.JPG
45	30	195,75	129,65	132,92	139,84	138,23	157,49	163,76	foto63.JPG
46	30	89,71	93,28	99,52	97,26	96,58	89,47	97,61	foto63.JPG*
47	31	154,63	140,80	145,01	144,34	150,36	101,40	94,26	foto659.jpg
48	32	120,67	102,46	98,08	100,24	102,21	96,11	112,31	foto66.JPG
49	33	221,89	150,53	146,31	147,85	145,81	186,12	173,62	foto67.JPG
50	33	92,38	97,16	101,96	99,52	96,89	93,19	107,39	foto67.JPG*
51	34	82,96	91,73	88,89	82,45	82,55	94,97	97,25	foto682.jpg
52	35	71,50	86,07	73,72	67,23	54,51	119,71	145,03	foto701.JPG
53	36	84,94	94,25	86,95	85,38	83,79	111,74	120,06	foto707.JPG
54	37	85,39	83,90	77,08	81,47	84,70	83,52	104,59	foto71.JPG
55	38	168,94	128,58	119,28	116,13	112,94	155,28	143,46	foto717.JPG
56	39	118,04	100,11	93,41	91,55	89,77	124,98	133,05	foto72.JPG
57	40	216,86	146,60	145,00	149,55	149,13	181,62	168,52	foto87.JPG
58	40	88,43	92,17	90,50	88,44	89,89	110,02	120,41	foto87.JPG*
59	41	183,40	143,96	121,61	114,47	109,35	149,04	137,50	foto97.JPG
60	41	52,31	81,32	86,21	76,56	74,18	76,17	83,50	foto97.JPG*

ASM e AAM D k=8 ns=53 ns2=11									
Item	Ordem	Segmentação %	L16-L1 %	L17-L1 %	L18-L1 %	L19-L1 %	L31-L8 %	L29-L10 %	Arquivo
1	1	125,27	106,06	100,85	101,51	99,25	135,87	140,49	Foto33.JPG
2	2	132,36	104,25	112,83	116,47	115,30	121,28	133,97	Foto37.JPG
3	3	110,96	113,54	115,89	113,95	110,70	102,80	102,52	Foto38.JPG
4	4	133,56	115,75	118,61	120,51	118,09	112,25	119,39	foto112.JPG
5	5	125,72	97,66	102,48	100,39	96,14	106,99	118,50	foto115.JPG
6	6	136,12	106,49	107,79	107,47	107,72	99,75	98,36	foto125.JPG
7	7	80,77	85,81	94,50	90,94	88,50	97,38	109,48	foto131.JPG
8	8	37,83	44,54	13,74	5,75	3,13	31,44	34,20	foto134.JPG
9	8	93,28	91,35	100,19	102,33	116,22	56,58	77,39	foto134.JPG*
10	9	92,75	92,00	100,14	95,25	92,81	105,12	109,03	foto139.JPG
11	10	103,19	110,07	99,16	97,40	99,46	110,19	107,69	foto143.JPG
12	11	97,75	98,80	97,76	94,76	93,60	116,06	107,95	foto157.JPG
13	12	108,01	101,15	105,91	104,51	104,39	94,66	102,79	foto172.JPG
14	13	114,70	99,01	106,15	105,41	107,52	101,78	114,04	foto196.JPG
15	14	104,60	93,09	106,27	101,81	98,18	99,61	117,39	foto238.JPG
16	15	125,81	115,38	108,85	109,69	112,38	103,68	116,59	foto251.JPG
17	16	83,10	78,18	85,10	85,72	85,55	98,90	117,45	foto295.JPG
18	17	105,69	109,05	85,52	84,39	85,02	65,48	77,43	foto312.JPG
19	18	92,40	78,36	90,31	94,02	96,40	82,90	108,16	foto353.jpg
20	19	95,68	90,58	96,84	98,16	96,89	90,24	112,09	foto357.JPG
21	20	91,83	96,10	99,05	102,85	104,30	92,64	91,52	foto380.JPG
22	21	93,51	112,69	115,26	111,70	109,82	90,02	82,34	foto46.JPG
23	22	27,81	75,19	77,41	70,35	71,26	40,63	40,70	foto475.JPG
24	22	98,82	117,85	108,15	104,80	106,43	86,13	65,53	foto475.JPG*
25	23	115,73	110,59	108,64	103,87	101,52	111,56	117,80	foto478.JPG
26	24	80,86	79,25	91,62	87,51	84,00	93,91	92,66	foto492.JPG
27	25	136,60	107,61	107,32	106,08	103,64	117,37	124,29	foto506.JPG
28	26	157,66	108,84	114,64	120,49	119,88	105,61	128,04	foto52.JPG
29	27	93,55	91,32	99,24	93,91	85,34	100,51	117,96	foto527.JPG
30	28	142,24	128,06	127,95	129,36	127,26	114,92	125,11	foto561.JPG
31	29	137,61	121,51	127,80	124,71	124,61	118,48	133,02	foto625.JPG
32	30	108,76	104,93	104,17	106,98	104,48	112,54	124,56	foto63.JPG
33	31	55,26	75,01	54,41	38,11	38,92	0,31	-2,42	foto659.jpg
34	31	79,27	88,99	84,22	81,69	82,17	81,19	83,06	foto659.jpg*
35	32	118,06	101,09	109,48	115,04	113,01	115,05	123,58	foto66.JPG

36	33	117,38	113,08	112,01	108,95	110,88	101,15	118,76	foto67.JPG
37	34	55,66	85,55	83,73	80,09	78,12	40,75	43,05	foto682.jpg
38	34	81,98	87,07	99,84	100,66	104,31	59,40	74,57	foto682.jpg*
39	35	125,06	113,29	113,23	110,85	106,34	113,91	124,82	foto701.JPG
40	36	114,60	110,17	112,69	108,00	112,63	108,33	120,25	foto707.JPG
41	37	111,41	113,86	101,31	105,52	106,48	95,38	99,66	foto71.JPG
42	38	90,68	77,30	89,76	87,66	82,66	92,66	99,07	foto717.JPG
43	39	34,86	56,73	64,08	59,21	57,25	53,45	70,80	foto72.JPG
44	39	85,03	89,66	88,44	89,39	90,27	76,33	76,35	foto72.JPG*
45	40	93,09	94,50	80,91	77,60	80,19	70,65	72,12	foto87.JPG
46	41	87,40	82,05	78,95	79,79	78,68	83,57	99,54	foto97.JPG

ASM e AAM d k=8 ns=74 ns2=11									
Item	Ordem	Segmentação %	L16-L1 %	L17-L1 %	L18-L1 %	L19-L1 %	L31-L8 %	L29-L10 %	Arquivo
1	1	111,01	100,59	98,31	95,93	87,89	137,88	142,93	Foto33.JPG
2	2	130,95	102,78	110,62	113,97	111,19	121,93	134,84	Foto37.JPG
3	3	110,43	118,12	121,39	120,90	117,80	112,55	115,87	Foto38.JPG
4	4	131,90	111,99	117,40	117,27	115,41	123,55	126,65	foto112.JPG
5	5	130,63	106,11	106,92	105,06	102,72	112,99	119,97	foto115.JPG
6	6	137,59	134,76	139,70	138,66	143,79	106,08	117,73	foto125.JPG
7	7	80,32	86,49	93,82	90,27	86,15	102,65	111,22	foto131.JPG
8	8	26,50	57,27	34,60	19,45	15,23	16,54	17,07	foto134.JPG
9	8	93,28	91,35	100,19	102,33	116,22	56,58	77,39	foto134.JPG*
10	9	88,48	90,23	95,89	93,00	93,55	105,11	121,85	foto139.JPG
11	10	88,54	94,72	92,49	92,86	91,25	97,06	106,04	foto143.JPG
12	11	95,20	91,80	94,82	92,07	92,04	111,29	101,86	foto157.JPG
13	12	108,08	98,27	103,54	103,66	101,35	95,36	104,47	foto172.JPG
14	13	113,77	100,41	107,39	110,98	116,19	90,28	116,32	foto196.JPG
15	14	105,94	104,72	106,16	104,89	104,72	103,45	127,99	foto238.JPG
16	15	125,69	107,33	104,34	108,71	110,71	99,32	108,80	foto251.JPG
17	16	89,01	84,02	87,78	89,06	88,58	95,46	116,15	foto295.JPG
18	17	71,74	28,22	2,00	-14,99	-34,71	-34,03	-39,75	foto312.JPG
19	17	92,73	99,79	87,97	90,62	92,75	90,95	95,71	foto312.JPG*
20	18	96,78	77,63	88,96	94,61	91,83	95,70	121,62	foto353.jpg
21	19	92,22	89,48	88,13	85,42	87,44	102,75	110,24	foto357.JPG
22	20	86,24	90,23	91,47	92,86	92,04	86,78	89,62	foto380.JPG
23	21	94,52	109,11	108,01	102,98	96,81	71,04	67,33	foto46.JPG
24	22	60,39	61,72	70,96	69,94	68,78	60,70	87,79	foto475.JPG
25	23	108,30	111,99	108,67	102,32	98,56	114,04	116,85	foto478.JPG
26	24	94,87	103,97	99,85	97,42	98,86	96,92	101,86	foto492.JPG
27	25	137,57	115,16	113,92	112,35	110,32	122,57	131,37	foto506.JPG
28	26	144,66	102,50	108,64	112,47	109,91	114,44	133,75	foto52.JPG
29	27	81,21	79,01	90,76	88,29	81,09	101,90	117,09	foto527.JPG
30	28	147,92	125,18	126,85	133,96	138,23	116,52	115,45	foto561.JPG
31	29	147,25	121,63	127,06	128,45	129,05	126,82	142,87	foto625.JPG
32	30	105,50	101,90	102,67	104,13	104,23	102,22	114,97	foto63.JPG
33	31	113,24	96,21	91,07	90,58	91,66	89,06	97,53	foto659.jpg
34	32	110,89	90,97	101,47	103,70	100,33	115,85	127,38	foto66.JPG
35	33	111,49	104,56	105,83	103,32	104,83	102,29	119,90	foto67.JPG
36	34	43,67	61,78	36,96	27,77	15,58	28,67	33,65	foto682.jpg
37	34	81,98	87,07	99,84	100,66	104,31	59,40	74,57	foto682.jpg*
38	35	140,62	112,24	110,51	108,94	109,29	112,04	119,39	foto701.JPG
39	36	108,11	99,42	101,38	97,59	98,56	92,26	105,36	foto707.JPG
40	37	100,56	101,06	100,96	97,74	90,34	92,97	100,00	foto71.JPG
41	38	89,68	86,64	89,57	92,53	92,34	90,74	100,29	foto717.JPG
42	39	69,31	76,43	85,11	81,66	77,91	94,94	93,35	foto72.JPG
43	40	94,39	90,10	89,50	84,60	78,67	94,23	94,75	foto87.JPG
44	41	85,97	91,32	98,64	94,18	89,59	107,29	104,92	foto97.JPG

B.1.2 Pulmão do Lado Esquerdo

A segunda linha do título contém as informações básicas das configurações referentes às variáveis options.nsAlterar.* = * (sobre os valores em asteriscos constam na Subseção 5.3.2.2 Pulmão do Lado Esquerdo), e são detalhadas a seguir:

- O campo **Item** indica a quantidade de ações executadas pelo nsAlterar;
- O campo **Ordem** é a identificação da sequência a que foi submetido cada experimento;

- o campo **Segmentação %** é quantidade e *pixels*, cujo resultado é obtida em percentual, a partir da imagem segmentada, tendo como limite mínimo e máximo a partir do referencial da média;
- O campo **L16-L1 %** é a diferença, distância entre o *landmark* 16 e *landmark* 1, cujo resultado é obtido em percentual a partir da imagem segmentada, tendo como limite o referencial da média;
- O campo **L17-L1 %** é a diferença, distância entre o *landmark* 17 e *landmark* 1, cujo resultado é obtido em percentual a partir da imagem segmentada, tendo como limite o referencial da média;
- O campo **L18-L1 %** é a diferença, distância entre o *landmark* 18 e *landmark* 1, cujo resultado é obtido em percentual a partir da imagem segmentada, tendo como limite o referencial da média;
- O campo **L19-L1 %** é a diferença, distância entre o *landmark* 19 e *landmark* 1, cujo resultado é obtido em percentual a partir da imagem segmentada, tendo como limite o referencial da média;
- O campo **L31-L8 %** é a diferença, distância entre o *landmark* 31 e *landmark* 8, cujo resultado é obtido em percentual a partir da imagem segmentada, tendo como limite o referencial da média;
- O campo **L29-L10 %** é a diferença, distância entre o *landmark* 29 e *landmark* 10, cujo resultado é obtido em percentual a partir da imagem segmentada, tendo como limite o referencial da média;
- O campo **L31-L10 %** é a diferença, distância entre o *landmark* 31 e *landmark* 10, cujo resultado é obtido em percentual a partir da imagem segmentada, tendo como limite o referencial da média;
- O campo **L27-L16%** é a diferença, distância entre o *landmark* 27 e *landmark* 16, cujo resultado é obtido em percentual a partir da imagem segmentada, tendo como limite o referencial da média;
- O campo **Arquivo** identifica qual o nome do arquivo em formato JPG, em que foram submetidos os experimentos. Em que o *(asterisco sinaliza que foi executado o *nsAlter*).

A seguir são apresentados os *logs* dos experimentos com os respectivos valores e resultados que foram realizados para o pulmão do lado esquerdo:

ASM e AAM E k=16 ns=23 ns2=19											
Item	Ordem	Segmentação %	L16-L1 %	L17-L1 %	L18-L1 %	L19-L1 %	L31-L8 %	L29-L10 %	L31-L6 %	L27-L16 %	Arquivo
1	1	78,35	95,06	90,78	85,60	82,66	4,29	-21,09	32,52	10,50	Foto33.JPG
2	1	104,62	108,36	95,02	89,37	86,23	38,49	28,79	60,30	32,91	Foto33.JPG*
3	2	127,60	119,56	116,74	119,40	119,89	100,31	102,00	101,52	183,48	Foto37.JPG
4	3	90,40	80,58	79,66	83,13	88,52	122,37	134,06	114,26	152,03	Foto38.JPG
5	4	135,99	106,89	110,57	114,36	118,66	131,25	140,28	124,80	170,81	foto112.JPG
6	5	94,29	97,23	101,01	102,14	102,83	121,23	120,92	114,02	88,45	foto115.JPG
7	6	140,26	122,77	129,83	134,93	137,55	127,41	131,32	123,17	145,05	foto125.JPG
8	7	84,96	95,32	105,56	101,72	101,33	61,12	65,63	69,28	-30,20	foto131.JPG

9	7	97,52	98,10	97,91	96,57	96,82	87,25	74,12	90,17	61,34	foto131.JPG*
10	8	140,10	110,84	110,30	112,72	116,94	109,39	99,13	107,26	180,69	foto134.JPG
11	9	91,11	101,79	99,13	98,30	96,78	87,44	107,93	85,11	123,32	foto139.JPG
12	10	89,08	90,15	93,19	95,73	98,39	115,57	118,36	109,64	124,46	foto143.JPG
13	11	97,10	93,62	94,86	98,49	102,92	104,06	111,87	103,74	171,48	foto157.JPG
14	12	103,43	101,81	100,35	102,71	104,86	104,23	92,05	100,13	141,26	foto172.JPG
15	13	107,03	98,06	100,93	102,39	103,86	109,42	119,04	105,67	127,77	foto196.JPG
16	14	90,79	100,23	102,19	106,53	107,29	83,35	93,75	81,24	104,51	foto238.JPG
17	15	8,56	79,98	85,89	87,86	90,17	-15,49	-29,28	3,14	-21,44	foto251.JPG
18	15	104,62	118,54	107,43	103,96	99,96	56,66	56,18	67,94	33,39	foto251.JPG*
19	16	118,72	96,59	95,06	103,67	115,35	137,08	142,84	128,83	217,91	foto295.JPG
20	17	122,21	106,79	98,37	94,28	93,48	107,81	97,97	111,02	108,71	foto312.JPG
21	18	140,71	111,80	113,66	121,76	130,65	142,50	155,14	134,32	208,30	foto353.jpg
22	19	90,38	89,29	88,44	88,09	90,08	89,72	81,40	88,07	129,15	foto357.JPG
23	20	80,83	98,80	109,40	113,37	114,93	75,60	64,87	78,18	-14,15	foto380.JPG
24	20	77,44	80,66	75,72	81,02	89,88	121,70	127,76	113,28	185,15	foto380.JPG*
25	21	120,61	111,54	112,86	115,77	117,58	119,24	119,10	115,35	154,26	foto46.JPG
26	22	79,53	83,53	81,83	84,66	87,95	107,92	121,94	98,23	128,49	foto475.JPG
27	23	101,40	88,90	82,48	78,64	79,39	111,65	103,77	109,19	159,74	foto478.JPG
28	24	109,97	112,20	102,27	102,03	100,60	62,74	51,16	77,30	22,76	foto492.JPG
29	24	101,93	101,07	99,43	99,63	99,52	103,86	98,69	102,03	111,26	foto492.JPG*
30	25	79,86	95,12	95,39	94,76	95,06	66,24	58,60	70,73	81,53	foto506.JPG
31	26	121,81	106,60	106,29	104,45	103,79	116,66	119,64	112,49	123,90	foto52.JPG
32	27	105,86	92,25	86,41	85,20	84,79	88,15	81,34	91,11	114,44	foto527.JPG
33	28	114,50	124,64	121,75	122,40	121,32	75,02	72,81	77,41	111,37	foto561.JPG
34	29	112,69	106,52	107,44	108,40	109,91	79,58	73,31	79,41	121,73	foto625.JPG
35	30	93,36	84,39	93,15	100,02	104,87	91,95	102,78	89,84	114,40	foto63.JPG
36	31	72,97	86,60	81,00	81,69	85,23	125,40	131,94	115,31	148,64	foto659.jpg
37	32	128,05	119,99	113,00	115,29	116,47	105,53	86,88	106,06	144,29	foto66.JPG
38	33	81,08	102,89	103,64	105,65	104,46	61,92	62,22	62,33	57,47	foto67.JPG
39	33	78,86	104,17	103,51	104,40	103,39	70,54	67,15	70,76	59,43	foto67.JPG*
40	34	82,25	81,26	75,51	73,77	75,86	106,06	109,13	98,82	144,87	foto682.jpg
41	35	85,94	100,37	102,30	106,59	109,45	78,13	61,16	79,33	80,99	foto701.JPG
42	36	95,11	102,77	99,56	97,56	97,78	62,18	43,23	72,07	75,56	foto707.JPG
43	36	60,32	74,17	87,97	91,93	94,61	63,28	62,70	62,52	37,24	foto707.JPG*
44	37	113,67	86,27	87,40	97,00	105,28	107,79	123,34	102,55	191,79	foto71.JPG
45	38	74,42	111,17	112,85	113,03	111,48	91,74	98,52	86,90	105,49	foto717.JPG
46	39	103,61	99,74	98,31	98,90	100,50	131,29	128,77	124,37	151,04	foto72.JPG
47	40	130,72	106,07	108,17	112,06	119,09	138,36	138,41	135,17	226,36	foto87.JPG
48	41	39,59	83,55	68,13	67,83	66,61	24,86	-20,20	50,57	21,17	foto97.JPG
49	41	51,87	103,41	104,19	105,99	104,34	82,10	85,54	82,18	78,08	foto97.JPG*

ASM e AAM E k=16 ns=31 ns2=19											
Item	Ordem	Segmentação %	L16-L1 %	L17-L1 %	L18-L1 %	L19-L1 %	L31-L8 %	L29-L10 %	L31-L6 %	L27-L16 %	Arquivo
1	1	161,43	122,89	113,41	111,29	110,79	87,26	65,76	99,17	87,78	Foto33.JPG
2	2	162,61	112,42	100,98	102,65	101,87	97,57	92,58	107,15	79,52	Foto37.JPG
3	3	164,40	130,23	119,91	115,74	115,80	110,76	97,15	115,99	176,09	Foto38.JPG
4	4	76,20	87,94	86,89	92,82	96,23	97,68	121,23	93,39	145,67	foto112.JPG
5	5	127,48	96,95	95,93	93,10	95,33	123,48	126,87	117,18	135,52	foto115.JPG
6	6	86,91	97,87	97,75	97,35	98,15	115,22	130,40	112,08	129,95	foto125.JPG
7	7	104,45	83,34	86,57	90,38	95,44	114,97	119,44	108,09	136,72	foto131.JPG
8	8	73,02	100,61	103,13	100,31	100,14	39,54	33,06	49,27	26,57	foto134.JPG
9	8	123,45	108,07	106,55	110,16	113,83	107,46	111,20	106,44	203,04	foto134.JPG*
10	9	134,58	89,61	93,14	100,85	110,02	138,85	144,21	135,95	221,42	foto139.JPG
11	10	122,12	120,93	108,83	103,27	102,62	105,29	87,86	107,09	178,40	foto143.JPG
12	11	179,37	114,14	123,48	135,61	144,31	131,59	128,77	132,72	247,41	foto157.JPG
13	11	81,84	100,06	98,97	101,94	102,49	77,07	84,88	77,89	148,78	foto157.JPG*
14	12	167,38	105,31	108,93	115,42	119,28	142,04	155,49	138,40	173,59	foto172.JPG
15	13	125,71	99,92	100,67	100,66	103,62	127,75	145,27	123,14	154,56	foto196.JPG
16	14	111,81	89,57	84,38	83,56	87,30	119,23	114,79	112,44	178,98	foto238.JPG
17	15	32,82	87,40	92,53	102,65	104,14	67,39	84,76	66,17	99,77	foto251.JPG
18	15	104,62	118,54	107,43	103,96	99,96	56,66	56,18	67,94	33,39	foto251.JPG*
19	16	143,15	94,46	103,06	116,79	126,31	127,22	142,04	126,59	221,23	foto295.JPG
20	17	165,85	113,42	105,92	102,53	100,20	71,68	57,23	87,67	47,41	foto312.JPG
21	17	108,63	103,80	101,41	97,75	96,10	103,57	98,29	101,71	104,20	foto312.JPG*
22	18	154,12	119,22	117,16	119,66	121,94	108,14	96,23	106,11	128,86	foto353.jpg
23	19	126,71	84,91	68,81	68,60	66,56	54,08	37,91	76,12	5,42	foto357.JPG
24	19	79,11	85,46	85,96	87,43	89,94	78,23	83,13	77,56	141,07	foto357.JPG*
25	20	85,42	97,72	103,00	104,52	104,86	62,83	54,38	71,47	-16,14	foto380.JPG
26	20	77,44	80,66	75,72	81,02	89,88	121,70	127,76	113,28	185,15	foto380.JPG*
27	21	152,27	135,26	125,69	128,79	130,32	99,39	76,41	104,17	125,60	foto46.JPG
28	22	151,76	134,78	127,79	128,37	130,00	93,61	74,41	97,41	124,53	foto475.JPG
29	23	126,26	97,63	92,76	90,23	91,17	106,43	97,27	108,91	125,66	foto478.JPG
30	24	133,84	109,33	101,38	102,36	100,66	104,41	107,47	108,20	74,21	foto492.JPG
31	25	98,92	100,24	104,62	106,54	108,41	75,29	67,51	75,16	86,11	foto506.JPG
32	26	164,10	118,89	114,81	112,98	114,68	129,01	117,59	128,10	200,36	foto52.JPG

33	27	156,30	98,62	95,64	99,41	100,63	122,72	130,78	122,68	141,96	foto527.JPG
34	28	54,90	91,14	91,85	93,45	90,91	54,46	71,31	56,63	70,13	foto561.JPG
35	28	44,07	88,85	91,56	93,21	90,78	52,67	77,20	52,69	71,06	foto561.JPG*
36	29	29,50	86,74	91,30	100,77	102,41	67,49	80,74	66,36	101,46	foto625.JPG
37	29	99,35	113,34	111,50	113,16	113,99	82,36	72,60	84,21	136,07	foto625.JPG*
38	30	145,07	122,28	106,12	103,15	101,23	139,20	129,37	141,44	166,30	foto63.JPG
39	31	62,77	77,18	70,50	62,46	58,15	61,92	58,02	70,97	68,83	foto659.jpg
40	31	71,94	81,10	78,04	80,55	85,80	122,07	128,77	112,38	144,55	foto659.jpg*
41	32	161,74	111,04	94,47	98,58	99,25	53,95	32,92	77,67	20,14	foto66.JPG
42	32	71,88	96,08	102,49	106,91	110,64	63,91	32,40	76,18	-3,08	foto66.JPG*
43	33	80,71	81,74	76,38	74,72	76,75	86,32	84,30	86,38	163,85	foto67.JPG
44	34	106,33	80,99	75,30	73,75	75,90	117,62	129,61	115,82	177,09	foto682.jpg
45	35	156,32	129,03	113,65	114,33	112,11	109,52	88,88	114,91	102,52	foto701.JPG
46	36	166,29	120,43	107,67	113,13	116,24	110,56	67,89	122,08	110,26	foto707.JPG
47	37	104,32	111,70	102,61	99,12	98,49	84,39	51,83	91,74	113,30	foto71.JPG
48	38	105,84	108,37	99,29	98,31	98,74	56,63	43,69	71,09	86,79	foto717.JPG
49	38	60,45	109,85	114,42	116,00	114,85	79,53	85,48	76,73	82,31	foto717.JPG*
50	39	44,20	69,86	78,77	82,91	85,33	38,61	17,80	42,88	64,25	foto72.JPG
51	39	96,59	89,93	92,16	95,43	99,09	120,01	124,46	114,32	143,50	foto72.JPG*
52	40	143,89	97,84	102,98	110,37	118,84	124,69	114,53	125,44	216,69	foto87.JPG
53	41	114,71	106,08	102,80	106,69	107,90	75,83	65,05	81,59	73,75	foto97.JPG

ASM e AAM E k=16 ns=51 ns2=19											
Item	Ordem	Segmentação %	L16-L1 %	L17-L1 %	L18-L1 %	L19-L1 %	L31-L8 %	L29-L10 %	L31-L6 %	L27-L16 %	Arquivo
1	1	71,36	75,73	75,02	83,41	93,53	102,32	93,29	94,76	157,50	Foto33.JPG
2	2	56,80	111,47	116,18	118,44	116,96	98,48	102,15	94,57	87,13	Foto37.JPG
3	2	114,76	120,36	119,89	119,38	117,62	109,66	120,09	107,79	131,38	Foto37.JPG*
4	3	42,25	121,85	124,71	127,57	122,74	29,10	46,27	30,01	-8,13	Foto38.JPG
5	3	91,19	104,35	104,15	104,17	102,25	110,53	113,71	106,91	71,39	Foto38.JPG*
6	4	30,32	58,04	68,04	68,86	72,04	10,22	-6,43	35,03	-59,56	foto112.JPG
7	4	73,23	109,89	105,57	113,68	118,91	63,06	12,95	79,52	32,17	foto112.JPG*
8	5	23,10	51,07	58,95	59,73	62,07	-19,32	-25,57	10,38	-119,35	foto115.JPG
9	5	58,82	77,22	77,55	69,91	64,77	45,75	61,09	52,77	22,20	foto115.JPG*
10	6	39,22	107,03	101,91	107,22	109,37	40,53	-3,18	52,83	82,67	foto125.JPG
11	6	93,75	110,32	111,07	110,49	110,61	127,15	134,23	123,14	140,21	foto125.JPG*
12	7	17,45	73,25	70,54	66,32	60,82	-19,54	-8,69	17,10	-120,48	foto131.JPG
13	7	97,52	98,10	97,91	96,57	96,82	87,25	74,12	90,17	61,34	foto131.JPG*
14	8	36,09	82,85	83,73	80,38	81,57	29,42	16,29	35,61	97,03	foto134.JPG
15	8	123,45	108,07	106,55	110,16	113,83	107,46	111,20	106,44	203,04	foto134.JPG*
16	9	36,52	55,20	68,21	59,87	56,63	-68,21	-23,16	-36,73	-186,44	foto139.JPG
17	9	78,11	88,96	90,07	91,32	92,69	56,07	48,74	63,84	74,49	foto139.JPG*
18	10	35,78	114,33	116,39	120,84	118,68	23,17	26,90	29,46	-34,83	foto143.JPG
19	10	86,69	84,75	86,42	90,12	95,10	124,13	127,42	117,07	150,29	foto143.JPG*
20	11	34,53	75,81	81,24	79,46	77,35	10,18	29,54	23,41	-93,86	foto157.JPG
21	11	81,84	100,06	98,97	101,94	102,49	77,07	84,88	77,89	148,78	foto157.JPG*
22	12	61,23	71,49	77,12	69,45	63,15	-45,11	-1,38	-17,56	-151,94	foto172.JPG
23	12	102,98	106,30	102,58	102,41	102,47	95,86	87,10	92,81	124,23	foto172.JPG*
24	13	28,15	76,13	84,09	87,74	90,65	-6,80	-15,04	15,77	-96,20	foto196.JPG
25	13	96,04	95,23	97,86	98,70	99,84	92,40	101,24	92,32	121,25	foto196.JPG*
26	14	45,67	69,17	85,33	86,47	88,50	151,77	154,42	145,15	94,88	foto238.JPG
27	14	85,99	100,46	102,54	107,68	108,25	77,14	84,68	75,78	88,92	foto238.JPG*
28	15	47,39	101,75	100,84	101,85	100,90	-2,78	6,62	19,60	-101,68	foto251.JPG
29	15	104,62	118,54	107,43	103,96	99,96	56,66	56,18	67,94	33,39	foto251.JPG*
30	16	19,32	49,80	59,38	58,51	60,12	-31,96	-42,95	0,43	-116,26	foto295.JPG
31	16	56,77	99,38	98,24	105,79	109,80	61,24	17,26	74,97	6,77	foto295.JPG*
32	17	34,16	72,09	88,28	81,86	81,00	12,45	-1,51	25,68	-1,53	foto312.JPG
33	17	108,63	103,80	101,41	97,75	96,10	103,57	98,29	101,71	104,20	foto312.JPG*
34	18	51,64	125,45	125,33	127,39	124,39	74,76	64,18	70,16	78,98	foto353.jpg
35	18	117,55	93,84	97,76	105,34	110,65	100,22	107,04	99,21	178,73	foto353.jpg*
36	19	34,16	67,63	74,00	63,39	56,86	-57,13	-58,25	-23,39	-87,48	foto357.JPG
37	19	79,11	85,46	85,96	87,43	89,94	78,23	83,13	77,56	141,07	foto357.JPG*
38	20	20,75	71,72	77,87	79,57	79,44	6,16	12,62	19,97	-79,22	foto380.JPG
39	20	77,44	80,66	75,72	81,02	89,88	121,70	127,76	113,28	185,15	foto380.JPG*
40	21	58,12	113,27	108,94	111,87	113,83	19,52	-0,37	40,41	-14,74	foto46.JPG
41	21	111,80	110,65	110,25	112,87	114,07	97,76	92,74	96,28	125,93	foto46.JPG*
42	22	107,63	-0,96	-6,84	-13,34	-22,80	-37,35	-35,03	0,62	-168,15	foto475.JPG
43	22	88,26	85,74	84,23	89,46	96,49	121,66	120,60	112,08	167,71	foto475.JPG*
44	23	55,21	85,72	66,48	68,24	68,04	-39,88	-31,92	0,71	-125,61	foto478.JPG
45	23	111,96	100,65	97,06	92,71	92,84	103,70	99,45	103,71	130,44	foto478.JPG*
46	24	65,88	82,67	88,12	98,59	103,84	110,01	129,05	105,21	130,94	foto492.JPG
47	24	101,93	101,07	99,43	99,63	99,52	103,86	98,69	102,03	111,26	foto492.JPG*
48	25	18,36	52,72	58,12	57,69	59,74	-23,96	-40,61	8,45	-96,28	foto506.JPG
49	25	70,37	92,04	98,11	99,87	103,42	79,49	65,19	83,02	91,29	foto506.JPG*
50	26	45,55	91,42	87,70	89,18	89,80	35,56	6,61	51,43	31,69	foto52.JPG
51	26	109,66	95,19	98,47	101,17	104,47	124,82	122,98	119,80	152,10	foto52.JPG*
52	27	43,96	81,45	81,57	84,29	85,64	81,17	64,29	84,81	25,82	foto527.JPG

53	27	66,25	73,92	69,45	58,92	53,34	48,08	37,79	62,57	54,83	foto527.JPG*
54	28	45,32	116,53	105,16	108,68	108,75	8,90	0,88	30,61	-33,77	foto561.JPG
55	28	44,07	88,85	91,56	93,21	90,78	52,67	77,20	52,69	71,06	foto561.JPG*
56	29	49,82	109,77	111,96	115,94	114,90	50,80	50,91	52,52	64,65	foto625.JPG
57	29	99,35	113,34	111,50	113,16	113,99	82,36	72,60	84,21	136,07	foto625.JPG*
58	30	73,54	75,15	61,44	57,51	54,45	35,73	8,16	64,73	8,24	foto63.JPG
59	30	127,83	104,76	103,75	103,36	105,36	103,62	87,06	103,93	119,67	foto63.JPG*
60	31	60,81	59,52	70,66	66,97	67,03	63,68	72,69	74,20	9,39	foto659.jpg
61	31	71,94	81,10	78,04	80,55	85,80	122,07	128,77	112,38	144,55	foto659.jpg*
62	32	87,54	94,89	94,32	99,84	102,46	118,76	127,48	118,40	177,56	foto66.JPG
63	33	31,54	57,45	67,63	62,24	60,98	20,84	-0,97	43,18	-5,27	foto67.JPG
64	33	78,86	104,17	103,51	104,40	103,39	70,54	67,15	70,76	59,43	foto67.JPG*
65	34	47,78	104,24	112,39	117,50	117,75	56,71	48,58	50,24	-16,24	foto682.jpg
66	34	106,05	112,35	103,72	100,48	100,32	80,23	79,15	80,05	159,27	foto682.jpg*
67	35	24,10	71,27	75,43	78,80	81,90	20,25	-3,45	38,13	-48,12	foto701.JPG
68	35	55,23	101,75	103,57	106,29	106,83	20,92	11,99	32,82	-7,53	foto701.JPG*
69	36	78,83	-22,51	-32,38	-41,19	-51,60	-77,38	-68,25	-43,69	-175,25	foto707.JPG
70	36	60,32	74,17	87,97	91,93	94,61	63,28	62,70	62,52	37,24	foto707.JPG*
71	37	56,47	78,20	71,96	80,04	89,90	86,90	86,69	78,95	159,16	foto71.JPG
72	37	42,38	83,50	66,24	67,01	66,92	53,75	12,37	71,86	63,90	foto71.JPG*
73	38	65,92	86,69	86,08	82,60	80,14	82,95	107,19	84,58	97,02	foto717.JPG
74	38	60,45	109,85	114,42	116,00	114,85	79,53	85,48	76,73	82,31	foto717.JPG*
75	39	39,43	80,55	84,46	86,97	87,71	72,28	60,78	70,57	6,13	foto72.JPG
76	39	96,59	89,93	92,16	95,43	99,09	120,01	124,46	114,32	143,50	foto72.JPG*
77	40	38,88	80,34	85,27	85,08	85,28	73,65	60,68	69,47	44,02	foto87.JPG
78	40	102,44	100,35	102,20	105,40	107,27	79,59	89,96	82,14	149,57	foto87.JPG*
79	41	102,48	70,98	70,34	61,27	53,82	31,11	17,57	53,75	16,44	foto97.JPG
80	41	51,87	103,41	104,19	105,99	104,34	82,10	85,54	82,18	78,08	foto97.JPG*

Imagens Segmentadas Sem o Uso do *nsAlterar*

Este apêndice contém os arquivos de imagens utilizadas nos experimentos da Subseção [5.3.1 Aplicando a Metodologia Proposta I](#), os quais contém os resultados da segmentação em que é representada através da área interna do contorno em amarelo, em que foi gerado no MATLAB.

C.1 Pulmões do Lado Direito e Esquerdo

Devido envolverem um total de 328 experimentos em que resultaram, em que foram divididos para cada lado dos pulmões, que contém parâmetros e configurações diferentes. Sendo que cada pulmão foi subdivididos em 4 tabelas. Em que cada tabela possuem diferentes valores de n_s . E contém 41 imagens com as mesmas configurações.

Portanto, todas as informações foram estruturadas em duas subseções conforme explicado a seguir:

- [C.1.1 Pulmão do Lado Direito](#), envolve as Tabela [5.1](#), Tabela [5.2](#), Tabela [5.3](#) e Tabela [5.4](#) referentes ao pulmão do lado direito;
- [C.1.2 Pulmão do Lado Esquerdo](#) envolve as Tabela [5.5](#), Tabela [5.6](#), Tabela [5.7](#) e Tabela [5.8](#) referentes ao pulmão do lado esquerdo.

Após a realização das medidas de similaridades são obtidos os resultados para cada figura e, nas subseções seguintes, são apresentadas os resultados na sublegendas em cada subfigura através dos campos n_s , I, E, D e seguir são detalhados os seus significados:

- O campo n_s representa o valor da configuração do mesmo, aplicado na imagem segmentada;
- O campo **I** é equivalente aos ***Pixels Idênticos (%)***. E a cor escura indica que foi segmentado corretamente; A cor vermelha indica que foi segmentado incorretamente;
- O campo **E** é equivalente aos ***Pixels Errados (%)***;
- O campo **D** é equivalente aos ***Pixels Excedentes (%)***.

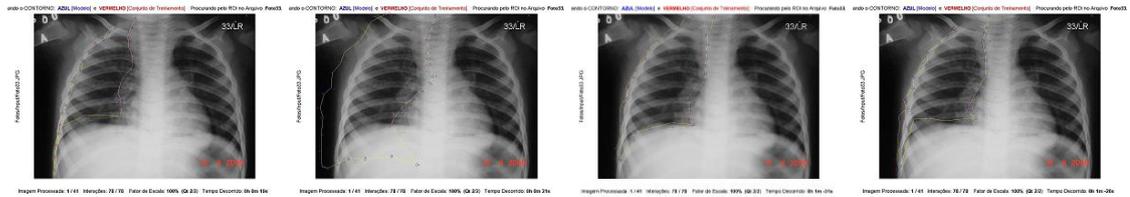
C.1.1 Pulmão do Lado Direito

Nesta subseção são apresentados os resultados aplicados às imagens das subfiguras (a), (b), (c) e (d) e cada figura é representada conforme as sequências das Tabela 5.1, Tabela 5.2, Tabela 5.3 e Tabela 5.4.

Portanto, os experimentos para o pulmão do lado direito foram realizados com o valor do $k = 8$ e com $l_{max} = 78$, e subfigura é representada com diferentes valores de n_s conforme detalhado a seguir para a cada figura:

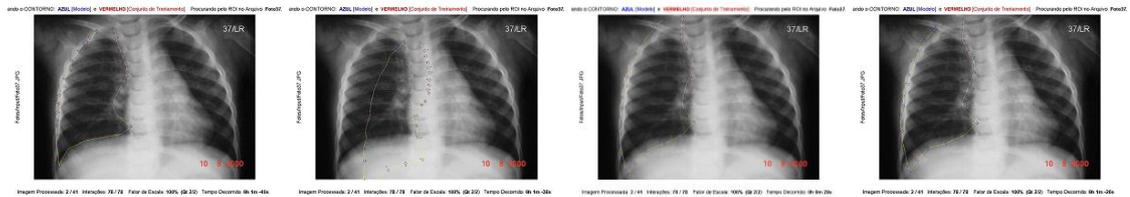
- Subfigura (a) foi realizado o experimento com o valor de $n_s = 11$;
- Subfigura (b) foi realizado o experimento com o valor de $n_s = 19$;
- Subfigura (c) foi realizado o experimento com o valor de $n_s = 53$;
- Subfigura (d) foi realizado o experimento com o valor de $n_s = 74$.

A seguir, são apresentados os experimentos com os respectivos valores e resultados, realizados para o pulmão do lado direito:



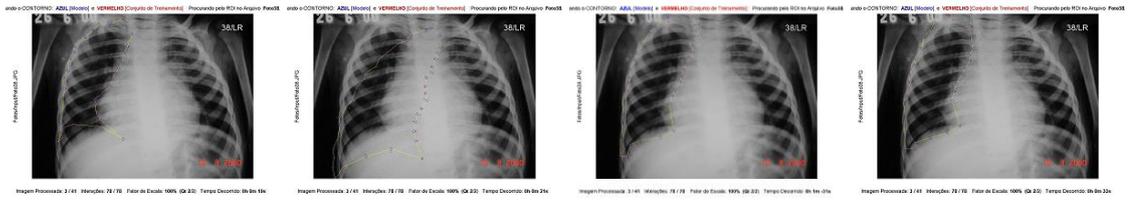
(a) $n_s=11; I=60,55;$
 $E=39,44; D=3,27$ (b) $n_s=19; I=93,55;$
 $E=6,44; D=46,18$ (c) $n_s=53; I=87,78;$
 $E=12,21; D=14,71$ (d) $n_s=74; I=81,02;$
 $E=18,97; D=11,74$

Figura C.1: Foto33.JPG



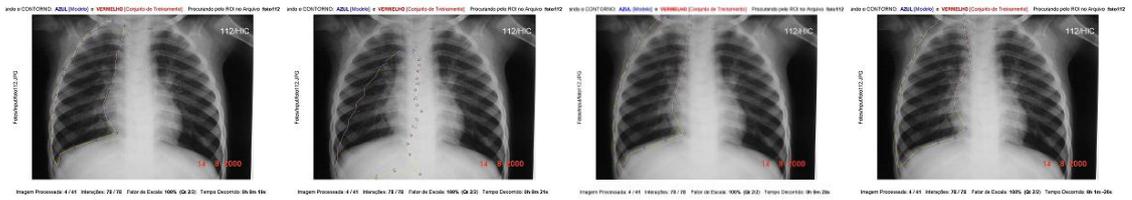
(a) $n_s=11; I=87,14;$
 $E=12,85; D=1,69$ (b) $n_s=19; I=40,71;$
 $E=59,28; D=54,76$ (c) $n_s=53; I=92,13;$
 $E=7,86; D=13,32$ (d) $n_s=74; I=92,5;$
 $E=7,49; D=12,03$

Figura C.2: Foto37.JPG



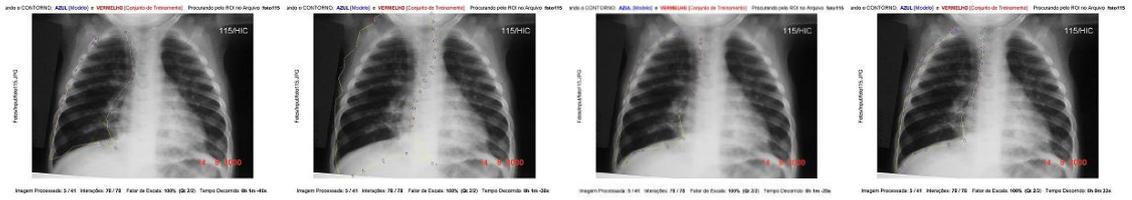
(a) $n_s=11; I=71,18;$
 $E=28,81; D=1,61$ (b) $n_s=19; I=61,95;$
 $E=38,04; D=52,76$ (c) $n_s=53; I=91,23;$
 $E=8,76; D=5,52$ (d) $n_s=74; I=89,25;$
 $E=10,74; D=6,93$

Figura C.3: Foto38.JPG



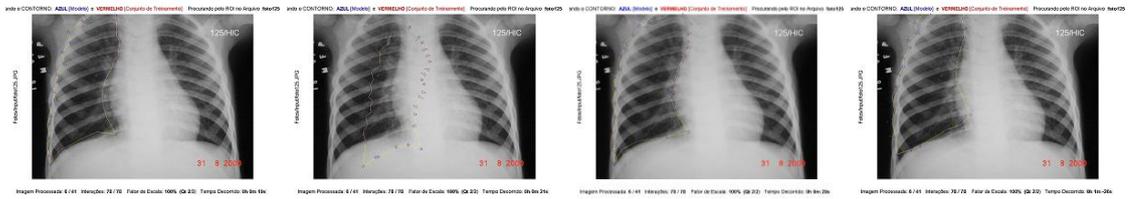
(a) $n_s=11; I=79,95;$
 $E=20,04; D=0,71$ (b) $n_s=19; I=44,24;$
 $E=55,75; D=54,64$ (c) $n_s=53; I=92,12;$
 $E=7,87; D=5,68$ (d) $n_s=74; I=90,99;$
 $E=9; D=5,92$

Figura C.4: foto112.JPG



(a) $n_s=11; I=80,18;$
 $E=19,81; D=1,35$ (b) $n_s=19; I=95,91;$
 $E=4,08; D=42,7$ (c) $n_s=53; I=90,7;$
 $E=9,29; D=6,21$ (d) $n_s=74; I=93,53;$
 $E=6,46; D=6,75$

Figura C.5: foto115.JPG



(a) $n_s=11; I=83,47;$
 $E=16,52; D=0,62$ (b) $n_s=19; I=29,45;$
 $E=70,54; D=59,97$ (c) $n_s=53; I=90,75;$
 $E=9,24; D=5,43$ (d) $n_s=74; I=91,6;$
 $E=8,39; D=5,12$

Figura C.6: foto125.JPG

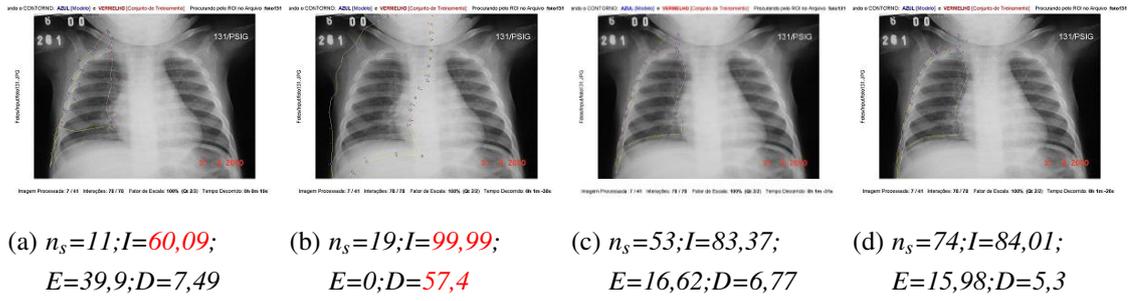


Figura C.7: foto131.JPG

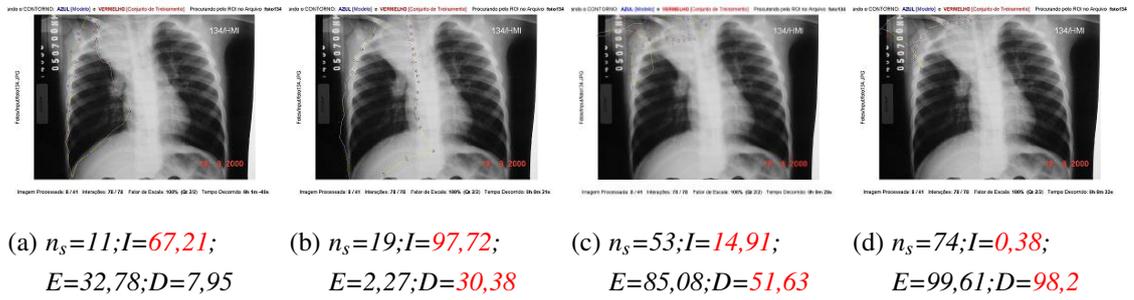


Figura C.8: foto134.JPG

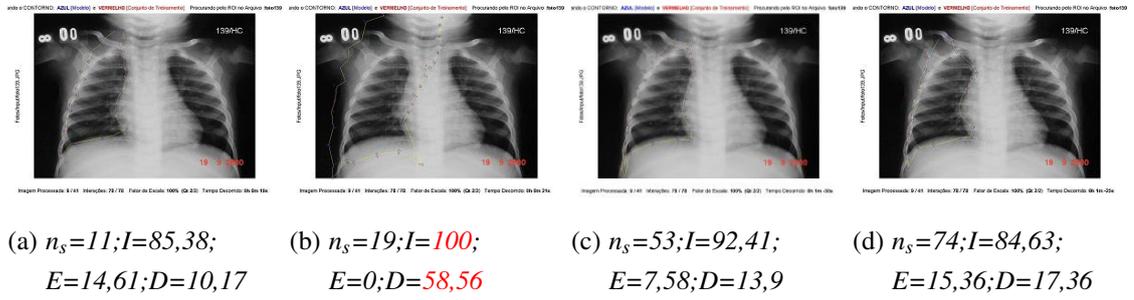


Figura C.9: foto139.JPG

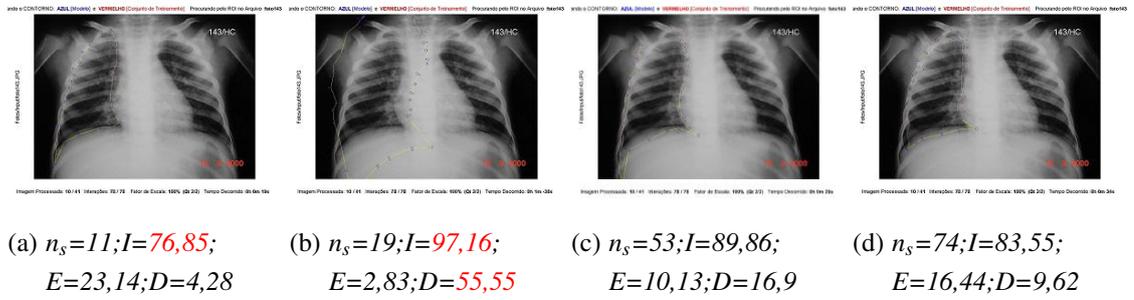
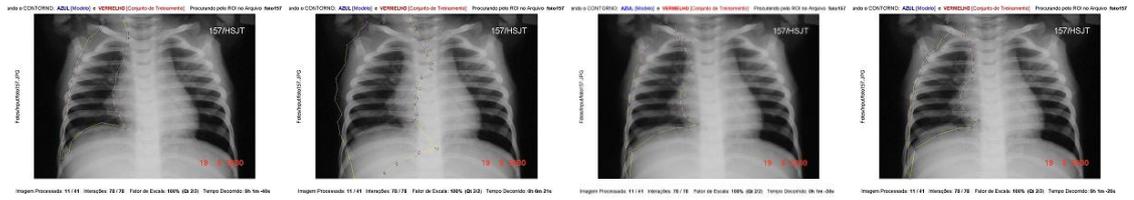
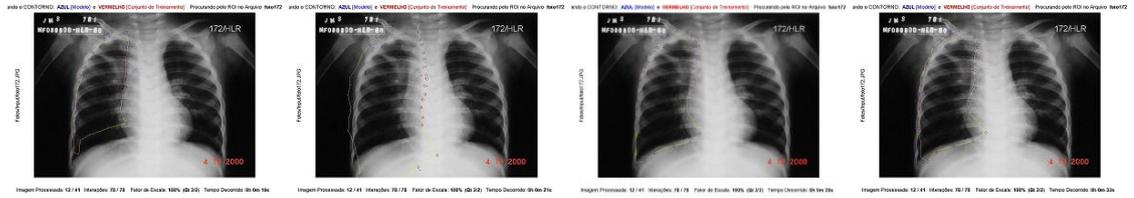


Figura C.10: foto143.JPG



- (a) $n_s=11; I=85,61; E=14,38; D=18,91$ (b) $n_s=19; I=99,11; E=0,88; D=59,35$ (c) $n_s=53; I=91,32; E=8,67; D=20,78$ (d) $n_s=74; I=91,82; E=8,17; D=18,42$

Figura C.11: foto157.JPG



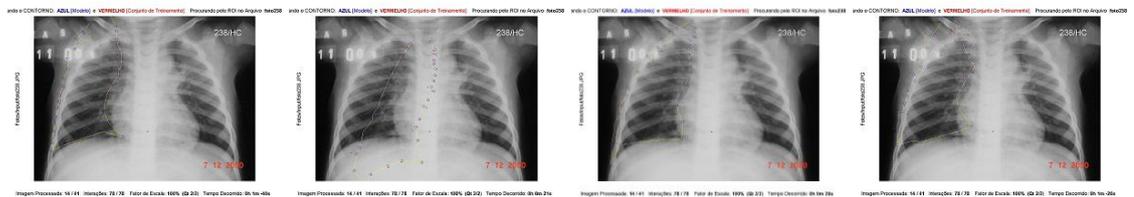
- (a) $n_s=11; I=71,51; E=28,48; D=1,68$ (b) $n_s=19; I=97,39; E=2,6; D=43,54$ (c) $n_s=53; I=92,77; E=7,22; D=9,95$ (d) $n_s=74; I=91,05; E=8,94; D=11,73$

Figura C.12: foto172.JPG



- (a) $n_s=11; I=73,46; E=26,53; D=2,37$ (b) $n_s=19; I=58,95; E=41,04; D=53,97$ (c) $n_s=53; I=82,78; E=17,21; D=6,58$ (d) $n_s=74; I=76,15; E=23,84; D=13,55$

Figura C.13: foto196.JPG



- (a) $n_s=11; I=78,28; E=21,71; D=16,24$ (b) $n_s=19; I=30,41; E=69,58; D=68,6$ (c) $n_s=53; I=86,08; E=13,91; D=7,76$ (d) $n_s=74; I=82,95; E=17,04; D=12,22$

Figura C.14: foto238.JPG

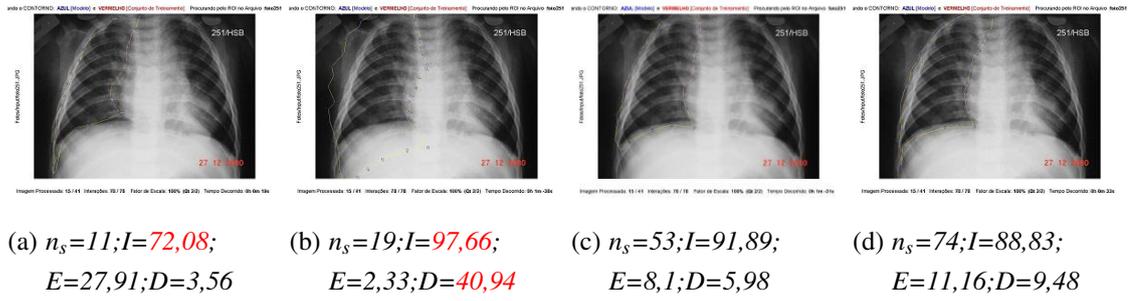


Figura C.15: foto251.JPG

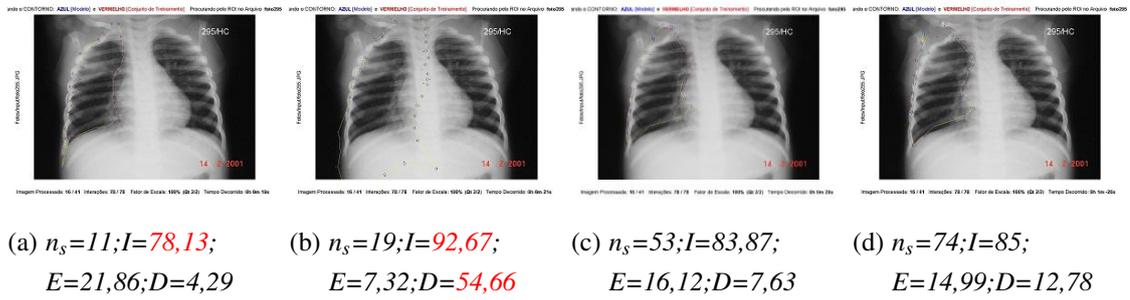


Figura C.16: foto295.JPG

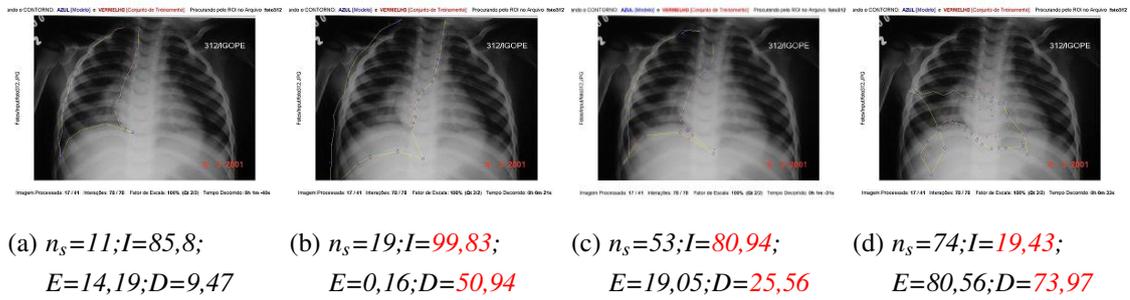


Figura C.17: foto312.JPG

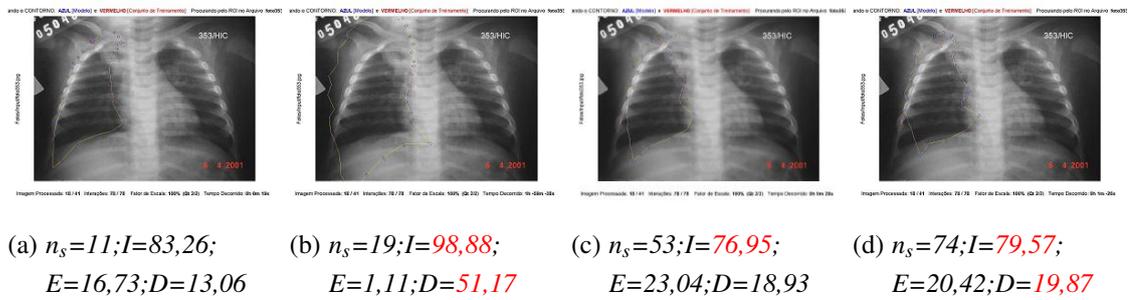


Figura C.18: foto353.jpg

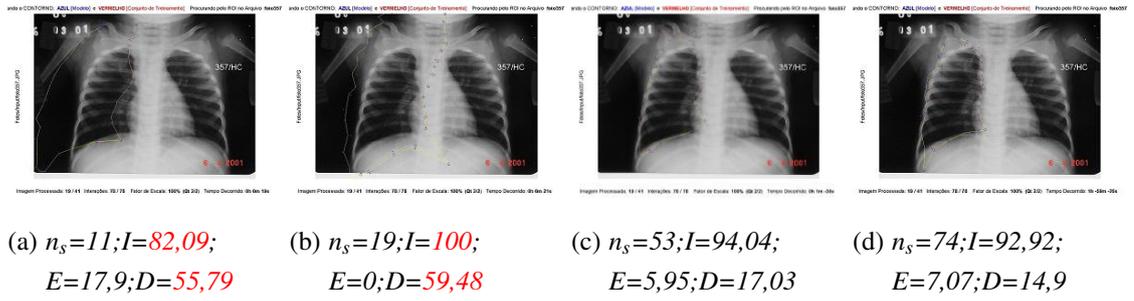


Figura C.19: foto357.JPG

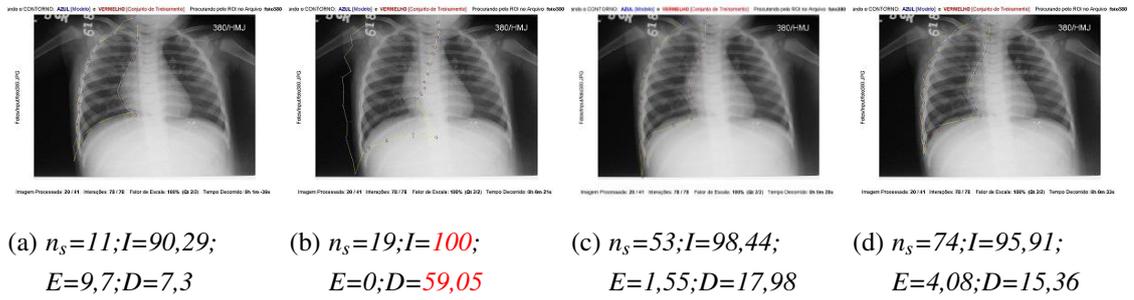


Figura C.20: foto380.JPG

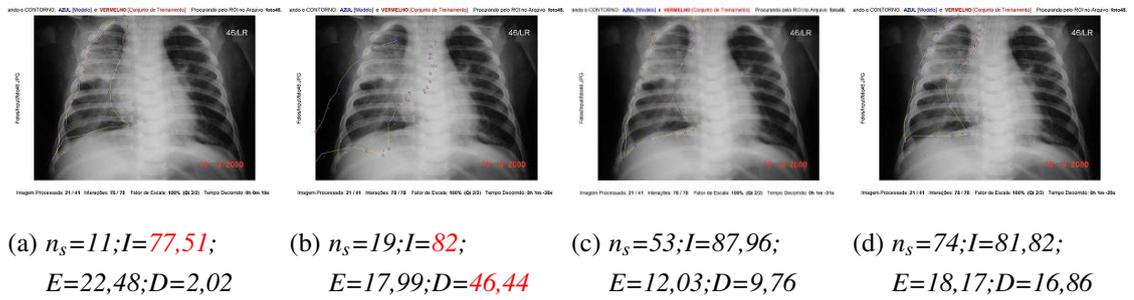


Figura C.21: foto46.JPG

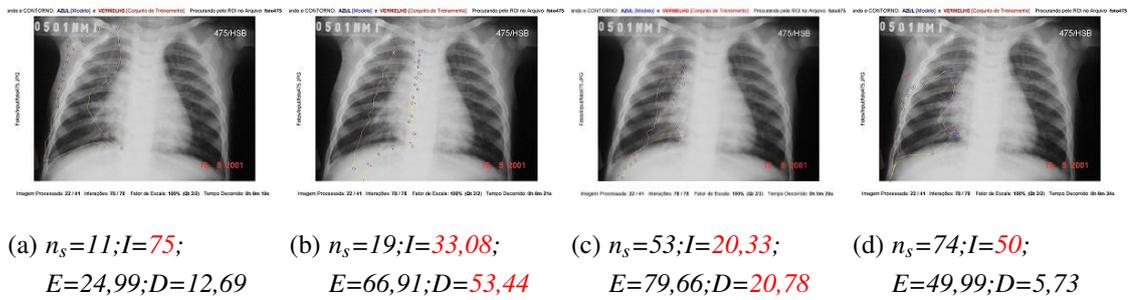
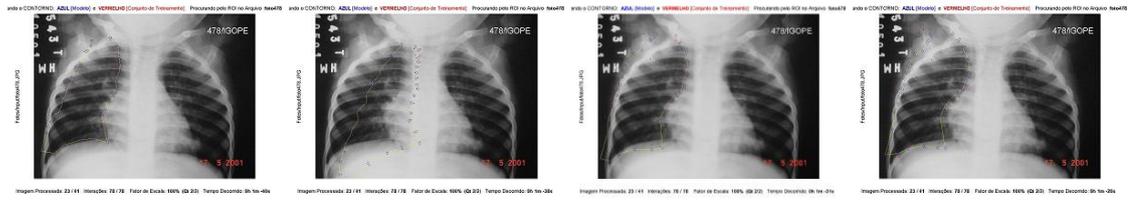
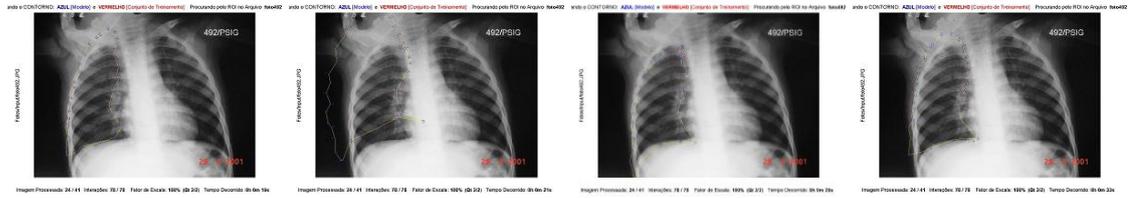


Figura C.22: foto475.JPG



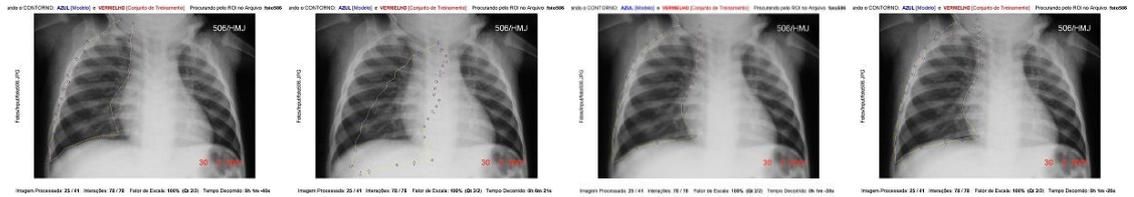
- (a) $n_s=11; I=70,39; E=29,6; D=1,04$ (b) $n_s=19; I=43,42; E=56,57; D=48,55$ (c) $n_s=53; I=85,24; E=14,75; D=9,6$ (d) $n_s=74; I=81,31; E=18,68; D=7,91$

Figura C.23: foto478.JPG



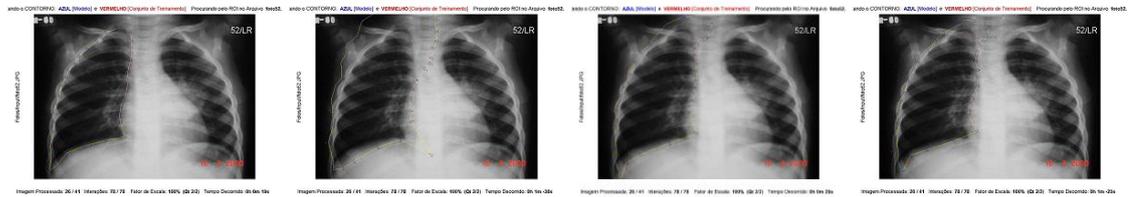
- (a) $n_s=11; I=79,75; E=20,24; D=4,88$ (b) $n_s=19; I=78,5; E=21,49; D=47,39$ (c) $n_s=53; I=76,31; E=23,68; D=8,66$ (d) $n_s=74; I=90,58; E=9,41; D=7,13$

Figura C.24: foto492.JPG



- (a) $n_s=11; I=80,98; E=19,01; D=2,97$ (b) $n_s=19; I=31,69; E=68,3; D=64,94$ (c) $n_s=53; I=94,07; E=5,92; D=5,71$ (d) $n_s=74; I=92,66; E=7,33; D=7,78$

Figura C.25: foto506.JPG



- (a) $n_s=11; I=86,95; E=13,04; D=1,09$ (b) $n_s=19; I=97,26; E=2,73; D=32,05$ (c) $n_s=53; I=94,89; E=5,1; D=13,8$ (d) $n_s=74; I=93,14; E=6,85; D=7,99$

Figura C.26: foto52.JPG

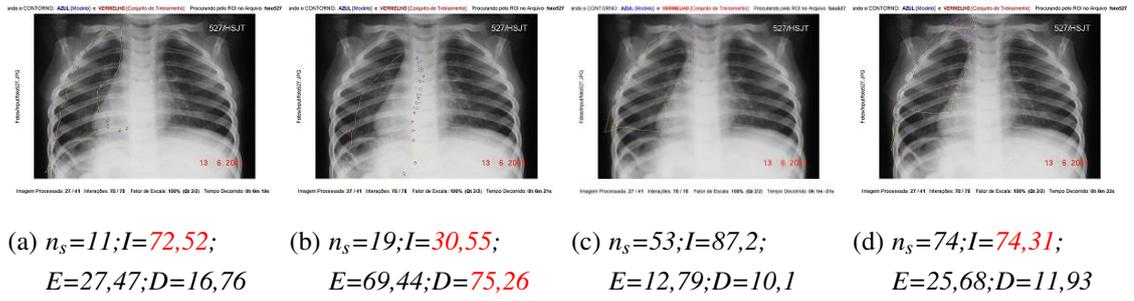


Figura C.27: foto527.JPG

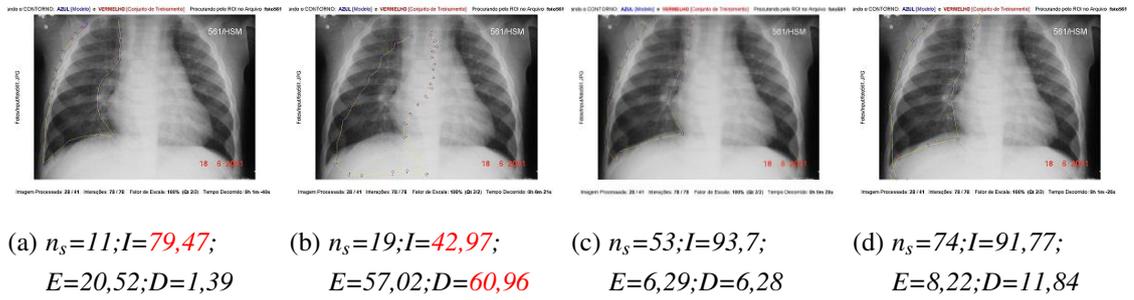


Figura C.28: foto561.JPG

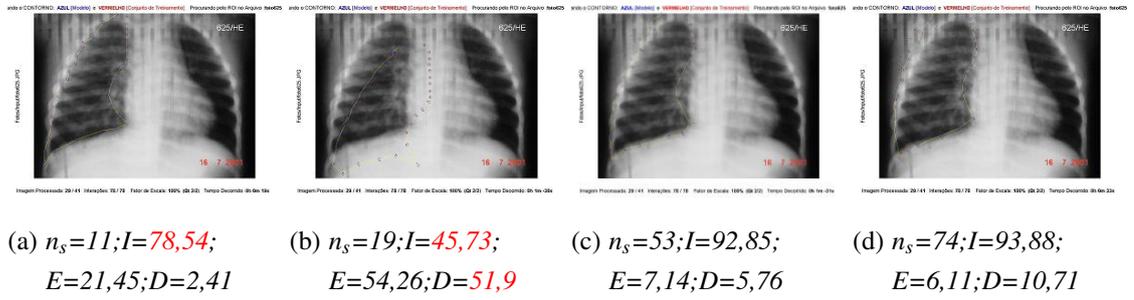


Figura C.29: foto625.JPG

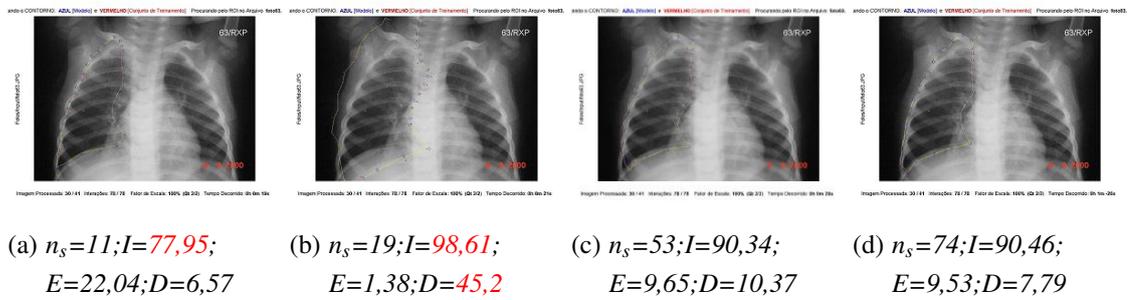
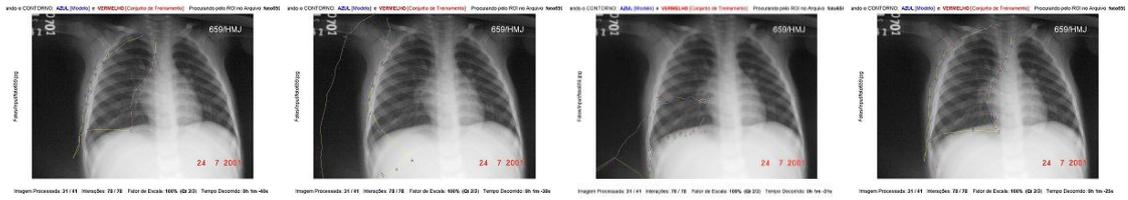
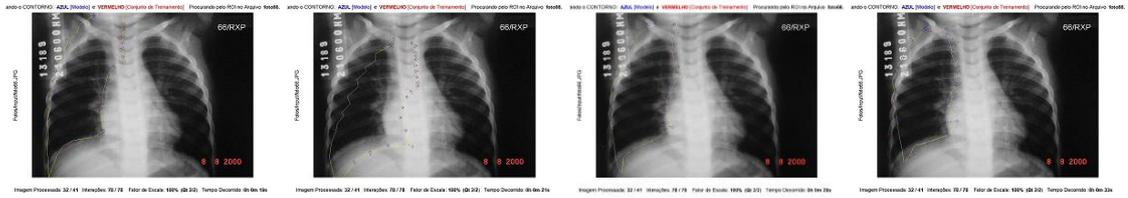


Figura C.30: foto63.JPG



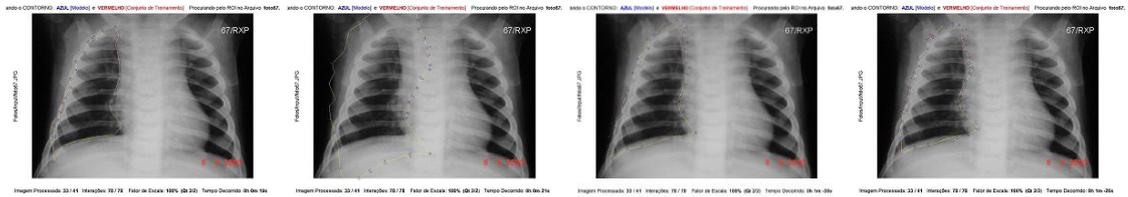
- (a) $n_s=11; I=74,95;$
 $E=25,04; D=6,02$
- (b) $n_s=19; I=10,33;$
 $E=89,66; D=93,29$
- (c) $n_s=53; I=32,06;$
 $E=67,93; D=43,6$
- (d) $n_s=74; I=94,07;$
 $E=5,92; D=16,99$

Figura C.31: foto659.jpg



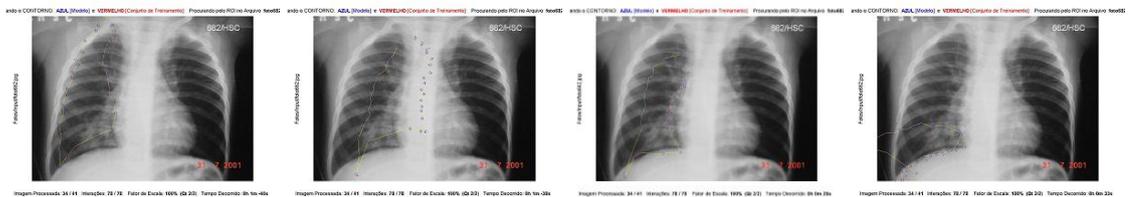
- (a) $n_s=11; I=88,93;$
 $E=11,06; D=18,8$
- (b) $n_s=19; I=52,87;$
 $E=47,12; D=49,71$
- (c) $n_s=53; I=90,47;$
 $E=9,52; D=11,86$
- (d) $n_s=74; I=84,35;$
 $E=15,64; D=12,62$

Figura C.32: foto66.JPG



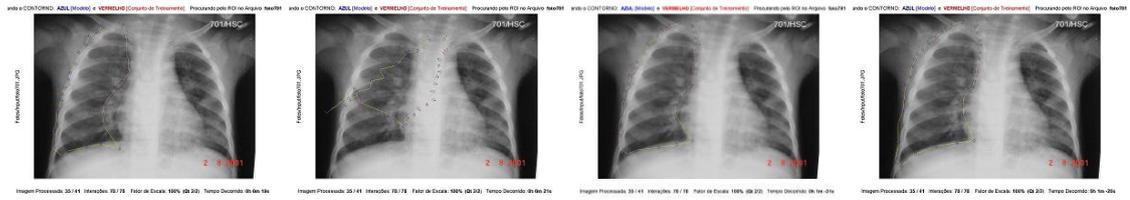
- (a) $n_s=11; I=83,85;$
 $E=16,14; D=2,02$
- (b) $n_s=19; I=97,08;$
 $E=2,91; D=52,03$
- (c) $n_s=53; I=95,88;$
 $E=4,11; D=11,59$
- (d) $n_s=74; I=91,71;$
 $E=8,28; D=10,93$

Figura C.33: foto67.JPG



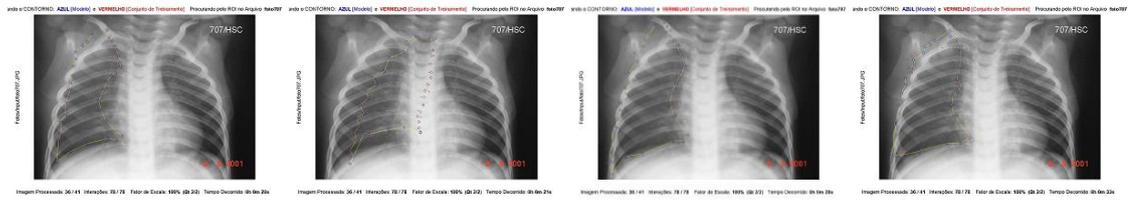
- (a) $n_s=11; I=56,4;$
 $E=43,59; D=5,22$
- (b) $n_s=19; I=29,04;$
 $E=70,95; D=51,74$
- (c) $n_s=53; I=37,14;$
 $E=62,85; D=8,92$
- (d) $n_s=74; I=23,22;$
 $E=76,77; D=27,58$

Figura C.34: foto682.jpg



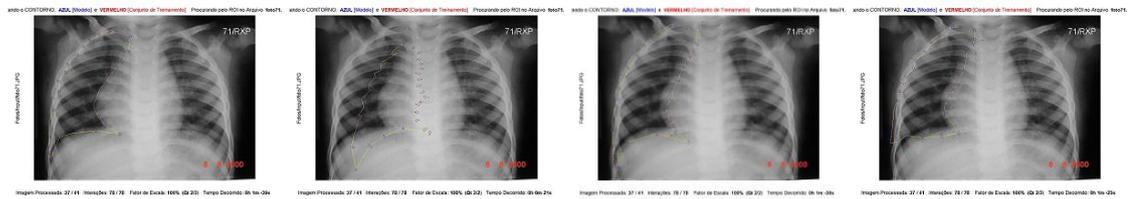
- (a) $n_s=11; I=80,25;$
 $E=19,74; D=5,27$
- (b) $n_s=19; I=29,74;$
 $E=70,25; D=46,94$
- (c) $n_s=53; I=90,15;$
 $E=9,84; D=6,55$
- (d) $n_s=74; I=96,09;$
 $E=3,9; D=11,2$

Figura C.35: foto701.JPG



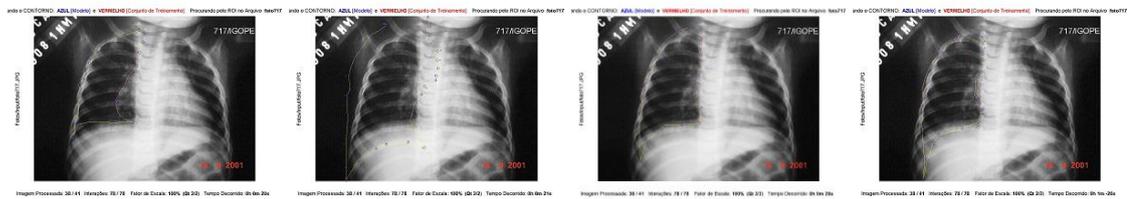
- (a) $n_s=11; I=61,13;$
 $E=38,86; D=4,45$
- (b) $n_s=19; I=37;$
 $E=62,99; D=43,12$
- (c) $n_s=53; I=78,81;$
 $E=21,18; D=9,67$
- (d) $n_s=74; I=76,96;$
 $E=23,03; D=6,21$

Figura C.36: foto707.JPG



- (a) $n_s=11; I=81,89;$
 $E=18,1; D=2,72$
- (b) $n_s=19; I=30,16;$
 $E=69,83; D=63,31$
- (c) $n_s=53; I=93,99;$
 $E=6; D=11,85$
- (d) $n_s=74; I=86,4;$
 $E=13,59; D=10,11$

Figura C.37: foto71.JPG



- (a) $n_s=11; I=77,51;$
 $E=22,48; D=3,72$
- (b) $n_s=19; I=99,85;$
 $E=0,14; D=48,93$
- (c) $n_s=53; I=92,53;$
 $E=7,46; D=12,47$
- (d) $n_s=74; I=87,99;$
 $E=12; D=15,97$

Figura C.38: foto717.JPG

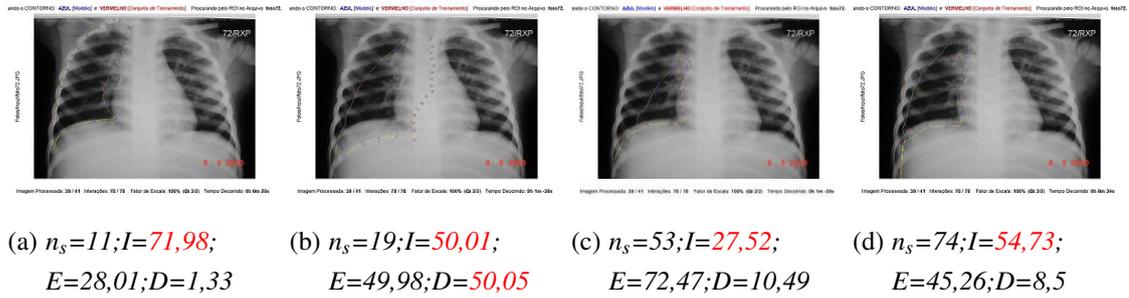


Figura C.39: *foto72.JPG*

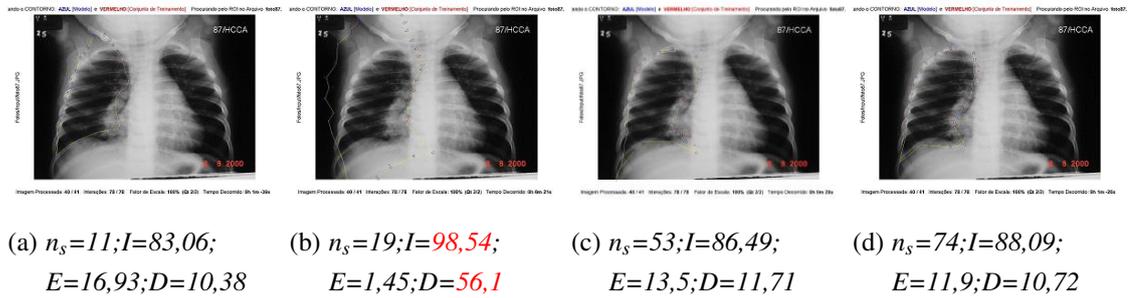


Figura C.40: *foto87.JPG*

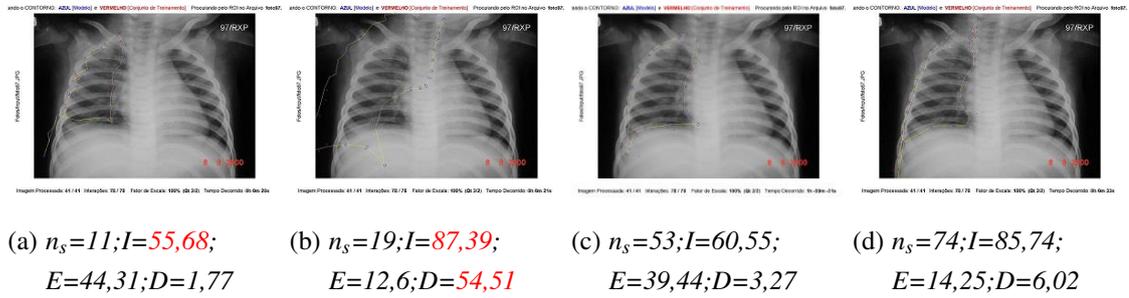


Figura C.41: *foto97.JPG*

C.1.2 Pulmão do Lado Esquerdo

Nesta subseção são apresentados os resultados aplicados às imagens das subfiguras (a), (b), (c) e (d) e cada figura é representada conforme as sequências das Tabela 5.5, Tabela 5.6, Tabela 5.7 e Tabela 5.8.

Portanto, os experimentos para o pulmão do lado esquerdo foram realizados com o valor do $k = 16$ e com $l_{max} = 63$, e cada subfigura é representada com diferentes valores de n_s conforme detalhado a seguir para a cada figura:

- Subfigura (a) foi realizado o experimento com o valor de $n_s = 19$;
- Subfigura (b) foi realizado o experimento com o valor de $n_s = 23$;

- Subfigura (c) foi realizado o experimento com o valor de $n_s = 31$;
- Subfigura (d) foi realizado o experimento com o valor de $n_s = 51$.

A seguir, são apresentados os experimentos com os respectivos valores e resultados que foram realizados para o pulmão do lado esquerdo:

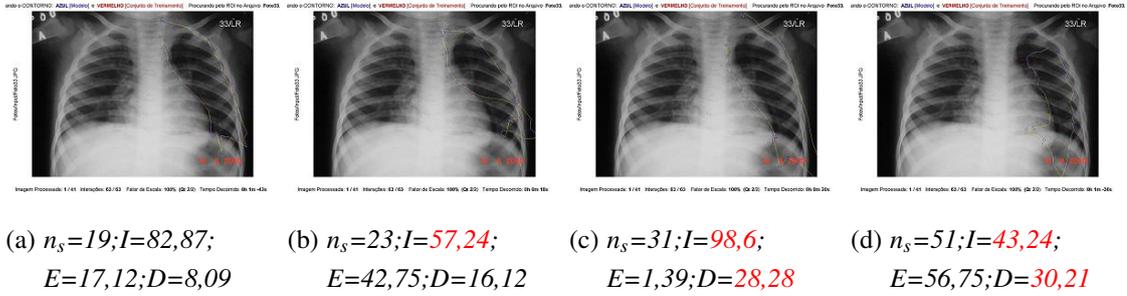


Figura C.42: Foto33.JPG

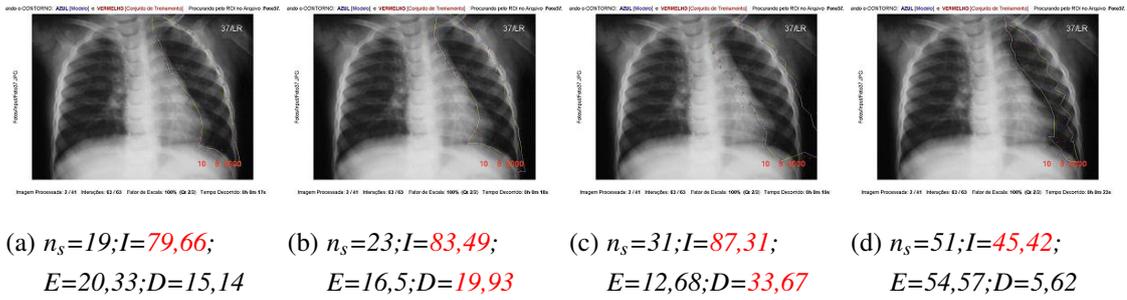


Figura C.43: Foto37.JPG

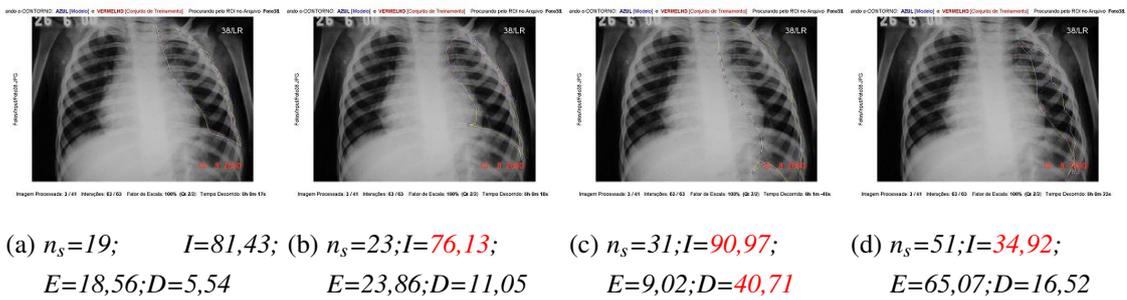
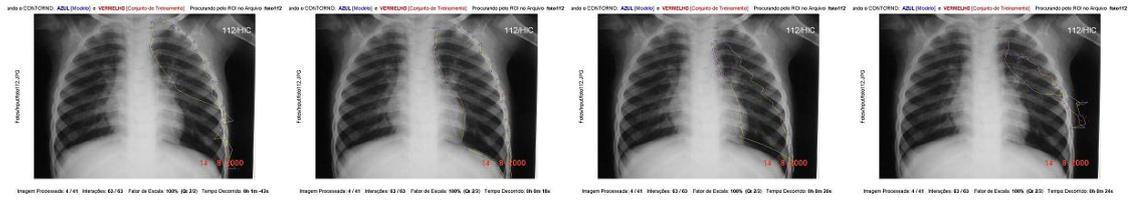
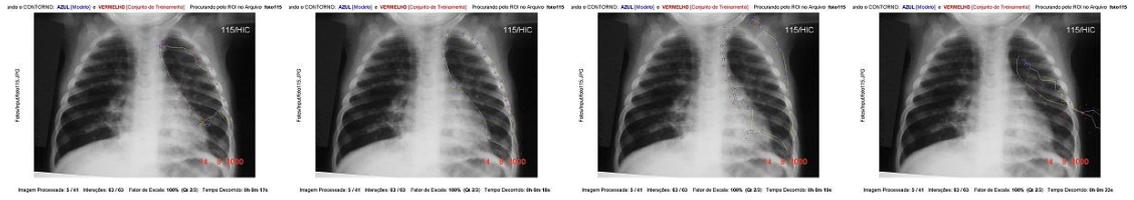


Figura C.44: Foto38.JPG



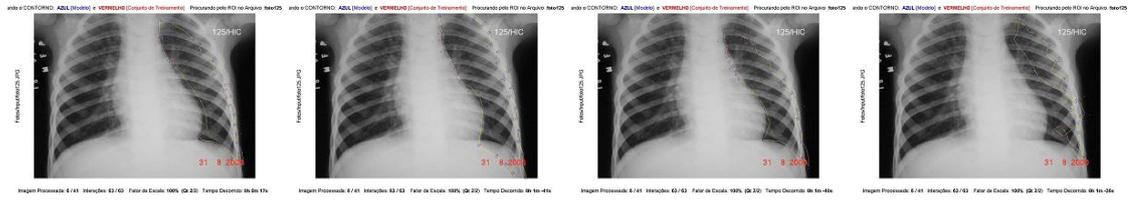
(a) $n_s=19; I=50,84;$
 $E=49,15; D=3,62$ (b) $n_s=23; I=89,28;$
 $E=10,71; D=5,86$ (c) $n_s=31; I=47,21;$
 $E=52,78; D=13,19$ (d) $n_s=51; I=19,05;$
 $E=80,94; D=16,12$

Figura C.45: foto112.JPG



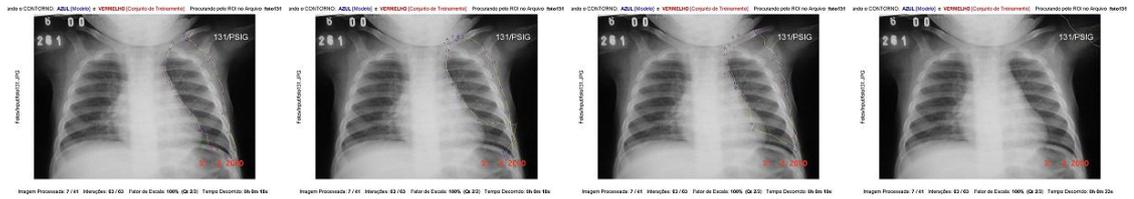
(a) $n_s=19; I=51,37;$
 $E=48,62; D=9,93$ (b) $n_s=23; I=84,14;$
 $E=15,85; D=6,57$ (c) $n_s=31; I=84,69;$
 $E=15,3; D=29,86$ (d) $n_s=51; I=20,31;$
 $E=79,68; D=14,49$

Figura C.46: foto115.JPG



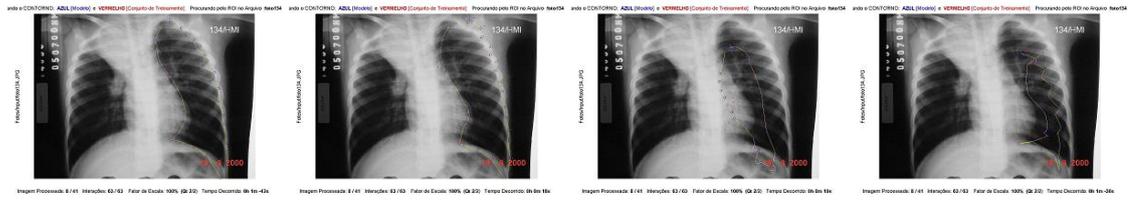
(a) $n_s=19; I=66,04;$
 $E=33,95; D=3,82$ (b) $n_s=23; I=87,43;$
 $E=12,56; D=13,58$ (c) $n_s=31; I=60,03;$
 $E=39,96; D=5,41$ (d) $n_s=51; I=30,17;$
 $E=69,82; D=1,36$

Figura C.47: foto125.JPG



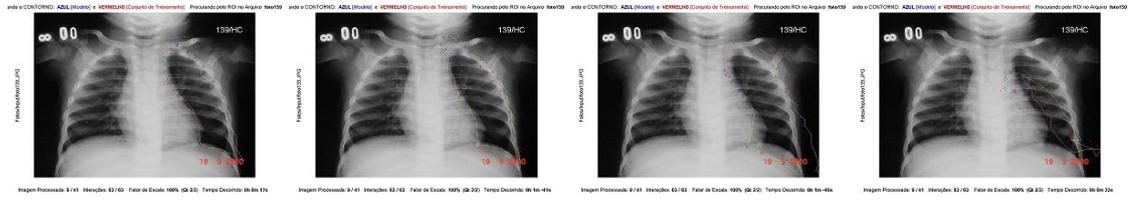
(a) $n_s=19; I=95,11;$
 $E=4,88; D=22,34$ (b) $n_s=23; I=80,24;$
 $E=19,75; D=25,58$ (c) $n_s=31; I=90,24;$
 $E=9,75; D=31,07$ (d) $n_s=51; I=0;$
 $E=100; D=100$

Figura C.48: foto131.JPG



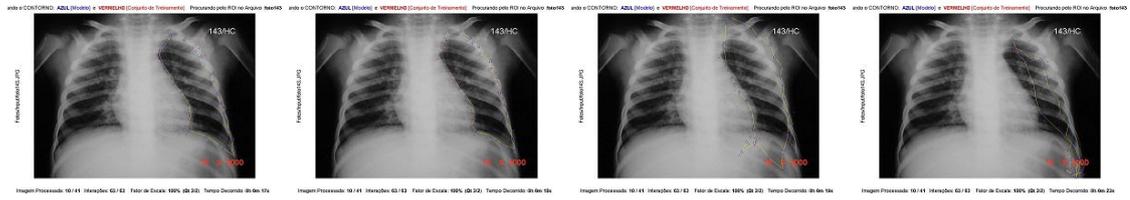
- (a) $n_s=19; I=78,33; E=21,66; D=8,13$ (b) $n_s=23; I=87,4; E=12,59; D=9,47$ (c) $n_s=31; I=29,7; E=70,29; D=41,83$ (d) $n_s=51; I=25,27; E=74,72; D=5,02$

Figura C.49: foto134.JPG



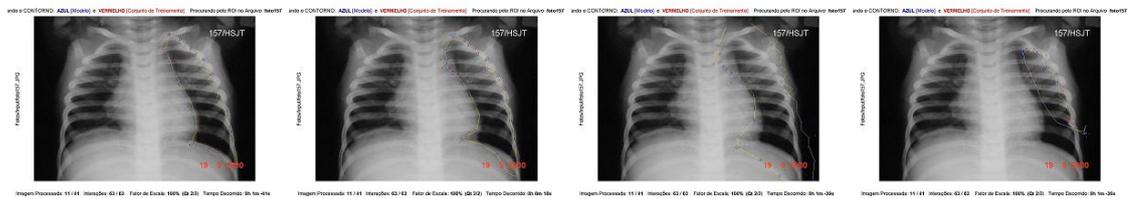
- (a) $n_s=19; I=82,18; E=17,81; D=9,03$ (b) $n_s=23; I=89,62; E=10,37; D=14,22$ (c) $n_s=31; I=96,38; E=3,61; D=37,14$ (d) $n_s=51; I=36,57; E=63,42; D=17,12$

Figura C.50: foto139.JPG



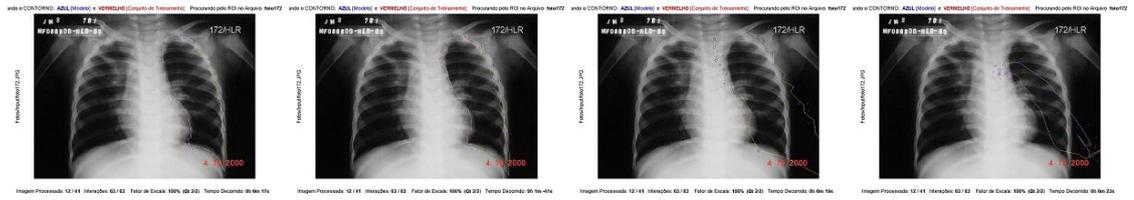
- (a) $n_s=19; I=79,51; E=20,48; D=9,48$ (b) $n_s=23; I=84,4; E=15,59; D=5,93$ (c) $n_s=31; I=88,96; E=11,03; D=27,52$ (d) $n_s=51; I=31,99; E=68; D=16,73$

Figura C.51: foto143.JPG



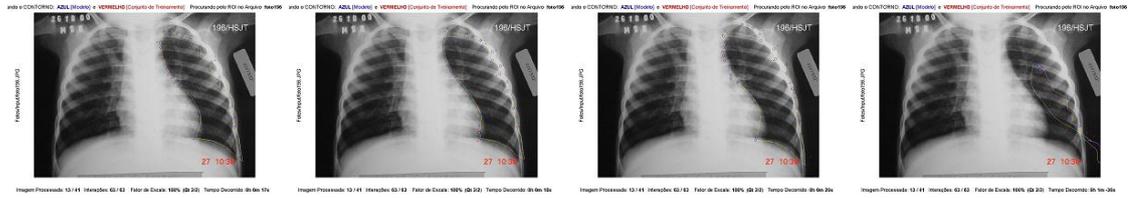
- (a) $n_s=19; I=80,18; E=19,81; D=5,94$ (b) $n_s=23; I=85,93; E=14,06; D=14,65$ (c) $n_s=31; I=98,78; E=1,21; D=46,11$ (d) $n_s=51; I=36,81; E=63,18; D=1,22$

Figura C.52: foto157.JPG



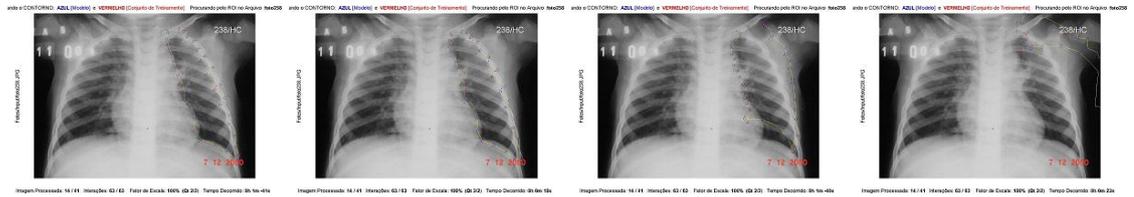
- (a) $n_s=19; I=86,82;$
 $E=13,17; D=3,79$
- (b) $n_s=23; I=84,75;$
 $E=15,24; D=6,66$
- (c) $n_s=31; I=96,57;$
 $E=3,42; D=33,68$
- (d) $n_s=51; I=43,16;$
 $E=56,83; D=21,59$

Figura C.53: foto172.JPG



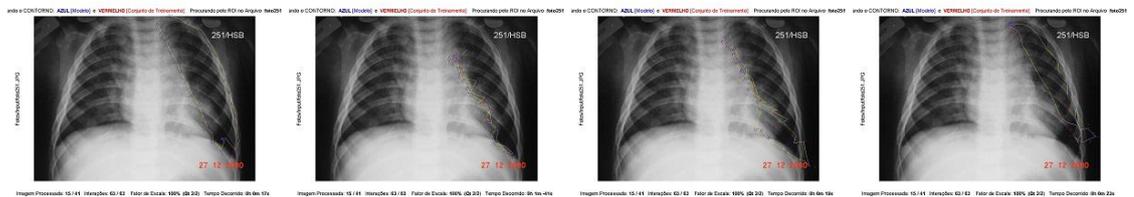
- (a) $n_s=19; I=69,03;$
 $E=30,96; D=1,63$
- (b) $n_s=23; I=76,24;$
 $E=23,75; D=2,16$
- (c) $n_s=31; I=86,34;$
 $E=13,65; D=5,19$
- (d) $n_s=51; I=19,91;$
 $E=80,08; D=8,98$

Figura C.54: foto196.JPG



- (a) $n_s=19; I=80,69;$
 $E=19,3; D=7,09$
- (b) $n_s=23; I=83,02;$
 $E=16,97; D=8,94$
- (c) $n_s=31; I=82,8;$
 $E=17,19; D=25,75$
- (d) $n_s=51; I=9,26;$
 $E=90,73; D=80,26$

Figura C.55: foto238.JPG



- (a) $n_s=19; I=84,36;$
 $E=15,63; D=16,15$
- (b) $n_s=23; I=1,82;$
 $E=98,17; D=83,71$
- (c) $n_s=31; I=12,97;$
 $E=87,02; D=62,15$
- (d) $n_s=51; I=45,88;$
 $E=54,11; D=2,96$

Figura C.56: foto251.JPG

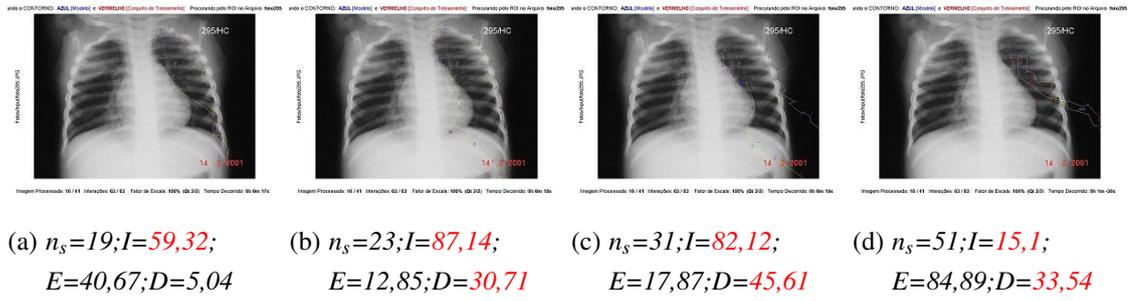


Figura C.57: foto295.JPG

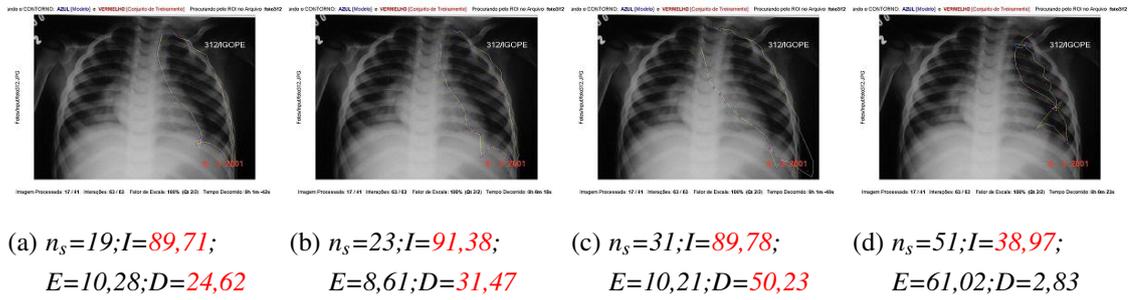


Figura C.58: foto312.JPG

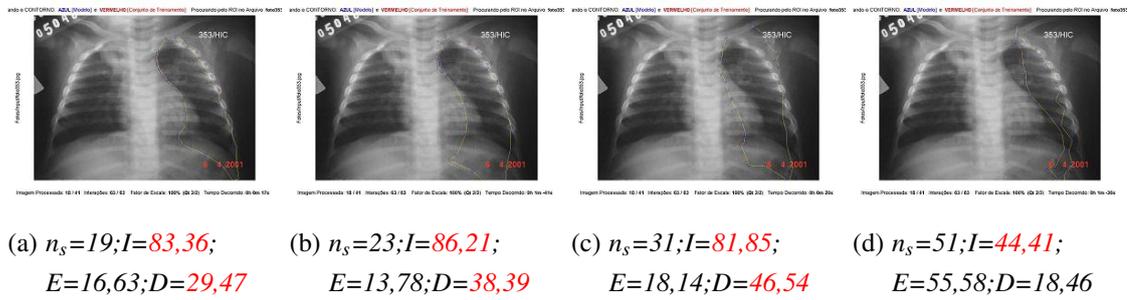


Figura C.59: foto353.jpg

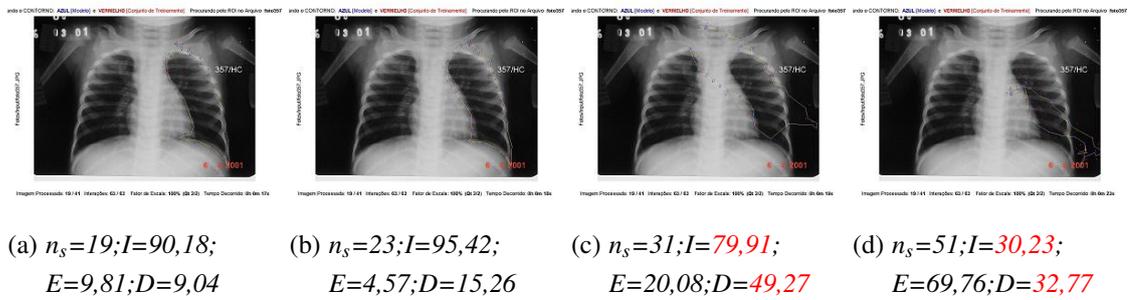
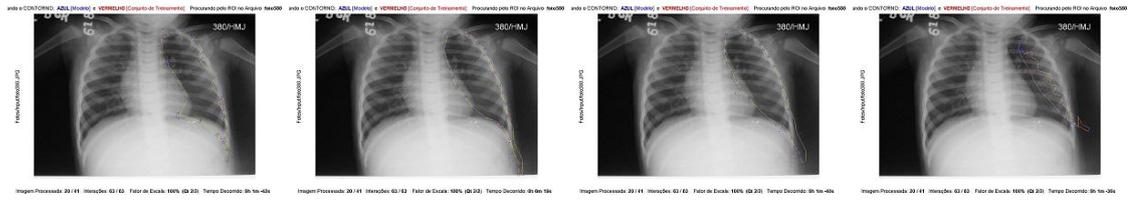
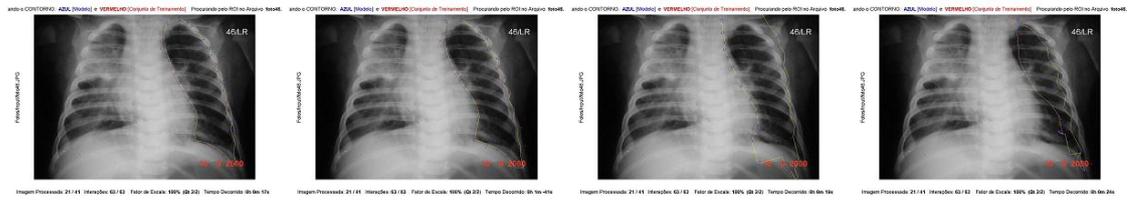


Figura C.60: foto357.JPG



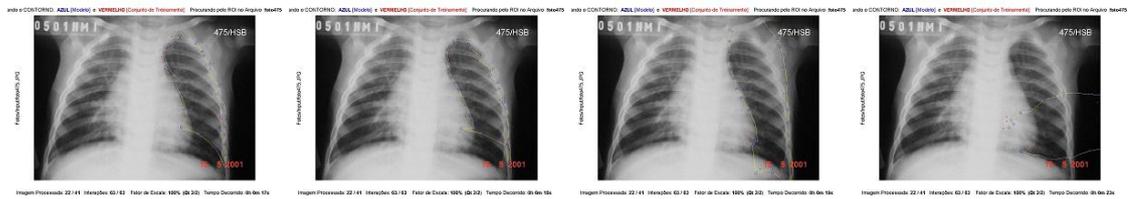
- (a) $n_s=19; I=82,2;$
 $E=17,79; D=18,35$
- (b) $n_s=23; I=87,15;$
 $E=12,84; D=17,05$
- (c) $n_s=31; I=89,37;$
 $E=10,62; D=19,12$
- (d) $n_s=51; I=27,17;$
 $E=72,82; D=8,15$

Figura C.61: foto380.JPG



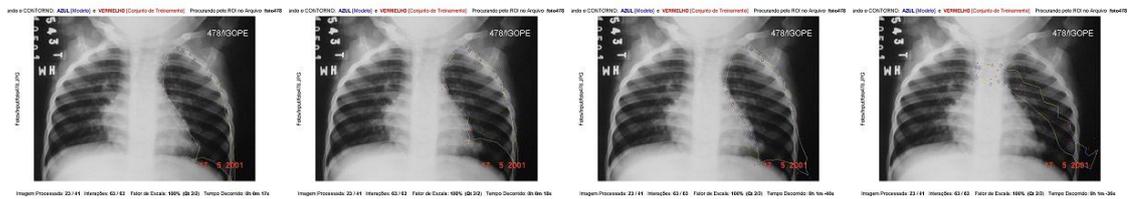
- (a) $n_s=19; I=83,86;$
 $E=16,13; D=7,47$
- (b) $n_s=23; I=88,83;$
 $E=11,16; D=9,24$
- (c) $n_s=31; I=88,23;$
 $E=11,76; D=28,04$
- (d) $n_s=51; I=46,97;$
 $E=53,02; D=3,53$

Figura C.62: foto46.JPG



- (a) $n_s=19; I=70,11;$
 $E=29,88; D=2,96$
- (b) $n_s=23; I=62,72;$
 $E=37,27; D=3,81$
- (c) $n_s=31; I=95,5;$
 $E=4,49; D=22,1$
- (d) $n_s=51; I=41,82;$
 $E=58,17; D=51,74$

Figura C.63: foto475.JPG



- (a) $n_s=19; I=79,62;$
 $E=20,37; D=2,51$
- (b) $n_s=23; I=71,89;$
 $E=28,1; D=2,96$
- (c) $n_s=31; I=84,29;$
 $E=15,7; D=8,19$
- (d) $n_s=51; I=30,48;$
 $E=69,51; D=27,34$

Figura C.64: foto478.JPG

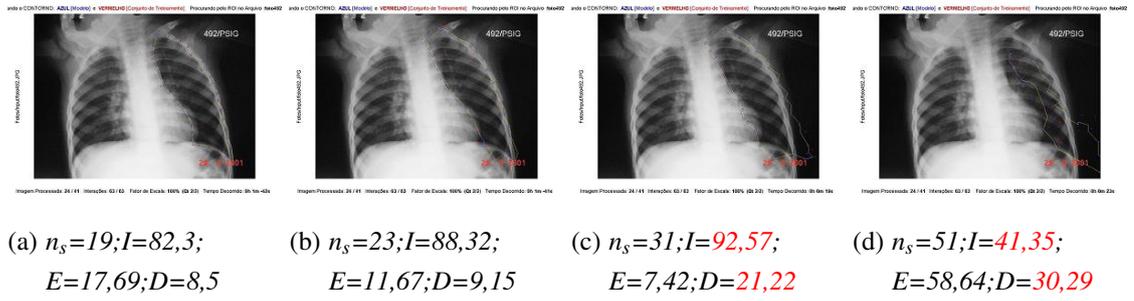


Figura C.65: foto492.JPG

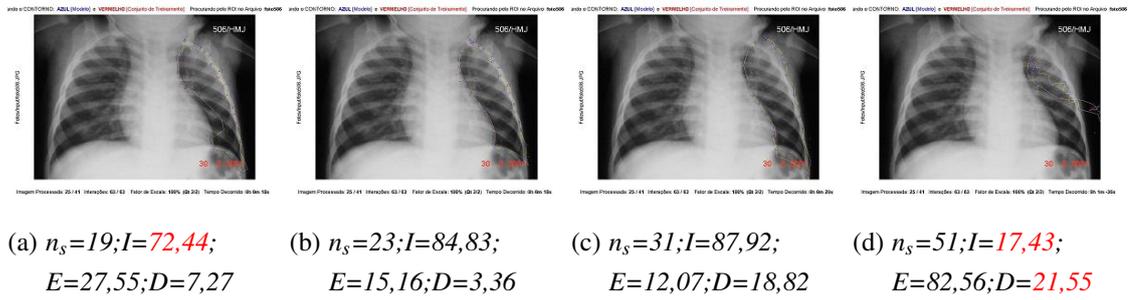


Figura C.66: foto506.JPG

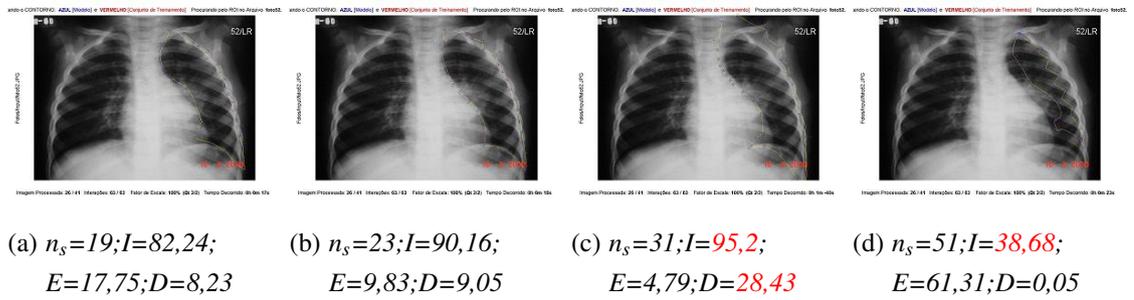


Figura C.67: foto52.JPG

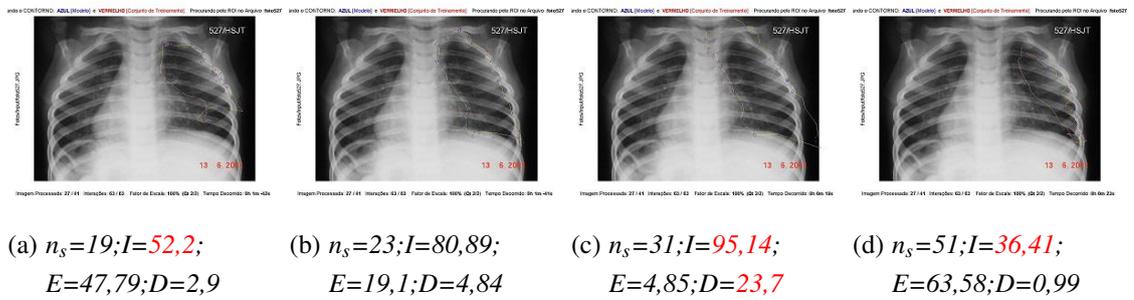
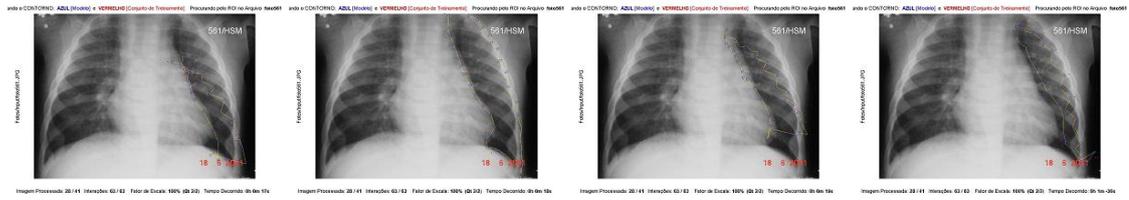
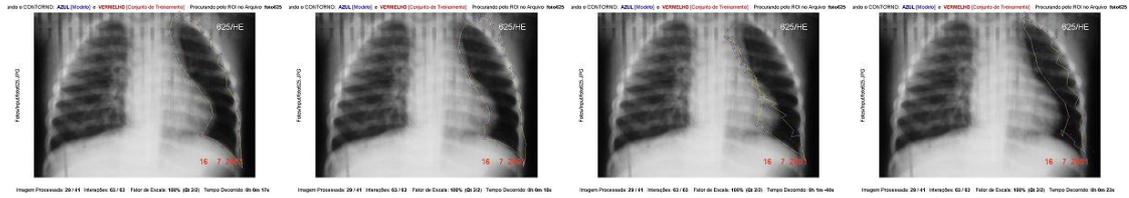


Figura C.68: foto527.JPG



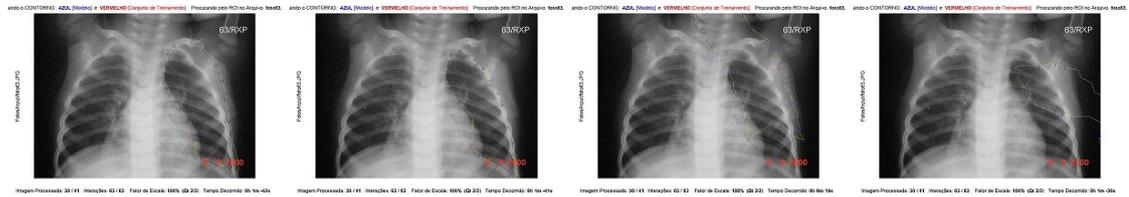
(a) $n_s=19; I=32,54; E=67,45; D=16,98$ (b) $n_s=23; I=88,14; E=11,85; D=9,59$ (c) $n_s=31; I=37,69; E=62,3; D=21,57$ (d) $n_s=51; I=39,61; E=60,38; D=2,68$

Figura C.69: foto561.JPG



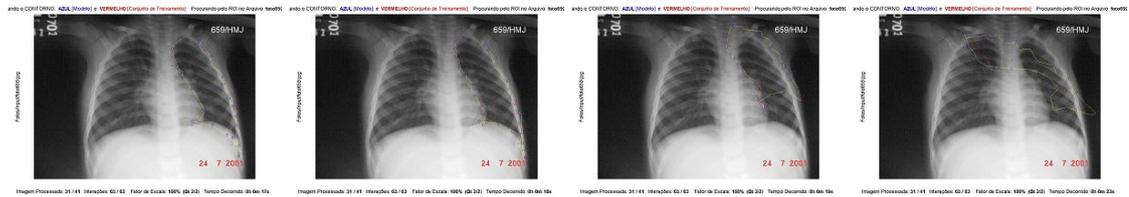
(a) $n_s=19; I=82,21; E=17,78; D=14,11$ (b) $n_s=23; I=88,36; E=11,63; D=18,04$ (c) $n_s=31; I=12,58; E=87,41; D=59,47$ (d) $n_s=51; I=49,19; E=50,8; D=0,85$

Figura C.70: foto625.JPG



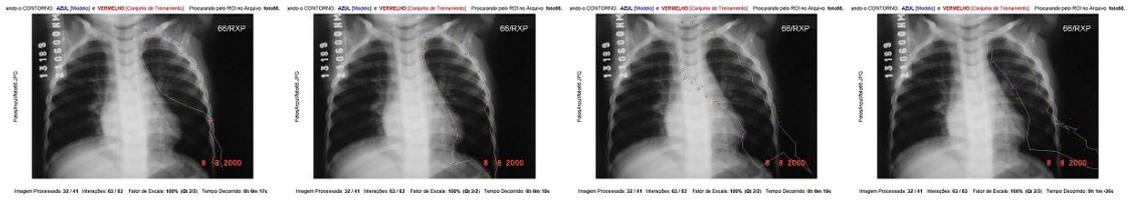
(a) $n_s=19; I=96,33; E=3,66; D=21,92$ (b) $n_s=23; I=83,63; E=16,36; D=8,15$ (c) $n_s=31; I=70,07; E=29,92; D=49,79$ (d) $n_s=51; I=37,01; E=62,98; D=48,02$

Figura C.71: foto63.JPG



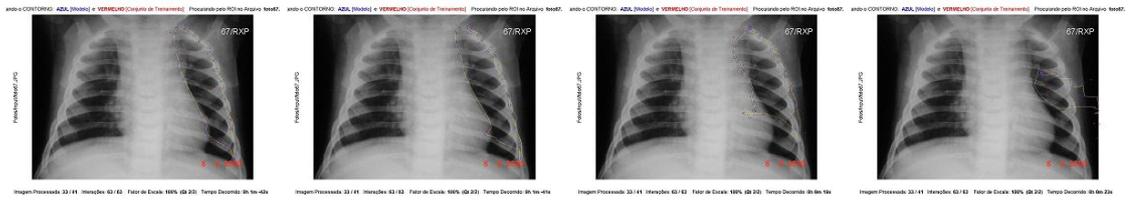
(a) $n_s=19; I=90,46; E=9,53; D=14,85$ (b) $n_s=23; I=92,94; E=7,05; D=13,99$ (c) $n_s=31; I=64,53; E=35,46; D=30,38$ (d) $n_s=51; I=40,93; E=59,06; D=55,09$

Figura C.72: foto659.jpg



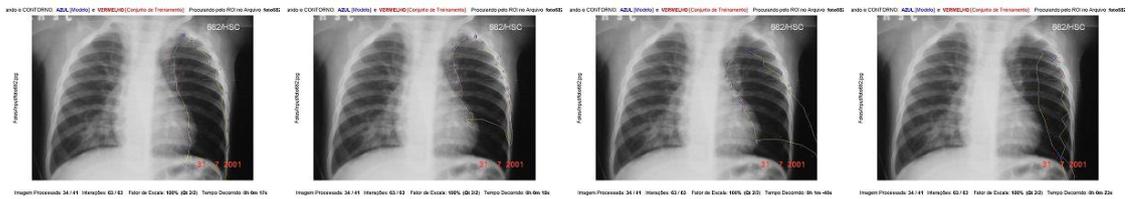
(a) $n_s=19; I=54,45; E=45,54; D=2,79$ (b) $n_s=23; I=85,4; E=14,59; D=12,78$ (c) $n_s=31; I=73,14; E=26,85; D=40,88$ (d) $n_s=51; I=51,46; E=48,53; D=24,2$

Figura C.73: foto66.JPG



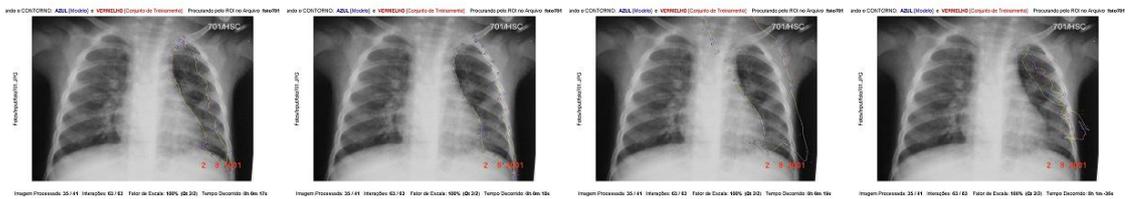
(a) $n_s=19; I=73,02; E=26,97; D=11,79$ (b) $n_s=23; I=76,88; E=23,11; D=9,53$ (c) $n_s=31; I=67,38; E=32,61; D=20,4$ (d) $n_s=51; I=24,71; E=75,28; D=26,54$

Figura C.74: foto67.JPG



(a) $n_s=19; I=65,94; E=34,05; D=10,02$ (b) $n_s=23; I=54,97; E=45,02; D=3,54$ (c) $n_s=31; I=58,22; E=41,77; D=20,66$ (d) $n_s=51; I=32,32; E=67,67; D=5,03$

Figura C.75: foto682.jpg



(a) $n_s=19; I=52,9; E=47,09; D=8,02$ (b) $n_s=23; I=81,46; E=18,53; D=7,4$ (c) $n_s=31; I=94,43; E=5,56; D=40,03$ (d) $n_s=51; I=21,28; E=78,71; D=20,27$

Figura C.76: foto701.JPG

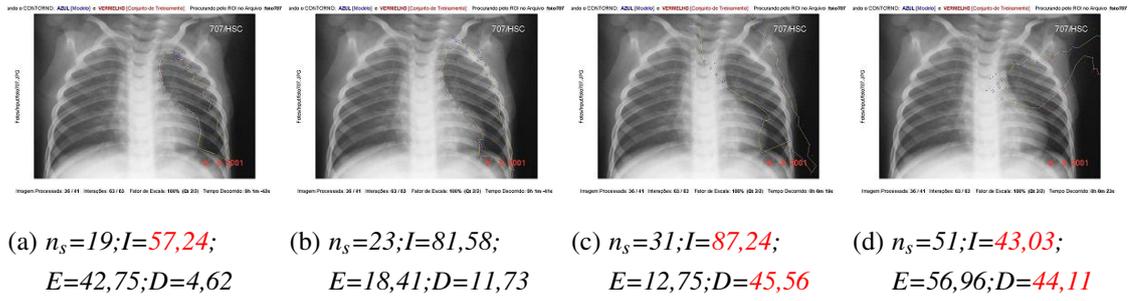


Figura C.77: foto707.JPG

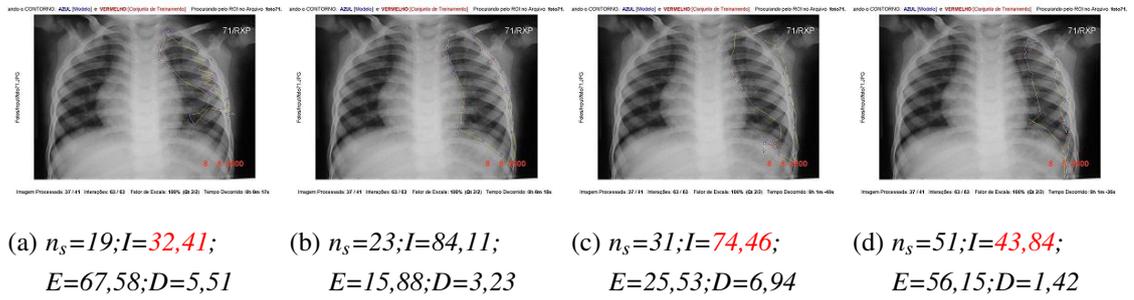


Figura C.78: foto71.JPG

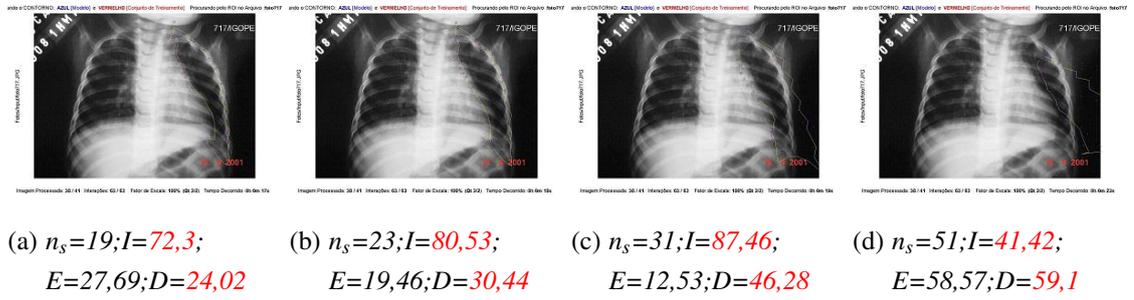


Figura C.79: foto717.JPG

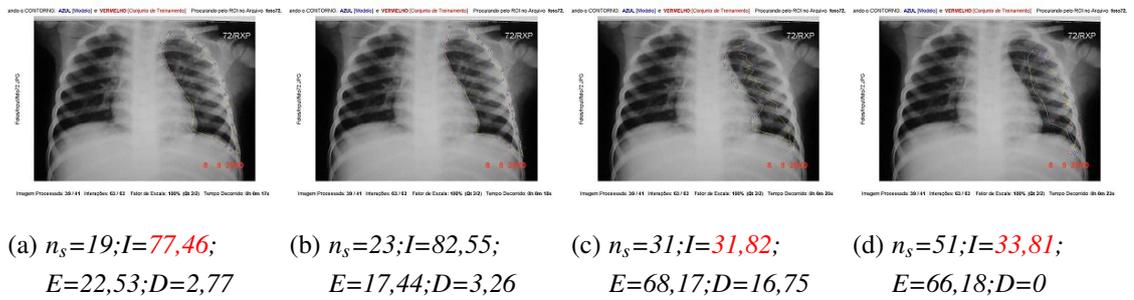
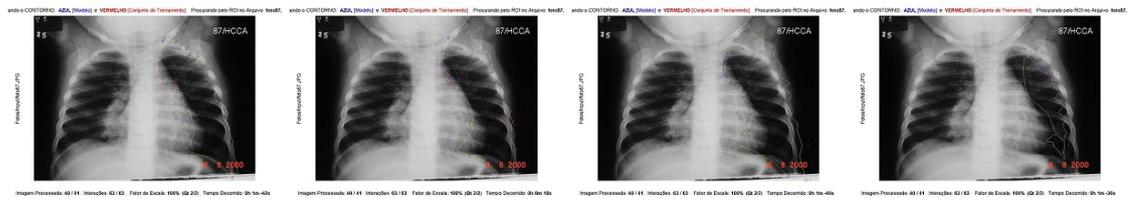


Figura C.80: foto72.JPG



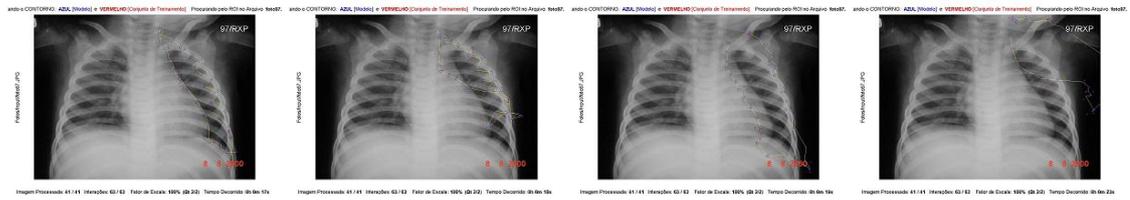
(a) $n_s=19; I=84,17;$
 $E=15,82; D=15,8$

(b) $n_s=23; I=96,14;$
 $E=3,85; D=23,95$

(c) $n_s=31; I=97,27;$
 $E=2,72; D=30,15$

(d) $n_s=51; I=38,93;$
 $E=61,06; D=1,66$

Figura C.81: foto87.JPG



(a) $n_s=19; I=67,62;$
 $E=32,37; D=7,96$

(b) $n_s=23; I=41,42;$
 $E=58,57; D=28,11$

(c) $n_s=31; I=93,14;$
 $E=6,85; D=40,87$

(d) $n_s=51; I=34,85;$
 $E=65,14; D=75,09$

Figura C.82: foto97.JPG

Imagens Segmentadas Com o Uso do *nsAlterar*

Este apêndice contém os arquivos de imagens utilizados nos experimentos da Subseção [5.3.2 Aplicando a Metodologia Proposta II](#), que contém os resultados da segmentação em que é representada através da área interna do contorno em amarelo, que foi gerado no MATLAB.

D.1 Pulmões do Lado Direito e Esquerdo

Devido envolverem um total de 246 experimentos e foram divididos em 2, que contém parâmetros, configurações diferentes e cada subdivisão contém 123 resultados segmentados para cada pulmão. Sendo que, cada pulmão, foi dividido em 3 tabelas que possuem diferentes valores de n_s . Cada tabela contém 41 imagens com as mesmas configurações.

Portanto, todas as informações foram estruturadas em duas subseções conforme explicado a seguir:

- [D.1.1 Pulmão do Lado Direito](#) que envolve as Tabela [5.9](#), Tabela [5.10](#) e Tabela [5.11](#) referentes ao pulmão do lado direito;
- [D.1.2 Pulmão do Lado Esquerdo](#) que envolve as Tabela [5.12](#), Tabela [5.13](#), Tabela [5.14](#) referentes ao pulmão do lado esquerdo.

Após a realização das medidas de similaridades, são obtidos os resultados para cada figura e, nas subseções seguintes, são apresentados os resultados nas sublegendas em cada subfigura através dos campos n_s , I, E, D e, a seguir são detalhados os seus significados:

- O campo n_s representa o valor da configuração do mesmo aplicado à imagem segmentada;
- O campo **I** é equivalente aos ***Pixels Idênticos (%)***. Em que a cor escura indica que foi segmentado corretamente; a cor vermelha indica que foi segmentado incorretamente; o *(asterisco) representa que foi utilizado o valor n_{s2} e não o n_s .

- O campo **E** é equivalente aos ***Pixels Errados (%)***;
- O campo **D** é equivalente aos ***Pixels Excedentes (%)***.

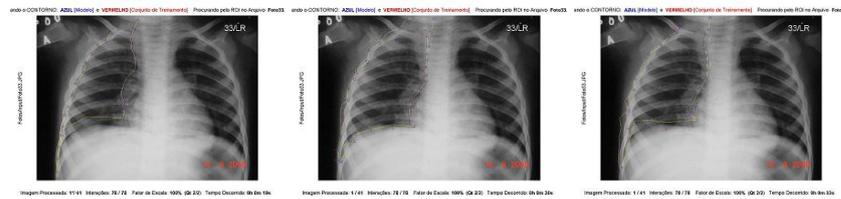
D.1.1 Pulmão do Lado Direito

Nesta subseção são apresentados os resultados aplicados às imagens das subfiguras (a), (b) e (c). Para cada figura é representada conforme as sequências das Tabela 5.9, Tabela 5.10, Tabela 5.11.

Portanto, os experimentos para o pulmão do lado direito foram realizados com o valor do $k = 8$, $n_{s2} = 11$ e com $l_{max} = 78$, em que cada subfigura é representada com diferentes valores de n_s conforme detalhado a seguir para a cada figura:

- Subfigura (a) foi realizado o experimento com o valor de $n_s = 19$;
- Subfigura (b) foi realizado o experimento com o valor de $n_s = 53$;
- Subfigura (c) foi realizado o experimento com o valor de $n_s = 74$.

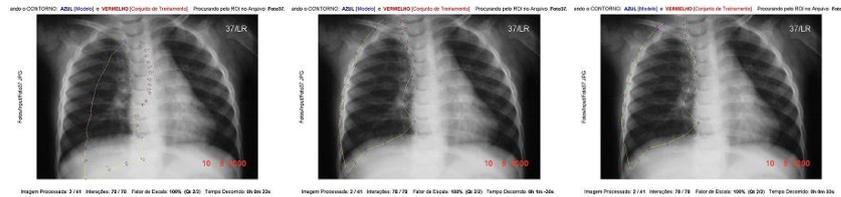
A seguir são apresentados os experimentos com os respectivos valores e resultados, em que foram realizados para o pulmão do lado direito:



$$(a) \quad n_s=19; I=60,55^*; \quad (b) \quad n_s=53; I=87,78; \quad (c) \quad n_s=74; I=81,02;$$

$$E=39,44; D=3,27 \quad E=12,21; D=14,71 \quad E=18,97; D=11,74$$

Figura D.1: Foto33.JPG



$$(a) \quad n_s=19; I=40,71; \quad (b) \quad n_s=53; I=92,13; \quad (c) \quad n_s=74; I=92,5;$$

$$E=59,28; D=54,76 \quad E=7,86; D=13,32 \quad E=7,49; D=12,03$$

Figura D.2: Foto37.JPG



(a) $n_s=19; I=61,95;$
 $E=38,04; D=52,76$ (b) $n_s=53; I=91,23;$
 $E=8,76; D=5,52$ (c) $n_s=74; I=89,25;$
 $E=10,74; D=6,93$

Figura D.3: Foto38.JPG



(a) $n_s=19; I=44,24;$
 $E=55,75; D=54,64$ (b) $n_s=53; I=92,12;$
 $E=7,87; D=5,68$ (c) $n_s=74; I=90,99;$
 $E=9; D=5,92$

Figura D.4: foto112.JPG



(a) $n_s=19; I=80,18*;$
 $E=19,81; D=1,35$ (b) $n_s=53; I=90,7;$
 $E=9,29; D=6,21$ (c) $n_s=74; I=93,53;$
 $E=6,46; D=6,75$

Figura D.5: foto115.JPG



(a) $n_s=19; I=29,45;$
 $E=70,54; D=59,97$ (b) $n_s=53; I=90,75;$
 $E=9,24; D=5,43$ (c) $n_s=74; I=91,6;$
 $E=8,39; D=5,12$

Figura D.6: foto125.JPG



(a) $n_s=19; I=60,09^*$; $E=39,9; D=7,49$ (b) $n_s=53; I=83,37$; $E=16,62; D=6,77$ (c) $n_s=74; I=84,01$; $E=15,98; D=5,3$

Figura D.7: foto131.JPG



(a) $n_s=19; I=67,21^*$; $E=32,78; D=7,95$ (b) $n_s=53; I=67,21^*$; $E=32,78; D=7,95$ (c) $n_s=74; I=67,21^*$; $E=32,78; D=7,95$

Figura D.8: foto134.JPG



(a) $n_s=19; I=85,38^*$; $E=14,61; D=10,17$ (b) $n_s=53; I=92,41$; $E=7,58; D=13,9$ (c) $n_s=74; I=84,63$; $E=15,36; D=17,36$

Figura D.9: foto139.JPG



(a) $n_s=19; I=76,85^*$; $E=23,14; D=4,28$ (b) $n_s=53; I=89,86$; $E=10,13; D=16,9$ (c) $n_s=74; I=83,55$; $E=16,44; D=9,62$

Figura D.10: foto143.JPG

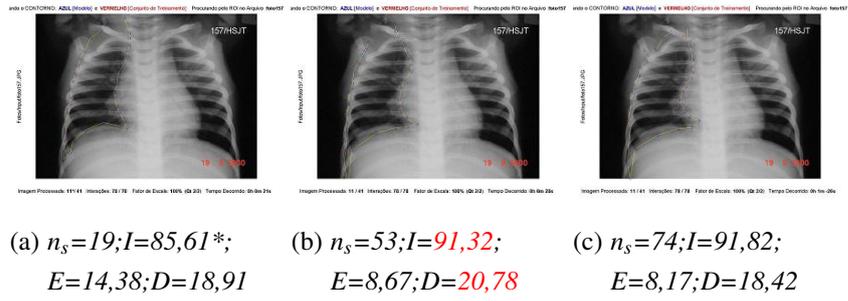


Figura D.11: foto157.JPG

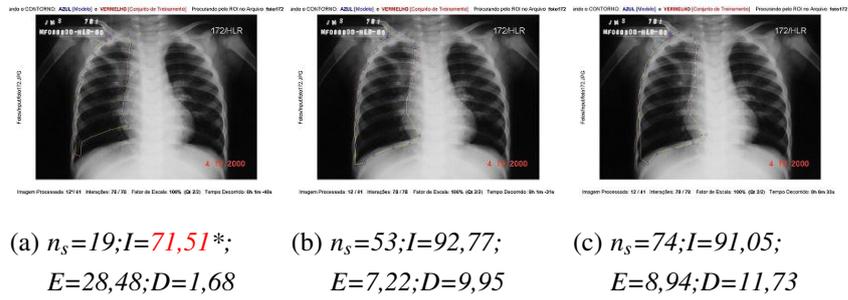


Figura D.12: foto172.JPG

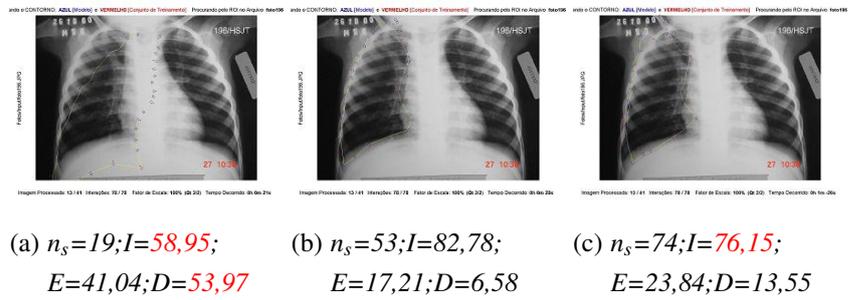


Figura D.13: foto196.JPG

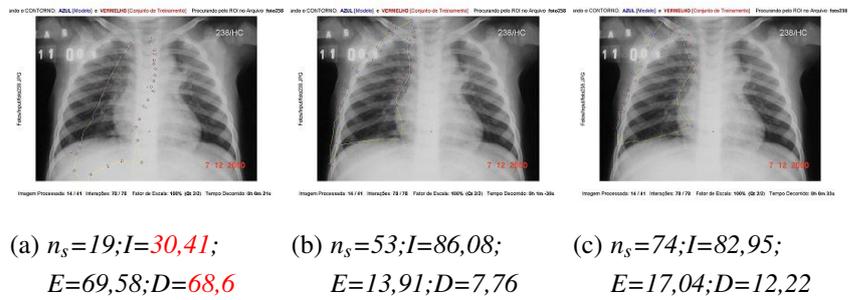


Figura D.14: foto238.JPG

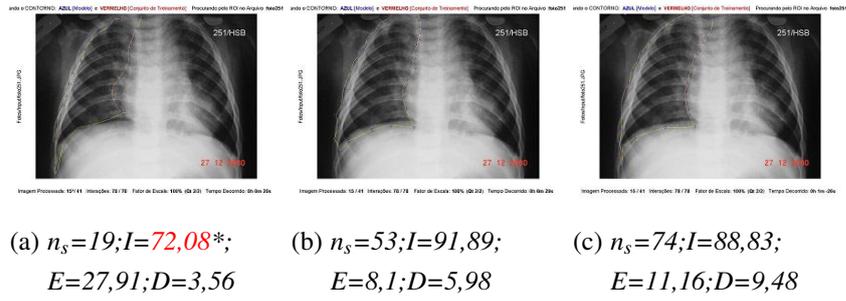


Figura D.15: foto251.JPG

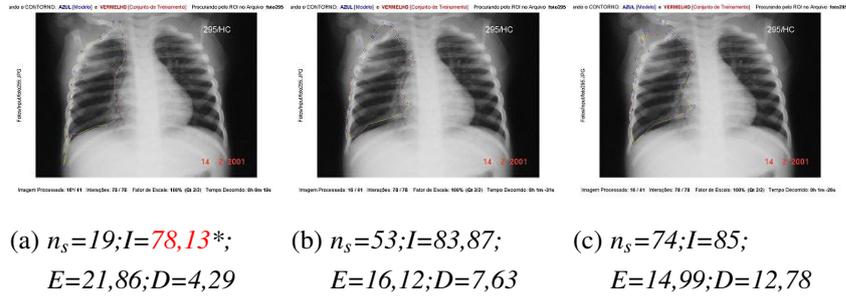


Figura D.16: foto295.JPG

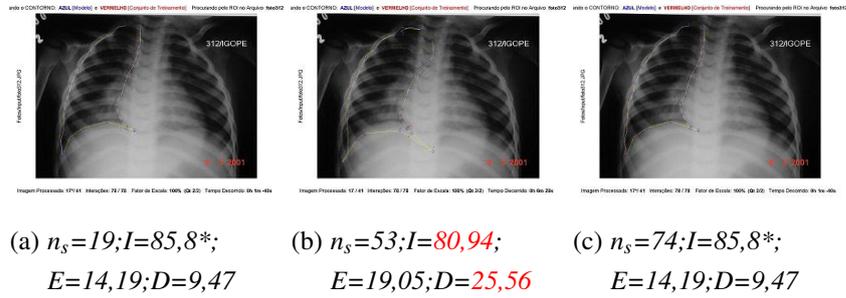


Figura D.17: foto312.JPG

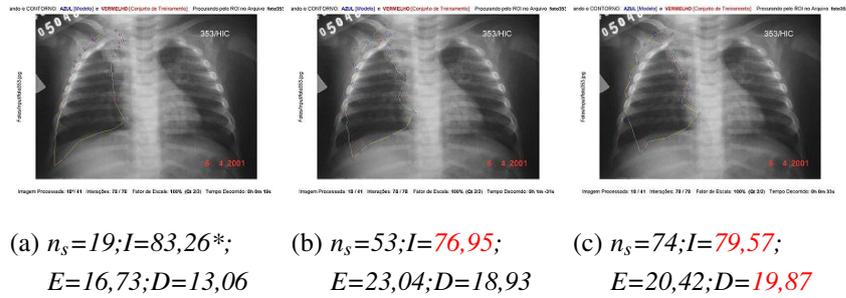


Figura D.18: foto353.jpg

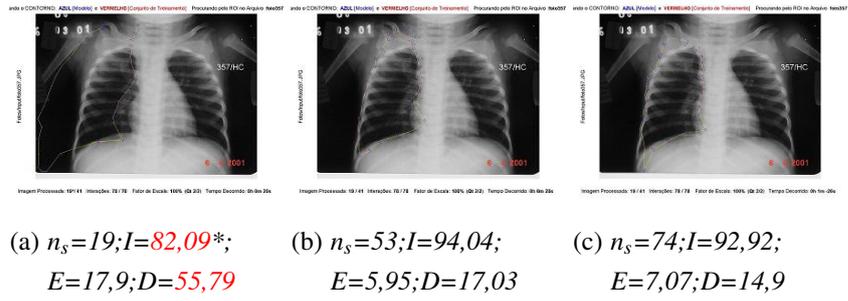


Figura D.19: foto357.JPG

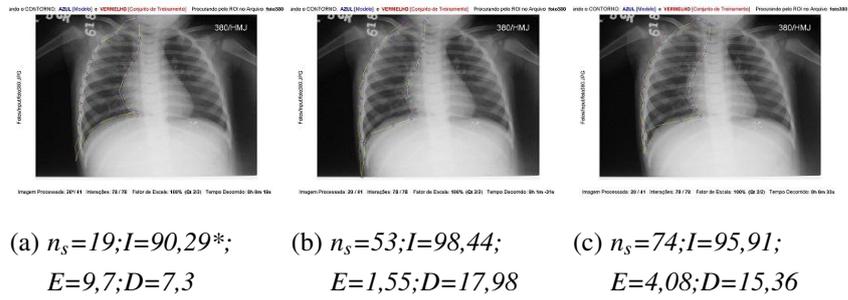


Figura D.20: foto380.JPG

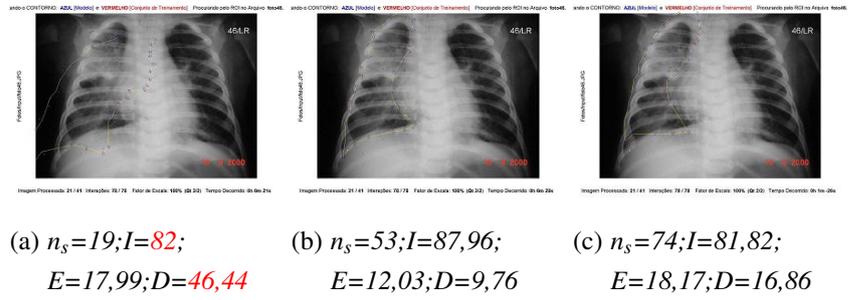


Figura D.21: foto46.JPG

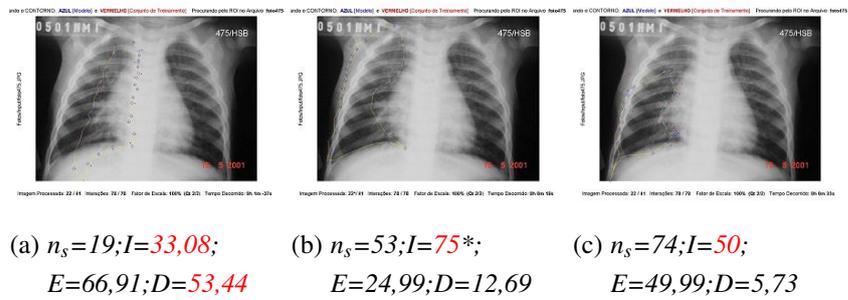


Figura D.22: foto475.JPG



(a) $n_s=19; I=43,42;$
 $E=56,57; D=48,55$ (b) $n_s=53; I=85,24;$
 $E=14,75; D=9,6$ (c) $n_s=74; I=81,31;$
 $E=18,68; D=7,91$

Figura D.23: foto478.JPG



(a) $n_s=19; I=78,5;$
 $E=21,49; D=47,39$ (b) $n_s=53; I=76,31;$
 $E=23,68; D=8,66$ (c) $n_s=74; I=90,58;$
 $E=9,41; D=7,13$

Figura D.24: foto492.JPG



(a) $n_s=19; I=31,69;$
 $E=68,3; D=64,94$ (b) $n_s=53; I=94,07;$
 $E=5,92; D=5,71$ (c) $n_s=74; I=92,66;$
 $E=7,33; D=7,78$

Figura D.25: foto506.JPG



(a) $n_s=19; I=86,95*;$
 $E=13,04; D=1,09$ (b) $n_s=53; I=94,89;$
 $E=5,1; D=13,8$ (c) $n_s=74; I=93,14;$
 $E=6,85; D=7,99$

Figura D.26: foto52.JPG



(a) $n_s=19; I=30,55;$
 $E=69,44; D=75,26$ (b) $n_s=53; I=87,2;$
 $E=12,79; D=10,1$ (c) $n_s=74; I=74,31;$
 $E=25,68; D=11,93$

Figura D.27: foto527.JPG



(a) $n_s=19; I=42,97;$
 $E=57,02; D=60,96$ (b) $n_s=53; I=93,7;$
 $E=6,29; D=6,28$ (c) $n_s=74; I=91,77;$
 $E=8,22; D=11,84$

Figura D.28: foto561.JPG



(a) $n_s=19; I=45,73;$
 $E=54,26; D=51,9$ (b) $n_s=53; I=92,85;$
 $E=7,14; D=5,76$ (c) $n_s=74; I=93,88;$
 $E=6,11; D=10,71$

Figura D.29: foto625.JPG



(a) $n_s=19; I=77,95*;$
 $E=22,04; D=6,57$ (b) $n_s=53; I=90,34;$
 $E=9,65; D=10,37$ (c) $n_s=74; I=90,46;$
 $E=9,53; D=7,79$

Figura D.30: foto63.JPG



(a) $n_s=19; I=10,33;$
 $E=89,66; D=93,29$ (b) $n_s=53; I=74,95^*;$
 $E=25,04; D=6,02$ (c) $n_s=74; I=94,07;$
 $E=5,92; D=16,99$

Figura D.31: foto659.jpg



(a) $n_s=19; I=52,87;$
 $E=47,12; D=49,71$ (b) $n_s=53; I=90,47;$
 $E=9,52; D=11,86$ (c) $n_s=74; I=84,35;$
 $E=15,64; D=12,62$

Figura D.32: foto66.JPG



(a) $n_s=19; I=83,85^*;$
 $E=16,14; D=2,02$ (b) $n_s=53; I=95,88;$
 $E=4,11; D=11,59$ (c) $n_s=74; I=91,71;$
 $E=8,28; D=10,93$

Figura D.33: foto67.JPG



(a) $n_s=19; I=29,04;$
 $E=70,95; D=51,74$ (b) $n_s=53; I=56,4^*;$
 $E=43,59; D=5,22$ (c) $n_s=74; I=56,4^*;$
 $E=43,59; D=5,22$

Figura D.34: foto682.jpg

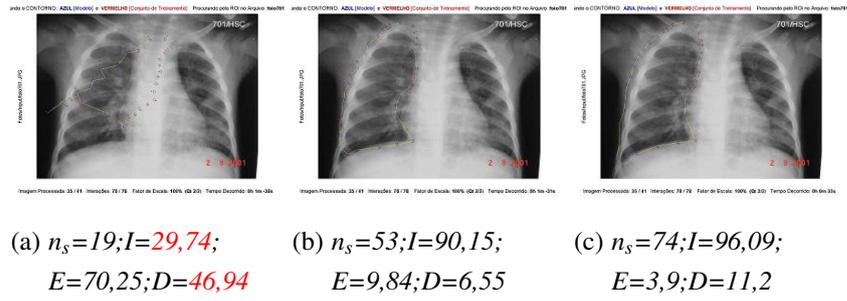


Figura D.35: foto701.JPG

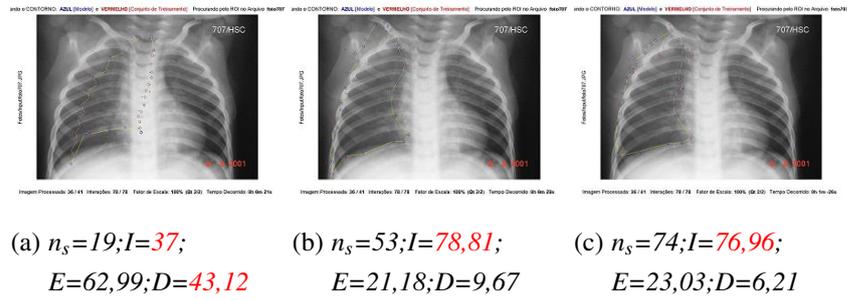


Figura D.36: foto707.JPG

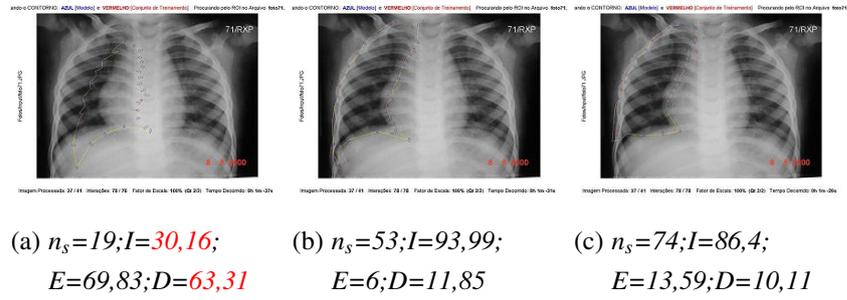


Figura D.37: foto71.JPG

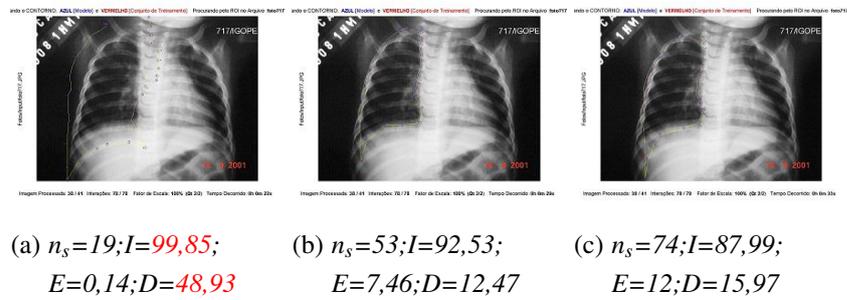


Figura D.38: foto717.JPG

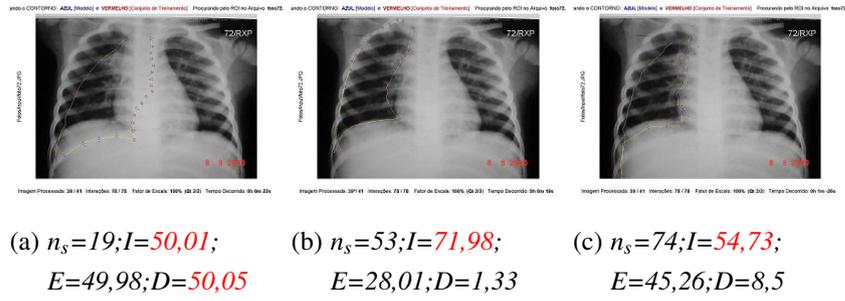


Figura D.39: foto72.JPG

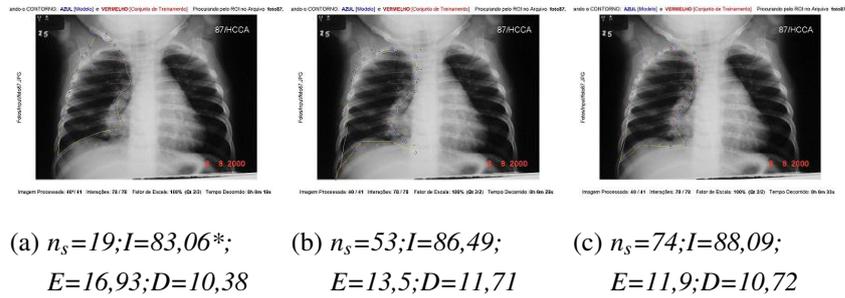


Figura D.40: foto87.JPG

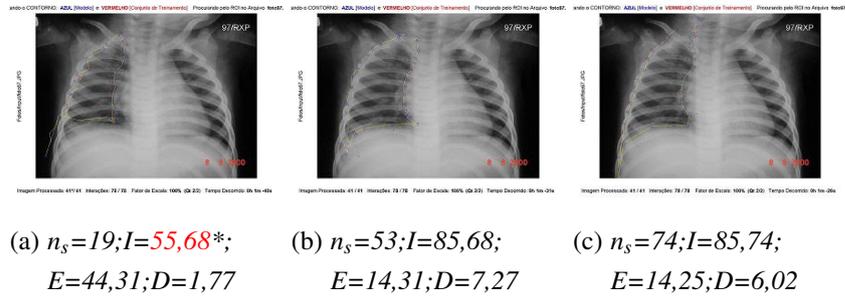


Figura D.41: foto97.JPG

D.1.2 Pulmão do Lado Esquerdo

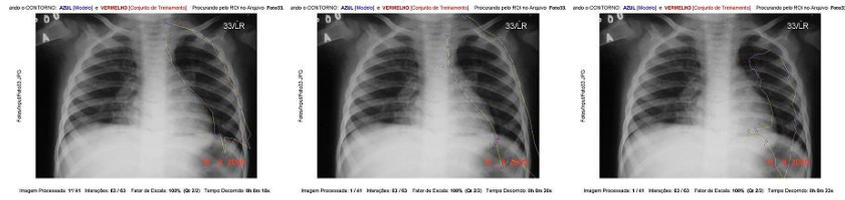
Nesta subseção são apresentados os resultados aplicados às imagens das subfiguras (a), (b) e (c) para cada figura é representado conforme as sequências das Tabela 5.12, Tabela 5.13, Tabela 5.14.

Portanto, os experimentos para o pulmão do lado esquerdo foram realizados com o valor do $k = 16$, $n_{s2} = 19$ e com $l_{max} = 63$, e cada subfigura é representada com diferentes valores de n_s conforme detalhado a seguir para a cada figura:

- Subfigura (a) foi realizado o experimento com o valor de $n_s = 23$;
- Subfigura (b) foi realizado o experimento com o valor de $n_s = 31$;

- Subfigura (c) foi realizado o experimento com o valor de $n_s = 51$.

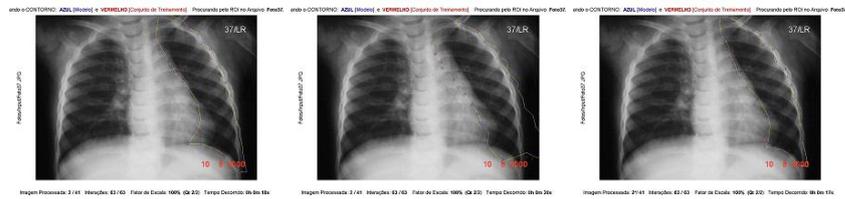
A seguir, são apresentados os experimentos com os respectivos valores e resultados, que foram realizados para o pulmão do lado esquerdo:



$$(a) \ n_s=23; I=82,87^*; \quad (b) \ n_s=31; I=98,6; \quad (c) \ n_s=51; I=43,24;$$

$$E=17,12; D=8,09 \quad \quad \quad E=1,39; D=28,28 \quad \quad \quad E=56,75; D=30,21$$

Figura D.42: Foto33.JPG



$$(a) \ n_s=23; I=83,49; \quad (b) \ n_s=31; I=87,31; \quad (c) \ n_s=51; I=79,66^*;$$

$$E=16,5; D=19,93 \quad \quad \quad E=12,68; D=33,67 \quad \quad \quad E=20,33; D=15,14$$

Figura D.43: Foto37.JPG



$$(a) \ n_s=23; I=76,13; \quad (b) \ n_s=31; I=90,97; \quad (c) \ n_s=51; I=81,43^*;$$

$$E=23,86; D=11,05 \quad \quad \quad E=9,02; D=40,71 \quad \quad \quad E=18,56; D=5,54$$

Figura D.44: Foto38.JPG



$$(a) \ n_s=23; I=89,28; \quad (b) \ n_s=31; I=47,21; \quad (c) \ n_s=51; I=50,84^*;$$

$$E=10,71; D=5,86 \quad \quad \quad E=52,78; D=13,19 \quad \quad \quad E=49,15; D=3,62$$

Figura D.45: foto112.JPG

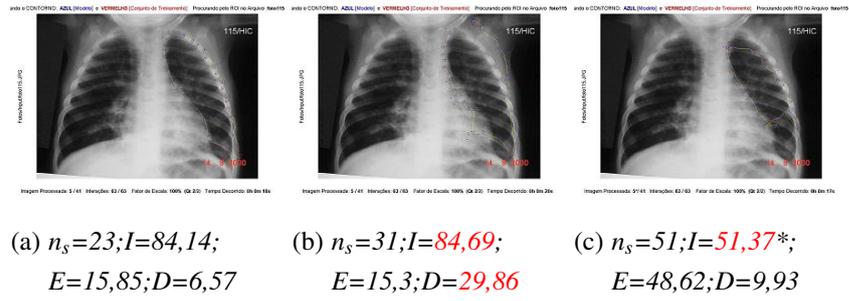


Figura D.46: foto115.JPG

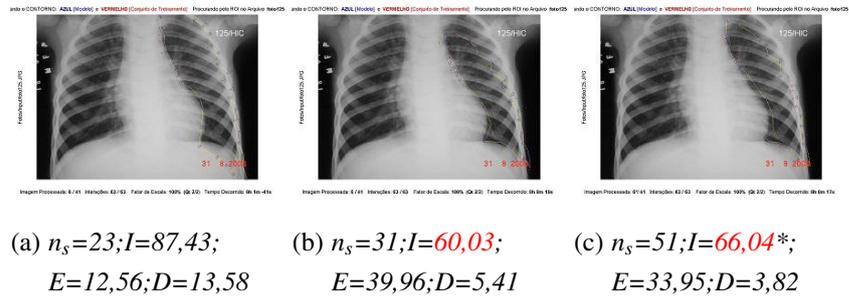


Figura D.47: foto125.JPG

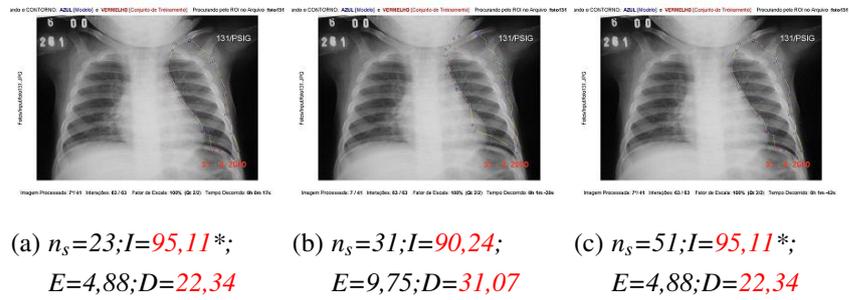


Figura D.48: foto131.JPG

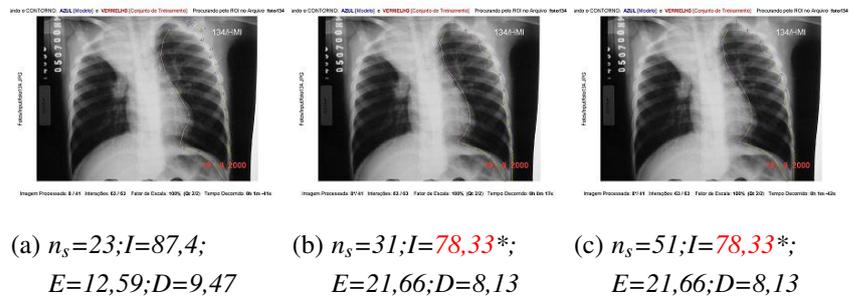


Figura D.49: foto134.JPG

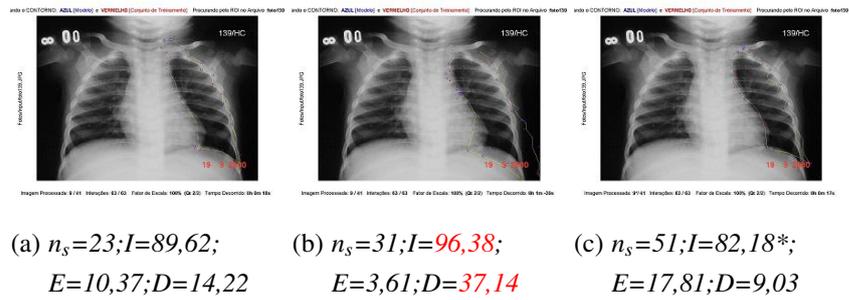


Figura D.50: foto139.JPG

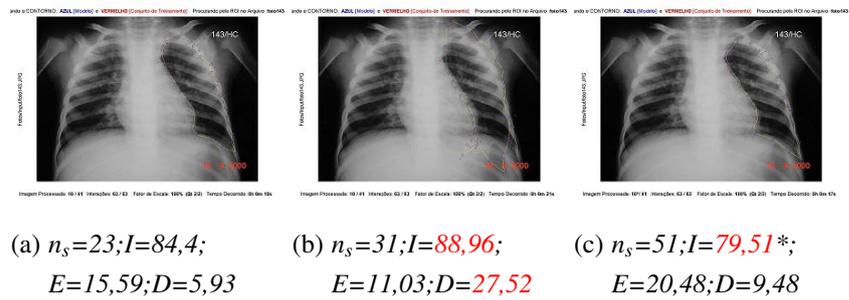


Figura D.51: foto143.JPG

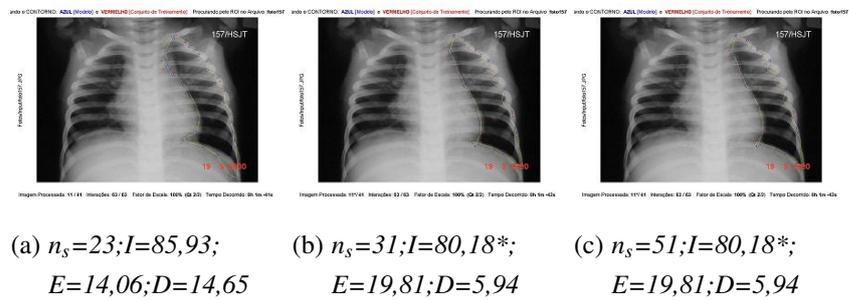


Figura D.52: foto157.JPG

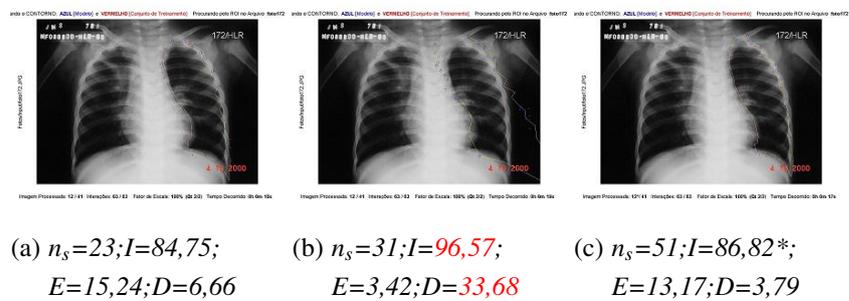


Figura D.53: foto172.JPG



(a) $n_s=23; I=76,24;$
 $E=23,75; D=2,16$ (b) $n_s=31; I=86,34;$
 $E=13,65; D=5,19$ (c) $n_s=51; I=69,03*;$
 $E=30,96; D=1,63$

Figura D.54: foto196.JPG



(a) $n_s=23; I=83,02;$
 $E=16,97; D=8,94$ (b) $n_s=31; I=82,8;$
 $E=17,19; D=25,75$ (c) $n_s=51; I=80,69*;$
 $E=19,3; D=7,09$

Figura D.55: foto238.JPG



(a) $n_s=23; I=84,36*;$
 $E=15,63; D=16,15$ (b) $n_s=31; I=84,36*;$
 $E=15,63; D=16,15$ (c) $n_s=51; I=84,36*;$
 $E=15,63; D=16,15$

Figura D.56: foto251.JPG



(a) $n_s=23; I=87,14;$
 $E=12,85; D=30,71$ (b) $n_s=31; I=82,12;$
 $E=17,87; D=45,61$ (c) $n_s=51; I=59,32*;$
 $E=40,67; D=5,04$

Figura D.57: foto295.JPG

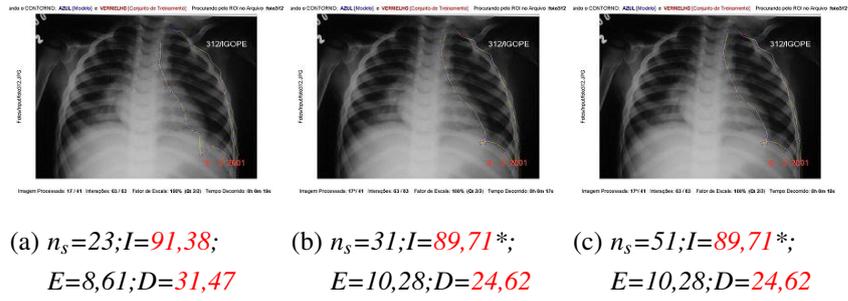


Figura D.58: foto312.JPG

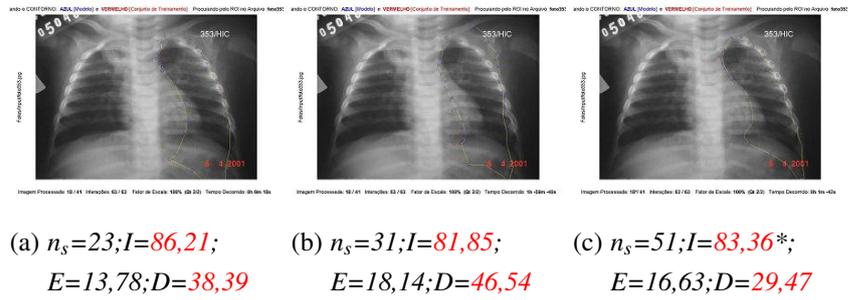


Figura D.59: foto353.jpg

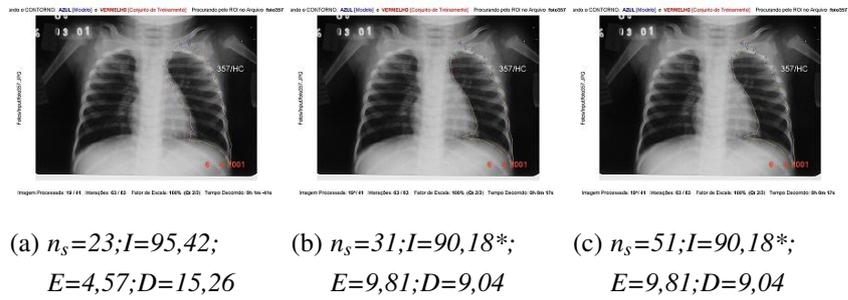


Figura D.60: foto357.JPG

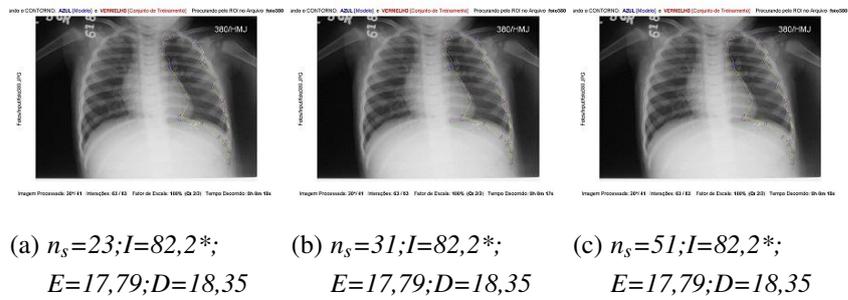


Figura D.61: foto380.JPG

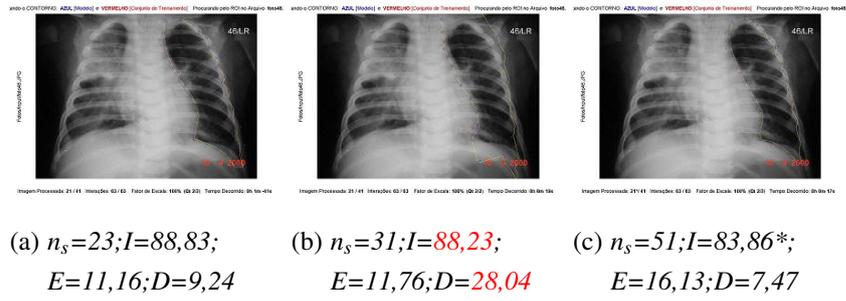


Figura D.62: foto46.JPG

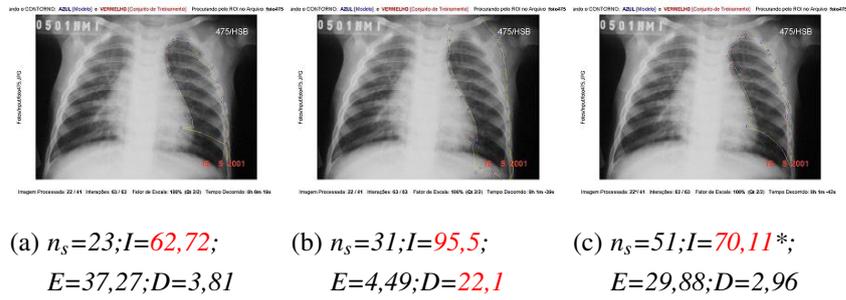


Figura D.63: foto475.JPG

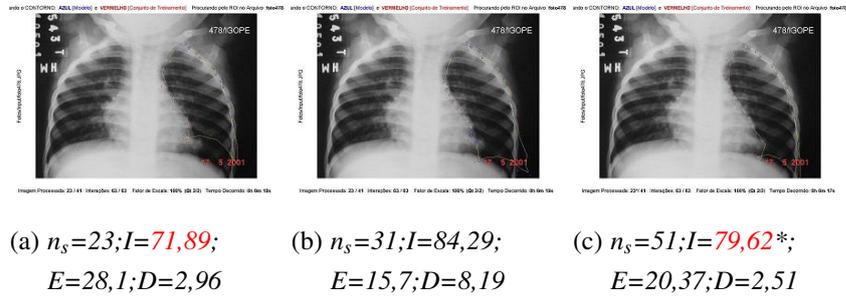


Figura D.64: foto478.JPG

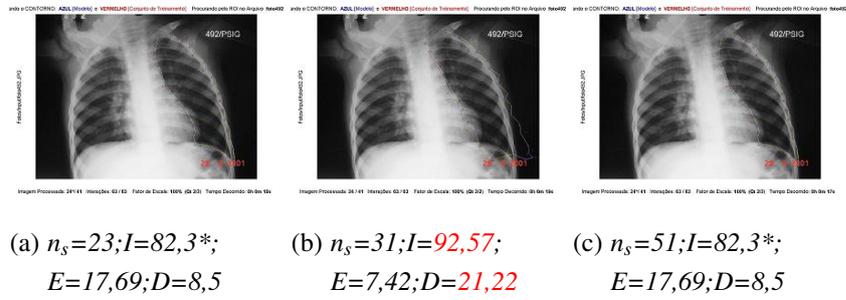


Figura D.65: foto492.JPG

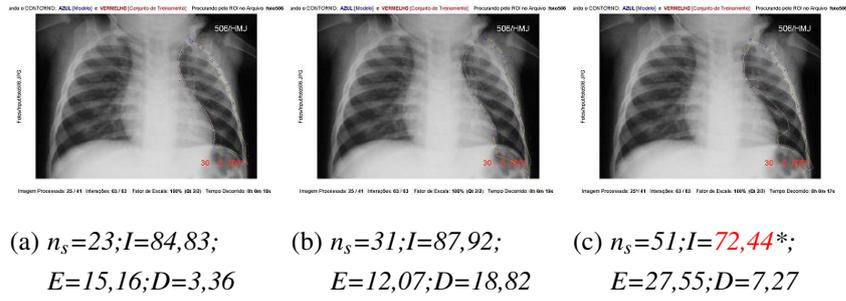


Figura D.66: foto506.JPG

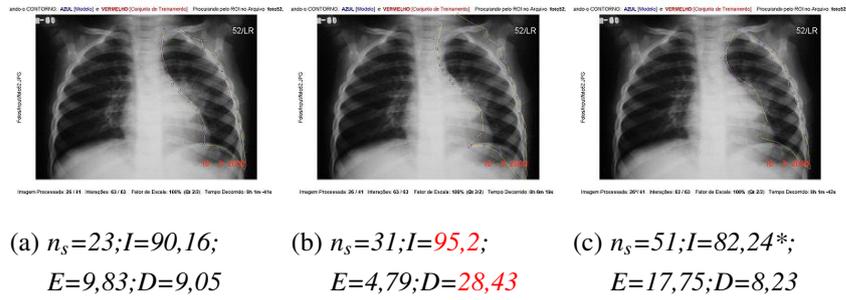


Figura D.67: foto52.JPG

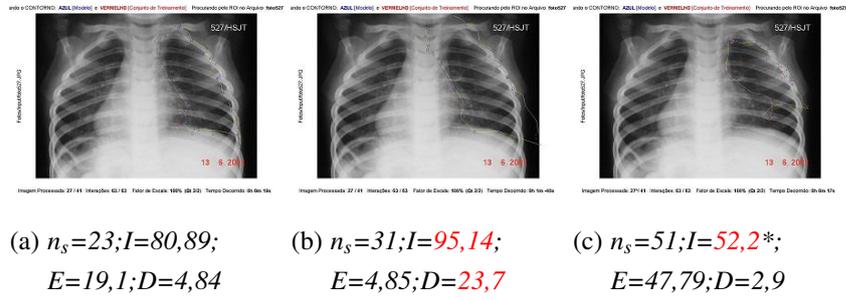


Figura D.68: foto527.JPG

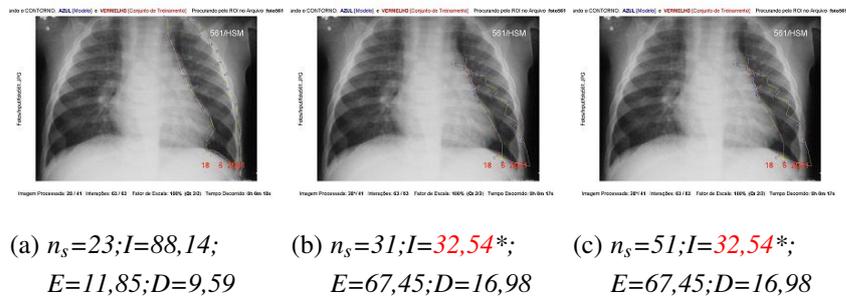
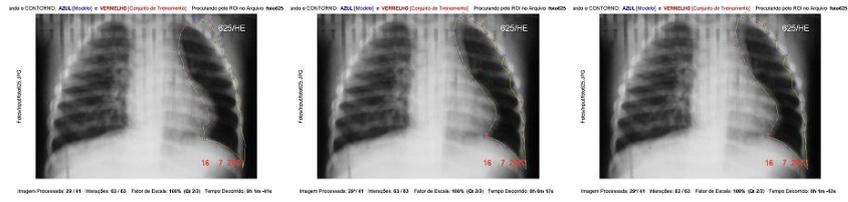


Figura D.69: foto561.JPG



(a) $n_s=23; I=88,36;$
 $E=11,63; D=18,04$ (b) $n_s=31; I=82,21^*;$
 $E=17,78; D=14,11$ (c) $n_s=51; I=82,21^*;$
 $E=17,78; D=14,11$

Figura D.70: foto625.JPG



(a) $n_s=23; I=83,63;$
 $E=16,36; D=8,15$ (b) $n_s=31; I=70,07;$
 $E=29,92; D=49,79$ (c) $n_s=51; I=96,33^*;$
 $E=3,66; D=21,92$

Figura D.71: foto63.JPG



(a) $n_s=23; I=92,94;$
 $E=7,05; D=13,99$ (b) $n_s=31; I=90,46^*;$
 $E=9,53; D=14,85$ (c) $n_s=51; I=90,46^*;$
 $E=9,53; D=14,85$

Figura D.72: foto659.jpg



(a) $n_s=23; I=85,4;$
 $E=14,59; D=12,78$ (b) $n_s=31; I=54,45^*;$
 $E=45,54; D=2,79$ (c) $n_s=51; I=51,46;$
 $E=48,53; D=24,2$

Figura D.73: foto66.JPG

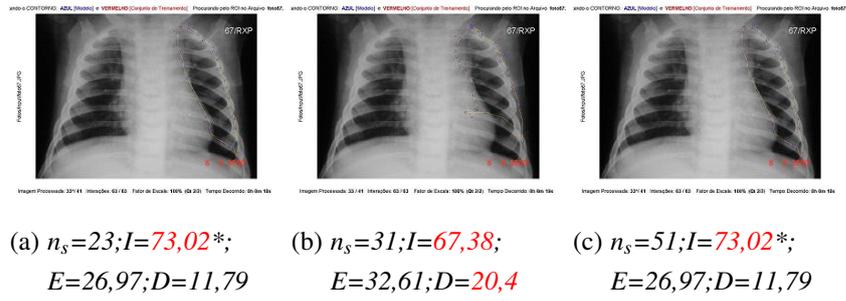


Figura D.74: foto67.JPG

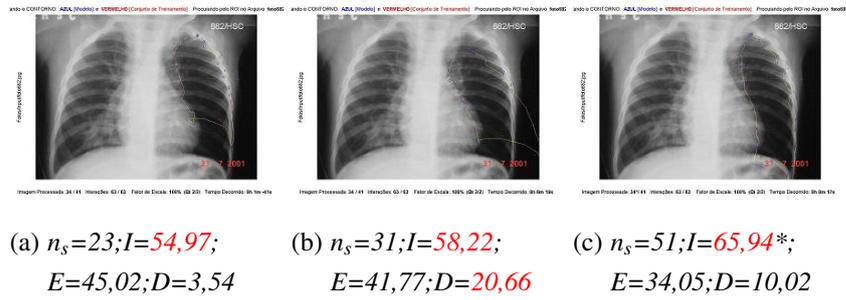


Figura D.75: foto682.jpg

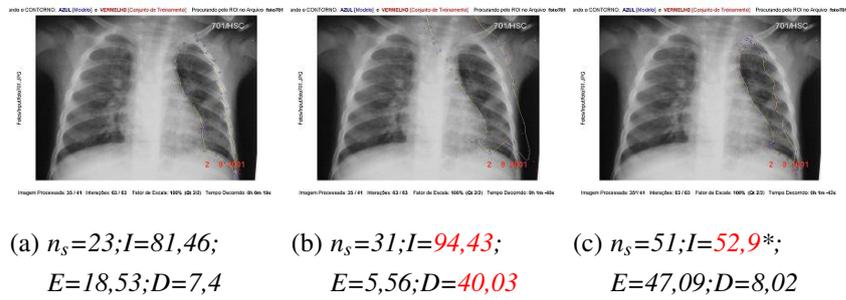


Figura D.76: foto701.JPG

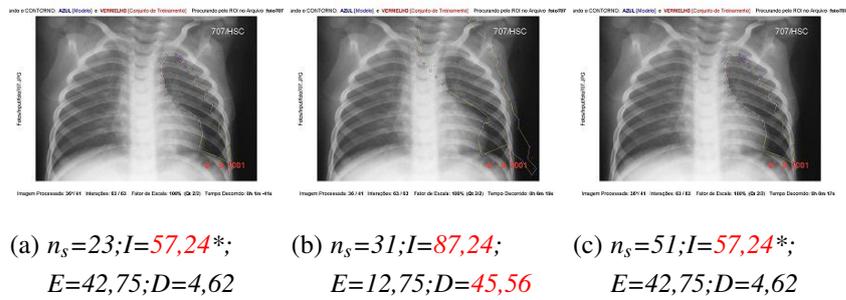


Figura D.77: foto707.JPG

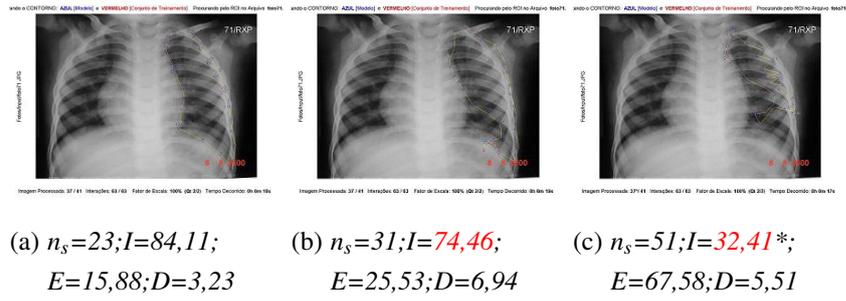


Figura D.78: foto71.JPG

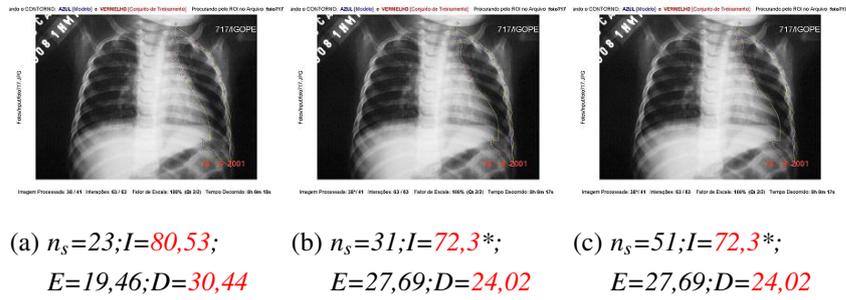


Figura D.79: foto717.JPG

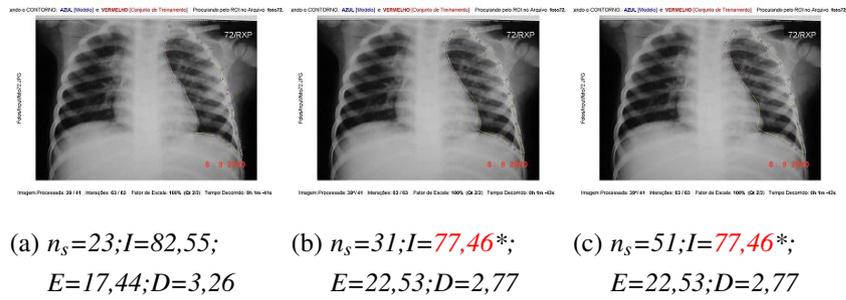


Figura D.80: foto72.JPG

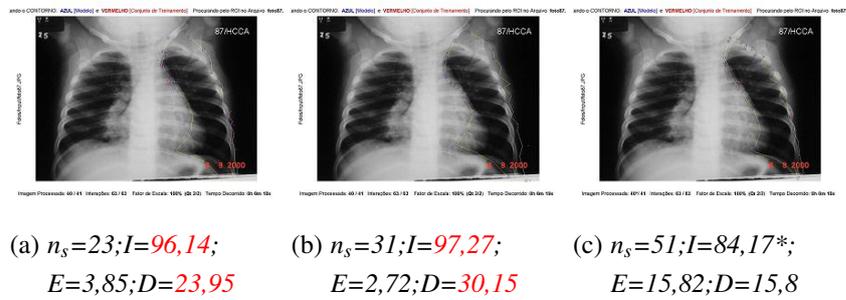


Figura D.81: foto87.JPG



(a) $n_s=23; I=67,62^*$;
 $E=32,37; D=7,96$

(b) $n_s=31; I=93,14$;
 $E=6,85; D=40,87$

(c) $n_s=51; I=67,62^*$;
 $E=32,37; D=7,96$

Figura D.82: *foto97.JPG*

Resultado da Comparação das Medidas de Similaridades Com o Uso do *nsAlterar*

Este apêndice contém os arquivos de imagens utilizadas nos experimentos que obtiveram os melhores valores de segmentação da Subseção [5.3.2 Aplicando a Metodologia Proposta II](#), que foi aplicado às medidas de similaridades conforme descrito na Seção [4.8 Medidas de Similaridades para Comparação dos Resultados](#) realçados os pulmões através das áreas internas processados no MATLAB.

E.1 Pulmão do Lado Direito e Esquerdo

Após a segmentação do total de 328 imagens, foi necessário dividir em 4 grupos, contendo em cada parte 41 imagens já processadas. Sendo assim, cada grupo foi realizado a comparação referente a área de interesse em que são os pulmões. Portanto, todas as informações foram estruturadas em duas subseções conforme explicado a seguir:

- [E.1.1 Pulmão do Lado Direito](#) que envolveu a Tabela [5.11](#), referente ao pulmão do lado direito;
- [E.1.2 Pulmão do Lado Esquerdo](#) que envolveu a Tabela [5.12](#), referente ao pulmão do lado esquerdo.

Para cada subseção são apresentados os resultados aplicados a imagens das subfiguras (a), (b), (c) e (d) em que para cada figura, conforme detalhado a seguir:

- Subfigura **(a)** contém a segmentação, após o uso do ASM e AAM;
- Subfigura **(b)** contém a segmentação em apenas dois tons, após o uso do ASM e AAM;
- Subfigura **(c)** contém a segmentação baseada nos conhecimentos da Seção [4.2.3 Validação das Imagens de Radiografias](#), cujos *pixels* externos à área segmentada são preenchidos com $f(x, y) = 0$, para que seja possível a realização das medidas de similaridade;

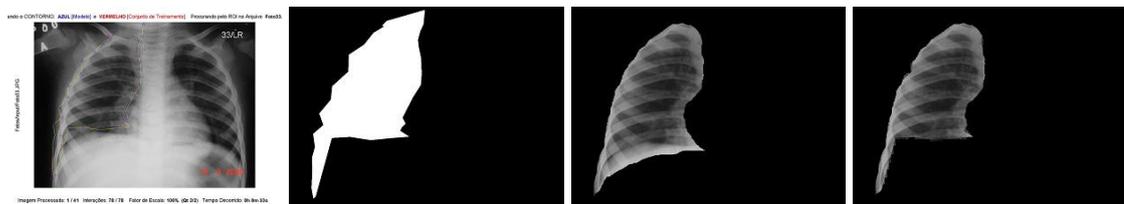
- Subfigura (d) contém a projeção dos resultados das medidas de similaridade referentes a interseção entre as imagens de (b) e (c).

No caso, da subfigura (a) suas sublegendas contém informações de resultados obtidos após a realização das medidas de similaridade, para cada figura. Sendo assim, são detalhados, a seguir, os significados dos campos n_s , I, E, D:

- O campo **I** é equivalente aos **Pixels Idênticos (%)**. E a cor escura indica que foi segmentado corretamente; a cor vermelha indica que foi segmentado incorretamente; onde o *(asterisco) representa que foi utilizado o valor n_{s2} e não o n_s .
- O campo **I** é equivalente aos **Pixels Idênticos (%)**. Em que a cor escura indica que foi segmentado corretamente; E a cor vermelha indica que foi segmentado incorretamente;
- O campo **E** é equivalente aos **Pixels Errados (%)**;
- O campo **D** é equivalente aos **Pixels Excedentes (%)**.

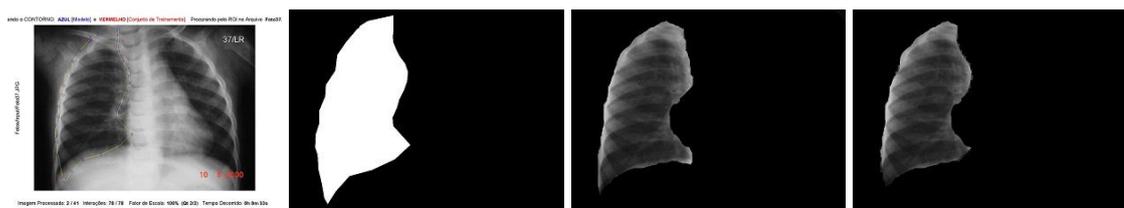
E.1.1 Pulmão do Lado Direito

Os melhores resultados obtidos dos experimentos para o pulmão do lado direito são os que contém valores de $k = 8$ e com $l_{max} = 78$. Cada subfigura é utilizada para projeção dos resultados obtidos em (d), conforme detalhado a seguir para cada figura:



(a) $n_s=74;I=81,02; E=18,97;D=11,74$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.1: Foto33.JPG



(a) $n_s=74;I=92,5; E=7,49;D=12,03$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.2: Foto37.JPG

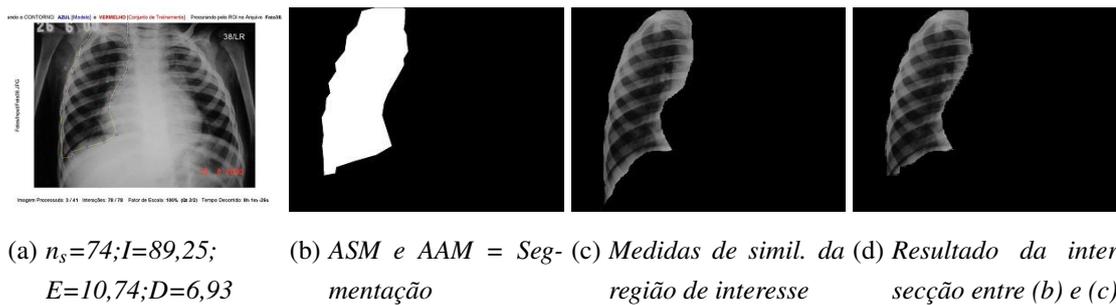


Figura E.3: Foto38.JPG

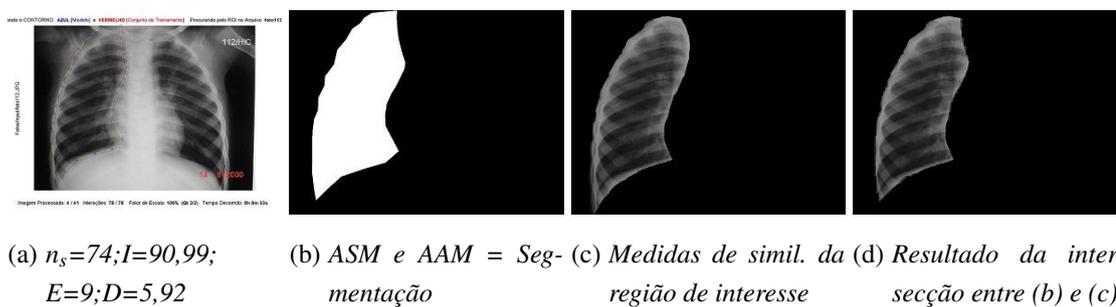


Figura E.4: foto112.JPG

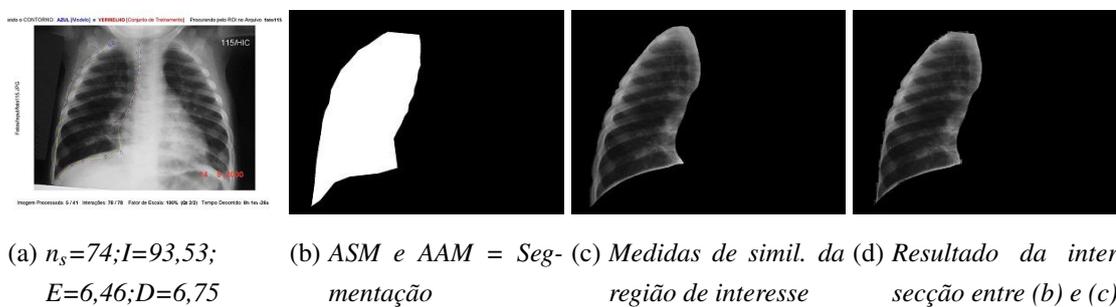


Figura E.5: foto115.JPG

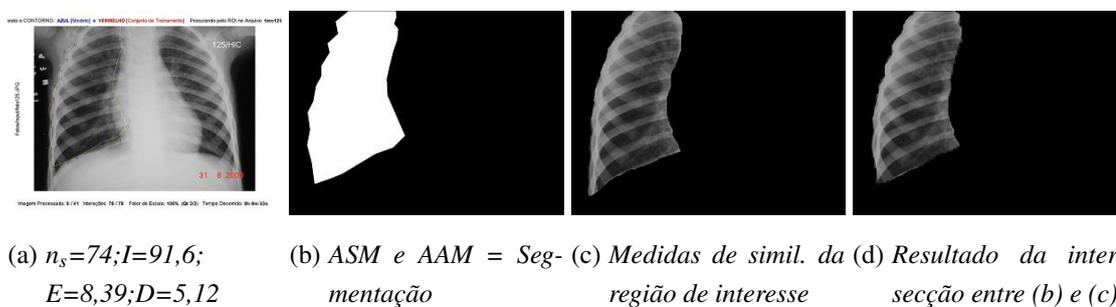


Figura E.6: foto125.JPG

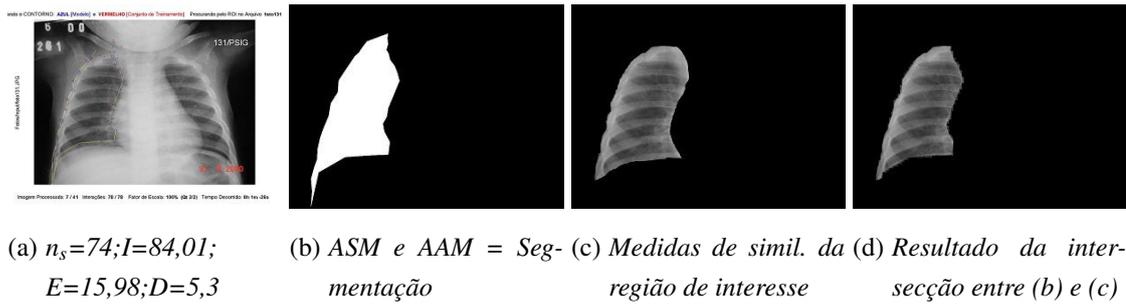


Figura E.7: foto131.JPG

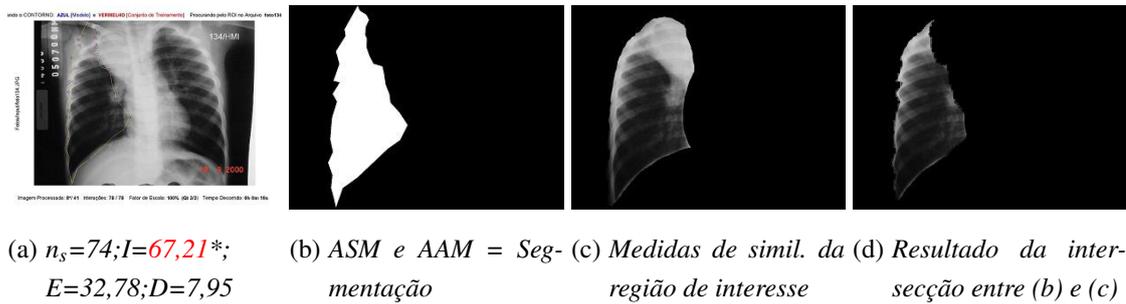


Figura E.8: foto134.JPG

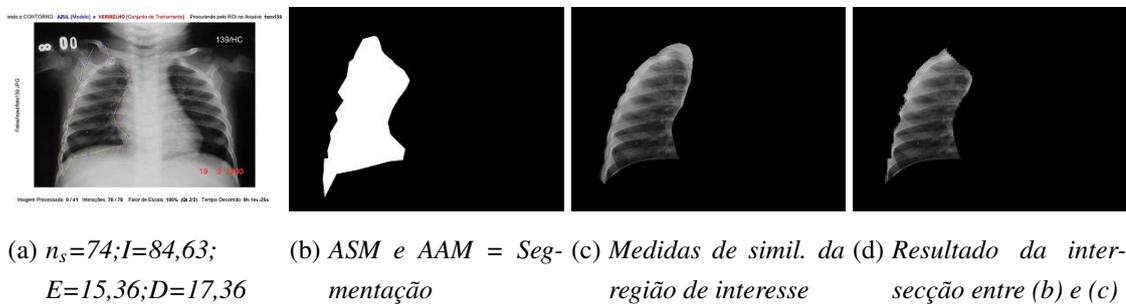


Figura E.9: foto139.JPG

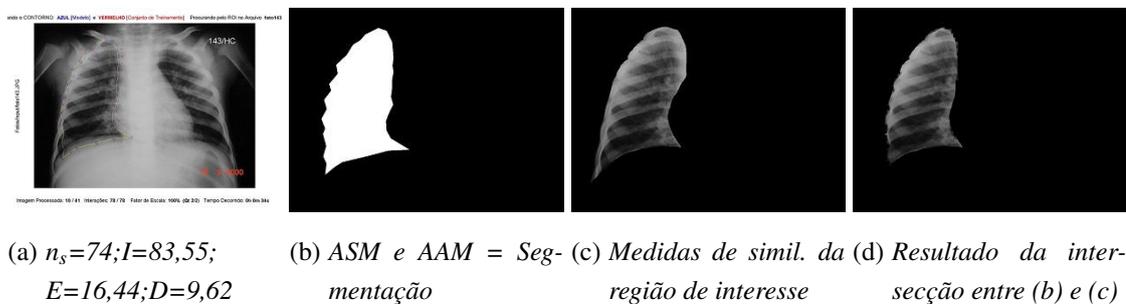
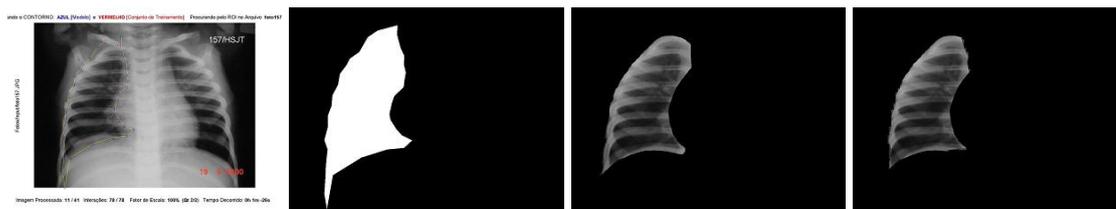
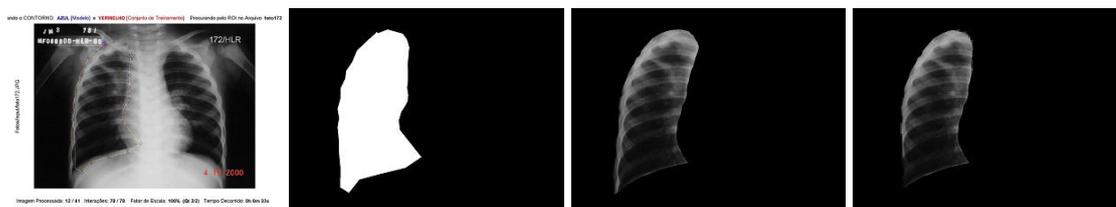


Figura E.10: foto143.JPG



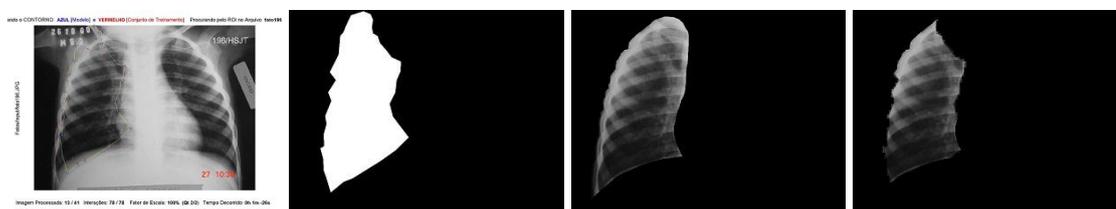
(a) $n_s=74; I=91,82; E=8,17; D=18,42$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.11: foto157.JPG



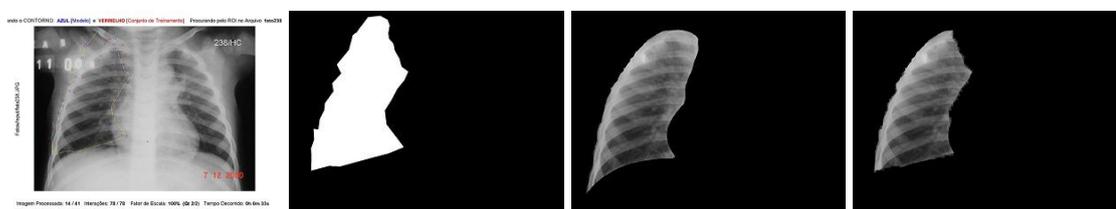
(a) $n_s=74; I=91,05; E=8,94; D=11,73$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.12: foto172.JPG



(a) $n_s=74; I=76,15; E=23,84; D=13,55$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.13: foto196.JPG



(a) $n_s=74; I=82,95; E=17,04; D=12,22$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.14: foto238.JPG

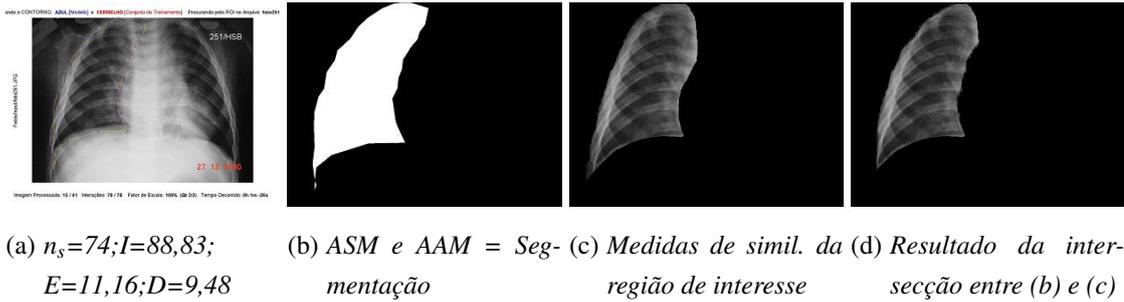


Figura E.15: foto251.JPG

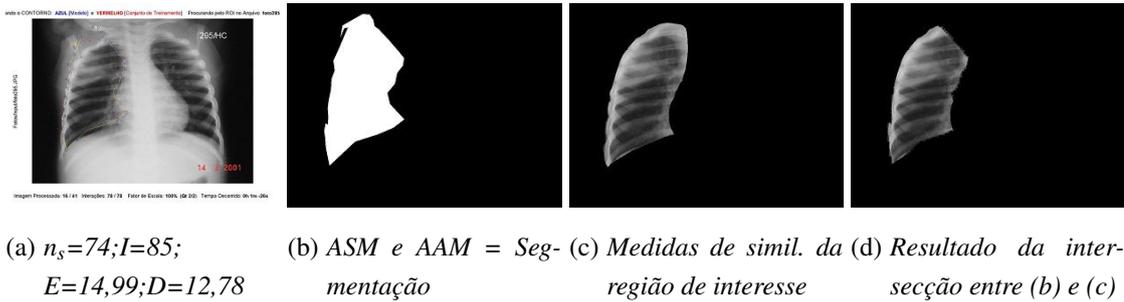


Figura E.16: foto295.JPG

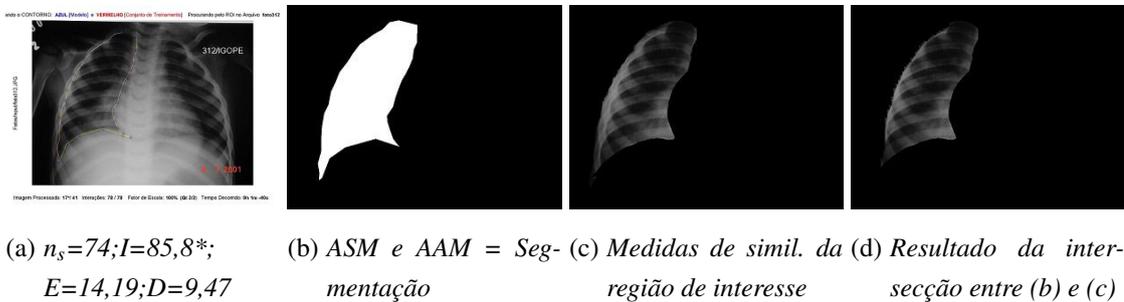


Figura E.17: foto312.JPG

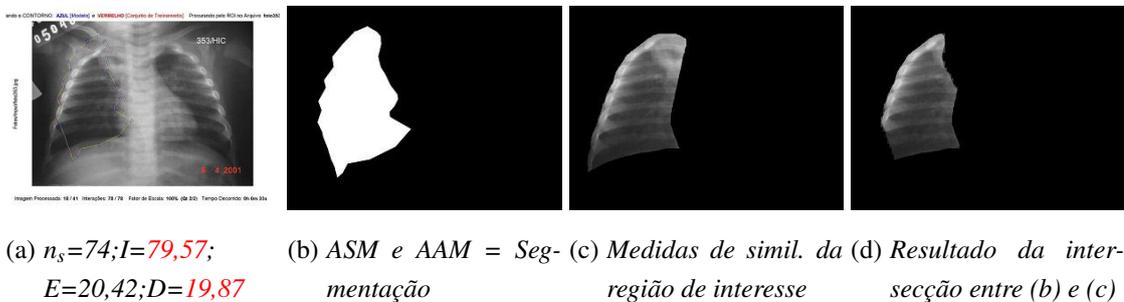
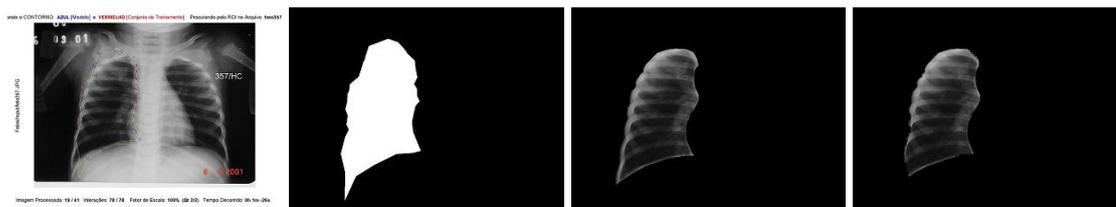
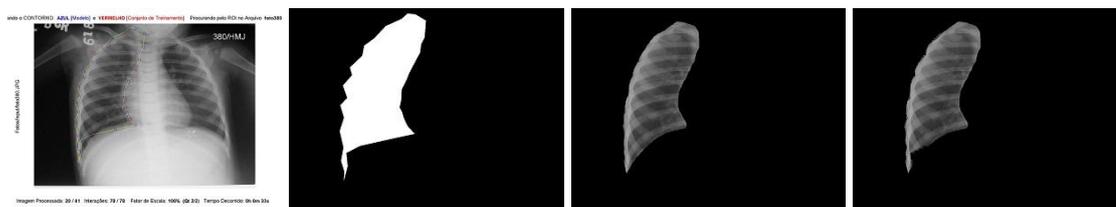


Figura E.18: foto353.jpg



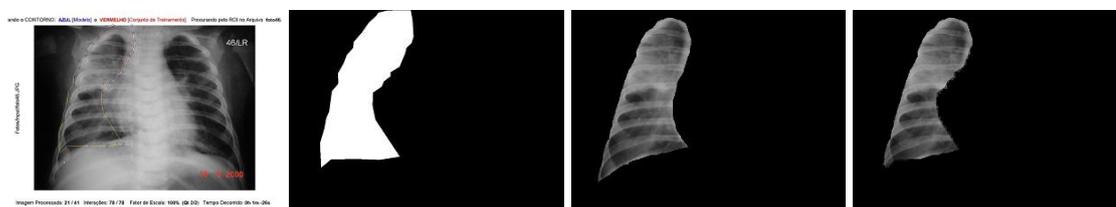
(a) $n_s=74; I=92,92;$
 $E=7,07; D=14,9$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.19: foto357.JPG



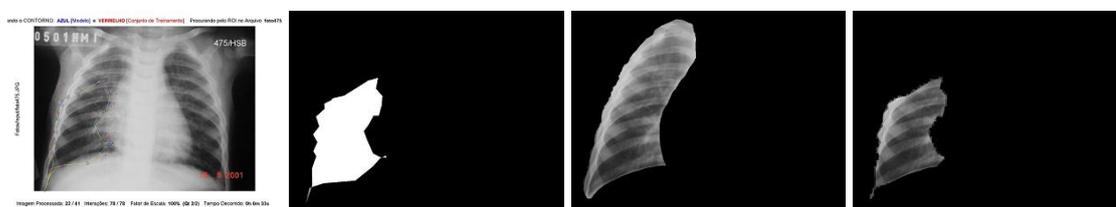
(a) $n_s=74; I=95,91;$
 $E=4,08; D=15,36$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.20: foto380.JPG



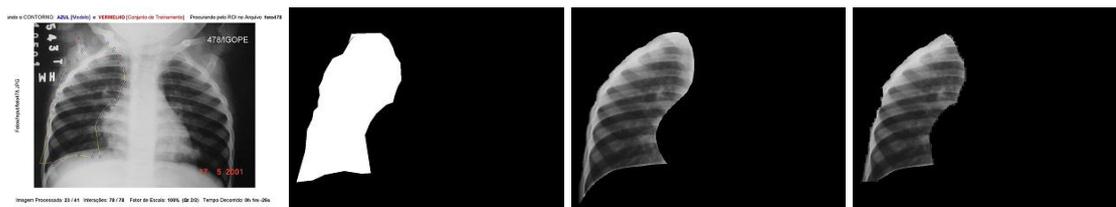
(a) $n_s=74; I=81,82;$
 $E=18,17; D=16,86$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.21: foto46.JPG



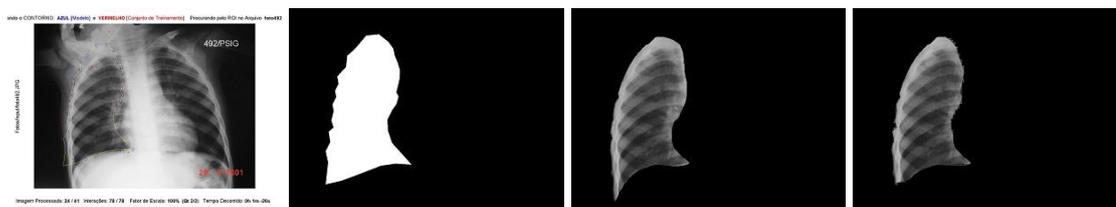
(a) $n_s=74; I=50;$
 $E=49,99; D=5,73$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.22: foto475.JPG



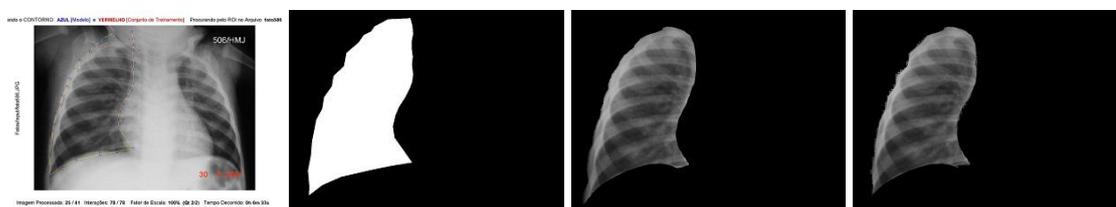
(a) $n_s=74; I=81,31; E=18,68; D=7,91$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.23: foto478.JPG



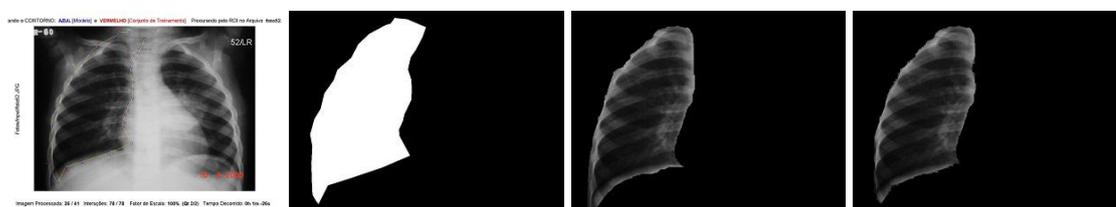
(a) $n_s=74; I=90,58; E=9,41; D=7,13$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.24: foto492.JPG



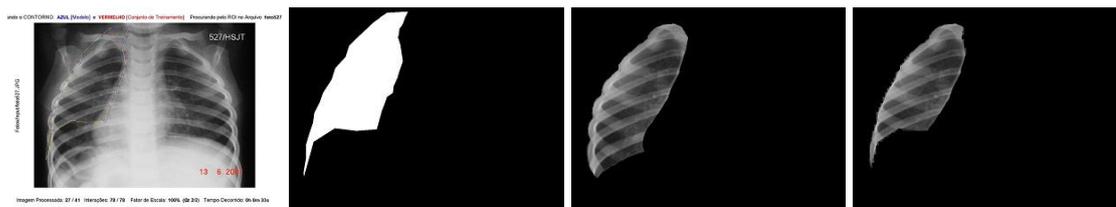
(a) $n_s=74; I=92,66; E=7,33; D=7,78$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.25: foto506.JPG



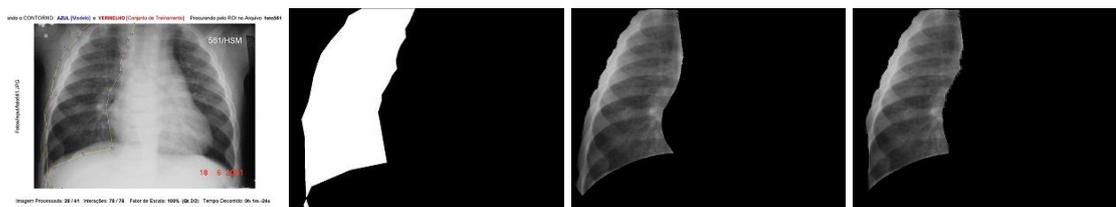
(a) $n_s=74; I=93,14; E=6,85; D=7,99$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.26: foto52.JPG



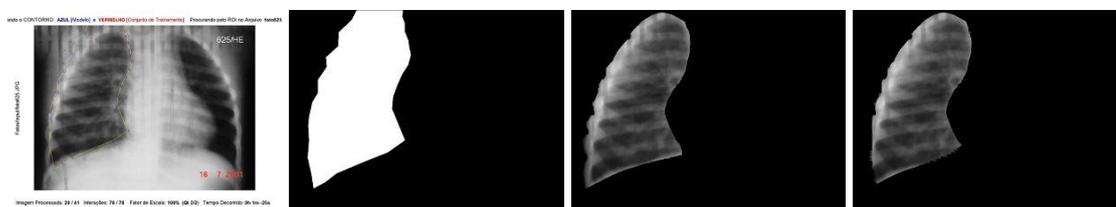
(a) $n_s=74; I=74,31;$
 $E=25,68; D=11,93$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.27: foto527.JPG



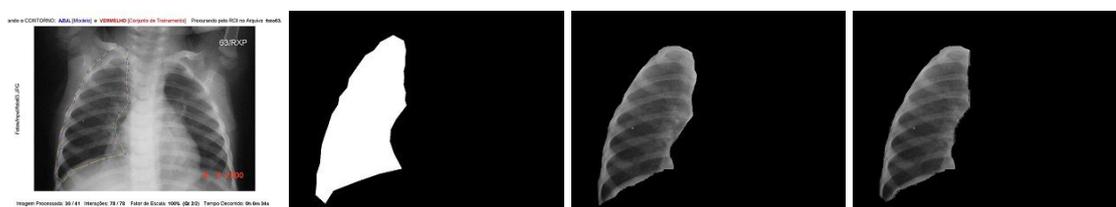
(a) $n_s=74; I=91,77;$
 $E=8,22; D=11,84$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.28: foto561.JPG



(a) $n_s=74; I=93,88;$
 $E=6,11; D=10,71$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.29: foto625.JPG



(a) $n_s=74; I=90,46;$
 $E=9,53; D=7,79$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.30: foto63.JPG

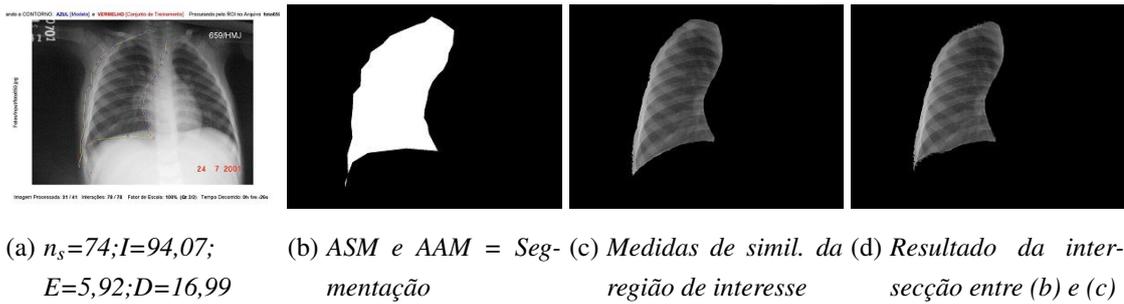


Figura E.31: foto659.jpg

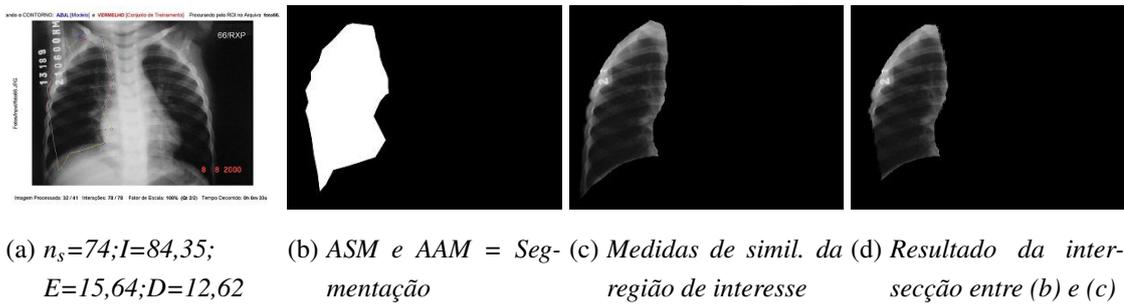


Figura E.32: foto66.JPG

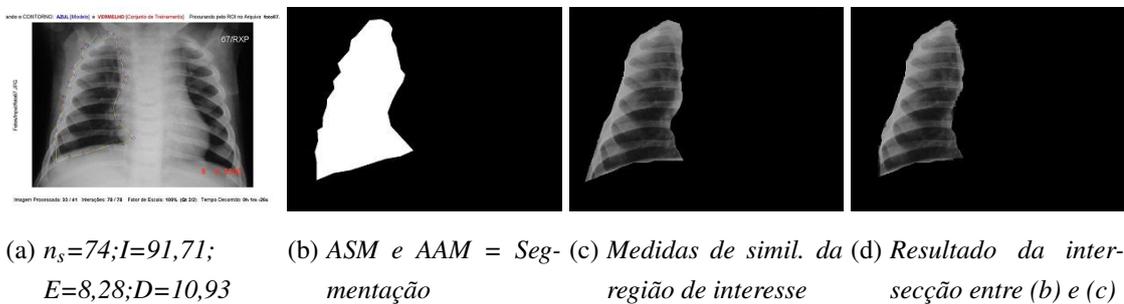


Figura E.33: foto67.JPG

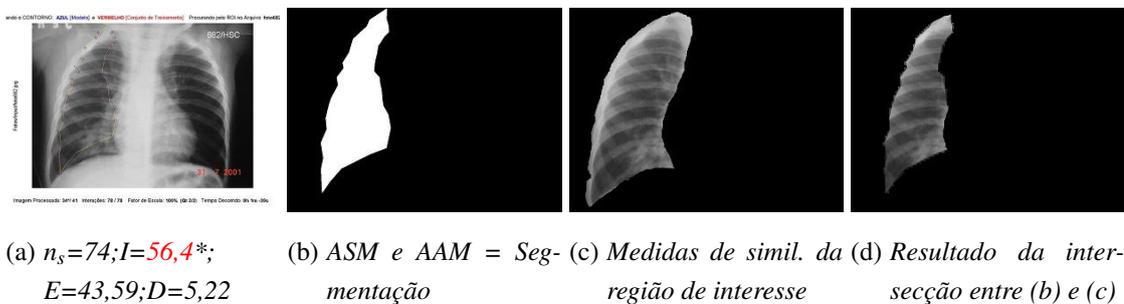
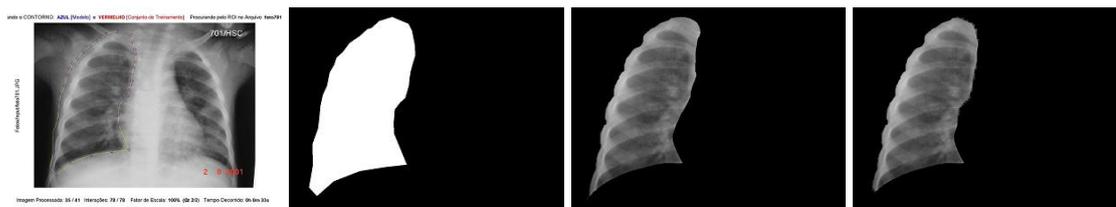
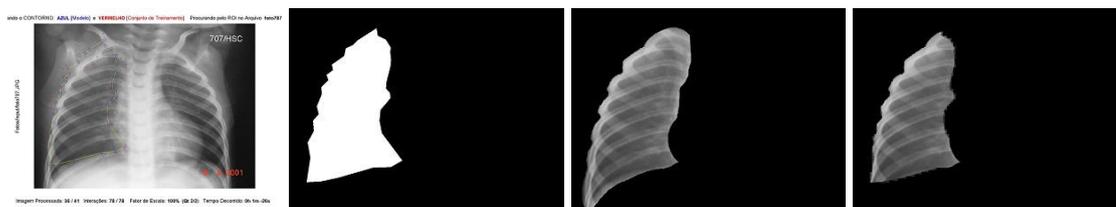


Figura E.34: foto682.jpg



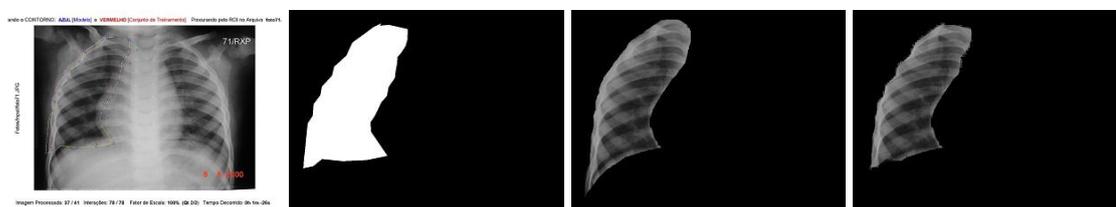
(a) $n_s=74; I=96,09;$
 $E=3,9; D=11,2$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.35: foto701.JPG



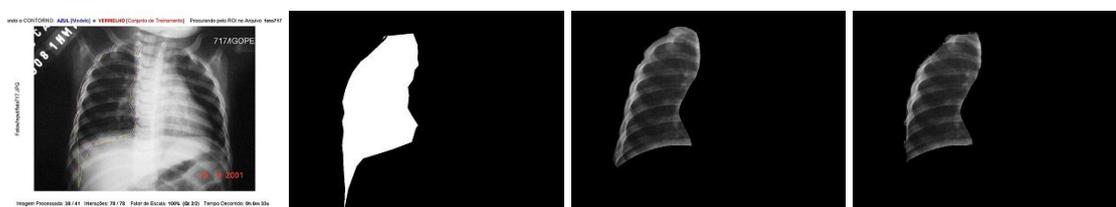
(a) $n_s=74; I=76,96;$
 $E=23,03; D=6,21$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.36: foto707.JPG



(a) $n_s=74; I=86,4;$
 $E=13,59; D=10,11$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.37: foto71.JPG



(a) $n_s=74; I=87,99;$
 $E=12; D=15,97$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.38: foto717.JPG

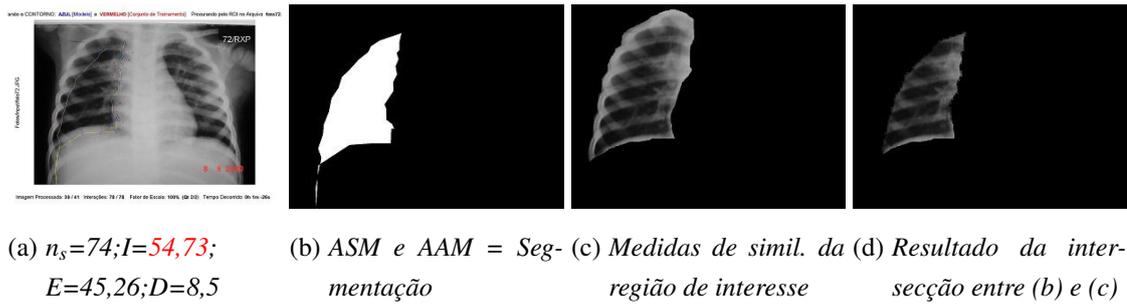


Figura E.39: foto72.JPG

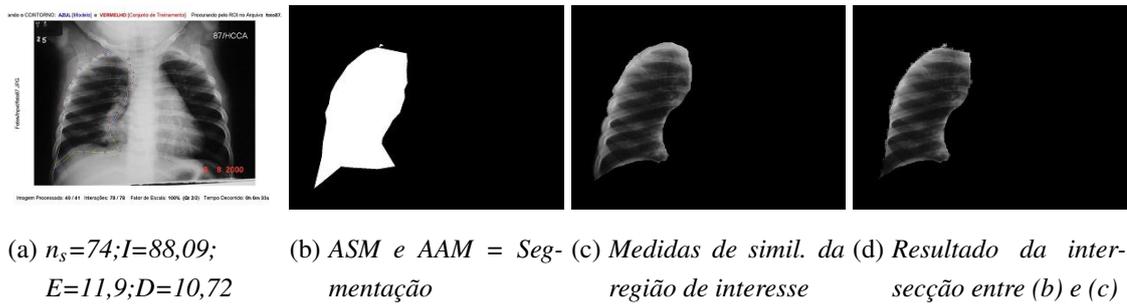


Figura E.40: foto87.JPG

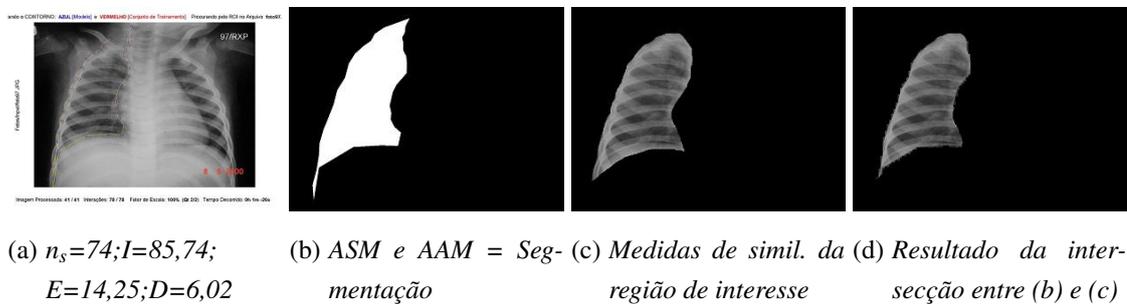
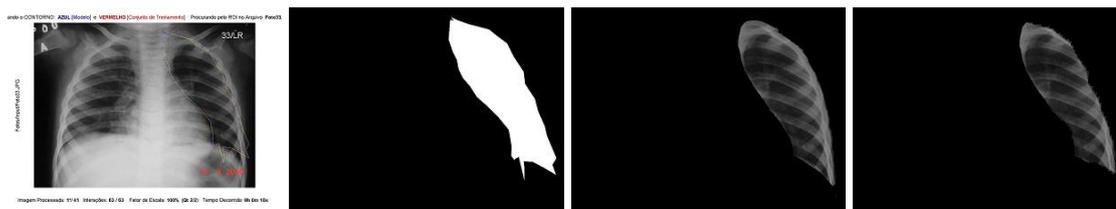


Figura E.41: foto97.JPG

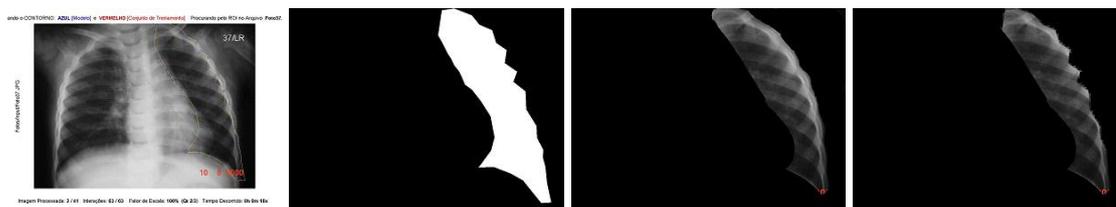
E.1.2 Pulmão do Lado Esquerdo

Os melhores resultados obtidos dos experimentos para o pulmão do lado esquerdo, são os que contém valores de $k = 16$ e com $l_{max} = 63$. Cada subfigura é utilizada para projeção dos resultados obtidos em (d), conforme detalhado a seguir para cada figura:



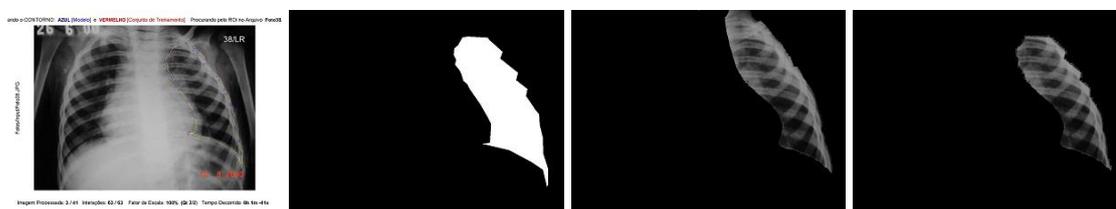
(a) $n_s=23; I=82,87^*;$
 $E=17,12; D=8,09$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.42: Foto33.JPG



(a) $n_s=23; I=83,49;$
 $E=16,5; D=19,93$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.43: Foto37.JPG



(a) $n_s=23; I=76,13;$
 $E=23,86; D=11,05$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.44: Foto38.JPG



(a) $n_s=23; I=89,28;$
 $E=10,71; D=5,86$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.45: foto112.JPG



Figura E.46: foto115.JPG

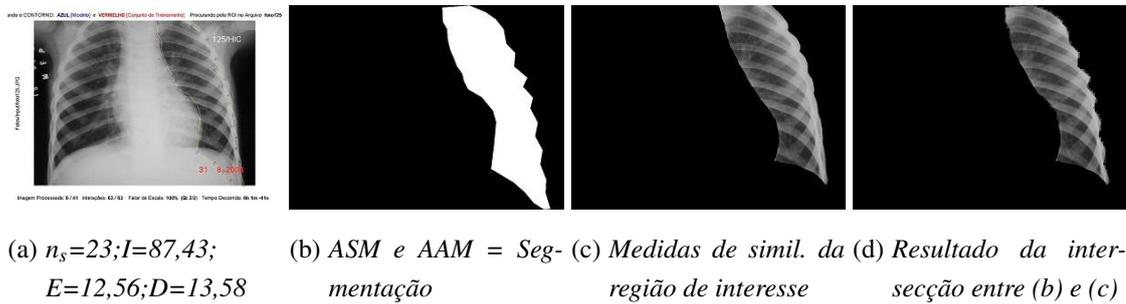


Figura E.47: foto125.JPG



Figura E.48: foto131.JPG

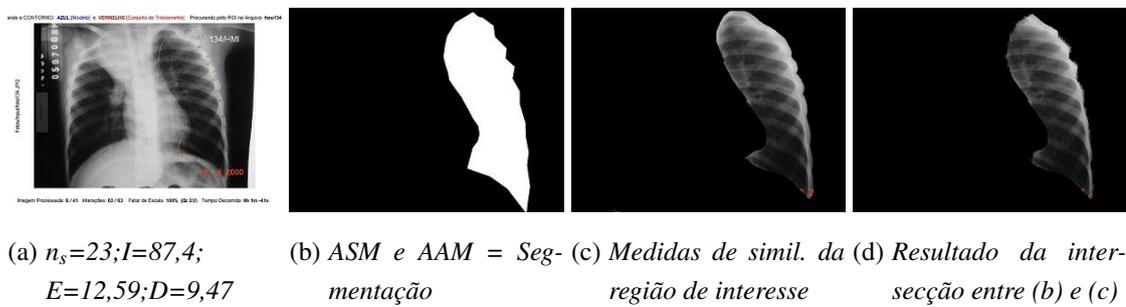


Figura E.49: foto134.JPG

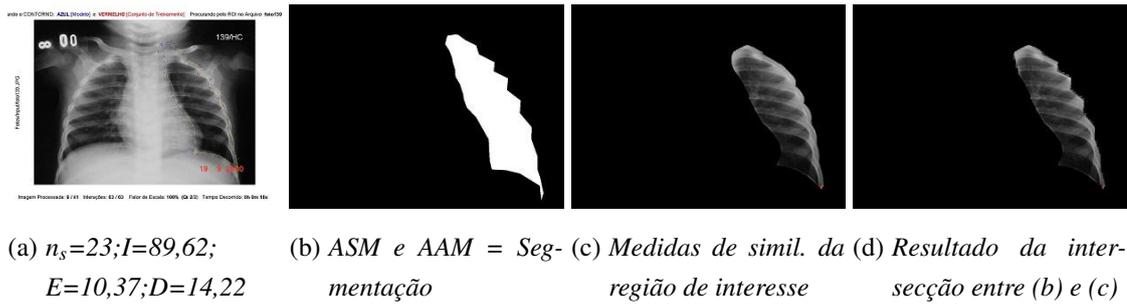


Figura E.50: foto139.JPG



Figura E.51: foto143.JPG



Figura E.52: foto157.JPG



Figura E.53: foto172.JPG

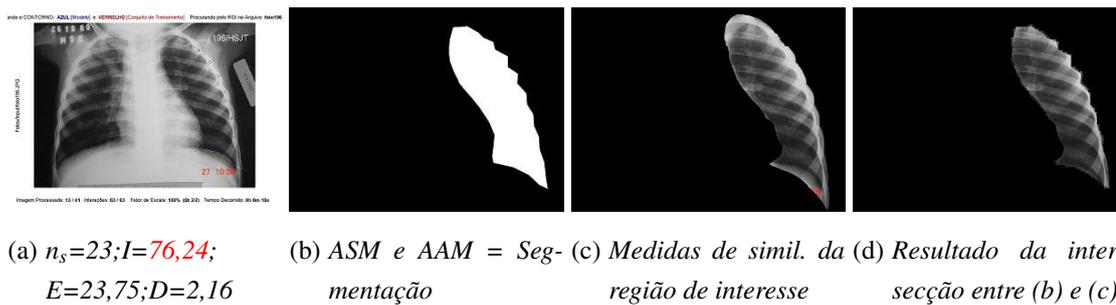


Figura E.54: foto196.JPG

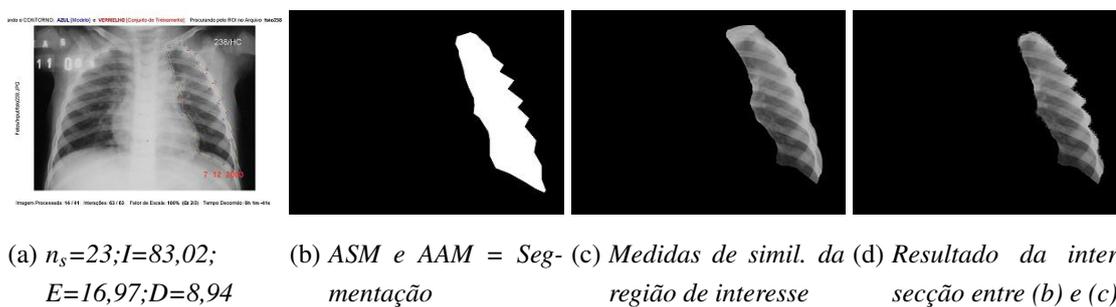


Figura E.55: foto238.JPG

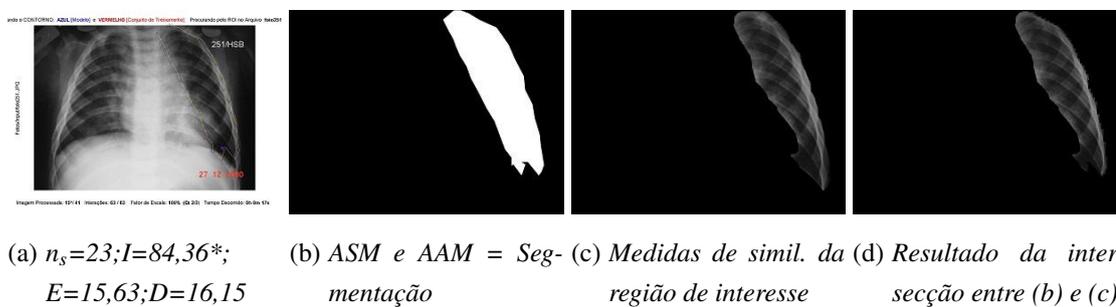
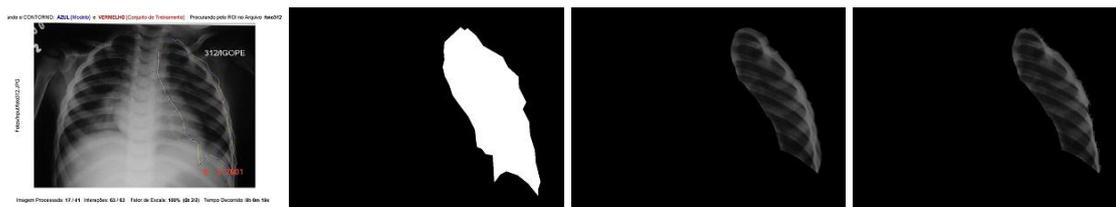


Figura E.56: foto251.JPG

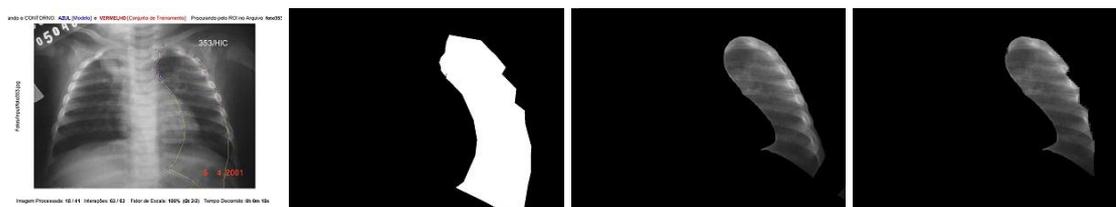


Figura E.57: foto295.JPG



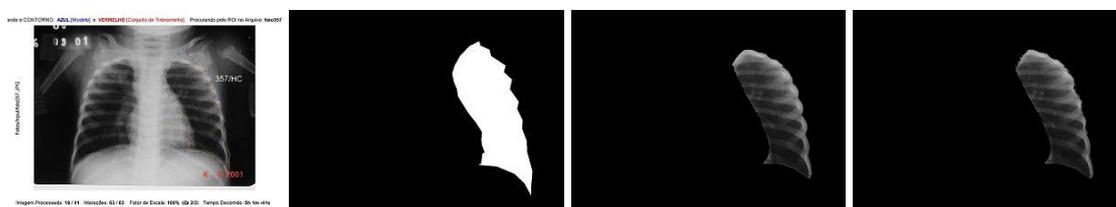
(a) $n_s=23; I=91,38;$
 $E=8,61; D=31,47$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.58: foto312.JPG



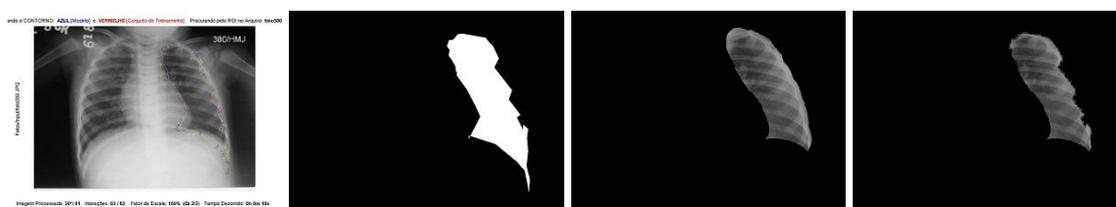
(a) $n_s=23; I=86,21;$
 $E=13,78; D=38,39$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.59: foto353.jpg



(a) $n_s=23; I=95,42;$
 $E=4,57; D=15,26$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.60: foto357.JPG



(a) $n_s=23; I=82,2*;$
 $E=17,79; D=18,35$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.61: foto380.JPG



Figura E.62: foto46.JPG



Figura E.63: foto475.JPG



Figura E.64: foto478.JPG

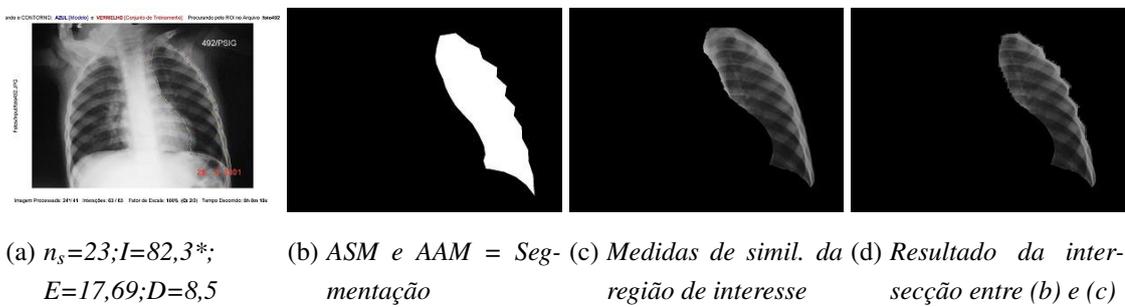


Figura E.65: foto492.JPG

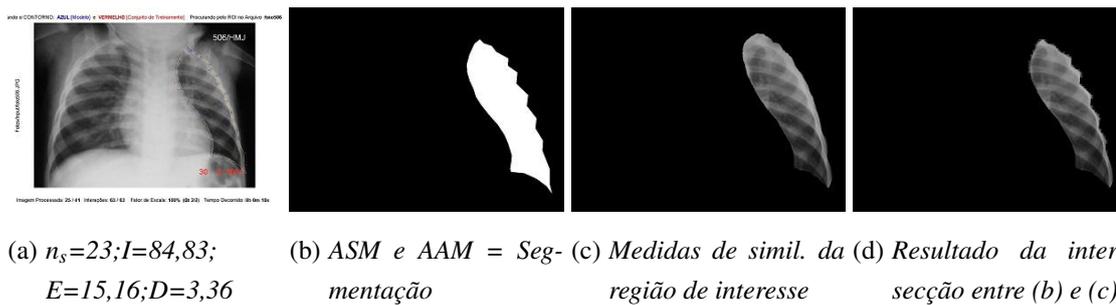


Figura E.66: foto506.JPG

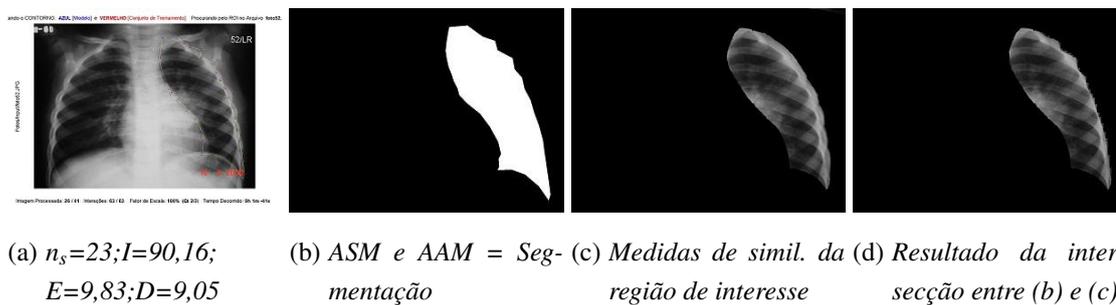


Figura E.67: foto52.JPG

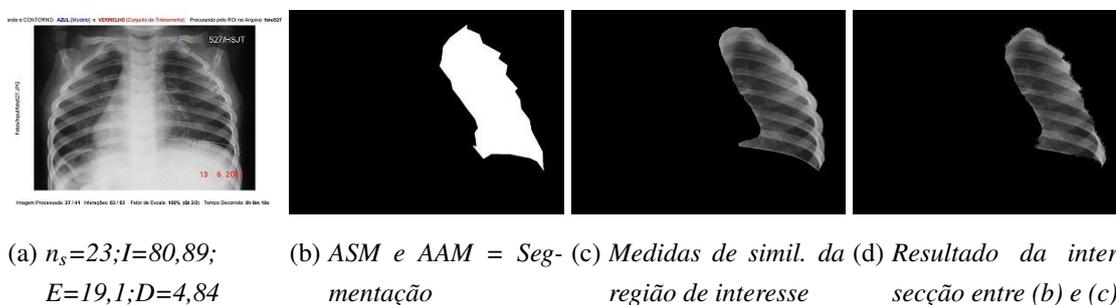


Figura E.68: foto527.JPG

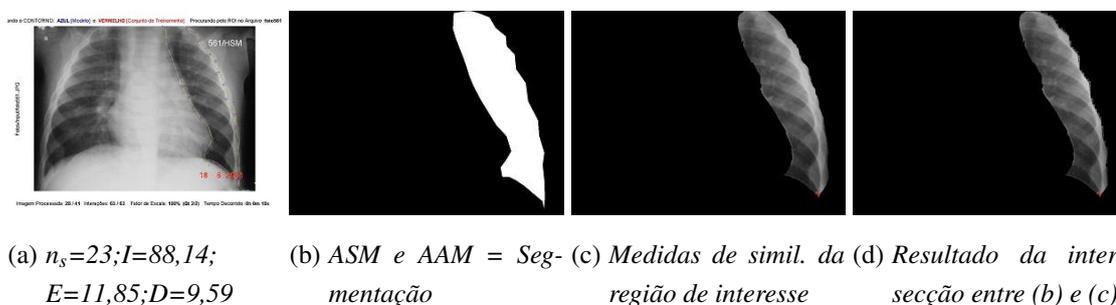


Figura E.69: foto561.JPG

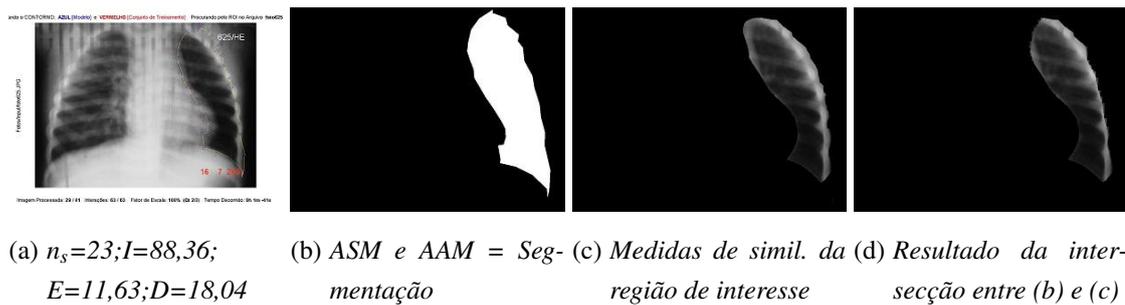


Figura E.70: foto625.JPG

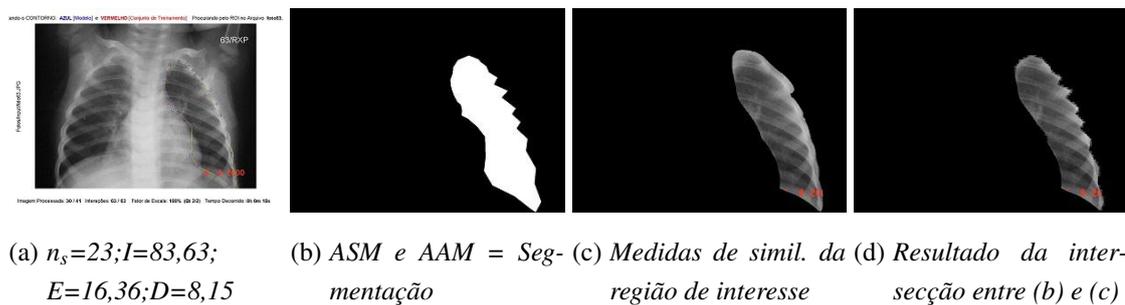


Figura E.71: foto63.JPG

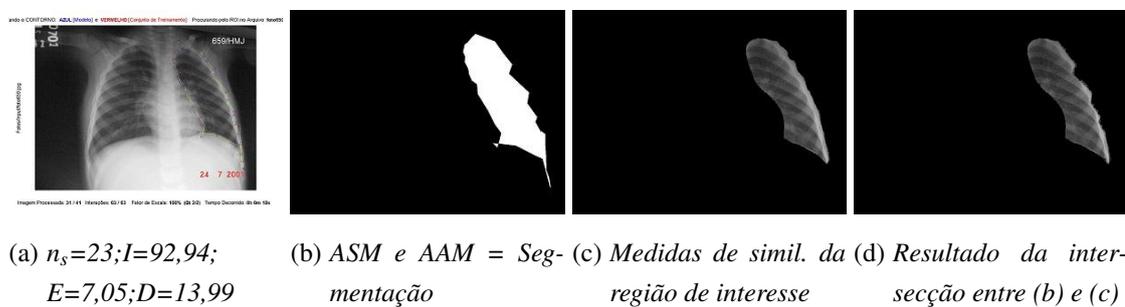


Figura E.72: foto659.jpg

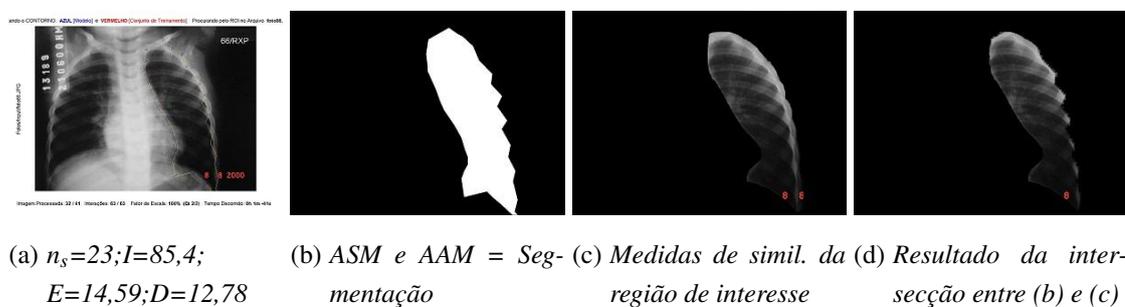
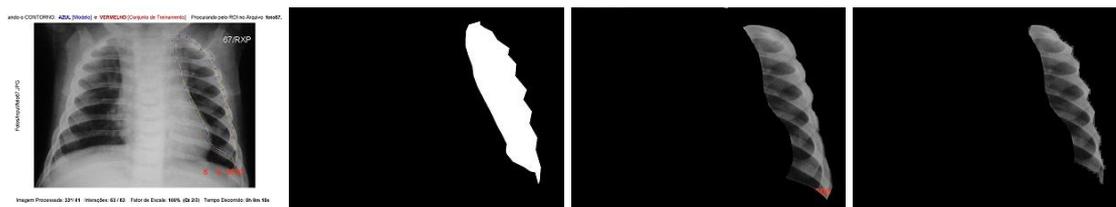
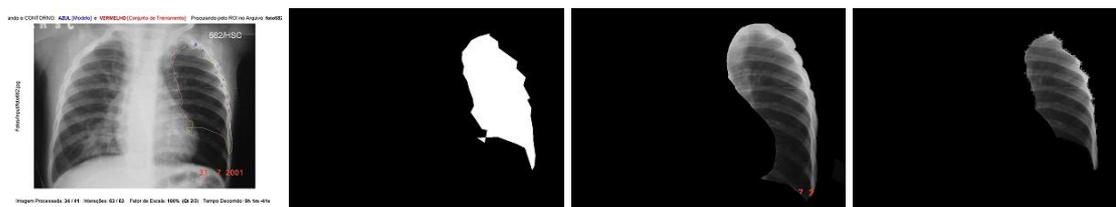


Figura E.73: foto66.JPG



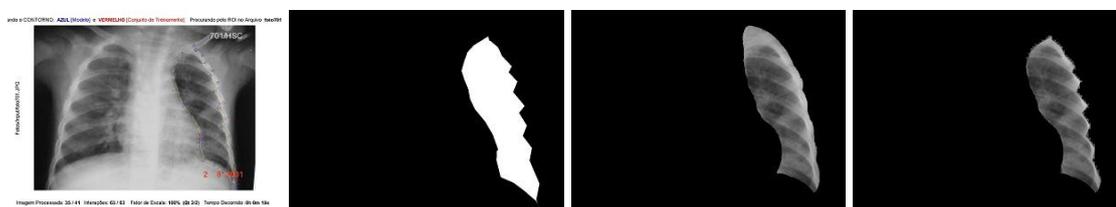
(a) $n_s=23; I=73,02^*;$
 $E=26,97; D=11,79$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.74: foto67.JPG



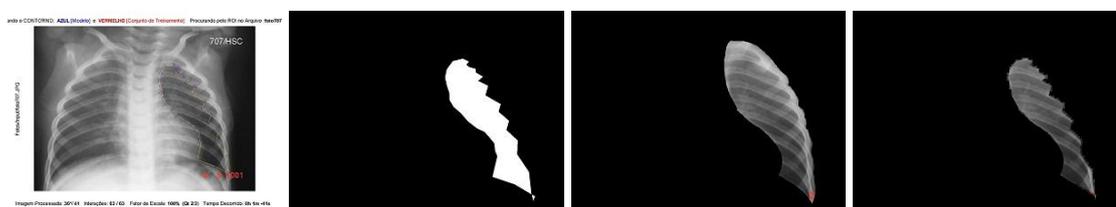
(a) $n_s=23; I=54,97;$
 $E=45,02; D=3,54$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.75: foto682.jpg



(a) $n_s=23; I=81,46;$
 $E=18,53; D=7,4$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.76: foto701.JPG



(a) $n_s=23; I=57,24^*;$
 $E=42,75; D=4,62$ (b) ASM e AAM = Seg- (c) Medidas de simil. da (d) Resultado da inter-
 mentação região de interesse secção entre (b) e (c)

Figura E.77: foto707.JPG



Figura E.78: foto71.JPG

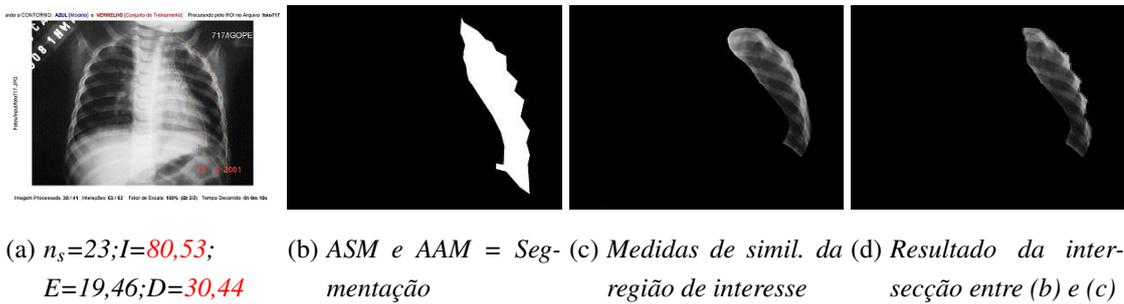


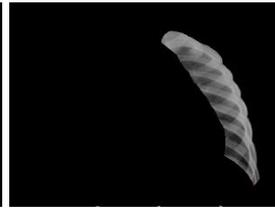
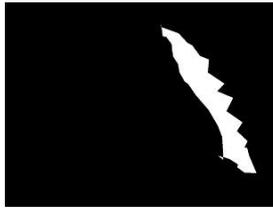
Figura E.79: foto717.JPG



Figura E.80: foto72.JPG



Figura E.81: foto87.JPG



(a) $n_s=23; I=67,62^*$;
 $E=32,37; D=7,96$

(b) *ASM e AAM = Seg-
 mentação*

(c) *Medidas de simil. da
 região de interesse*

(d) *Resultado da inter-
 secção entre (b) e (c)*

Figura E.82: foto97.JPG

Imagens Validadas Pelo Médico Radiologista

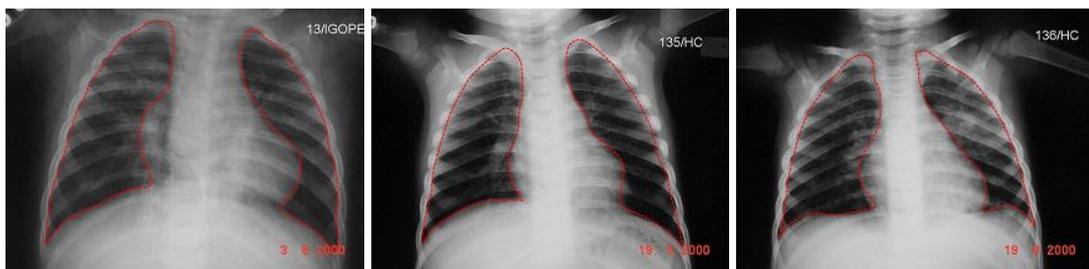
Este apêndice contém imagens IRS que serviram como referência para o IRO, tanto para os materiais quanto para os métodos utilizados nesta dissertação, que através, do contorno em vermelho, que, para cada subfigura representam a região de interesse, ou seja, os contornos da região dos pulmões onde foram segmentadas com a ajuda do médico especialista em radiologia, conforme explicado na Seção [4.2.3 Validação das Imagens de Radiografias](#).

F.1 Organização das Imagens

Para uma melhor organização das informações sobre imagens envolvidas, foram estruturado em duas subseções, conforme apresentado a seguir:

- [F.1.1 Pulmões do Lado Direito e Esquerdo Pertencentes ao Conjunto de Treinamento](#) (contém 15 imagens de radiografias);
- [F.1.2 Pulmões do Lado Direito e Esquerdo Pertencentes à Procura](#) (contém 41 imagens de radiografias).

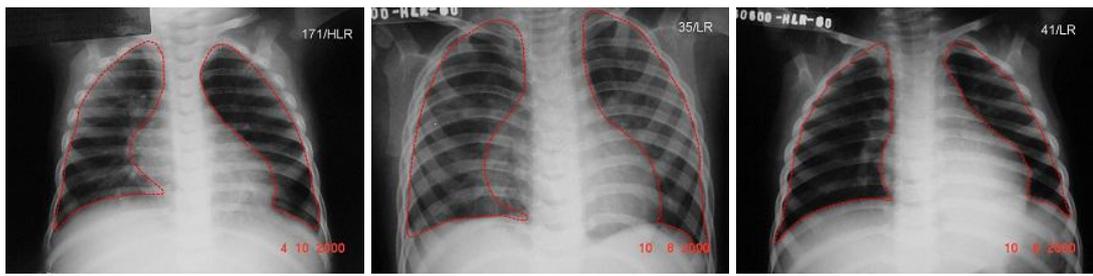
F.1.1 Pulmões do Lado Direito e Esquerdo Pertencentes ao Conjunto de Treinamento



(a) Foto13.JPG

(b) Foto135.JPG

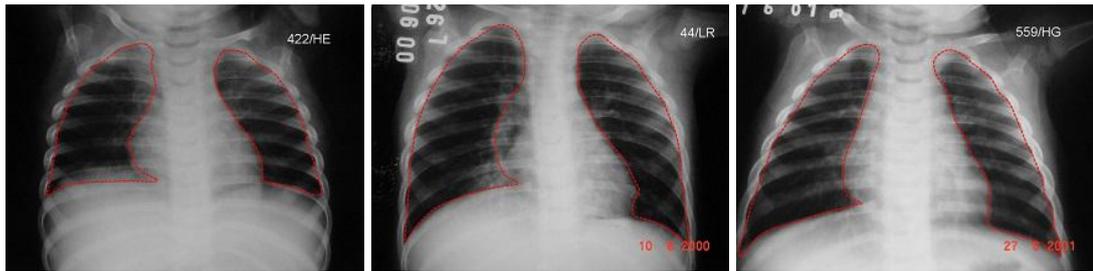
(c) Foto136.JPG



(d) Foto171.JPG

(e) Foto35.JPG

(f) Foto41.JPG



(g) Foto422.JPG

(h) Foto44.JPG

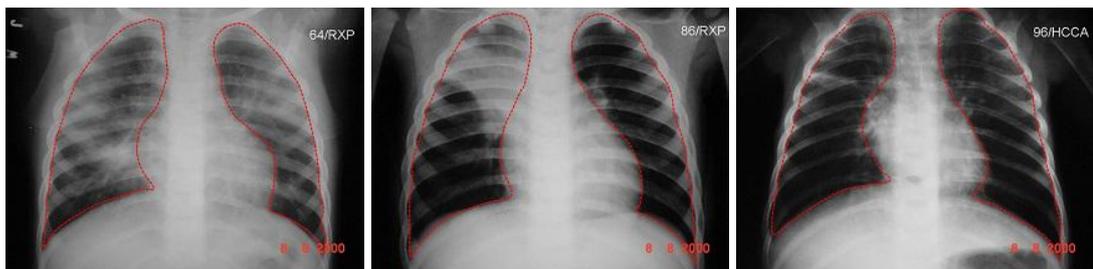
(i) Foto559.JPG



(j) Foto56.JPG

(k) Foto58.JPG

(l) foto580.jpg

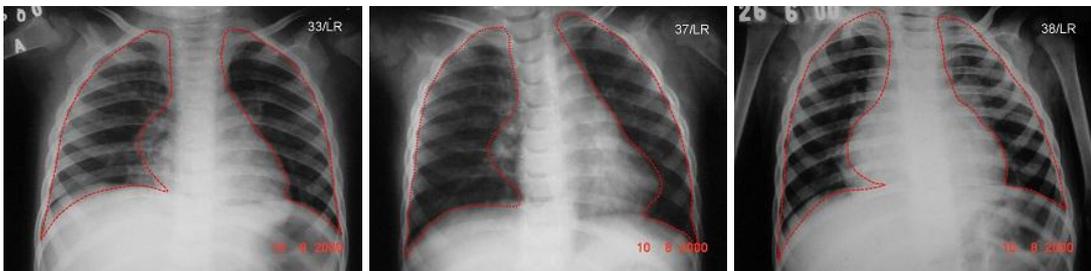


(m) Foto64.JPG

(n) Foto86.JPG

(o) Foto96.JPG

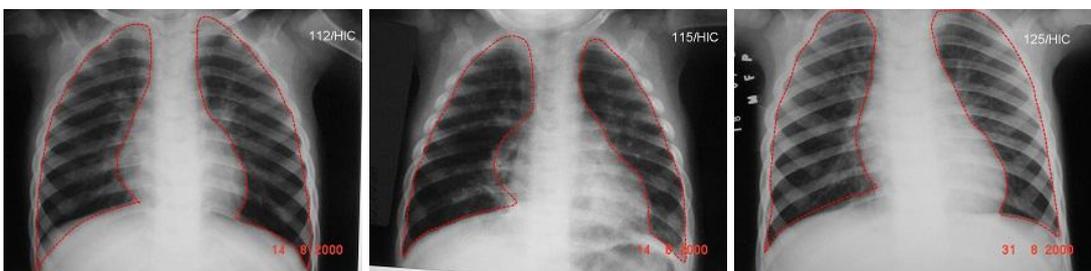
Figura F.1: IRO utilizadas como referencial para as imagens do conjunto de treinamento

F.1.2 Pulmões do Lado Direito e Esquerdo Pertencentes à Procura

(a) Foto33.JPG

(b) Foto37.JPG

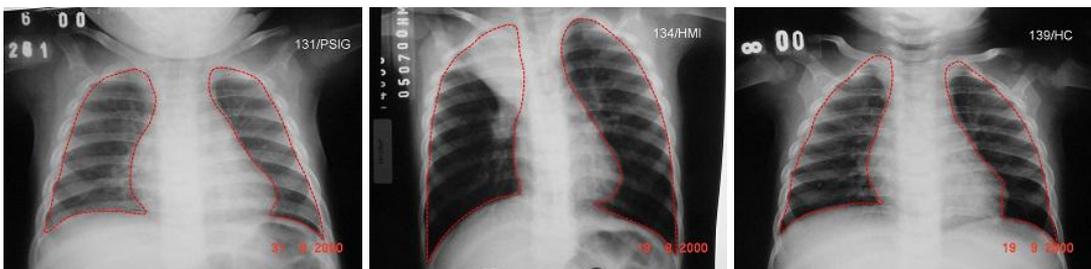
(c) Foto38.JPG



(d) foto112.JPG

(e) foto115.JPG

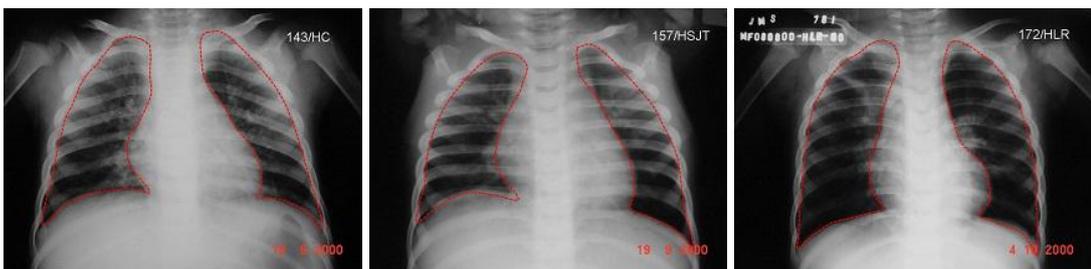
(f) foto125.JPG



(g) foto131.JPG

(h) foto134.JPG

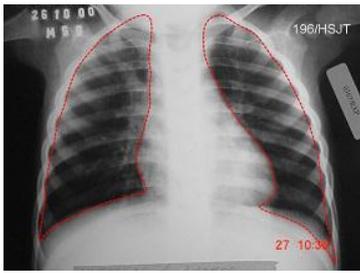
(i) foto139.JPG



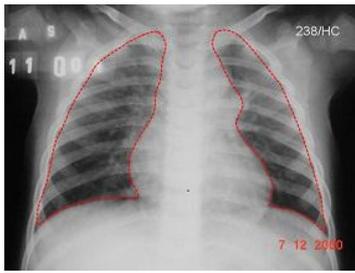
(j) foto143.JPG

(k) foto157.JPG

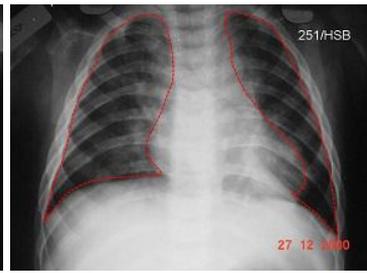
(l) Foto172.JPG



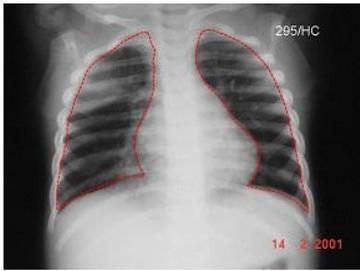
(m) *foto196.JPG*



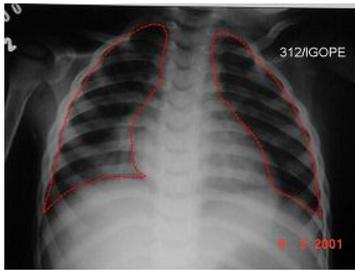
(n) *foto238.JPG*



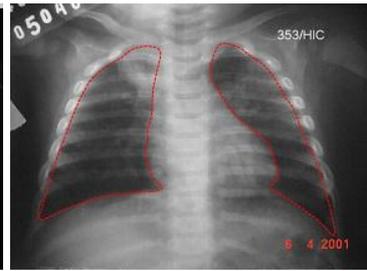
(o) *foto251.JPG*



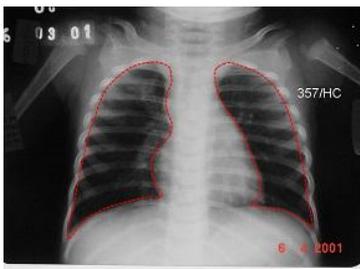
(p) *foto295.JPG*



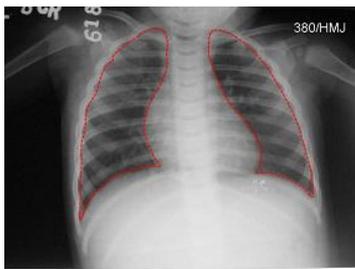
(q) *foto312.JPG*



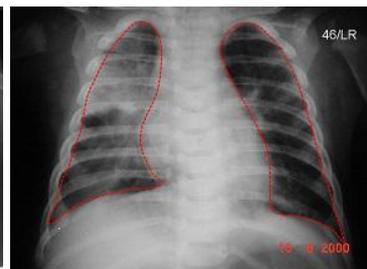
(r) *foto353.jpg*



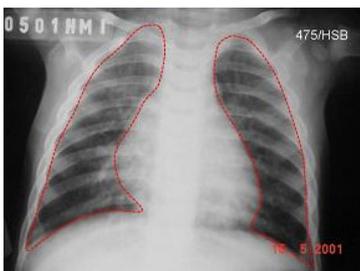
(s) *foto357.JPG*



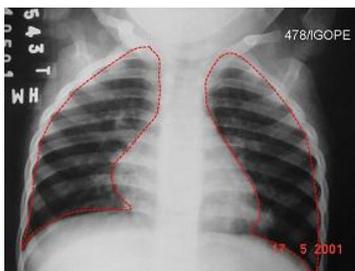
(t) *foto380.JPG*



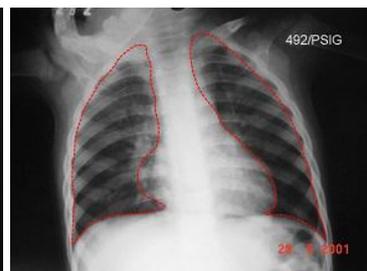
(u) *foto46.JPG*



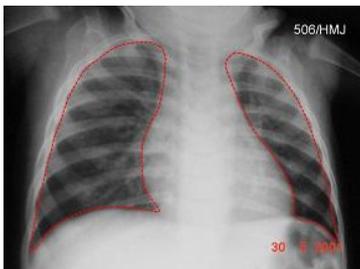
(v) *foto475.JPG*



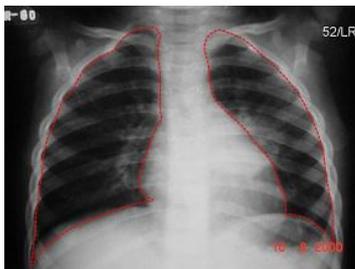
(w) *foto478.JPG*



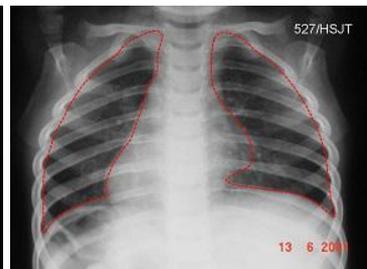
(x) *foto492.JPG*



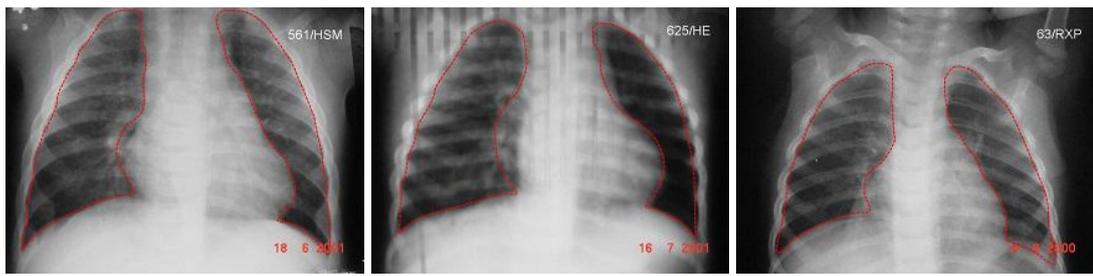
(y) *foto506.JPG*



(z) *foto52.JPG*



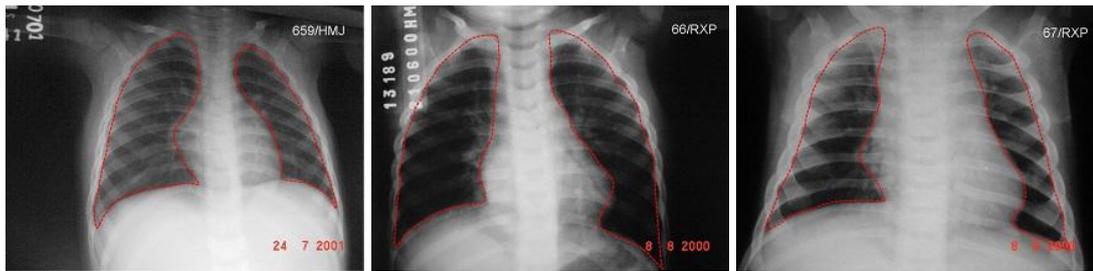
(i) *foto527.JPG*



() *foto561.JPG*

() *foto625.JPG*

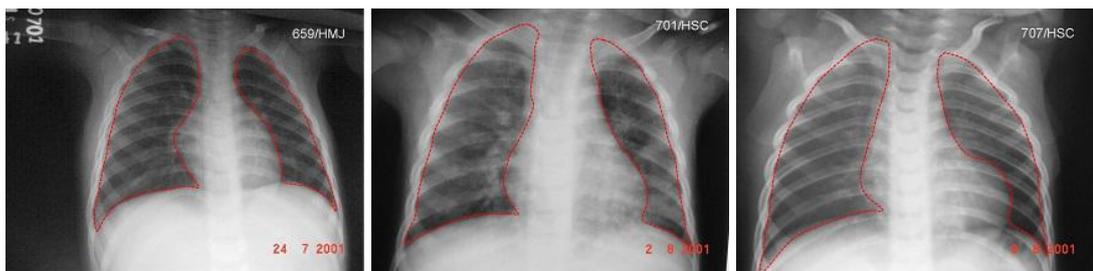
() *foto63.JPG*



() *foto659.jpg*

() *foto66.JPG*

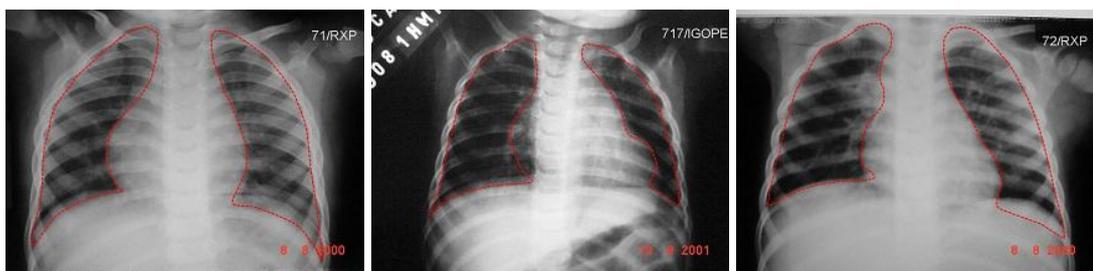
() *foto67.JPG*



() *Foto682.jpg*

() *foto701.JPG*

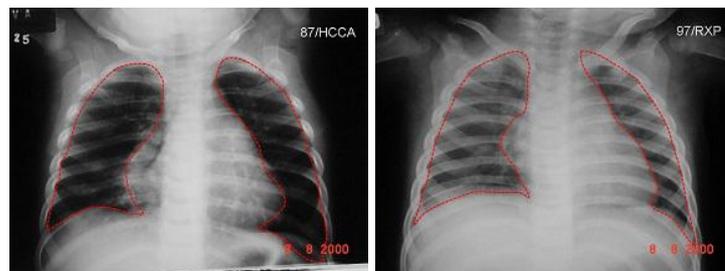
() *foto707.JPG*



() *Foto71.JPG*

() *foto717.JPG*

() *foto72.JPG*



() *Foto87.JPG*

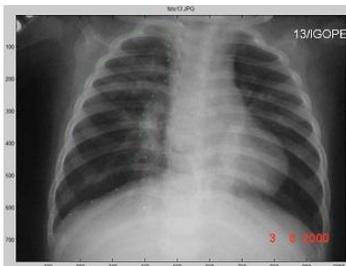
() *Foto97.JPG*

Figura F.2: *IRO utilizadas como referencial para as imagens de procura e medidas de similaridades*

Imagens Após a Realização do Treinamento

Nas imagens apresentadas na Seção [G.1 Pulmão do Lado Direito Após o Treinamento](#) e na Seção [G.2 Pulmão do Lado Esquerdo Após o Treinamento](#), são marcados em formato de x de cor verde, os n landmarks para as N imagens, do conjunto de treinamento, em torno da região de interesse para cada pulmão. O treinamento foi realizado de forma distinta para cada pulmão, conforme já explicado durante esta dissertação:

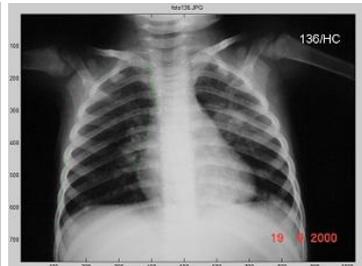
G.1 Pulmão do Lado Direito Após o Treinamento



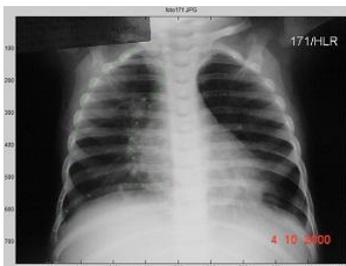
(a) V002_foto_001.jpg



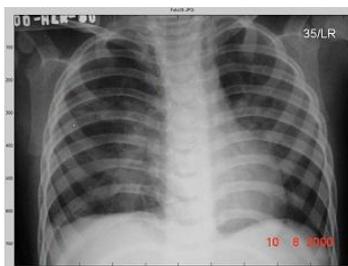
(b) V002_foto_002.jpg



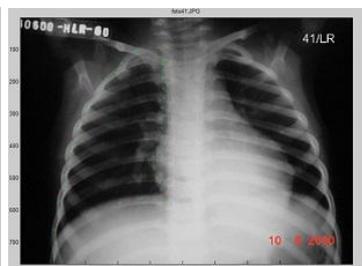
(c) V002_foto_003.jpg



(d) V002_foto_004.jpg



(e) V002_foto_005.jpg



(f) V002_foto_006.jpg

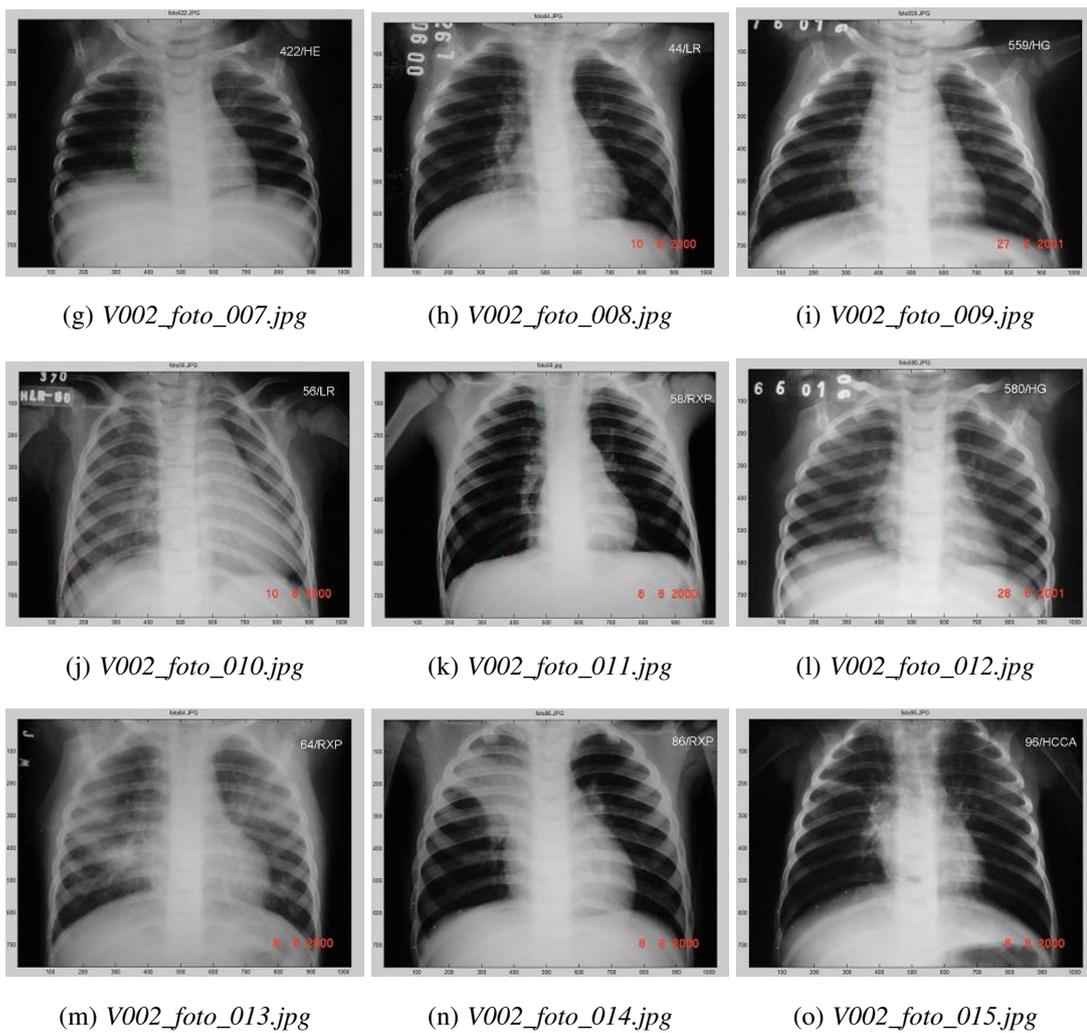
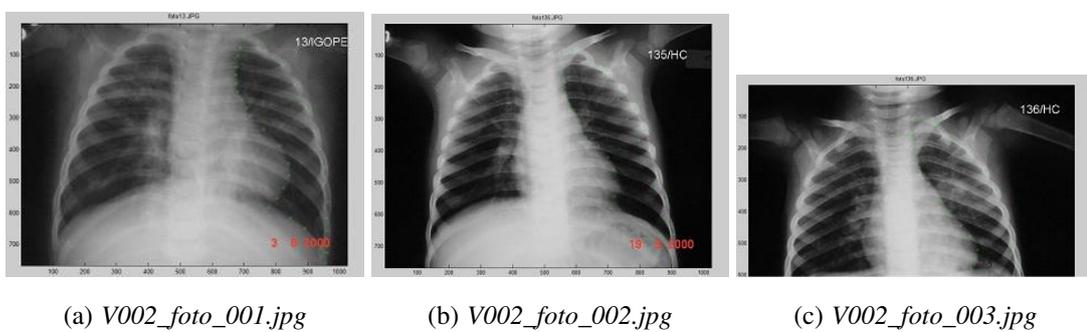


Figura G.1: *Imagens utilizadas do conjunto de treinamento do pulmão do lado direito*

G.2 Pulmão do Lado Esquerdo Após o Treinamento



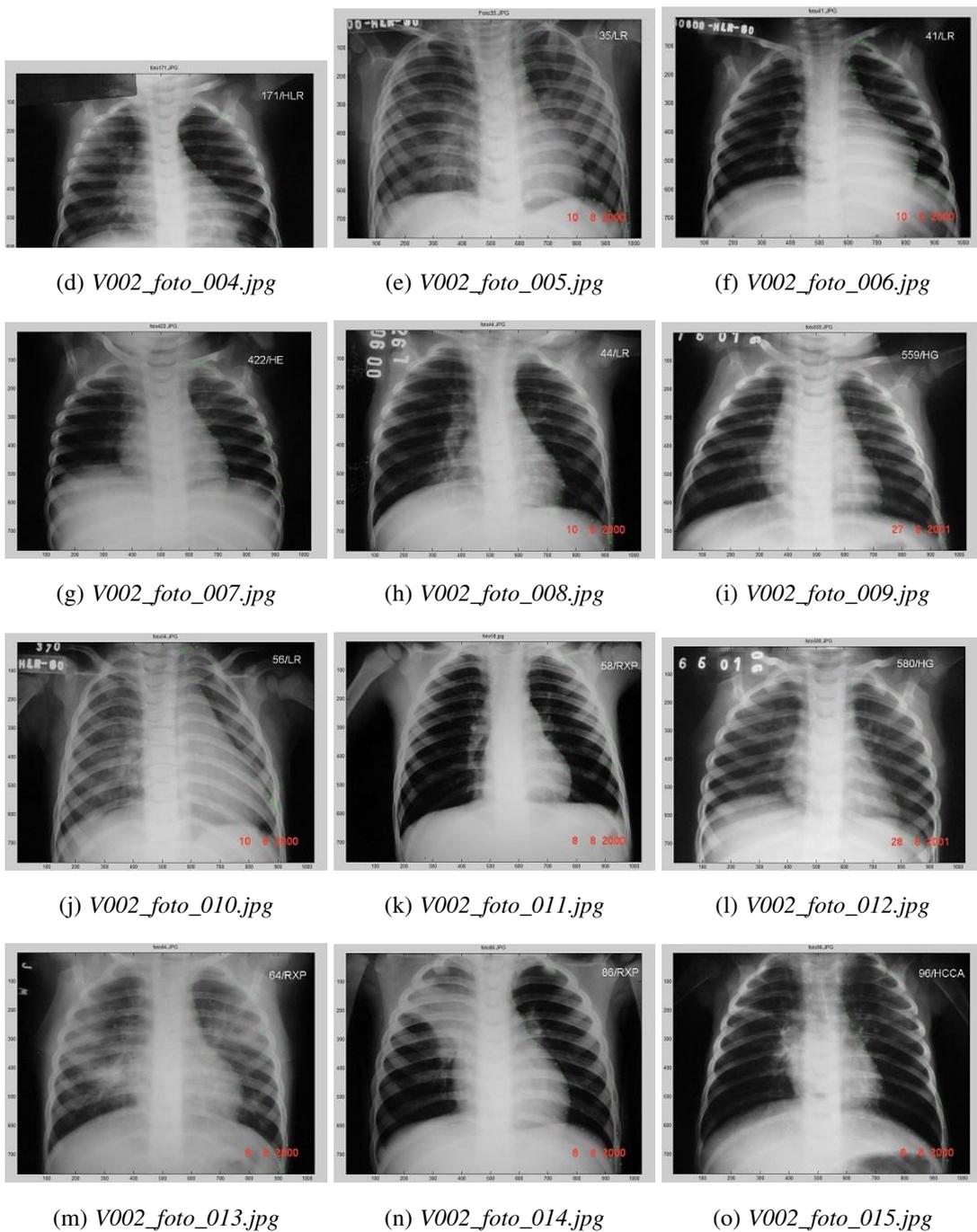


Figura G.2: *Imagens utilizadas do conjunto de treinamento do pulmão do lado esquerdo*

Códigos Fonte

Neste apêndice são apresentados alguns dos códigos fonte alterados e implementados no MATLAB, com intuito de auxiliar a compreensão e utilização para os futuros pesquisadores que querem prosseguir com novas pesquisas, referentes ao tema em questão, envolvendo Processamento Digital de Imagens voltado especificamente à segmentação na área médica.

Sendo assim, os códigos fontes foram organizados em seções para melhor compreensão e clareza:

H.1 Códigos Fontes do ASM e AAM Referente ao Pulmão do Lado Direito e Esquerdo

Esta seção, contém os códigos fonte que foram mencionados na Seção [4.2.6 Algoritmo de Programação Utilizado para ASM e AAM](#), os quais foram realizadas modificações especificamente para os pulmões do lado direito e esquerdo:

```

ASM_2D_example.m
O\Fase ASM 57666 Direto
2 de Maio de 2017
1/8

1 % Dirk-Jan Kroon do autor original
2
3 % This Script shows an example of an working basic Active Shape Model,
4 % with a few hand pictures.
5 %
6 % Literature used: Gimken B et al. "Active Shape Model Segmentation
7 % with Optimal Features", IEEE Transactions on Medical Imaging 2002
8 %
9 % Functions are written by D.Kroon University of Twente (February 2010)
10
11 %
12 %
13 % Código fonte alterado com finalidade de pesquisa, por Paulo Freire Sobrinho, em que foi baseado do
14 % autor original Dirk-Jan Kroon (Copyright © 2011, Dirk-Jan Kroon)
15 % Finalidade da alteração por motivos de pesquisa, para localização em
16 % imagens médicas de radiografias de crânio com idade entre 1= e <5
17 % anos, para segmentação da região de interesse em que é o
18 % crânio.
19 % Alterado por Paulo Freire Sobrinho em 24/12/2016, por motivos de
20 % pesquisa para o Mestrado em Ciência da Computação, Instituto de Informática da
21 % Universidade Federal de Goiás, Goiânia-GO, Brasil
22
23
24 clear all;
25 clc;
26 close all;
27
28 Temporalicial = clock;
29 disp(' ');
30 Aviso_Borda_Horizontal = '';
31 Aviso_Borda_Horizontal(1:80) = char(175);
32 Aviso_Borda_Horizontal(81) = ':';
33 Aviso_Borda_Horizontal(80) = '\n';
34
35 disp(Aviso_Borda_Horizontal)
36 disp(' ');
37 disp('   Recomendado a ser executado no MATLAB Versão R2013b
38 disp(' ');
39
40
41
42
43 % Add functions path to matlab search path
44 functionname = 'ASM_2D_example.m'; functionid=which(functionname);
45 addpath([functionid]);
46 addpath([functionid]);
47 addpath([functionid]);
48 addpath([functionid]);
49
50 % Try to compile c-files
51 cd([functionid]);
52
53
54
55 %
56 %
57 %
58 %
59 %
60 %
61 %
62 %
63 %
64 %
65 %
66 %
67 %
68 %
69 %
70 %
71 %
72 %
73 %
74 %
75 %
76 %
77 %
78 %
79 %
80 %
81 %
82 %
83 %
84 %
85 %
86 %
87 %
88 %
89 %
90 %
91 %
92 %
93 %
94 %
95 %
96 %
97 %
98 %
99 %
100 %
101 %
102 %
103 %
104 %
105 %
106 %
107 %
108 %
109 %
110 %
111 %
112 %
113 %
114 %
115 %
116 %
117 %
118 %
119 %
120 %
121 %
122 %
123 %
124 %
125 %
126 %
127 %
128 %
129 %
130 %
131 %
132 %
133 %
134 %
135 %
136 %
137 %
138 %
139 %
140 %
141 %
142 %
143 %
144 %
145 %
146 %
147 %
148 %
149 %
150 %
151 %
152 %
153 %
154 %
155 %
156 %
157 %
158 %
159 %
160 %
161 %
162 %
163 %
164 %
165 %
166 %
167 %
168 %
169 %
170 %
171 %
172 %
173 %
174 %
175 %
176 %
177 %
178 %
179 %
180 %
181 %
182 %
183 %
184 %
185 %
186 %
187 %
188 %
189 %
190 %
191 %
192 %
193 %
194 %
195 %
196 %
197 %
198 %
199 %
200 %
201 %
202 %
203 %
204 %
205 %
206 %
207 %
208 %
209 %
210 %
211 %
212 %
213 %
214 %
215 %
216 %
217 %
218 %
219 %
220 %
221 %
222 %
223 %
224 %
225 %
226 %
227 %
228 %
229 %
230 %
231 %

```

```

ASM_2D_example.m
O\Fase ASM 57666 Direto
2 de Maio de 2017
3/8

155 options.nAIterar.Landmarks(E) = options.nAIterar.aleto_x; % Igual o eixo que determina
156 options.nAIterar.Landmarks(E).CompPerCentual = 65; % Constante da condição em percentual
157 options.nAIterar.Landmarks(E).PerCentualRata = 0; % Usador que irá determinar a taxa (calculado pelo sistema)
158 options.nAIterar.Landmarks(E).DistanciaRata = 0; % Distância da taxa entre A e B = A (calculado pelo sistema)
159
160 %options.nAIterar.jend()
161
162 % Load training data
163 % First Load the Hand Training Datasets (Contour and Image)
164 % The LoadDataSetInfoContour, not only loads the contour points, but
165 % also reorganize them to get a nice uniform spacing between the important
166 % landmarks contour points.
167 % TrainingData = struct
168
169 % Estrutura responsavel pela organisa das imagens do relatório
170 RelatorioGerarRelatorio = false;
171 RelatorioContador = 0;
172 RelatorioPastafilha = 0;
173 RelatorioFiguranela = 0;
174
175 % if (options.RealQuantidadeLandmark == true)
176 LandmarkConectado = [Landmarks Conectado];
177
178 LandmarkConectado = [Landmarks Conectado];
179 end
180
181
182 for i = 1 : options.N
183 % = num2str(i);
184 number = '%02';
185 number(1) = '0';
186 % filename = [image2D\contour\ number \mat];
187 %load(filename);
188
189 NomeGenericoFile = [Foto\Tratamento\W32_ %];
190
191 filename = [NomeGenericoFile number \jpg];
192 I = imread(filename);
193
194 filenameAux = filename;
195
196 filename = [NomeGenericoFile number \mat];
197
198
199 % if == 1
200 SetConjuntoTreinamento = [Imagem AMPLADA do Conjunto de Treinamento - [ num2str(i) ];
201 %figure [Nome; SetConjuntoTreinamento; Number\Fig; %];
202 end
203
204 % [Vertices; Lines] = LoadDataSetInfoContour(filename, options.i, options.verbose, options.RealQuantidadeLandmark);
205 % [ContingenteFigura = 4; % Responsavel pela quantidade de imagem do tratamento visualizado por pagina
206 % options.verbose;
207 % esta possui problema com a formatação do arquivo por causa do _ em que é substituído por \ e a letra destaca o arquivo
208 filenameAux = dir(filenameAux);
209 filenameAux = filenameAux.name;
210
211 % [Vertices; Lines] = LoadDataSetInfoContour(filename, options.i, options.verbose, options.RealQuantidadeLandmark);
212 I = imread(filenameAux);
213 % [Vertices; Lines] = LoadDataSetInfoContour(filename, options.i, options.verbose, options.RealQuantidadeLandmark);
214 I = imread(filenameAux);
215 %figure;
216 %verifica o intervalo de cada quantidade de imagens visualizado
217 %por pagina
218 if (options.N - i) > ContingenteFigura
219 % Intervalo = 0 - ContingenteFigura;
220 else
221 % Intervalo = options.N;
222 end
223
224
225 SetConjuntoTreinamento = [Imagem do Conjunto de Treinamento - [ num2str(i) ]; ( num2str(i) Intervalo) ];
226 figure [Nome; SetConjuntoTreinamento; Number\Fig; %];
227 end
228
229
230 subplot(2,1,1);
231

```

```

ASM_2D_example.m
O\Fase ASM 57666 Direto
2 de Maio de 2017
2/8

78 % if verbose is true all debug images will be shown.
79 options.verbose = true;
80 % The original minimal Mahalanobis distance using edge gradient (true)
81 % or new minimal PCA parameters using the internodes. (false)
82 options.originaisIterar = false;
83
84 % quando true gera apenas com a quantidade de landmark passado por
85 % parametro ou false usa pelo menos multiplicado por cinco em que fica
86 % melhor a segmentação final (recomendado = false)
87 options.RealQuantidadeLandmark = true;
88
89 % responsavel pela estimativa inicial ser automática ou não, é recomendado
90 % em options.EstimativaInicialAutomatica = true quando já possui algum
91 % método para que o processo seja automático.
92
93 options.EstimativaInicialAutomatica = true;
94
95 options.nAIterar.jend()
96 options.nAIterar.aleto_x e valores responsavel pela manipulação de outra tentativa
97 options.nAIterar.aleto_x = true; %
98
99 options.nAIterar.aleto_x = 1 % localização do eixo dentro da matriz
100 options.nAIterar.aleto_x = 2 % localização do eixo dentro da matriz
101
102 options.nAIterar.rc = 11;
103 options.nAIterar.ContoPercentualInferior = 2; % Define a quantidade de retas inferiores para iniciar outra tentativa
104
105 options.nAIterar.SizAnuaSegmentadaEstimada = 0; % (calculado pelo sistema)
106 options.nAIterar.SizAnuaSegmentadaContorno = 0; % (calculado pelo sistema)
107
108 options.nAIterar.PerCentualAnuaSegmentada = 0; % (calculado pelo sistema)
109 options.nAIterar.CompPerCentualAnuaSegmentadaInferior = 60;
110 options.nAIterar.CompPerCentualAnuaSegmentadaSuperior = 170;
111
112 % Se for adicionado quantos distancias forem necessarias
113 options.nAIterar.Landmarks(A) = 1; % Tentativa da taxa da primeira taxa
114 options.nAIterar.Landmarks(B) = 16; % Tentativa da taxa da primeira taxa
115 options.nAIterar.Landmarks(E) = options.nAIterar.aleto_x; % Igual o eixo que determina
116 options.nAIterar.Landmarks(E).CompPerCentual = 55; % Constante da condição em percentual
117 options.nAIterar.Landmarks(E).PerCentualRata = 0; % Usador que irá determinar a taxa (calculado pelo sistema)
118 options.nAIterar.Landmarks(E).DistanciaRata = 0; % Distância da taxa entre A e B = B - A (calculado pelo sistema)
119
120 % Se for adicionado quantos distancias forem necessarias
121 options.nAIterar.Landmarks(A) = 1; % Tentativa da taxa da segunda taxa
122 options.nAIterar.Landmarks(B) = 17; % Tentativa da taxa da segunda taxa
123 options.nAIterar.Landmarks(E) = options.nAIterar.aleto_x; % Igual o eixo que determina
124 options.nAIterar.Landmarks(E).CompPerCentual = 55; % Constante da condição em percentual
125 options.nAIterar.Landmarks(E).PerCentualRata = 0; % Usador que irá determinar a taxa (calculado pelo sistema)
126 options.nAIterar.Landmarks(E).DistanciaRata = 0; % Distância da taxa entre A e B = B - A (calculado pelo sistema)
127
128 % Se for adicionado quantos distancias forem necessarias
129 options.nAIterar.Landmarks(A) = 1; % Tentativa da taxa da terceira taxa
130 options.nAIterar.Landmarks(B) = 18; % Tentativa da taxa da terceira taxa
131 options.nAIterar.Landmarks(E) = options.nAIterar.aleto_x; % Igual o eixo que determina
132 options.nAIterar.Landmarks(E).CompPerCentual = 55; % Constante da condição em percentual
133 options.nAIterar.Landmarks(E).PerCentualRata = 0; % Usador que irá determinar a taxa (calculado pelo sistema)
134 options.nAIterar.Landmarks(E).DistanciaRata = 0; % Distância da taxa entre A e B = B - A (calculado pelo sistema)
135
136 % Se for adicionado quantos distancias forem necessarias
137 options.nAIterar.Landmarks(A) = 1; % Tentativa da taxa da quarta taxa
138 options.nAIterar.Landmarks(B) = 19; % Tentativa da taxa da quarta taxa
139 options.nAIterar.Landmarks(E) = options.nAIterar.aleto_x; % Igual o eixo que determina
140 options.nAIterar.Landmarks(E).CompPerCentual = 55; % Constante da condição em percentual
141 options.nAIterar.Landmarks(E).PerCentualRata = 0; % Usador que irá determinar a taxa (calculado pelo sistema)
142 options.nAIterar.Landmarks(E).DistanciaRata = 0; % Distância da taxa entre A e B = B - A (calculado pelo sistema)
143
144 % Se for adicionado quantos distancias forem necessarias
145 options.nAIterar.Landmarks(A) = 8; % Tentativa da taxa da quarta taxa
146 options.nAIterar.Landmarks(B) = 31; % Tentativa da taxa da quarta taxa
147 options.nAIterar.Landmarks(E) = options.nAIterar.aleto_x; % Igual o eixo que determina
148 options.nAIterar.Landmarks(E).CompPerCentual = 60; % Constante da condição em percentual
149 options.nAIterar.Landmarks(E).PerCentualRata = 0; % Usador que irá determinar a taxa (calculado pelo sistema)
150 options.nAIterar.Landmarks(E).DistanciaRata = 0; % Distância da taxa entre A e B = A (calculado pelo sistema)
151
152 % Se for adicionado quantos distancias forem necessarias
153 options.nAIterar.Landmarks(A) = 10; % Tentativa da taxa da quarta taxa
154 options.nAIterar.Landmarks(B) = 29; % Tentativa da taxa da quarta taxa

```

```

ASM_2D_example.m
O\Fase ASM 57666 Direto
2 de Maio de 2017
4/8

232 imshow(I); hold on;
233
234 P1 = Vertices(Lines(1,1));
235 P2 = Vertices(Lines(2,1));
236 plot([P1; Z1 P2; Z2], [P1; P2; L1; L2], 'o');
237
238 % drawcont;
239
240 %locustar com o nome do arquivo
241 TrainingData.Vertices = Vertices;
242 TrainingData.Lines = Lines;
243 TrainingData.I = I;
244 TrainingData.N = 1;
245 TrainingData.Order = 1;
246
247 SetConjuntoTreinamento = '';
248
249 % Load Shape Model file
250 % Make the Shape model, which finds the variations between contours
251 % in the training data sets. And makes a PCA model describing normal
252 % % contours
253 [ShapeData TrainingData] = ASM_MakeShapeModel2D(TrainingData);
254
255
256
257 %*****grafico com os t autovalores e autovetores do PCA dos (Início)
258 % Show some eigenvector variations
259 (options.verbose)
260
261 RelatorioFiguranela = figure [Nome; Aplicação da Análise de Componente Principal - PCA; LandmarkConectado; Number\Fig; %];
262
263
264 sem_1 = length(ShapeData.Evaluas);
265 sem_colunas = 3;
266 sem_linhas_modos = cell (sem_1 / sem_colunas);
267
268
269
270 %for i = 1 : min (3, length(ShapeData.Evaluas))
271 for i = 1 : sem_1;
272 xstet = ShapeData_x_mean + ShapeData.Evaluas(i,1) * sqrt(ShapeData.Evaluas(i) * 3);
273
274 subplot (sem_1, sem_colunas, i); hold on;
275
276 plot (xstet (1 : end / 2), xstet (end / 2 + 1 : end), 'r');
277 plot (ShapeData_x_mean (1 : end / 2), ShapeData_x_mean (end / 2 + 1 : end), 'b');
278
279
280 %locustar os legendas em embaixo de cada grafico de componente
281 if i < sem_1;
282 Sobecrito = [i] [i]; num2str(i) %];
283
284 Sobecrito = [i] [i]; num2str(i) %];
285 end
286 xlabel(Sobecrito);
287
288 %centralizar a mensagem do title
289 if i == (sem_colunas / 2);
290 SuPCA = CONTORNOS; % Sobecrito AZUL (Modulo) e % Sobecrito VERMELHO (Conjunto de Treinamento);
291 SuPCA = [i] [i]; num2str(i) %]; % - 1; % SuPCA];
292 title (SuPCA);
293 end
294
295
296
297 grid on
298 drawnow;
299
300
301 %funcao que gera o relatório com a janela figure em jpgf
302 Relatorio = function, Reports (Relatorio);
303
304 end
305
306
307 %*****grafico com os t autovalores e autovetores do PCA dos (fim)
308

```



```

ASM_2D_example.m
O\Fase ASM 57666 Esquerdo
2 de Maio de 2017

309
310 end
311
312 grid on
313
314
315
316 %Funcao que gera o relatório com a janela figure em jpg
317 Relatório = function_reports(Relatório);
318
319 end
320
321 %*****gráfico com os autoveles e autovetores do PCA dos (m)
322
323
324
325 %*****gráfico com os valores do landmarks detalhando os pontos x e y (início)
326
327
328 %Define as posições onde será gerado o gráfico posição X, posição Y, Largura, Altura
329 posicao = [200 200 700 800];
330
331 RelatórioFiguraLinha = figure('Position',posicao,'Name','Variações dos Pontos X e Y dos Landmarks','NumberTitle','off');
332 %limpa a área onde serão plotados os gráficos
333 clf;
334
335 xstet = TrainingData();Verific;
336
337 Landmarks_PontoX = xstet (:, 1);
338 %autores de 12 elementos
339 Landmarks_PontoY = xstet (:, 2);
340
341 Cor = 0;
342
343 LegendaAux = 0;
344 for i = 1:options.N;
345     CorRGB(i) = rand();
346     CorRGB(i)G = rand();
347     CorRGB(i)B = rand();
348
349     Cor = Cor + 1;
350
351     if (Cor == 1);
352         CorRGB(i)R = 1;
353     else (Cor == 2)
354         CorRGB(i)G = 1;
355     else (Cor == 3)
356         CorRGB(i)B = 1;
357     Cor = 0;
358 end
359
360 LegendaAux(i) = i;
361 end
362
363 legenda = reshape(sprintf('%d',LegendaAux, ' ', 'rgb'), 1, 3);
364 legenda (end) = [];
365
366
367 for i = 1:options.N;
368     %Define que o primeiro gráfico estará numa matriz 1(inh2(z)coluna) e na posição 1
369     subplot(2,2,1), hold on
370
371     xstet = TrainingData();Verific;
372
373     Landmarks_PontoX = xstet (:, 1);
374
375     %Plot o gráfico
376     plot(Landmarks_PontoX,'Color',[CorRGB(i)R CorRGB(i)G CorRGB(i)B]);
377 end
378 legend(legenda, 0);
379
380 %Adiciona um título ao gráfico
381 title('Gráfico dos Landmarks do Eixo X');
382 %Coloca uma legenda no eixo X
383 xlabel('X([i]Landmarks)');
384
385 %Define que o segundo gráfico estará numa matriz 1(inh2(z)coluna) e na posição 2

```

```

ASM_2D_example.m
O\Fase ASM 57666 Esquerdo
2 de Maio de 2017

386 grid on
387
388 for i = 1:options.N;
389     %Define que o primeiro gráfico estará numa matriz 1(inh2(z)coluna) e na posição 1
390     subplot(2,2,2), hold on
391
392     ystet = TrainingData();Verific;
393
394     Landmarks_PontoY = ystet (:, 2);
395
396     %Plot o gráfico
397     plot(Landmarks_PontoY,'Color',[CorRGB(i)R CorRGB(i)G CorRGB(i)B]);
398 end
399
400
401 %Adiciona um título ao gráfico
402 title('Gráfico dos Landmarks do Eixo Y');
403 %Coloca uma legenda no eixo Y
404 xlabel('Y([i]Landmarks)');
405 grid on
406
407 %fim do código
408
409
410 hold off %fglstar todos os gráficos
411
412 %Relatório que gera o relatório com a janela figure em jpg
413 Relatório = function_reports(Relatório);
414
415 %*****gráfico com os valores do landmarks detalhando os pontos x e y (início)
416
417
418 %*****gráfico da variação do PCA dos autoveles (início)
419
420 %Gráfico da Variação geradas pelos autoveles e autovetores após o PCA
421 RelatórioFiguraLinha = figure('Name','[i]Variações - PCA', 'LandmarkConnectado','NumberTitle','off');
422 Variancia_Total = sum(ShapeDataEvaluat);
423 Variancia_Percentual = [(100 / Variancia_Total) * (ShapeDataEvaluat);
424 Variancia_Quantidade = length(Variancia_Percentual);
425 plot(1, Variancia_Quantidade, Variancia_Percentual, '-o','LineWidth',2, 'MarkerEdgeColor','r', 'MarkerFaceColor','r', 'MarkerSize',10);
426 xlabel('Eixo y (Número de Autovetores)');
427 ylabel('Eixo x (Número de Landmarks)');
428 %limpa o eixo y (Número de Landmarks) plotado em %[];
429 %limpa o eixo x (Número de Autovetores) plotado em %[];
430 for i = 1: Variancia_Quantidade;
431     Variancia_1Rotulo = sprintf('%s.2f%%', Variancia_Percentual(i));
432
433
434     Variancia_1DistanciaRotulo = false;
435     if (i == 1) [(Distancia_Percentual(i) - 1) * Variancia_Percentual(i) * 5];
436     if (i < Variancia_1Quantidade) && ((Variancia_Percentual(i) - Variancia_Percentual(i + 1)) < 5)
437         Variancia_1DistanciaRotulo = false;
438     else
439         Variancia_1Rotulo = [(i)rotul]([i] Variancia_1Rotulo, 1);
440         Variancia_1Rotulo = [i, Variancia_1Rotulo];
441     text(i, Variancia_1Quantidade) && (Variancia_1Rotulo);
442     Variancia_1DistanciaRotulo = true;
443 end
444 end
445
446 % (Variancia_1DistanciaRotulo == false)
447 Variancia_1Rotulo = [(i)rotul]([i] Variancia_1Rotulo, 1);
448 text(i, Variancia_1Quantidade + 2, Variancia_1Rotulo);
449 end
450 end
451 grid on
452
453 %Funcao que gera o relatório com a janela figure em jpg
454 Relatório = function_reports(Relatório);
455
456 %*****gráfico da variação do PCA dos autoveles (fim)
457
458
459
460 % Appearance model 50%
461 % Make the Appearance model, which samples a intensity pixel profile line
462 % perpendicular to each contourpoint in each trainingdataset. Which is

```

```

ASM_2D_example.m
O\Fase ASM 57666 Esquerdo
2 de Maio de 2017

463 % used to build constant matrices for each landmark. Which are used
464 % in the optimization step, to find the best fit.
465 AppearanceData = ASM_MakeAppearanceModel2D(TrainingData, options);
466
467 Centroidx = 0;
468 Centroidy = 0;
469 [QxLandmarks, Temp] = size(TrainingData(1),Verific);
470
471 for i = 1:options.N;
472     Centroidx = Centroidx + sum(TrainingData(i),Verific);
473     Centroidy = Centroidy + sum(TrainingData(i),Verific);
474 end
475
476 Centroidx = Centroidx / options.N;
477 Centroidy = Centroidy / options.N;
478
479
480 %
481
482 % Test the ASM model 50%
483
484 Directory = fopen('input');Directory = fopen('find');files = dir('cat('Y','.'); dir('stret','/stret/input*');');
485
486
487 %%%%%%%%%%%%%%%%%
488 inputPastFile = function_ReadAffix('fotos/input/jpg');
489 [Temp, FilesInputQ] = size (inputPastFile);
490 %%%%%%%%%%%%%%%%%
491
492 clear ValuesParinha;
493 ValuesParinha(1,2) = '-';
494 NomeArquivoParinha = 'Parinha Contendo Resultado das Distâncias entre alguns Landmarks.txt';
495
496 if exist(NomeArquivoParinha, 'file') > 0
497     delete (NomeArquivoParinha);
498 end
499
500
501 for i = 1: FilesInputQ;
502
503     FileNameFind = inputPastFile(FileNameFile);
504
505     %FileNameFind = 'V002_foto33.JPG'; %'V002_testefoto473.JPG
506     base = inh2double (dirname (Directory.FileNameFind));
507
508     FileNameSegmentacao = [Directory, 'V002_Segmentacao', FileNameFind];
509
510     NomeImageBusca = [Directory, FileNameFind];
511     NomeImageBusca;
512     % Initial position offset and rotation, of the initial mean contour
513     ibom.offset = 0;
514     ibom.offsetx = 1.15; ibom.offsety = -1.7; ibom.offsetz = 1.25;
515     ibom.offsetw = 0; %ibom.offsetw = 17;
516     %ibom.offsetw(0); ibom.offsetw = 0; %ibom.offsetw = 117;
517
518     %pos = [ShapeData_cmean(1:end/2); ShapeData_c_mean (end/2+1: end)];
519
520     pos = [ShapeData_c_mean(1:end/2); ShapeData_c_mean(end/2+1:end)];
521     pos = ASM_align_data_2jwase2D (pos,ibom);
522
523
524
525     if (options.EstimativaInicialAutomatica == true)
526         % estimacao da posicao media
527         x = 362.7500;
528         y = 341.5000;
529
530         = Centroidx; % = 353.0375; Y = 388.3675; %Centroid
531         y = Centroidy;
532
533     else
534         % Select the best starting position with the source
535         [x,y] = SelectPosition (best_pos (1, 1), pos (1, 2));
536         % x = 333.9462; y = 187.5245; %legenda chance
537
538     end
539

```

```

ASM_2D_example.m
O\Fase ASM 57666 Esquerdo
2 de Maio de 2017

540 ibom.offsetw = [x - y];
541
542 % plot('Gráfico da Estimativa Inicial, baseada no Centroide dos Eixos: x = ', num2str(x), ' e y = ', num2str(y))
543
544 % Apply the ASM model over the test image
545
546 % (ValueParinha) = ASM_ApplyModel2D (best, ibom, ShapeData, AppearanceData, options, LandmarkConnectado, NomeImageSegmentacao, i, K
547 FilesInputQ, Rotulao, ValuesParinha);
548 end
549 % for i = 1: FilesInputQ;
550
551 %legenda parinha
552 %headers = ('Ordem', 'Segmentacao', '1-1:16%', '1-1:17%', '1-1:18%', '1-1:19%', 'Arquivo');
553
554 %legenda parinha no eixo
555 [QTime, Temp] = size (ValuesParinha);
556 QTime = QTime + 1;
557
558 headers (1) = 'Ordem';
559 headers (2) = 'Segmentacao %';
560 QCampos = 2;
561 [Temp, QCount] = size (options.NoAtribarLandmarks);
562 for Count = 1: QCount;
563     QCampos = QCampos + 1;
564     %headers (QCampos) = sprintf('%s: %s', options.NoAtribarLandmarks(i), Count);
565 end
566 QCampos = QCampos + 1;
567 headers (QCampos) = 'Arquivo';
568
569 %write(NomeArquivoParinha,headers, ValuesParinha);
570
571 %limpa o local do pasta onde é gerado os relatórios
572 NomeArquivoPastFile;
573
574 %TempoFinal = clock;
575 TempoDecorrido = etime (TempoFinal, TempoInicio);
576 %
577 %
578
579
580 disp('Tempo Total decorrido: ', num2str(TempoDecorrido), ' segundos')
581
582 Aviso_Borda_Horizontal = '-';
583 Aviso_Borda_Horizontal (180) = char (175);
584 Aviso_Borda_Horizontal (1) = '|';
585 Aviso_Borda_Horizontal (80) = '|';
586
587 disp (Aviso_Borda_Horizontal)
588 disp (
589
590 disp ( )
591

```



```

nsContorno.landmarks(Count).Eixo;
228 end
229
230 %armazena e calcula os percentuais da reta
231 for Count = 1:QtCount
232     nsContorno.landmarks(Count).PercentualReta = (100 / nsEstimativa.landmarks(Count).DistanciaReta) * nsContorno.landmarks(Count).DistanciaReta;
233 end
234
235
236 if(ishandle(h)), delete(h); end
237 h = plot(pos(:,2), pos(:,1), 'y'); drawnow('expose');
238 h = plot(pos(:,2), pos(:,1), 'bd'); drawnow('expose');
239
240 %funcao que gera o relatorio com a janela figure em .jpg
241 Relatorio = function_Reports (Relatorio);
242
243
244 base_points = [pos(:,1) pos(:,2)];
245 isegmentedLarge = drawObject (base_points, [size(test, 1) size(test, 2)], ShapeData.Lines);
246
247 [nsContorno.SizeAreaSegmentadaContorno, Temp] = size (find (segmentedLarge == 1));
248
249
250 nsContorno.PercentualAreaSegmentada = (100 / nsEstimativa.SizeAreaSegmentadaEstimada) * nsContorno.SizeAreaSegmentadaContorno;
251
252 % sprintf ('Segmentacao: %0.2f%%, LandmarkDistanciaEstimativaRetaXY: %2f, LandmarkDistanciaFinalRetaXY: %2f = %2f%% \n', PercentualEstimativsegmented,
LandmarkDistanciaEstimativaRetaY1Y16, LandmarkDistanciaFinalRetaY1Y16, (100 / LandmarkDistanciaEstimativaRetaY1Y16) * LandmarkDistanciaFinalRetaY1Y16)
253
254 % sprintf ('L1 (Posição da Medida): %0.3f, L1-L16: %0.2f%%, L1-L17: %0.2f%%, L1-L18: %0.2f%%, L1-L19: %0.2f%% \n', LandmarkDistanciaEstimativaRetaY1,
LandmarkDistanciaPercentualRetaY1Y16, LandmarkDistanciaPercentualRetaY1Y17, LandmarkDistanciaPercentualRetaY1Y18, LandmarkDistanciaPercentualRetaY1Y19)
255
256
257 %gerando planilha no excel
258 [Qtitem, Temp] = size (AuxValuesPlanilha);
259 Qtitem = Qtitem + 1;
260
261 AuxValuesPlanilha (Qtitem, 1) = OrdemFile;
262 AuxValuesPlanilha (Qtitem, 2) = sprintf ('%0.2f', nsContorno.PercentualAreaSegmentada);
263 QtCampos = 2;
264 for Count = 1:QtCount
265     QtCampos = QtCampos + 1;
266     AuxValuesPlanilha (Qtitem, QtCampos) = sprintf ('%0.2f', nsContorno.landmarks(Count).PercentualReta);
267 end
268 QtCampos = QtCampos + 1;
269 AuxValuesPlanilha (Qtitem, QtCampos) = [TempArquivoAux, Corrigindo];
270
271
272 %realizando troca de pasta para gerar o resultado final
273 FileNameSegmentacaoAux = strep (FileNameSegmentacao, '/Input/', '/Region/');
274
275
276 FullFileNameSegmentacao = [pwd, '\', FileNameSegmentacaoAux];
277
278 %realizado tratamento de erros por causa da barra invertida na visualizacao latex
279 FullFileNameSegmentacao = strep (FullFileNameSegmentacao, '/', '\');
280
281 %gerando o contorno para possibilitar a comparacao subjetiva
282 FileNameROI = strep (FullFileNameSegmentacao, '\Region\_', 'Output');
283 print(Relatorio.FiguraJanela, FileNameROI, '-djpeg');
284
285
286 %fechando a janela caso teanha mais de um arquivo para segmentar
287 if (OrdemFile > 1) || (BoolAlterar_ns == true)
288     close ('Imagem Segmentada após o Active Shape Model e Active Appearance Model');
289 end
290 figure ('Name', 'Imagem Segmentada após o Active Shape Model e Active Appearance Model', 'NumberTitle', 'off');
291 imshow(segmentedLarge, title('Limiarizado a Área do Contorno. Área interna em (color:white) \bf (branco) \bf (Pulmão):'));
292
293 xlabel(FullFileNameSegmentacao);
294
295
296
297 if ((nsContorno.Ativa == true) && (BoolAlterar_ns == false))
298
299     %BoolAlterar_ns = false;
300     if (nsContorno.PercentualAreaSegmentada <= nsContorno.ConstPercentualAreaSegmentadaInferior)
301         BoolAlterar_ns = true;
    
```

```

302     continue
303
304 elseif (nsContorno.PercentualAreaSegmentada >= nsContorno.ConstPercentualAreaSegmentadaSuperior)
305     BoolAlterar_ns = true;
306     continue
307
308 else
309     ContQtPercentualInferior = 0;
310
311 for Count = 1:QtCount
312     if (nsContorno.landmarks(Count).PercentualReta <= nsContorno.landmarks(Count).ConstPercentual)
313         ContQtPercentualInferior = ContQtPercentualInferior + 1;
314     end
315 end
316
317 %analisa se atingiu a quantidade de campos
318 if (ContQtPercentualInferior >= nsContorno.ContQtPercentualInferior)
319     BoolAlterar_ns = true;
320     continue
321
322 else
323     break
324
325 end
326
327 end %if (PercentualEstimativsegmented <= 60)
328
329 end %if (BoolAlterar_ns == true)
330
331 break
332
333 end
334
335 % criando o arquivo de segmentacao com o nome 'Segmentacao_foto.jpg'
336 imwrite (segmentedLarge, FileNameSegmentacaoAux);
337
338 ResultadorValuesPlanilha = AuxValuesPlanilha;
339
340
    
```


ASM_ApplyModel2D.m 4/5
 O:\Fase ASM 57666 Esquerdo\ASM Functions 2 de Maio de 2017

```

228 %armazenando os pontos que sera utilizado para prever possiveis erros
229 for Count = 1 : QtCount
230     nsContorno.landmarks(Count).DistanciaReta = pos (nsContorno.landmarks(Count).B, nsContorno.landmarks(Count).Eixo) - pos (nsContorno.landmarks(Count).A,
nsContorno.landmarks(Count).Eixo);
231 end
232
233 %armazena e calcula os percentuais da reta
234 for Count = 1 : QtCount
235     nsContorno.landmarks(Count).PercentualReta = (100 / nsEstimativa.landmarks(Count).DistanciaReta) * nsContorno.landmarks(Count).DistanciaReta;
236 end
237
238
239 %if(handle('f')), delete('f'); end
240 h = plot(pos(:,2), pos(:,1), 'y'); drawnow('expose');
241 h = plot(pos(:,2), pos(:,1), 'bf'); drawnow('expose');
242
243 %funcao que gera o relatorio com a janela figure em jpg
244 Relatorio = function_Reports (Relatorio);
245
246
247 base_points = [pos(:,1) pos(:,2)];
248 isegmentedLarge = drawObject (base_points, [size(test, 1) size(test, 2)], ShapeData.Lines);
249
250 [nsContorno.SizeAreaSegmentadaContorno, Temp] = size (find (segmentedLarge == 1));
251
252
253 nsContorno.PercentualAreaSegmentada = (100 / nsEstimativa.SizeAreaSegmentadaEstimada) * nsContorno.SizeAreaSegmentadaContorno;
254
255 % sprintf ('Segmentacao: %0.2f%%, LandmarkDistanciaEstimativaRetaXY: %2f, LandmarkDistanciaFinalRetaXY: %2f = %2f%%\n', PercentualEstimativasegmented,
LandmarkDistanciaEstimativaRetaY1Y16, LandmarkDistanciaFinalRetaY1Y16, (100 / LandmarkDistanciaEstimativaRetaY1Y16) * LandmarkDistanciaFinalRetaY1Y16)
256
257 % sprintf ('L1 (Posição da Media): %0.3f, L1-L16 %0.2f%%, L1-L17: %0.2f%%, L1-L18: %0.2f%%, L1-L19: %0.2f%%\n', LandmarkDistanciaEstimativaRetaY1,
LandmarkDistanciaPercentualRetaY1Y16, LandmarkDistanciaPercentualRetaY1Y17, LandmarkDistanciaPercentualRetaY1Y18, LandmarkDistanciaPercentualRetaY1Y19)
258
259
260 %gerando planilha no excel
261 [Qttem, Temp] = size (AuxValuesPlanilha);
262 Qttem = Qttem + 1;
263
264 AuxValuesPlanilha (Qttem, 1) = OrdemFile;
265 AuxValuesPlanilha (Qttem, 2) = sprintf ('%0.2f', nsContorno.PercentualAreaSegmentada);
266 QtCampos = 2;
267 for Count = 1 : QtCount
268     QtCampos = QtCampos + 1;
269     AuxValuesPlanilha (Qttem, QtCampos) = sprintf ('%0.2f', nsContorno.landmarks(Count).PercentualReta);
270 end
271 QtCampos = QtCampos + 1;
272 AuxValuesPlanilha (Qttem, QtCampos) = [TempArquivoAux, Corrigido];
273
274
275 % sprintf ('%i => L1 (Posição da Media): %0.3f, L1-L16 %0.2f%%, L1-L17: %0.2f%%, L1-L18: %0.2f%%, L1-L19: %0.2f%%\n', OrdemFile,
LandmarkDistanciaEstimativaRetaY1, LandmarkDistanciaPercentualRetaY1Y16, LandmarkDistanciaPercentualRetaY1Y17, LandmarkDistanciaPercentualRetaY1Y18,
LandmarkDistanciaPercentualRetaY1Y19)
276
277
278 %realizando troca de pasta para gerar o resultado final
279 FileNameSegmentacaoAux = strep (FileNameSegmentacao, '/Input/', '/Region/');
280
281
282 FullFileNameSegmentacao = [pwd, '\', FileNameSegmentacaoAux];
283
284 %realizado tratamento de erros por causa da barra invertida na visualizacao latex
285 FullFileNameSegmentacao = strep (FullFileNameSegmentacao, '/', '\');
286
287 %gerando o contorno para possibilitar a comparacao subjetiva
288 FileNameROI = strep (FullFileNameSegmentacao, '\Region\', '\Output\');
289 print(Relatorio.FiguraJanela, FileNameROI, '-djpeg');
290
291
292 %fechando a janela caso tenha mais de um arquivo para segmentar
293 if (OrdemFile > 1) || (BoolAlterar_ns == true)
294     close ('Imagem Segmentada após o Active Shape Model e Active Appearance Model');
295 end
296 figure ('Name', 'Imagem Segmentada após o Active Shape Model e Active Appearance Model', 'NumberTitle', 'off');
297 imshow(segmentedLarge, title ('Limiarizado a Área do Contorno. Área interna em (color|white) \bf (branco) é o \bf (Pulmão).'));
298
299 xlabel(FullFileNameSegmentacao);
  
```

ASM_ApplyModel2D.m 5/5
 O:\Fase ASM 57666 Esquerdo\ASM Functions 2 de Maio de 2017

```

300
301
302 if ((nsContorno.Ativa == true) && (BoolAlterar_ns == false))
303
304     %BoolAlterar_ns = false;
305     if (nsContorno.PercentualAreaSegmentada <= nsContorno.ConstPercentualAreaSegmentadaInferior)
306         BoolAlterar_ns = true;
307         continue
308     elseif (nsContorno.PercentualAreaSegmentada >= nsContorno.ConstPercentualAreaSegmentadaSuperior)
309         BoolAlterar_ns = true;
310         continue
311     else
312         ContQtPercentualInferior = 0;
313     end
314
315     for Count = 1 : QtCount
316         if (nsContorno.landmarks(Count).PercentualReta <= nsContorno.landmarks(Count).ConstPercentual
ContQtPercentualInferior = ContQtPercentualInferior + 1;
317         end
318     end
319
320
321 %analisa se atingiu a quantidade de campos
322 if (ContQtPercentualInferior >= nsContorno.ContQtPercentualInferior)
323     BoolAlterar_ns = true;
324     continue
325
326 else
327     break
328
329 end
330
331 end %if (PercentualEstimativasegmented <= 60)
332
333
334 end %if (BoolAlterar_ns == true)
335
336 break
337
338 end
339
340 % criando o arquivo de segmentacao com o nome 'Segmentacao_foto.jpg'
341 imwrite (segmentedLarge, FileNameSegmentacaoAux);
342
343 ResultadorValuesPlanilha = AuxValuesPlanilha;
344
345
  
```

LoadDataSetNiceContour.m	1/2
O:\Fase ASM 57666 Direito\Functions	2 de Maio de 2017

```

1 function [Vertices,Lines]=LoadDataSetNiceContour(filename,nBetween,verbose,RealQuantidadeLandmark)
2 % LoadDataSetNiceContour, Load the ContourPoints and Photo of a dataset
3 % and will interpolate a number of evenly spaced contour points between
4 % the point marked as major landmark point.
5 %
6 % [totalx, totally, l]=LoadDataSetNiceContour(filename,nBetween,verbose)
7 %
8 % The dataset .mat file must contain a structure "p"
9 % p.n : Number of contour points clicked
10 % p.x, p.y : The location of the contour point
11 % p.l : The image
12 % p.t : same length as the coordinates, with "0" a major landmark point
13 %       and "2" only a simple point on the contour.
14 %
15 % Function written by D.Kroon University of Twente (February 2010)
16
17 % Código fonte alterado com finalidade de pesquisa, por Paulo Freire Sobrinho, em que foi baseado do
18 % autor original Dirk-Jan Kroon (Copyright © 2011, Dirk-Jan Kroon)
19 % Finalidade da alteração: por motivos de pesquisa, para localização em
20 % imagens médicas de radiografias de crianças com idade entre 1 < e < 5
21 % anos, para segmentação da região de interesse em que é o
22 % pulmão.
23 % Alterado por Paulo Freire Sobrinho em 24/12/2016, por motivos de
24 % pesquisa para o Mestrado em Ciência da Computação, Instituto de Informática da
25 % Universidade Federal de Goiás, Goiânia-GO, Brasil
26
27
28
29 load(filename);
30
31 % Interpolate to get more points
32 r=5;
33 if (RealQuantidadeLandmark == true)
34     r=1;
35 end
36
37
38 pointsx = interp(p.x,r);
39 pointsy = pointsx(1:end-r+1);
40
41 pointsy = interp(p.y,r);
42 pointsy = pointsy(1:end-r+1);
43
44 % Mark Landmark points with 1, other point zero
45 i = find (p.t == 0);
46 pointst = 0;
47 pointst ((i-1)*r+1) = 1;
48
49 if (verbose, imshow (p.l), hold on;
50     plot(pointsy, pointsx, 'b');
51 end
52
53 % Find the Landmark point locations
54 i = find (pointst);
55
56 totalx=[]; totally=[];
57 % Loop to make points evenly spaced on line pieces between landmark points
58 for j=1:length(i)-1,
59     % One line piece
60     linex = pointsx (i(j) : i(j+1));
61     liney = pointsy (i(j) : i(j+1));
62
63     % Length on line through the points
64     dx = [0 linex(2:end) - linex(1:end-1)];
65     dy = [0 liney(2:end) - liney(1:end-1)];
66     dist=cumsum(sqrt(dx.^2+dy.^2));
67
68     % Interpolate new points evenly spaced on the line piece
69     dist2 = linspace (0,max(dist),nBetween);
70     linex = interp1 (dist,linex,dist2);
71     liney = interp1 (dist,liney,dist2);
72
73     % Display the line piece
74 if(verbose,
75     plot(liney,linex,'g');
76     plot(liney(1),linex(1),'r');
77     plot(liney(end),linex(end),'r');

```

LoadDataSetNiceContour.m	2/2
O:\Fase ASM 57666 Direito\Functions	2 de Maio de 2017

```

78 end
79
80 % Remove Point because it is also in the next line piece
81 if (j <length (i) - 1), linex (end) = [], liney (end) = [];
82 end
83 % Add the evenly spaced line piece to the total line
84 totalx = [totalx linex];
85 totally = [totally liney];
86 end
87 % Also store the image
88
89 if(verbose, drawnow('expose'); end
90
91 if (RealQuantidadeLandmark == true)
92     totalx = pointsx;
93     totally = pointsy;
94 end
95
96 Vertices=[totalx(:) totally(:)];
97 Lines=[(1:size(Vertices,1))' (2:size(Vertices,1) 1)'];
98
99

```

LoadDataSetNiceContour.m	1/2
O:\Fase ASM 57666 Esquerdo\Funções	2 de Maio de 2017

```

1 function [Vertices,Lines]=LoadDataSetNiceContour(filename,nBetween,verbose,RealQuantidadeLandmark)
2 % LoadDataSetNiceContour, Load the ContourPoints and Photo of a dataset
3 % and will interpolate a number of evenly spaced contour points between
4 % the point marked as major landmark point.
5 %
6 % [totalx, totally, l]=LoadDataSetNiceContour(filename,nBetween,verbose)
7 %
8 % The dataset .mat file must contain a structure "p"
9 % p.n : Number of contour points clicked
10 % p.x, p.y : The location of the contour point
11 % p.l : The image
12 % p.t : same length as the coordinates, with "0" a major landmark point
13 %       and "2" only a simple point on the contour.
14 %
15 % Function written by D.Kroon University of Twente (February 2010).
16
17 % Código fonte alterado com finalidade de pesquisa, por Paulo Freire Sobrinho, em que foi baseado do
18 % autor original Dirk-Jan Kroon (Copyright © 2011, Dirk-Jan Kroon)
19 % Finalidade da alteração: por motivos de pesquisa, para localização em
20 % imagens médicas de radiografias de crianças com idade entre 1 < e < 5
21 % anos, para segmentação da região de interesse em que é o
22 % pulmão.
23 % Alterado por Paulo Freire Sobrinho em 24/12/2016, por motivos de
24 % pesquisa para o Mestrado em Ciência da Computação, Instituto de Informática da
25 % Universidade Federal de Goiás, Goiânia-GO, Brasil
26
27
28
29 load(filename);
30
31 % Interpolate to get more points
32 r=5;
33 if (RealQuantidadeLandmark == true)
34     r=1;
35 end
36
37
38 pointsx = interp(p.x,r);
39 pointsy = pointsx(1:end-r+1);
40
41 pointsy = interp(p.y,r);
42 pointsy = pointsy(1:end-r+1);
43
44 % Mark Landmark points with 1, other point zero
45 i = find (p.t == 0);
46 pointst = 0;
47 pointst ((i-1)*r+1) = 1;
48
49 if (verbose, imshow (p.l), hold on;
50     plot(pointsy, pointsx, 'b');
51 end
52
53 % Find the Landmark point locations
54 i = find (pointst);
55
56 totalx=[]; totally=[];
57 % Loop to make points evenly spaced on line pieces between landmark points
58 for j=1:length(i)-1,
59     % One line piece
60     linex = pointsx (i(j) : i(j+1));
61     liney = pointsy (i(j) : i(j+1));
62
63     % Length on line through the points
64     dx = [0 linex(2:end) - linex(1:end-1)];
65     dy = [0 liney(2:end) - liney(1:end-1)];
66     dist=cumsum(sqrt(dx.^2+dy.^2));
67
68     % Interpolate new points evenly spaced on the line piece
69     dist2 = linspace (0,max(dist),nBetween);
70     linex = interp1 (dist,linex,dist2);
71     liney = interp1 (dist,liney,dist2);
72
73     % Display the line piece
74     if(verbose,
75         plot(liney,linex,'g');
76         plot(liney(1),linex(1),'r');
77         plot(liney(end),linex(end),'r');

```

LoadDataSetNiceContour.m	2/2
O:\Fase ASM 57666 Esquerdo\Funções	2 de Maio de 2017

```

78 end
79
80 % Remove Point because it is also in the next line piece
81 if (j <length(i) - 1), linex(end) = []; liney(end) = [];
82 end
83 % Add the evenly spaced line piece to the total line
84 totalx = [totalx linex];
85 totally = [totally liney];
86 end
87 % Also store the image
88
89 if(verbose, drawnow('expose'); end
90
91 if (RealQuantidadeLandmark == true)
92     totalx = pointsx;
93     totally = pointsy;
94 end
95
96 Vertices=[totalx';totally'];
97 Lines=[(1:size(Vertices,1))' (2:size(Vertices,1)-1)'];
98
99

```

H.2 Códigos Fonte Desenvolvidos e Implementados

Esta seção, contém os códigos fonte desenvolvidos, implementados e explicados no decorrer desta dissertação para os pulmões do lado direito e esquerdo:


```

V002_auxiliar_treinador00428012017.m 1/3
O\Fase Treinamento Direto 2 de Maio de 2017

1 ic
2 clear
3
4 disp ('Iniciando o programa Auxiliar do Treinador')
5 %% solicitando as informacoes de entrada
6 MatrixCollection = Q;
7
8 NomeArquivo = 'V002_Conjunto_de_Treinamento_Radiografias.txt';
9
10 if (exist (NomeArquivo, 'file') == 0)
11 fprintf ('O arquivo informado nao existe!\n');
12 end
13 end
14
15 Arquivo = fopen (NomeArquivo, 'r');
16
17 %checa cabeçalho
18 Registro = fgetl(Arquivo);
19
20 %%cop todas as informacoes para cada linha "Registro" ate o final do arquivo
21 TopMatrixCollection = Q;
22 IniciaContagem_n = 0;
23 QLn = Q;
24 while 1
25 Registro = fgetl(Arquivo);
26
27 %verificar final de arquivo
28 if ~ischar(Registro)
29 break
30 end
31
32 TopMatrixCollection = TopMatrixCollection + 1;
33
34 MatrixCollection (TopMatrixCollection, 1) = str2num (Registro (1 : 10));
35 MatrixCollection (TopMatrixCollection, 2) = str2num (Registro (11 : 30));
36 MatrixCollection (TopMatrixCollection, 3) = str2num (Registro (31 : 50));
37
38 Matrizfile (TopMatrixCollection) = [Registro (51 : length (Registro))];
39
40
41
42 % sentinela para realizacao da contagem do n
43 if MatrixCollection (TopMatrixCollection, 1) == 1
44 IniciaContagem_n = IniciaContagem_n + 1;
45
46 NomeImagem (IniciaContagem_n) = Matrizfile (TopMatrixCollection);
47 end
48
49 % realiza a contagem de quantos landmarks existem ou seja, o n
50 if (IniciaContagem_n == 1)
51 QLn = QLn + 1;
52 end
53
54 %disp(Registro)
55 %fprintf ('%u %u %u %u\n', MatrixCollection (TopMatrixCollection, 1), MatrixCollection (TopMatrixCollection, 2), MatrixCollection (TopMatrixCollection, 3), Matrizfile
(TopMatrixCollection) );
56
57 if (TopMatrixCollection <= 100)
58 % fprintf ('%u %u\n', MatrixCollection (TopMatrixCollection, 1))
59 % fprintf ('%u %u\n', MatrixCollection (TopMatrixCollection, 2))
60 % fprintf ('%u %u\n', MatrixCollection (TopMatrixCollection, 3))
61 % fprintf ('%u %u\n', NomeImagem (IniciaContagem_n))
62
63 end
64 end
65
66 fclose (Arquivo);
67 fclose (all);
68
69 % n = landmarks
70 asm_n = QLn;
71
72 % 2n n = landmarks
73 asm_2n = 2 * asm_n;
74
75 % quantidade de imagens/Shape/modulos
76 asm_N = TopMatrixCollection / asm_n;

```

```

V002_auxiliar_treinador00428012017.m 2/3
O\Fase Treinamento Direto 2 de Maio de 2017

77
78 AuxTopMatrixCollection = 0;
79
80 % copiando o n pontos para o vetor asm_n
81 for asm_Aux_n = 1 : asm_N
82
83 for Aux_n = 1 : asm_n
84
85 AuxTopMatrixCollection = AuxTopMatrixCollection + 1;
86 %copiando a apenas a posicao x do par xy
87 Aux_x (Aux_n * 20 - 1) = MatrixCollection (AuxTopMatrixCollection, 2);
88
89 %gravando a posicao x
90 GravandoPx (Aux_n, asm_Aux_n) = MatrixCollection (AuxTopMatrixCollection, 2);
91
92 %copiando a apenas a posicao y do par xy
93 Aux_y (Aux_n * 2) = MatrixCollection (AuxTopMatrixCollection, 3);
94
95 %gravando a posicao y
96 GravandoPy (Aux_n, asm_Aux_n) = MatrixCollection (AuxTopMatrixCollection, 3);
97
98 end
99
100
101 % xi = [x1, xy1, x2, y2, x3, y3, x4, y4, x5, y5, x6, y6, x7, y7, x8, y8, x9, y9]
102 asm_x (1 : asm_2n, asm_Aux_n) = Aux_x (1 : asm_2N);
103
104
105 end
106
107 %verificar esta linha depois
108 Pn = QLn;
109
110 ValorPeso = 2;
111 P1 (1 : QLn) = ValorPeso;
112 % gerando os pesos para o landmarks
113
114 ValorPeso = 0;
115 P1 (001) = ValorPeso;
116 P1 (004) = ValorPeso;
117 P1 (008) = ValorPeso;
118 P1 (010) = ValorPeso;
119 P1 (012) = ValorPeso;
120 P1 (014) = ValorPeso;
121 P1 (018) = ValorPeso;
122 P1 (020) = ValorPeso;
123 P1 (022) = ValorPeso;
124 P1 (024) = ValorPeso;
125 P1 (030) = ValorPeso;
126 P1 (034) = ValorPeso;
127
128
129 % gerando os arquivos .mat
130 for i = 1 : asm_N
131 k = num2str(i);
132 number = 100;
133 number (end-length (i) + 1 : end) = ic;
134
135 % automatizar a listagem do arquivo
136 NomeGenericoFile = ['Fotos/V002_Aux_'];
137 filename = [NomeGenericoFile number '.jpg'];
138
139
140 %copiando a imagem correspondente para a nova estrutura
141 ImagemOriginal = imread (char(NomeImagem (i)));
142
143 imwrite (ImagemOriginal, filename);
144
145 [Imagem_Mapa] = imread(filename);
146
147 % Imagem (1 : 2:3) = 1;
148 P1 = Imagem (1 : end, 1 : end, 1);
149
150 filename = [NomeGenericoFile number '.mat'];
151
152 P1 (1 : asm_n) = GravandoPx (1 : asm_n, i);
153 Py (1 : asm_n) = GravandoPy (1 : asm_n, i);
154
155

```

```

V002_auxiliar_treinador00428012017.m 3/3
O\Fase Treinamento Direto 2 de Maio de 2017

154 NomeOriginalArquivo = char (NomeImagem (i));
155
156 % gravando cada coluna
157 p = struct ('I', [QLn, 1 : Py, 1], 'P', 1, 'PB', NomeOriginalArquivo, NomeOriginalArquivo);
158 save (filename, 'p');
159
160 disp ('Armazenado as informacoes da estrutura do arquivo : NomeOriginalArquivo, em ', filename)
161 end
162
163 disp ('Finalizando o programa Auxiliar do Treinador')
164
165

```



```
function_Reports.m 1/1
O:\Fase ASM 57666 Direito 2 de Maio de 2017

1 %rotina responsavel por gerar o relatório das imagens da janela figure
2 function [ResultadoEstrutura1051] = function_Reports (Estrutura1051)
3
4 if (Estrutura1051.GeraRelatorio == true)
5     PastaReport = 'Reports';
6     %analizando e verificando a pasta de relatórios existe caso não e criada
7     if (exist (PastaReport, 'dir') == 0)
8         mkdir (PastaReport);
9     end
10
11     PastaReport = [PastaReport, '/'];
12
13     %formato inverso da data e o horário do sistema,
14     formatOut = 'yyyy-mm-dd HH MM SS';
15     Formatacao = datestr(now,formatOut);
16
17
18     if (Estrutura1051.Contador == 0)
19         %gera o relatório de cada execucao do programa
20         Estrutura1051.PastaFilha = [PastaReport, Formatacao];
21
22         mkdir (Estrutura1051.PastaFilha);
23         Estrutura1051.PastaFilha = [Estrutura1051.PastaFilha, '/'];
24     end
25
26
27     if (Estrutura1051.Contador >= 0)
28         %organizando a formatacao do contador
29         Estrutura1051.Contador = Estrutura1051.Contador + 1;
30         is = num2str(Estrutura1051.Contador);
31         number = '0000';
32         number (end-length(is) + 1 : end) = is;
33
34
35         %gerando a string do nome do arquivo de relatório
36         Arquivo = ['Relatório ', Formatacao, '-', number];
37
38         PastaArquivoReport = [Estrutura1051.PastaFilha, Arquivo];
39
40         %gerando a imagem jpg da janela figure
41         print(Estrutura1051.FiguraJanela, PastaArquivoReport, '-djpeg'); %https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/print.html
42
43     else
44         disp(['A PASTA de Relatório foi gerada em: ', Estrutura1051.PastaFilha, '/']);
45     end
46
47 end
48
49 ResultadoEstrutura1051.GeraRelatorio = Estrutura1051.GeraRelatorio;
50 ResultadoEstrutura1051.Contador = Estrutura1051.Contador;
51 ResultadoEstrutura1051.FiguraJanela = Estrutura1051.FiguraJanela;
52 ResultadoEstrutura1051.PastaFilha = Estrutura1051.PastaFilha;
53
```

function_ReadAllFiles.m
O:\Fase ASM 57666 Direito

1/1

2 de Maio de 2017

```
1 function [ResultadoArgumento1054] = function_ReadAllFiles( Argumento1054 )
2 % function_ReadAllFiles (./Fotos/Find/*.jpg)
3
4 Files = dir(strcat(Argumento1054));
5
6 StructFilesSelecionados = struct('NameFile', 'kk');
7 [QtFiles, Temp] = size (Files);
8 ContadorArquivosSelecionados = 0;
9
10 for i = 1 : QtFiles
11
12     if (Files (i).isdir == 0)
13         ContadorArquivosSelecionados = ContadorArquivosSelecionados + 1;
14         StructFilesSelecionados (ContadorArquivosSelecionados).NameFile = Files (i).name;
15     end
16 end
17
18 ResultadoArgumento1054 = StructFilesSelecionados;
19
20 end
21
22
```