

Sérgio Roberto Delfino

*Geração de Estudos de Caso para  
Treinamento Médico Virtual a partir de  
Técnicas de Processamento de Imagens e  
Realidade Virtual*

Marília-SP

2007

Sérgio Roberto Delfino

*Geração de Estudos de Caso para  
Treinamento Médico Virtual a partir de  
Técnicas de Processamento de Imagens e  
Realidade Virtual*

Dissertação apresentada ao Programa de  
Mestrado do Centro Universitário Eurípides  
de Marília, mantido pela Fundação de Ensino  
Eurípides Soares da Rocha, para obtenção do  
Título de Mestre em Ciência da Computação  
(Área de Concentração: Realidade Virtual).

Orientadora:

Profa. Dra. Fátima de Lourdes dos Santos Nunes Marques

PROGRAMA DE MESTRADO EM CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO  
FUNDAÇÃO DE ENSINO EURÍPIDES SOARES DA ROCHA  
CENTRO UNIVERSITÁRIO EURÍPIDES DE MARÍLIA

Marília-SP

2007

Dissertação de Mestrado sob o título “*Geração de Estudos de Caso para Treinamento Médico Virtual a partir de Técnicas de Processamento de Imagens e Realidade Virtual*”, defendida por Sérgio Roberto Delfino e aprovada em XX de março de 2007, em Marília, São Paulo, pela banca examinadora constituída pelos doutores:

---

Profa. Dra. Fátima de Lourdes dos Santos Nunes  
Marques  
Centro Universitário Eurípides de Marília  
Orientadora

---

Prof. Dr. Antônio Carlos Sementille  
Centro Universitário Eurípides de Marília

---

Prof. Dr. Homero Schiabel  
Universidade de São Paulo  
Escola de Engenharia de São Carlos

Dedico esta dissertação a minha família, cujo exemplo de honestidade e trabalho tem sido um norteador para a minha vida, e para minha noiva, que tem me dado apoio nos momentos mais difíceis e mostrado a simplicidade de ter esperança.

# *Agradecimentos*

A Deus, pelo esplendor da vida, presente em todas as atividades.

À minha noiva Patrícia, aos meus pais Aloísio e Sueli, ao meu irmão Rafael e a minha avó paterna Ana pelo apoio, compreensão e carinho.

À Profa. Dra. Fátima de Lourdes dos Santos Nunes Marques, pelo auxílio seguro e oportuno na orientação, aliados à experiência intelectual e profissional, que foram imprescindíveis para o desenvolvimento e conclusão deste trabalho.

Ao amigo Roque Maitino Neto pelos ensinamentos em *LateX* que permitiram a confecção deste trabalho.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pelo apoio financeiro.

Ao Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas (LAPIMO/EESC/USP), em particular ao Prof. Dr. Homero Schiabel, pelo fornecimento das imagens que permitiram a realização desse projeto.

À Dra. Juliana Saad de Carvalho, pelo apoio técnico e científico que permitiram a realização do presente trabalho.

“Os homens que decidem realizar o que os outros julgam impossível são os que fazem as descobertas, dão origem aos inventos e movem o mundo.”

**Joel Barker**

“A maior recompensa do nosso trabalho não é o que nos pagam por ele, mas aquilo em que ele nos transforma.”

**John Ruskin**

“A disciplina é a parte mais importante do êxito.”

**Truman Capote**

# *Resumo*

A Realidade Virtual e o Processamento de Imagens são grandes aliados para a construção de ferramentas virtuais de simulação e, neste contexto, a área de treinamento médico pode ser muito beneficiada. Ferramentas que simulam procedimentos médicos podem ser construídas com a finalidade de treinar estudantes e profissionais para a execução de ações que requerem precisão e eficácia, diminuindo o custo de treinamento em médio prazo. Este trabalho tem o objetivo de usar técnicas de Processamento de Imagens e Realidade Virtual para gerar dinamicamente ambientes virtuais aplicáveis em ferramentas para treinamento médico, considerando como estudo de caso um sistema que visa simular o exame de biópsia mamária. Assim, pretende-se permitir que usuários treinem virtualmente os procedimentos para a realização desse exame a partir de dados extraídos de casos reais.

# *Abstract*

The Virtual Reality and the Image Processing are great allies for the construction of virtual tools of simulation and, in this context, the area of medical training can be very beneficiary. Tools that simulate medical procedures can be built with the purpose of training students and professionals for the execution of actions that request precision and effectiveness, reducing the cost of training in medium period. This work has the objective of using techniques of Image Processing and Virtual Reality to generate dynamically virtual environments applicable in tools for medical training, considering as case study a system that seeks to simulate the exam of mammary biopsy. Like this, it intends to allow users to train the virtually procedures for the accomplishment of that exam starting from data extracted of real cases.

# *Lista de Figuras*

1	Interface do protótipo para simulação de exame de punção de mama. . .	p. 22
2	Imagem mamográfica. . . . .	p. 26
3	Técnicas de PAAF existentes. . . . .	p. 30
4	Técnica para detecção de bordas . . . . .	p. 34
5	Técnica de binarização . . . . .	p. 35
6	Técnica de crescimento de região. . . . .	p. 35
7	Elementos estruturantes . . . . .	p. 36
8	Técnica de segmentação por morfologia matemática. . . . .	p. 37
9	Resultados de segmentação . . . . .	p. 40
10	Resultados dos três estágios de segmentação propostos. . . . .	p. 42
11	Diagrama do método proposto por Christoyianni, Dermatas e Kokkinakis (2001) . . . . .	p. 43
12	ROI processada pelo sistema desenvolvido por Santos (2002). . . . .	p. 45
13	Interface gráfica do sistema proposto por Adorno, Guliato e Ribeiro (2003). . . . .	p. 46
14	Tela do sistema desenvolvido por Neto, Ribeiro e Valeri (2004). . . . .	p. 48
15	Dispositivos não convencionais. . . . .	p. 50
16	Visualização do sistema desenvolvido por Machado (2003). . . . .	p. 51
17	Simulador de histeroscopia. . . . .	p. 52
18	AV do simulador de histeroscopia. . . . .	p. 53
19	Representação do sistema desenvolvido por Wagner, Schill e Männer (2002). . . . .	p. 54
20	Exemplo de utilização do sistema desenvolvido por Webster et al. (2005). . . . .	p. 54
21	Treinamento sendo desenvolvido no simulador de cirurgia craniofacial. . . . .	p. 55

22	Exemplo de utilização do sistema <i>Virtual Bone-setter</i> . . . . .	p. 55
23	Imagem de um treinamento de sutura sendo executado no simulador. . .	p. 56
24	Seqüência básica de tarefas de algoritmos de reconstrução volumétrica.	p. 59
25	Exemplo de aplicação de algoritmos de reconstrução por superfície. . .	p. 60
26	Contorno com representação matricial. . . . .	p. 61
27	Contorno com representação poligonal. . . . .	p. 62
28	Reconstrução de uma superfície a partir de contornos. . . . .	p. 62
29	Reconstrução de um fêmur. . . . .	p. 63
30	Classificação hierárquica das técnicas que visam a extração de medidas com base em imagens. . . . .	p. 64
31	Sistema de aquisição estéreo. . . . .	p. 65
32	Exemplo de medida de altura obtida. . . . .	p. 66
33	Medidas estimadas para os segmentos de reta marcados sobre o plano de referência (a parede). . . . .	p. 66
34	Reconstrução tridimensional de <i>La Trinità</i> a partir da aplicação da técnica descrita em Criminisi, Reid e Zisserman (2000). . . . .	p. 67
35	Diagrama do sistema proposto em Souza, Centeno e Pedrini (2003). . .	p. 68
36	Exemplo de triangulação entre dois contornos adjacentes. . . . .	p. 69
37	Exemplos de objetos reconstruídos. . . . .	p. 69
38	Mandíbula original que foi tomografada. . . . .	p. 70
39	Representação matricial de algumas seções transversais utilizadas para a reconstrução 3D da mandíbula. . . . .	p. 70
40	Modelo de prótese. . . . .	p. 70
41	Reconstrução 3D em paciente com prolapso da válvula mitral. . . . .	p. 72
42	Reconstrução 3D da válvula mitral em um paciente com insuficiência mitral. . . . .	p. 72
43	Reconstrução 3D de uma prótese aórtica mecânica. . . . .	p. 72
44	Reconstrução 3D da válvula aórtica. . . . .	p. 72

45	Reconstrução do modelo tridimensional através do método proposto por Goes e Goldenstein (2005). . . . .	p. 74
46	Diagrama de um tetraedro utilizado para obter as quatro visões radiográficas.	p. 75
47	As quatro visões das projeções. . . . .	p. 76
48	Ponto de intersecção encontrado pelo algoritmo <i>back-projected</i> . . . . .	p. 76
49	Reconstrução da superfície do tecido extraído. . . . .	p. 77
50	Tecido reconstruído. . . . .	p. 77
51	Exame de mamografia. . . . .	p. 78
52	Esquema da compressão da mama. . . . .	p. 79
53	Resultado da aplicação do algoritmo de Kita, Highnam e Brady (1998).	p. 79
54	Predição dos especialistas representados pelas linhas tracejadas e o resultado do método desenvolvido por Kita, Highnam e Brady (1998), representado pelas curvas branca e cinza. . . . .	p. 80
55	Exemplo de execução do IDE <i>NetBeans</i> . . . . .	p. 83
56	Estrutura Hierárquica do Grafo de Cena. . . . .	p. 84
57	Trecho de código ilustrando o uso da instrução <i>v</i> . . . . .	p. 86
58	Trecho de código ilustrando o uso da instrução <i>f</i> . . . . .	p. 86
59	Diagrama da estrutura da ferramenta em construção. . . . .	p. 90
60	Diagrama de classes do sistema desenvolvido. . . . .	p. 91
61	Diagrama de classes do pacote <i>bd</i> . . . . .	p. 92
62	Diagrama de classes do pacote <i>bean</i> . . . . .	p. 93
63	Diagrama de classes do pacote <i>util</i> . . . . .	p. 93
64	Diagrama de classes do pacote <i>gui</i> . . . . .	p. 94
65	Diagrama de classes do pacote <i>simulation</i> . . . . .	p. 95
66	Diagrama de classes do pacote <i>ip</i> . . . . .	p. 96
67	Diagrama de classes do pacote <i>ve</i> . . . . .	p. 97
68	Diagrama de classes do pacote <i>collision</i> . . . . .	p. 98

69	Diagrama de classes do pacote <i>struct</i> . . . . .	p. 98
70	Etapas para a geração da mama sintética 3D. . . . .	p. 100
71	Imagem mamográfica com resolução de 2048x2758 <i>pixels</i> . . . . .	p. 101
72	Imagens mamográficas com resolução de 380x512 <i>pixels</i> . . . . .	p. 101
73	Imagens mamográficas binarizadas. . . . .	p. 102
74	Imagens mamográficas após a primeira dilatação. . . . .	p. 102
75	Imagens mamográficas após a primeira erosão. . . . .	p. 103
76	Imagens mamográficas após a segunda erosão. . . . .	p. 103
77	Imagens mamográficas após a terceira erosão. . . . .	p. 103
78	Imagens mamográficas após a segmentação. . . . .	p. 104
79	Aquisição dos vértices da mama. . . . .	p. 105
80	Divisão da mama em 5 regiões de acordo com a densidade de seu tecido. . . . .	p. 106
81	Localização da região deformável. . . . .	p. 107
82	Representação das visões desalinhadas. . . . .	p. 107
83	Código fonte da mama no formato <i>obj</i> . . . . .	p. 108
84	Estudo de caso com o nódulo circundado. . . . .	p. 109
85	Etapas para a geração do nódulo sintético 3D. . . . .	p. 109
86	Imagem mamográfica escalonada contendo o nódulo circundado. . . . .	p. 110
87	Imagem mamográfica resultante da operação de subtração. . . . .	p. 110
88	Imagem mamográfica resultante da binarização. . . . .	p. 111
89	Aquisição dos vértices do nódulo. . . . .	p. 112
90	Representação das visões do nódulo desalinhadas. . . . .	p. 113
91	Grafo de cena do sistema desenvolvido. . . . .	p. 113
92	Modelo <i>wireframe</i> da mama. . . . .	p. 114
93	Modelo <i>wireframe</i> do nódulo. . . . .	p. 114
94	Modelo simulado da mama com textura. . . . .	p. 115

95	Modelo simulado do nódulo com textura. . . . .	p. 115
96	Modelo 3D simulado da mama e do nódulo com 100 vértices. . . . .	p. 116
97	Modelo 3D simulado da mama e do nódulo com 900 vértices. . . . .	p. 116
98	AV composto pela mama e seringa sintética 3D. . . . .	p. 117
99	Sobreposição inadequada dos objetos da cena. . . . .	p. 117
100	Representação de bordas para detecção de colisão do algoritmo <i>BoundingBox</i> . . . . .	p. 117
101	Representação de bordas para detecção de colisão do algoritmo <i>BoundingSphere</i> . . . . .	p. 118
102	Interface gráfica para cadastramento de pacientes. . . . .	p. 119
103	Interface gráfica para cadastramento de estudos de caso. . . . .	p. 120
104	Interface gráfica para escolha de estudos de caso. . . . .	p. 121
105	Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF. . . . .	p. 121
106	Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF no modo <i>wireframe</i> . . . . .	p. 122
107	Mensagem alertando ao usuário que ocorreu colisão. . . . .	p. 122
108	Tela principal da documentação. . . . .	p. 123
109	Tela do pacote <i>bd</i> . . . . .	p. 124
110	Tela da classe <i>BancoDeDados</i> . . . . .	p. 124
111	Modelo entidade-relacionamento. . . . .	p. 125
112	1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com resolução de 2048x2758 <i>pixels</i> . . . . .	p. 127
113	2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com resolução de 2048x2758 <i>pixels</i> . . . . .	p. 127
114	1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado com resolução de 380x512 <i>pixels</i> . . . . .	p. 128
115	2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado com resolução de 380x512 <i>pixels</i> . . . . .	p. 128

116	1º Estudo de Caso - Interface gráfica para cadastramento de pacientes.	p. 129
117	2º Estudo de Caso - Interface gráfica para cadastramento de pacientes.	p. 129
118	1º Estudo de Caso - Interface gráfica para cadastramento de estudos de caso. . . . .	p. 130
119	2º Estudo de Caso - Interface gráfica para cadastramento de estudos de caso. . . . .	p. 130
120	1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com resolução de 380x512 <i>pixels</i> .	p. 131
121	2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com resolução de 380x512 <i>pixels</i> .	p. 131
122	1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica binarizada. . . . .	p. 132
123	2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica binarizada. . . . .	p. 132
124	1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a primeira dilatação. . .	p. 132
125	2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a primeira dilatação. . .	p. 133
126	1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a primeira erosão. . . .	p. 133
127	2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a primeira erosão. . . .	p. 133
128	1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a segunda erosão. . . .	p. 134
129	2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a segunda erosão. . . .	p. 134
130	1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a terceira erosão. . . .	p. 134
131	2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a terceira erosão. . . .	p. 135
132	1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a segmentação. . . . .	p. 135
133	2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a segmentação. . . . .	p. 136
134	1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado. . .	p. 136
135	2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado. . .	p. 137
136	1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado após a subtração do fundo. . . . .	p. 137
137	2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado após a subtração do fundo. . . . .	p. 138
138	1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado binarizada. . . . .	p. 138

139	2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado binarizada. . . . .	p. 138
140	1º Estudo de Caso - Interface gráfica para escolha de estudos de caso. .	p. 139
141	2º Estudo de Caso - Interface gráfica para escolha de estudos de caso. .	p. 140
142	1º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF. . . . .	p. 141
143	2º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF. . . . .	p. 141
144	1º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF no modo <i>wireframe</i> . . . . .	p. 141
145	2º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF no modo <i>wireframe</i> . . . . .	p. 142
146	1º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF após sofrer uma interação do usuário (translação).p.	142
147	2º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF após sofrer uma interação do usuário (translação).p.	143
148	1º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF após sofrer uma interação do usuário (rotação). p.	143
149	2º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF após sofrer uma interação do usuário (rotação). p.	143
150	1º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF após sofrer uma interação do usuário ( <i>zoom</i> ). .	p. 144
151	2º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF após sofrer uma interação do usuário ( <i>zoom</i> ). .	p. 144
152	1º Estudo de Caso - Mensagem alertando ao usuário que ocorreu colisão. p.	144
153	2º Estudo de Caso - Mensagem alertando ao usuário que ocorreu colisão. p.	145

# *Lista de Tabelas*

1	Resumo dos trabalhos. . . . .	p. 57
2	Principais métodos da classe <i>Simulation</i> . . . . .	p. 95
3	Principais métodos da classe <i>ImageProcessing</i> . . . . .	p. 96
4	Principais métodos da classe <i>VirtualEnviroment</i> . . . . .	p. 97
5	Principais métodos da classe <i>CollisionDetector</i> . . . . .	p. 98
6	Principais métodos da classe <i>Breast</i> . . . . .	p. 99
7	Principais métodos da classe <i>Masse</i> . . . . .	p. 99
8	Principais métodos da classe <i>Seringa</i> . . . . .	p. 99

# *Lista de Abreviaturas e Siglas*

**2D** Bidimensional

**2Ds** Bidimensionais

**3D** Tridimensional

**3Ds** Tridimensionais

**6DOF** 6 Graus de Liberdade

**API** *Application Programming Interface*

**APIs** *Applications Programming Interface*

**AV** Ambiente Virtual

**AVs** Ambientes Virtuais

**BD** Banco de Dados

**BDs** Bancos de Dados

**BFA** Biópsia de Fragmento com Agulha

**CADs** *Computer-Aided Diagnosis*

**CC** Crânio-Caudal

**CG** Computação Gráfica

**CPF** Cadastro de Pessoa Física

**EECC** Extração Extra-Capsular do Cristalino

**FDM** *Fused Deposition Modelling*

**HTML** *Hyper Text Markup Language*

**IDE** Ambiente de Desenvolvimento Integrado

**INRIA** *Institut National de Rechercher em Informatique et Automatique*

**J3D** *Java3D*

**JAI** *Java Advanced Imaging*

**LAPIS** Laboratório de Aplicações de Informática em Saúde

**MER** Modelo Entidade-Relacionamento

**MLO** Médio-Lateral Oblíqua

**PAAF** Punção Aspirativa por Agulha Fina

**PI** Processamento de Imagens

**PR** Prototipagem Rápida

**R3D** Reconstrução Tridimensional

**ROI** Região de Interesse

**ROIs** Regiões de Interesse

**RM** Ressonância Magnética

**RBFNN** *Radial-Basis Function Neural Network*

**RV** Realidade Virtual

**SGBD** Sistema Gerenciador de Banco de Dados

**SGBDs** Sistemas Gerenciadores de Banco de Dados

**SOs** Sistemas Operacionais

**SQL** *Structured Query Language*

**STL** *StereoLitography*

**TC** Tomografia Computadorizada

**UML** *Unified Modeling Language*

**UNIVEM** Centro Universitário Eurípides de Marília

**VRML** *Virtual Reality Modeling Language*

# *Sumário*

<b>Introdução</b>	p. 21
Objetivos . . . . .	p. 22
Motivação e Justificativa . . . . .	p. 23
Disposição do Trabalho . . . . .	p. 24
<b>1 Câncer de Mama e Punção Aspirativa por Agulha Fina</b>	p. 25
1.1 Punção Aspirativa por Agulha . . . . .	p. 27
1.2 Técnicas para Execução da Punção Aspirativa por Agulha Fina . . . . .	p. 29
1.3 Considerações Finais . . . . .	p. 31
<b>2 Processamento de Imagens Mamográficas</b>	p. 32
2.1 Técnicas de Segmentação de Imagens . . . . .	p. 33
2.1.1 Métodos baseados nos Contornos dos Objetos . . . . .	p. 33
2.1.2 Limiarização . . . . .	p. 34
2.1.3 Crescimento de Região . . . . .	p. 34
2.1.4 Morfologia Matemática . . . . .	p. 35
2.1.5 Operações Algébricas sobre Imagens . . . . .	p. 37
2.2 Trabalhos Correlatos . . . . .	p. 38
2.3 Considerações Finais . . . . .	p. 47
<b>3 Aplicações de Realidade Virtual em Medicina</b>	p. 49
3.1 Conceitos Gerais de Realidade Virtual . . . . .	p. 49
3.2 Coleta de Medula Óssea . . . . .	p. 51

3.3	Histeroscopia . . . . .	p. 52
3.4	Oftalmologia . . . . .	p. 53
3.5	Ortopedia . . . . .	p. 54
3.6	Suturas . . . . .	p. 56
3.7	Considerações Finais . . . . .	p. 56
<b>4</b>	<b>Reconstrução Tridimensional</b>	<b>p. 58</b>
4.1	Reconstrução baseada em Volume . . . . .	p. 58
4.2	Reconstrução por Superfície . . . . .	p. 59
4.2.1	Representação de Contornos . . . . .	p. 61
4.2.2	Reconstrução por Seções Transversais . . . . .	p. 62
4.3	Reconstrução por Extração de Medidas . . . . .	p. 63
4.3.1	Métodos baseados em Estereoscopia . . . . .	p. 64
4.3.2	Métodos baseados em Homografia . . . . .	p. 66
4.4	Trabalhos Correlatos . . . . .	p. 67
4.4.1	Reconstrução Tridimensional de Imagens Tomográficas e Prototipagem Rápida . . . . .	p. 67
4.4.2	Reconstrução Tridimensional Dinâmica do Coração através da Ecocardiografia Transesofágica . . . . .	p. 71
4.4.3	Reconstrução Tridimensional de Imagens Angiográficas . . . . .	p. 71
4.4.4	Reconstrução de Modelos Tridimensionais a partir de Duas Imagens Calibradas . . . . .	p. 73
4.4.5	Reconstrução Tridimensional de Conjuntos de Microcalcificações presentes em Tecidos Mamários . . . . .	p. 74
4.4.6	Correspondência entre as Diferentes Visões Radiografadas da Mama . . . . .	p. 77
4.5	Considerações Finais . . . . .	p. 80
<b>5</b>	<b>Implementação do Sistema</b>	<b>p. 81</b>

5.1	Considerações sobre a Tecnologia Escolhida . . . . .	p. 81
5.1.1	Java . . . . .	p. 82
5.1.2	Ambientes de Desenvolvimento Integrado . . . . .	p. 82
5.1.3	Java Advanced Imaging . . . . .	p. 83
5.1.4	Java3D . . . . .	p. 84
5.1.5	Object File . . . . .	p. 85
5.1.6	Comparativo entre as Linguagens Java, VRML e C . . . . .	p. 86
5.1.7	Javadoc . . . . .	p. 87
5.1.8	Unified Modeling Language . . . . .	p. 88
5.1.9	PostgreSQL . . . . .	p. 89
5.2	Metodologia . . . . .	p. 90
5.2.1	Modelagem do Sistema . . . . .	p. 91
5.2.2	Geração da Mama Sintética Tridimensional . . . . .	p. 100
5.2.3	Geração do Nódulo Sintético Tridimensional . . . . .	p. 108
5.2.4	Geração do Ambiente Tridimensional . . . . .	p. 113
5.2.5	Detecção de Colisão . . . . .	p. 116
5.2.6	Interface e Interação . . . . .	p. 119
5.2.7	Documentação do Sistema . . . . .	p. 123
5.2.8	Manutenção da Base de Dados . . . . .	p. 125
5.3	Considerações Finais . . . . .	p. 126
<b>6</b>	<b>Resultados e Discussões</b>	p. 127
6.1	Considerações Finais . . . . .	p. 145
	<b>Conclusões</b>	p. 146
	Limitações e Projetos Futuros . . . . .	p. 147
	<b>Referências</b>	p. 149

# *Introdução*

Burdea e Coiffet (1994) definem a Realidade Virtual (RV) como sendo uma interface de usuário que envolve simulação em tempo real e interações por meio de múltiplos canais sensoriais. Aukstakalnis e Blatner (1992) consideram a RV como uma forma das pessoas visualizarem, manipularem e interagirem com computadores e dados extremamente complexos, podendo combinar vários dispositivos de interface para prover o efeito de imersão em um ambiente Tridimensional (3D) interativo gerado por computador. Em geral, um ambiente de RV apresenta características de imersão em tempo real, através de interações por múltiplos canais sensoriais, baseado em imagens gráficas Tridimensionais (3Ds) geradas por computador (WANG; MCKENZIE, 1998). Dispositivos como óculos estereográficos e capacetes podem proporcionar a sensação de imersão. No entanto, a RV pode acontecer de forma não imersiva em sistemas que utilizam apenas equipamentos convencionais como teclado, monitor de vídeo e mouse.

Um dos campos de conhecimento mais beneficiados com a RV é a área de saúde e, em especial, a Medicina. A junção da Computação à Medicina pode proporcionar maior agilidade e confiabilidade aos exames médicos, planejamento mais eficiente de procedimentos médicos e atos cirúrgicos, além de viabilizar o treinamento de estudantes de Medicina através de sistemas computacionais baseados nas tecnologias da RV (ALMEIDA, 1998; SZEKELY et al., 1999).

Um dos tipos de aplicações mais usuais de RV na Medicina é a construção de ferramentas para simulação de procedimentos médicos e atos cirúrgicos. Segundo Liu et al. (2003), os simuladores de cirurgia fornecem um ambiente para o médico treinar os procedimentos várias vezes antes de fazer a intervenção em um paciente real. A RV pode auxiliar no aprendizado e memorização de conceitos ou procedimentos.

Dentro da área de Medicina, este projeto é focado no auxílio ao diagnóstico do câncer de mama, que ainda é um dos tipos de câncer que mais mata mulheres no mundo. Com exames regulares e preventivos, a doença pode ser detectada em seu estágio inicial, o que facilita o tratamento (STOTZKA et al., 1998).

Há vários procedimentos que podem indicar a suspeita de lesões, mas que não podem

confirmar a malignidade da lesão. Dessa forma, é aconselhável a utilização de procedimentos auxiliares como a ultra-sonografia, o exame citológico e o exame histopatológico, que normalmente são solicitados para a eliminação de dúvidas no diagnóstico. No caso da mama, o exame citológico é realizado para identificar casos suspeitos de malignidade e o histopatológico permite afirmar com segurança a natureza de uma lesão (INCA, 2006).

## Objetivos

O grupo de RV do Centro Universitário Eurípides de Marília (UNIVEM) desenvolveu um protótipo de ferramenta para simular o treinamento do procedimento de Punção Aspirativa por Agulha Fina (PAAF), permitindo a realização de vários procedimentos inerentes a este exame (LIMA et al., 2004a, 2004b). No entanto, o sistema inicialmente desenvolvido apresentava algumas limitações, como a questão de precisão na detecção de colisão, a deformação de objetos em tempo real e a geração de casos para estudo a partir de imagens reais. O presente trabalho visa aprofundar os estudos em relação ao último item, propondo a especificação e implementação de um novo módulo para a ferramenta construída.

No protótipo implementado, cuja interface inicial é apresentada na Figura 1, há necessidade da presença de um médico experiente para analisar as imagens mamográficas e fornecer os dados (tamanho e posição) a respeito do nódulo. Assim, geram-se casos para estudo a partir dos dados fornecidos pelo especialista. A modelagem dos objetos envolvidos (mama e nódulo) é implementada por modelos fixos.

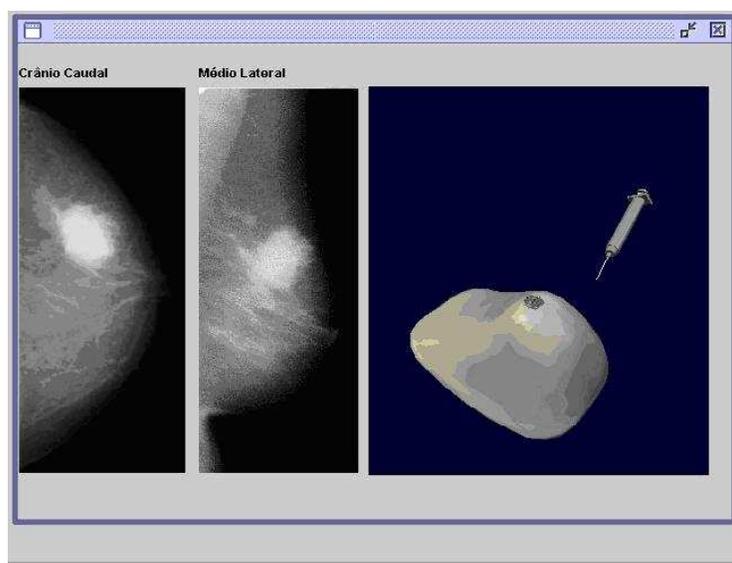


Figura 1: Interface do protótipo para simulação de exame de punção de mama.  
Fonte: Lima et al. (2004a, 2004b).

Observa-se, entretanto, que as mamas e os nódulos possuem diferentes formas, tamanhos e parâmetros que podem influenciar no exame de punção de mama. A ferramenta inicialmente desenvolvida trata o modelo que representava a mama de forma única e global, sempre com o mesmo tamanho e forma. Para o nódulo, o tamanho é modelado dinamicamente usando-se uma primitiva que simula sempre uma esfera cujo raio é obtido a partir de dados de informações extraídas de um Banco de Dados (BD).

Com o intuito de superar tais limitações, o desenvolvimento deste trabalho visa o aperfeiçoamento do protótipo descrito, utilizando técnicas de Processamento de Imagens (PI) integradas a técnicas de RV. Com a utilização de técnicas de PI é possível extrair atributos de tamanho, forma e localização nas imagens mamográficas a fim de fornecer parâmetros para modelagem dinâmica de objetos sintéticos 3Ds, permitindo representar as mamas e os nódulos das imagens reais. Desta forma é possível gerar casos reais minimizando a necessidade da participação de um especialista no fornecimento de dados de cada caso individualmente.

## Motivação e Justificativa

Grande parte dos treinamentos médicos é convencionalmente executada em cobaias ou cadáveres ou, ainda, apenas por meio da observação de uma pessoa mais experiente. As duas primeiras formas apresentam a desvantagem de não reproduzirem com exatidão as características reais necessárias ao treinamento, além de alto custo. Por sua vez, apenas a observação da execução do procedimento não permite a efetividade do treinamento, podendo causar prejuízos aos pacientes reais quando pessoas inexperientes executam os procedimentos.

A motivação inicial deste projeto foi a constatação da possibilidade de gerar aplicações direcionadas ao treinamento médico a partir de técnicas de RV. Tais aplicações podem reproduzir situações reais e sensações por meio da modelagem de objetos adequados e da utilização de equipamentos não convencionais. Utilizando-se tecnologias de baixo custo, é possível construir aplicações adequadas e de valor acessível, quando comparadas ao treinamento convencional.

Além dos aspectos citados, outro fator que mereceu destaque é a disponibilidade do treinamento. Além de exigirem ambientes adequados para manutenção, cadáveres e cobaias apresentam limitações na quantidade de vezes que podem ser utilizados.

Assim, o desenvolvimento de uma ferramenta para o exame de punção mamária pode

contribuir nos seguintes aspectos: diminuição do custo em médio prazo, reprodução de detalhes de situações reais e disponibilidade para execução do treinamento em qualquer ambiente e quantas vezes forem necessárias.

## Disposição do Trabalho

Esta monografia possui seis capítulos, além desta introdução, a saber:

**Capítulo 1:** conceitua o câncer de mama, pontuando as formas de diagnosticar e tratar a enfermidade. Além dos conceitos sobre o câncer de mama, este capítulo apresenta características do diagnóstico auxiliado por computador.

**Capítulo 2:** trata sobre o processamento e segmentação de estruturas em imagens mamográficas, mostrando as principais técnicas existentes e alguns trabalhos correlatos.

**Capítulo 3:** apresenta os conceitos referentes à confecção de ferramentas de RV aplicadas à área médica. Esse capítulo mostra também diversos trabalhos existentes na área de RV aplicada à Medicina, organizando-os por área de aplicação.

**Capítulo 4:** conceitua a Reconstrução Tridimensional (R3D), mostrando as principais técnicas existentes. Também destaca os principais trabalhos existentes na área de R3D, organizados por área de aplicação.

**Capítulo 5:** diz respeito à metodologia, apresentando detalhes sobre como o presente projeto foi desenvolvido.

**Capítulo 6:** descreve os resultados que foram obtidos.

Finalizando, estão as conclusões que puderam ser obtidas e as referências que serviram como embasamento teórico para a elaboração desta dissertação.

# *1 Câncer de Mama e Punção Aspirativa por Agulha Fina*

As neoplasias vêm ganhando crescente importância no perfil de morbi-mortalidade da população mundial. No Brasil, as neoplasias respondem pela terceira causa de morte na população, sendo entre as mulheres ocupam a segunda posição (WÜNSCH FILHO; MONCAU, 2002).

O câncer de mama é um dos tipos mais frequentes de neoplasias entre mulheres (PARKIN, 2001). No Brasil, segundo dados apresentados pelo INCA (2006), o câncer de mama é o que mais causa mortes na população feminina.

A prevenção do câncer de mama é bastante complexa porque muitos dos fatores associados a ele são endógenos <sup>1</sup>, e portanto, difíceis de serem controlados (GODINHO; KOCH, 2004). Classicamente a prevenção é dividida em primária e secundária. A prevenção primária busca eliminar ou modificar os fatores de risco para a neoplasia, enquanto a secundária tem como objetivo identificar e tratar os cânceres iniciais. Dentro da prevenção secundária enquadra-se o rastreamento (HULKA; STARK, 1995), que tem o objetivo de reduzir a mortalidade por esta neoplasia através da identificação e tratamento dos cânceres em estágios mais precoces (GODINHO; KOCH, 2004). A falta de programas educativos voltados para a prevenção do câncer de mama tem levado a falhas na detecção precoce do câncer, sendo que entre 30% a 80% de todas as pacientes com câncer de mama, só terão o diagnóstico da doença quando já estiver em estágio avançado, onde a chance de cura é praticamente nenhuma (MARINHO, 2001).

Cerca de 80% dos tumores de mama são descobertos pela própria mulher, palpando suas mamas incidentalmente. Quando isto ocorre, eles já apresentam um tamanho grande, o que dificulta o tratamento. O que se pretende é a descoberta desses tumores de tamanho o menor possível (de 1 a 3 cm), de maneira que a doença seja tratada ainda em fase inicial. Os recursos terapêuticos são, então, mais eficazes, permitindo tratamentos menos

---

<sup>1</sup>Que se formam no interior de um órgão.

mutiladores e com maiores probabilidades de controle (INCA, 2006).

Em estudos de instituições brasileiras, vislumbra-se uma situação crítica, na qual aproximadamente 50% a 75% dos casos de câncer de mama, diagnosticados nos serviços especializados de norte a sul do país, apresentam-se em estágio avançado. Isto gera um enorme custo psicológico, social e econômico (CEZAR JUNIOR, 1995). O auto-exame das mamas, o exame clínico e a mamografia são as principais formas de detecção precoce (FREITAS JR., 2001).

A mamografia é considerada a técnica mais confiável, para a detecção do câncer de mama, constituindo o método ideal para a identificação de lesões (CRESPO; GALBÁN, 1995; EIRAS; KOCH; PEIXOTO, 2000). No entanto, é necessária a distinção entre os termos detecção e diagnóstico. Detecção é a capacidade de identificar anormalidades, ao passo que diagnóstico é a capacidade para classificar uma anormalidade como benigna ou maligna. Portanto, a identificação deve preceder o diagnóstico. A mamografia é eficaz para a identificação, porém, nem sempre se presta para o diagnóstico, exceto quando a lesão tem características típicas de um processo benigno ou maligno (KOCH; PEIXOTO, 1996).

No exame mamográfico são feitas normalmente duas imagens: uma proveniente da da visão superior chamada Crânio-Caudal (CC), mostrada na Figura 2(a); e outra da visão de perfil, denominada Médio-Lateral Oblíqua (MLO), conforme mostrado na Figura 2(b).

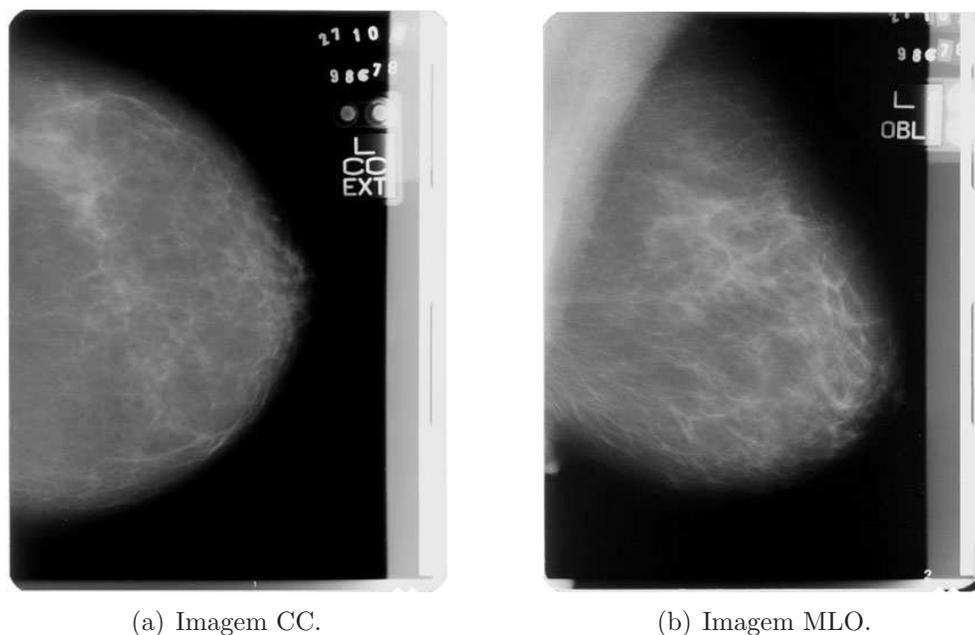


Figura 2: Imagem mamográfica.

Essas imagens são submetidas à avaliação do radiologista. Devido a deficiências inerentes ao processo de obtenção da imagem através desta técnica, nem sempre o es-

pecialista consegue detectar sinais precoces da doença apenas através da inspeção visual sobre o mamograma. Giger (2000) afirma que de 10% a 30% de mulheres que tiveram câncer de mama e foram submetidas à mamografia tiveram mamogramas negativos, isto é, o radiologista interpretou o exame como normal.

Nos últimos anos, várias equipes de pesquisadores têm se dedicado ao desenvolvimento de esquemas de diagnóstico auxiliado por computador conhecidos como *Computer-Aided Diagnosis* (CADs), visando a auxiliar na detecção precoce do câncer de mama. A maioria dos trabalhos nessa área é desenvolvida tendo as imagens geradas através de mamografia como fonte de dados, conforme pode ser visto em Anastasio et al. (1998), Kim e Park (1999), Yu e Guan (2000), Joo et al. (2004), Kuroki et al. (2006), Nishikawa (2006) e Nunes, Schiabel e Goes (2006).

A partir da aplicação de técnicas computacionais, os CADs para mamografia emitem uma segunda opinião ao radiologista, chamando a atenção para áreas suspeitas da imagem. Entre essas áreas, estão, por exemplo, aquelas que podem conter agrupamentos de microcalcificações (*clusters*) ou nódulos em formação. Esquemas completos fornecem a identificação, localização e classificação dessas estruturas, podendo contribuir para a descoberta mais precoce da doença, inclusive em pacientes assintomáticos <sup>2</sup>.

Os CADs constituem um dos principais exemplos nos quais a Computação vem auxiliando a área de radiologia. Verifica-se, entretanto, que, uma vez identificado um sinal suspeito são necessários exames complementares para determinar o tipo de tratamento ou cirurgia mais indicados. Um dos exames que pode ser solicitado pelo médico é a biópsia (exame de punção), cuja indicação depende de avaliação da história pessoal e familiar da mulher, de alguns fatores de risco e, principalmente, do exame físico e dos exames através de imagens, geralmente mamografia, ultra-som e Ressonância Magnética (RM) (GIANNI; MORI, 2002; INCA, 2006). Nessa área a Computação também pode ser uma grande aliada, através da construção de ferramentas de simulação e treinamento, utilizando técnicas de PI, Computação Gráfica (CG) e RV.

## 1.1 Punção Aspirativa por Agulha

Há várias ações que podem indicar a suspeita de lesões, mas que não podem confirmar a existência de malignidade na lesão. Dessa forma, é possível a utilização de procedimentos auxiliares como a ultra-sonografia, o exame citológico e o exame histopatológico, que

---

<sup>2</sup>Pacientes que não apresentam sintomas da doença.

normalmente são solicitados para a eliminação de dúvidas no diagnóstico (INCA, 2006).

Os exames citológicos e histopatológicos, também chamados de biópsia, permitem, por meio de um microscópio, a observação e o estudo das células cuja quantidade aumentam desordenadamente. No caso da mama, o exame citológico é realizado para identificar casos suspeitos de malignidade e o histopatológico permite afirmar com segurança a natureza de uma lesão (FREITAS JR., 2001; GIANNI; MORI, 2002; INCA, 2006).

A biópsia consiste de um procedimento ambulatorial simples, de baixo custo, baseado no uso de uma agulha de fino calibre (com diâmetro interno que varia de 0,6 a 0,8 milímetros - 21G a 23G). A agulha é introduzida na pele, em direção à lesão, com o intuito de coletar células para posterior avaliação de sua morfologia, quantidade e distribuição, através de exame citológico (FREITAS JR., 2001). Através de movimentos de vaivém da agulha em diversas direções dentro do tumor, ao mesmo tempo em que se puxa o êmbolo da seringa para a aspiração de células no interior do tumor, o material é coletado e colocado posteriormente em uma lâmina de vidro (INCA, 2006).

Existem várias técnicas que permitem a biópsia da mama: PAAF, Biópsia de Fragmento com Agulha (BFA), Mamotomia (exame feito em mamógrafo especial que possui agulha para punção de material celular) e Agulhamento (marcação com fio metálico).

Dentre esses procedimentos, a PAAF é uma das aplicações mais comuns para uso nos nódulos císticos (líquidos), pois pode diferenciar imediatamente um nódulo deste tipo de um sólido e, ao mesmo tempo, age como tratamento definitivo do primeiro, porque permite a aspiração do líquido nele contido (FREITAS JR., 2001).

Na PAAF, a agulha é inserida diretamente no nódulo, de onde se aspira o líquido de um cisto ou pequenas quantidades de tecido mamário. Quando o conteúdo aspirado do nódulo for líquido, a remoção do fluido faz o nódulo desaparecer. Quando se trata de nódulos com conteúdo sólido, obtêm-se algumas células para análise em laboratório por meio de microscópio. Este procedimento tem a finalidade de determinar se o nódulo é benigno ou maligno (GIANNI; MORI, 2002).

Azzarelli et al. (1983) esclarecem que tanto a precisão quanto a confiabilidade da PAAF dependem de alguns aspectos relacionados ao tumor, tais como: o tamanho, a mobilidade e a localização. Esses fatores atribuem um certo grau de dificuldade na realização do exame, o que certamente pode influenciar sua precisão diagnóstica. Fundamentalmente, a acurácia está diretamente relacionada à boa coleta do material, bem como à leitura citológica criteriosa (FREITAS JR., 2001). Azzarelli et al. (1983) relatam ainda que

a ampla mobilidade de alguns tumores pode fazer com que o mesmo não seja atingido pela agulha. Essa dificuldade também é relatada para tumores pequenos ou localizados em regiões mais profundas da mama. À medida que ambos, o puncionador e o citologista, ganham experiência, há uma melhora progressiva na acurácia e confiabilidade do exame.

Assim, a destreza do médico ao fazer as incisões nos locais certos é que determinará a eficácia do exame, pois uma incisão errada pode causar demora, coleta de material errôneo ou insuficiente, além de desconforto à paciente. Desta forma, é recomendado que o exame seja realizado por profissionais experientes e conhecedores do método.

## 1.2 Técnicas para Execução da Punção Aspirativa por Agulha Fina

Segundo Freitas Jr. (2001), a PAAF, apesar de prática e simples, apresenta certas peculiaridades que devem ser consideradas durante sua realização. Na técnica à mão livre, a mobilidade dos tumores mamários exige que o examinador mantenha uma das mãos fixando o nódulo. Assim, ele contará com apenas uma mão para segurar a seringa, tracionar o êmbolo (gerando pressão negativa no interior da seringa) e fazer movimentos de vaivém em leque, na tentativa de atingir o tumor (Figura 3(a)). Três manobras simples, se realizadas separadamente, contudo, quando em conjunto, ora a aspiração pode ser maior, ora menor, além de que a tração sobre o êmbolo, por vezes, poderá desviar a atenção do puncionador, desviando também o direcionamento da agulha. Estes fatos podem diminuir a precisão do método.

Para corrigir tal dificuldade, vários serviços têm utilizado uma pistola para apreensão da seringa, a qual foi inicialmente desenvolvida por Franzén e Zajicek (1968) e, posteriormente, modificada por várias indústrias. Esta pistola facilita a realização da PAAF, entretanto, o seu uso aumenta a distância entre o tumor e a mão que segura o dispositivo. Isso acaba por diminuir a sensibilidade tátil do examinador (SOUZA et al., 1995), além de que, o tamanho do dispositivo montado, freqüentemente, assusta a paciente que, por sua vez, pode se tornar menos colaborativa com o procedimento (FREITAS JR. et al., 1995) (Figura 3(b)).

No início da década de 90, teve início o desenvolvimento de um novo dispositivo que poderia facilitar ainda mais o procedimento da punção. A idéia surgiu interpondo-se uma mola entre as abas laterais de uma seringa descartável e seu êmbolo, de forma que a mola pudesse exercer uma força sobre o êmbolo, tracionando-o distalmente, e promovendo

uma pressão negativa no interior da seringa. Esse vácuo seria responsável pela sucção do material coletado para o interior da agulha (FREITAS JR. et al., 1991). Com isso, o examinador não necessitaria fazer o vácuo, deixando que o próprio dispositivo o fizesse (Figura 3(c)). Esse dispositivo foi denominado “Dispositivo de autovácuo” (FREITAS JR. et al., 1992).

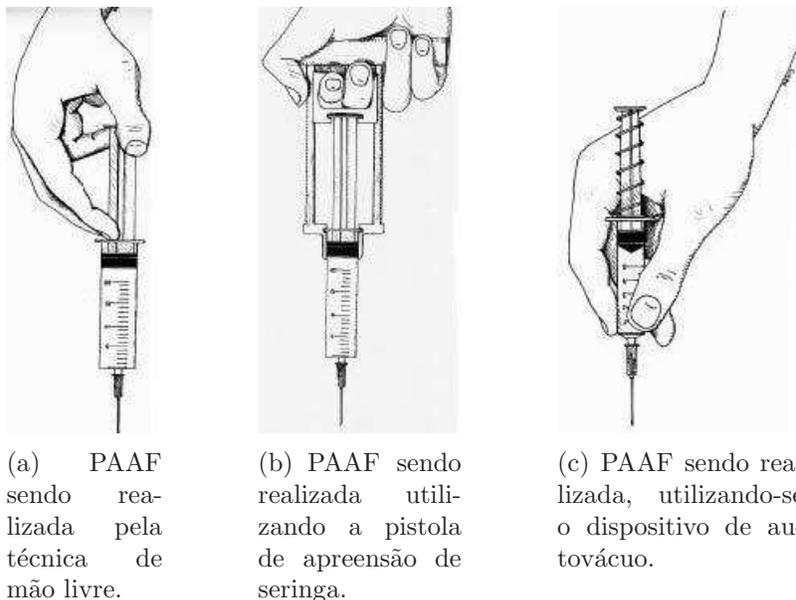


Figura 3: Técnicas de PAAF existentes.

Fonte: Freitas Jr. (2001).

Para a localização do nódulo na mama segue-se um padrão de divisões, que consiste em dividir a mama em quatro quadrantes: superior esquerdo, superior direito, inferior esquerdo e inferior direito. A relação entre esquerdo e direito, superior ou inferior é feita a partir da papila e aréola, que marcam o centro da mama.

No início do treinamento convencional para execução do procedimento da PAAF, os aprendizes apenas observam o mamograma obtido por raios-X e as ações do médico experiente na execução do exame, dando opinião sobre a localização do nódulo, sem efetivamente atuarem no exame. Assim, somente o treinamento para a manipulação dos equipamentos utilizados no exame é feito de forma efetiva, porém, apenas em cobaias.

A dificuldade deste treinamento, segundo Freitas Jr. (2001), é que não se tem o domínio da seringa e da agulha para a localização exata do local de inserção do instrumento (seringa) e punção do material, sendo necessárias, às vezes, várias incisões da agulha para a coleta do material. Apenas com o tempo e a prática na realização do exame é que tais aptidões são conseguidas.

## 1.3 Considerações Finais

Como mencionado neste capítulo, existem várias ações que podem indicar e confirmar a suspeita de lesões. Dentre elas destaca-se a biópsia, procedimento no qual o médico deve possuir a habilidade necessária para minimizar o desconforto proporcionado ao paciente.

O próximo capítulo trata sobre a aplicação de algoritmos de segmentação em imagens mamográficas, mostrando as principais técnicas existentes e alguns trabalhos correlatos. Algoritmos de segmentação serão utilizados para extrair atributos das imagens mamográficas, permitindo assim a simulação 3D da mama, a fim de atingir o objetivo almejado no presente trabalho.

## 2 *Processamento de Imagens Mamográficas*

O processamento e a análise de imagens são áreas da Computação que vêm crescendo continuamente e ocupando espaços de importância nos mais diversos meios, com destaque para Visão Computacional e Imageamento Médico (RUSS, 2002). Ao processar uma imagem, há vários objetivos que podem ser atingidos, como, por exemplo, melhorar a qualidade de uma imagem ruidosa.

Uma definição mais formal é dada por Russ (2002), que afirma que processar uma imagem consiste em melhorar a aparência visual da imagem para a visão humana e/ou preparar a imagem para a análise e mensuração de características e estruturas presentes. Para que uma imagem seja processada, existe a necessidade de que se disponha de um sistema adequado e eficiente para tal fim.

Segundo Peccini e d'Ornellas (2005), há várias ferramentas disponíveis no mercado que permitem a realização deste processamento. Contudo, a maioria delas apresenta um custo financeiro verdadeiramente proibitivo para a maior parte das instituições, além de, muitas vezes, não abranger toda a gama de operações necessárias para um processamento eficaz da imagem.

Ao analisar uma imagem, é muito freqüente a necessidade de destacar uma determinada região, permitindo uma identificação mais precisa dos objetos representados. Para tanto, utilizam-se técnicas de segmentação de imagens. Segundo Soille (1999), segmentar uma imagem consiste em dividi-la em diferentes regiões, de forma que os *pixels* de cada uma delas possuam características específicas, por exemplo, nível de cinza com valores semelhantes. A partir da imagem segmentada, é possível executar a mensuração das regiões ou mesmo estabelecer relações de vizinhança entre regiões adjacentes.

Segundo Beucher (1990), a segmentação é um procedimento complexo porque tenta traduzir para o computador um processo cognitivo extremamente sofisticado realizado

pela visão humana. A segmentação de imagens não é o primeiro passo no entendimento da imagem estudada, mas uma conseqüência.

O princípio da segmentação foi introduzido no início do século XX por alguns psicólogos alemães (Khler, Wertheimer e Koffka) que mostraram que o sistema de visão humana realiza agrupamentos baseados na proximidade, similaridade e continuidade das imagens captadas. Tais agrupamentos são utilizados na classificação e análise semântica dos objetos percebidos. Esta idéia foi estendida para o contexto computacional e deu origem aos primeiros algoritmos de segmentação de imagens (BEUCHER, 1990).

Na segmentação procura -se distinguir os objetos representados na imagem em relação ao fundo da imagem. Esta distinção permitirá ao sistema computacional interpretar *pixels* contíguos e agrupá-los em regiões.

Nas próximas seções serão apresentadas técnicas de processamento e segmentação de imagens que estão relacionadas com o presente trabalho.

## 2.1 Técnicas de Segmentação de Imagens

Serão apresentadas a seguir algumas técnicas de segmentação de imagens implementadas computacionalmente e que, segundo a literatura, apresentam bons resultados dependendo do problema a ser resolvido.

### 2.1.1 Métodos baseados nos Contornos dos Objetos

Os métodos de segmentação baseados na detecção de bordas envolvem basicamente a localização de regiões da imagem onde a variação dos tons de cinza ocorre de maneira relativamente abrupta. As discontinuidades, como são chamadas, podem ocorrer na forma de pontos isolados, linhas, segmentos ou curvas e, a partir delas, são formados os contornos, ou bordas, dos objetos contidos na imagem (MARQUES FILHO; VIEIRA NETO, 1999). Um exemplo de detecção de contornos em objetos pode ser visualizado na Figura 4.

De fato, a existência de tais discontinuidades é característica de um conjunto limitado de imagens. Em muitas delas, a transição de uma região para outra ocorre de maneira tão sutil que podem tornar a aplicação dos métodos de detecção de borda uma opção inviável.

Após a detecção das discontinuidades segue-se, geralmente, a aplicação de algum método capaz de conectar tais fragmentos e gerar contornos que estejam associados com

os contornos reais dos objetos.



(a) Imagem original.



(b) Imagem com as bordas detectadas.

Figura 4: Técnica para detecção de bordas  
Fonte: Nunes (2006).

### 2.1.2 Limiarização

Gonzalez e Woods (2006) definem a limiarização como o processo de segmentação de imagens através do qual se particiona uma imagem em um conjunto de regiões similares colocando-as em primeiro ou segundo plano conforme o objeto de interesse. Esse processo, típico de sistemas de Visão Computacional, baseia-se na propriedades dos *pixels* que formam a imagem, isto é, a intensidade que cada um apresenta em sua respectiva banda. Dessa forma, em uma imagem com valores de *pixels* em um determinado intervalo, a borda é detectada quando há mudanças bruscas nos níveis de cinza, ou seja, em sua magnitude.

A limiarização é também conhecida como binarização porque, a partir de um valor limiar, transforma os dados em níveis de cinza da imagem para preto e branco. Basicamente os *pixels* com valor menor que o limiar são transformados em pretos e os *pixels* com valor maior ou igual ao limiar são transformados em brancos. Um exemplo de binarização pode ser visualizado na Figura 5.

### 2.1.3 Crescimento de Região

Define-se região como um conjunto conexo de pontos com uma propriedade em comum. A imagem é a soma de todas as regiões. Este conjunto contíguo de *pixels* se espalha bidirecionalmente e apresenta uniformidade (GONZALEZ; WOODS, 2006).

O crescimento de região é uma técnica de agrupamento de *pixels*, na qual somente as

regiões adjacentes espacialmente podem ser agrupadas. A partir de um conjunto inicial de pontos (sementes), agrega-se a cada um deles novos *pixels* vizinhos que contenham propriedades similares, tais como cor, textura ou nível de cinza (GONZALEZ; WOODS, 2006). Na Figura 6 é mostrado o funcionamento do algoritmo de crescimento de região aplicado à seção de um mapa.

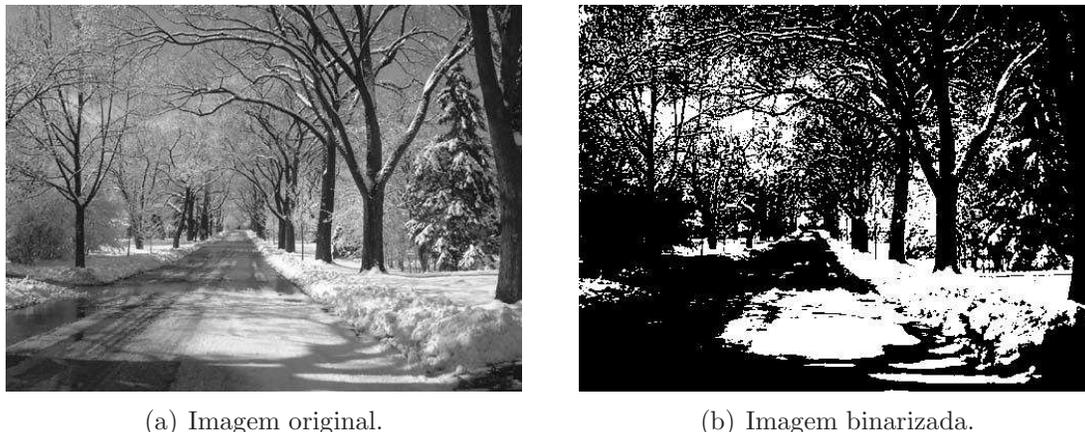


Figura 5: Técnica de binarização  
Fonte: Nunes (2006).

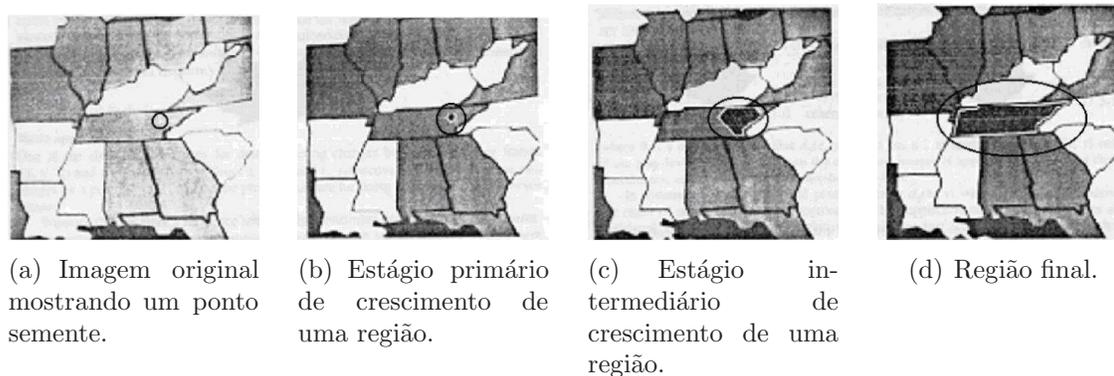


Figura 6: Técnica de crescimento de região.  
Fonte: Adaptado de Gonzalez e Woods (2006).

### 2.1.4 Morfologia Matemática

Morfologia matemática é uma ferramenta para extrair da imagem componentes úteis para representação e descrição do formato de objetos. Do ponto-de-vista prático, esta técnica encontra aplicações na maioria das tarefas de PI: restauração, segmentação, extração de medidas, entre outras. (SANTOS, 2002).

Toda a teoria dessa técnica se fundamenta no uso de elementos estruturantes, os quais são caracterizados como conjuntos definidos e conhecidos (forma e tamanho), que

são comparados ao conjunto desconhecido da imagem. Alguns exemplos de elementos estruturantes (3x3), com origem no centro do elemento, são apresentados na Figura 7.

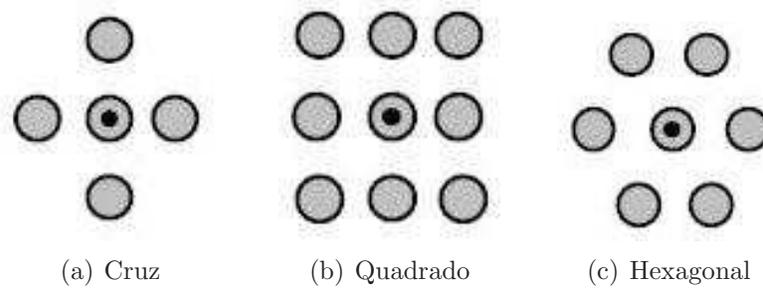


Figura 7: Elementos estruturantes

O elemento estruturante interage com cada entidade contida na imagem em estudo, modificando a sua forma, o seu tamanho e permitindo, assim, extrair algumas conclusões desejadas (SANTOS, 2002).

A morfologia matemática é constituída a partir de dois operadores básicos: a erosão e a dilatação.

A erosão  $f$  de por um elemento estruturante  $B$  é definida pela Equação 2.1.

$$[\varepsilon_B f(x)] = \min_{b \in B} \{f(x + b) - B(b)\} \quad (2.1)$$

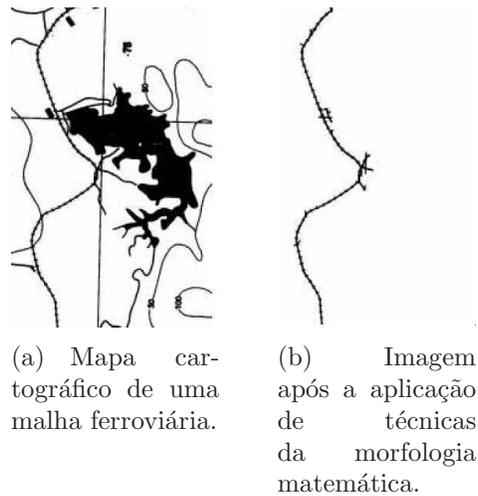
O resultado visual da imagem erodida em níveis de cinza se apresenta com uma redução dos padrões claros e o alargamento das regiões escuras (SOILLE, 1999).

A dilatação de uma imagem em tons de cinza por um elemento estruturante é definida pela Equação 2.2.

$$[\delta_B f(x)] = \max_{b \in B} f(x + b) \quad (2.2)$$

O resultado visual da imagem dilatada em níveis de cinza apresenta-se com diminuições dos padrões escuros e alargamento nas regiões claras (SOILLE, 1999).

Segundo Medeiros, Silva e Nogueira (2002), os operadores de dilatação e erosão morfológicos, aplicados isoladamente, são transformações que nem sempre evidenciam características das imagens. No entanto, a combinação desses operadores pode produzir funções muito interessantes. Um exemplo de aplicação dos operadores dilatação e erosão pode ser visualizado na Figura 8.



(a) Mapa cartográfico de uma malha ferroviária.

(b) Imagem após a aplicação de técnicas da morfologia matemática.

Figura 8: Técnica de segmentação por morfologia matemática.  
Fonte: Fernandes e Leite (1996).

### 2.1.5 Operações Algébricas sobre Imagens

As operações algébricas sobre imagens (soma, subtração, multiplicação e divisão) consistem em combinar duas imagens  $A$  e  $B$  (entrada) para gerar uma terceira imagem  $C$  (saída). Cada *pixel* de  $C$  é o resultado de uma operação algébrica entre *pixels* das imagens  $A$  e  $B$ , respectivamente (GONZALEZ; WOODS, 2006).

Com a adição de imagens é possível obter a média de diversas imagens de uma mesma cena/objeto. Pode ser utilizada para reduzir (ou até mesmo eliminar) ruídos aleatórios. A soma de imagens também permite obter o efeito fotográfico de super imposição ou exposição dupla (*Double-Exposure*). Este efeito consiste em bater várias fotografias no mesmo filme (JÄHNE, 1995). A operação algébrica de adição pode ser definida pela Equação 2.3, onde  $A(x, y)$  e  $B(x, y)$  representam os *pixels* das imagens de entrada e  $C(x, y)$  representa os *pixels* da imagem de saída.

$$C(x, y) = A(x, y) + B(x, y) \quad (2.3)$$

A subtração de imagens pode ser utilizada como técnica de remoção de padrões não desejados presentes na imagem (padrões de sombras, ruídos periódicos ou qualquer outra combinação aditiva). Outra aplicação para subtração de imagens é a detecção de mudanças (movimento) entre duas imagens de uma mesma cena. Exemplos: seqüência de um carro se movendo em uma rua (detecção de movimento); angiografia por subtração digital (JÄHNE, 1995). A angiografia por subtração digital consiste em tirar duas imagens de uma certa região do corpo, uma com uma substância para aumentar o contraste de

veias e artérias e outra sem o contraste. A subtração das duas imagens resulta em uma imagem contendo apenas o aparelho circulatório da região estudada (BARROS, 2003). A subtração de imagens pode ser definida pela Equação 2.4, onde  $A(x, y)$  e  $B(x, y)$  representam os *pixels* das imagens de entrada e  $C(x, y)$  representa os *pixels* da imagem de saída.

$$C(x, y) = A(x, y) - B(x, y) \quad (2.4)$$

Há poucas aplicações para a multiplicação de imagens. A aplicação mais comum é o uso de “imagens máscara”, ou seja, multiplicar uma imagem por uma máscara binária (imagem composta apenas por 0 e 1) a fim de eliminar por completo certas regiões da imagem (GONZALEZ; WOODS, 2006). A operação de multiplicação pode ser definida pela Equação 2.5, onde  $A(x, y)$  e  $B(x, y)$  representam os *pixels* das imagens de entrada e  $C(x, y)$  representa os *pixels* da imagem de saída.

$$C(x, y) = A(x, y) * B(x, y) \quad (2.5)$$

Assim como a multiplicação de imagens, a divisão de imagens também é pouco utilizada. Um dos poucos exemplos é a obtenção de “imagens razão” (*Image Ratio*) empregadas em técnicas para análise de imagens multiespectrais e em colorimetria (GONZALEZ; WOODS, 2006). A operação de divisão pode ser definida pela Equação 2.6, onde  $A(x, y)$  e  $B(x, y)$  representam os *pixels* das imagens de entrada e  $C(x, y)$  representa os *pixels* da imagem de saída.

$$C(x, y) = A(x, y)/B(x, y) \quad (2.6)$$

## 2.2 Trabalhos Correlatos

A seguir são apresentados alguns trabalhos cujo enfoque principal é o processamento e a segmentação de imagens mamográficas, dando ênfase às aplicações que envolvem segmentação da área da mama e de nódulos, que é o enfoque deste trabalho.

Kupinski e Giger (1998) desenvolveram dois métodos para segmentação de estruturas nodulares em mamogramas digitalizados: um baseado em índice de gradiente radial e outro baseado em métodos probabilísticos. Ambas as técnicas são evoluções da técnica

de segmentação por crescimento de região, na qual a segmentação começa por um ponto, chamado de semente, que se encontra dentro da lesão.

Segundo os autores, muitos sistemas de detecção de massas empregam inicialmente um algoritmo de detecção que retornam coordenadas que serão utilizadas como sementes pelos algoritmos de segmentação. Nos métodos desenvolvidos, a semente é calculada da seguinte forma:

1. um radiologista experiente identifica as Regiões de Interesse (ROIs) existentes e define os limites de cada uma.
2. cada Região de Interesse (ROI) com os limites definidos são transferidas para o sistema que encontra a coordenada central de cada região definida pelo radiologista.
3. os pontos centrais encontrados pelo sistema são definidos como sementes.
4. após a definição das sementes aplicam-se os algoritmos de segmentação.

Os métodos desenvolvidos tentam solucionar o problema associando o convencional crescimento de região, através da simplificação do processo de seleção das partições, utilizando funções de utilidade <sup>1</sup> que podem se basear em características da imagem ou em teoria probabilística.

No método convencional de segmentação por crescimento de região utiliza-se um conjunto de características (circularidade, tamanho, entre outros) para determinar se uma dada partição será agregada à região que corresponde à estrutura nodular.

Na segmentação por gradiente radial é aplicada uma função de utilidade que utiliza o índice de gradiente radial como parâmetro para efetuar a segmentação. O método desenvolvido é aplicado nos limites da partição para tentar definir se a partição pertence à área com suspeita de existência de nódulo.

A segmentação probabilística é similar à segmentação por gradiente radial, exceto que a função de utilidade é calculada por meio de métodos estatísticos.

Para avaliar os algoritmos, os autores testaram os métodos desenvolvidos juntamente com o método convencional de crescimento de região em uma base de dados contendo diversos mamogramas. Após as aplicações das técnicas comparou-se os resultados obtidos

---

<sup>1</sup>Funções que executam um conjunto de operações baseadas em características da imagem ou valores probabilísticos.

com as predições de um radiologista. Os resultados demonstraram que o método convencional obteve uma eficácia de 62% na detecção de áreas suspeitas de conterem nódulos, enquanto que os métodos desenvolvidos, índice de gradiente radial e probabilístico, obtiveram uma eficácia de 92% e 96%, respectivamente. Um resultado dos métodos desenvolvidos pelos autores pode ser visualizado na Figura 9.

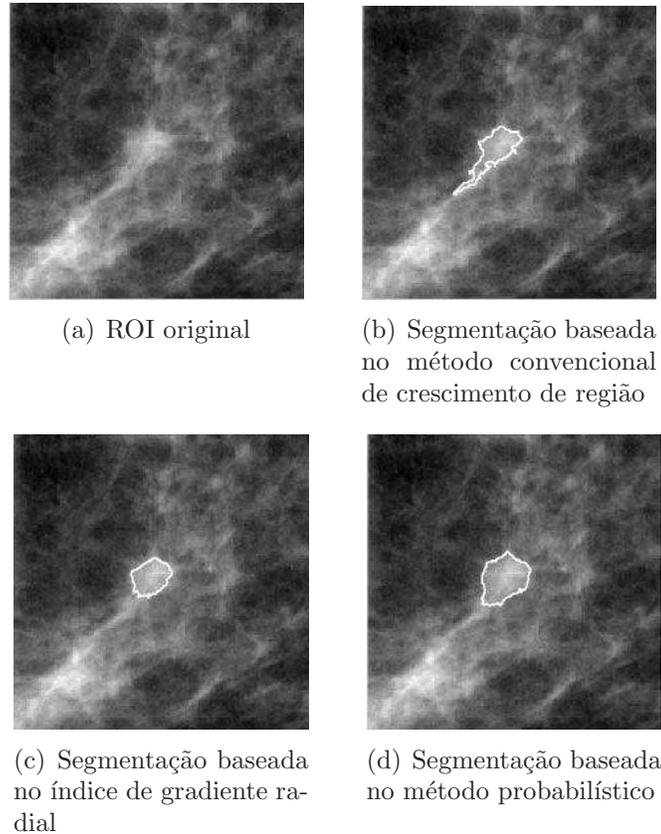


Figura 9: Resultados de segmentação

Fonte: Kupinski e Giger (1998)

Ferrari et al. (2000) desenvolveram técnicas para a segmentação de mamogramas em três importantes regiões anatômicas: região de borda pele-ar, músculo peitoral e disco glandular.

No primeiro estágio, a imagem é processada para a determinação da região de borda pele-ar através de uma seqüência de técnicas básicas de PI. O método proposto inicia-se pela correção de contraste da imagem através de uma operação logarítmica.

A seguir, a imagem é binarizada usando o algoritmo *Lloyd-Max least-squares* (LLOYD, 1982), que é uma técnica iterativa para projeto de quantizadores com baixa distorção.

Após o processo de binarização da imagem, o operador morfológico binário *opening* (GONZALEZ; WOODS, 2006), com um elemento estruturante circular de diâmetro igual a

3 *pixels* é usado para eliminar pequenos ruídos resultantes do processo de binarização.

Uma borda pele-ar aproximada é extraída através do método *chain-code* (GONZALEZ; WOODS, 2006) e suavizada pela técnica de interpolação *B3-splines* (JÄHNE, 1995).

Neste estágio, todos os artefatos presentes na parte externa da mama são removidos e a ROI utilizada para a detecção do músculo peitoral é determinada.

No estágio seguinte, a borda do músculo peitoral é determinada através da transformada de *Hough* modificada. Então, a região do músculo peitoral é removida. Segundo Ferriani e Ribeiro (2005), a transformada de *Hough* é um algoritmo que procura a reta de melhor ajuste em um dado conjunto de pontos. Para cada uma das infinitas retas que passam por cada ponto  $(x, y)$ , existe um par  $(r, \Theta)$  associado satisfazendo a Equação 2.7, onde  $r$  é a distância entre o ponto  $(x, y)$  da reta e a origem do sistema de referência e  $\Theta$  o ângulo entre o eixo  $x$  e o vetor  $(x, y)$ .

$$x \cos(\Theta) + y \sin(\Theta) = r \quad (2.7)$$

Os pontos  $(x, y)$  onde as retas candidatas devem passar estão definidos em uma imagem  $I(x, y)$ . Para cada um dos pontos definidos como cantos, soma-se o valor de sua intensidade à imagem resultante  $R(r, \Theta)$ , percorrendo  $\Theta$  e obtendo o  $r$  correspondente. Ao fim deste processo, esta votação é normalizada e o ponto  $(r, \Theta)$  com maior número de votos corresponderá ao  $(r, \Theta)$  da reta vencedora.

Finalmente, o disco glandular é segmentado através do método da máxima probabilidade com o modelo de mistura *Gaussianas* sendo estimado através do algoritmo *Expectation-Maximization*. Segundo Bishop (1995), o algoritmo *Expectation-Maximization* é um procedimento iterativo e maximiza o logaritmo da máxima-probabilidade dos parâmetros do modelo para um dado grupo de dados, representando a função densidade de probabilidades.

As técnicas propostas foram aplicadas em 66 imagens e os resultados foram avaliados por um radiologista especialista através de inspeção visual. Segundo os autores, os métodos demonstraram ser bastante úteis para o estágio de pré-processamento em CADs. Um resultado da técnica desenvolvida pelos autores pode ser visualizada na Figura 10.

Singh e Al-Mansoori (2000) propuseram um método de segmentação de dois estágios, utilizando como combinação as técnicas de segmentação por gradiente e por crescimento de região. Segundo os autores, ambas as técnicas quando aplicadas separadamente não

trazem resultados satisfatórios. A primeira apresenta dificuldades em definir as bordas de objetos em imagens que não possuem mudanças bruscas de intensidade. A segunda apresenta a dificuldade de aplicação em imagens que não foram submetidas a um pré-processamento.

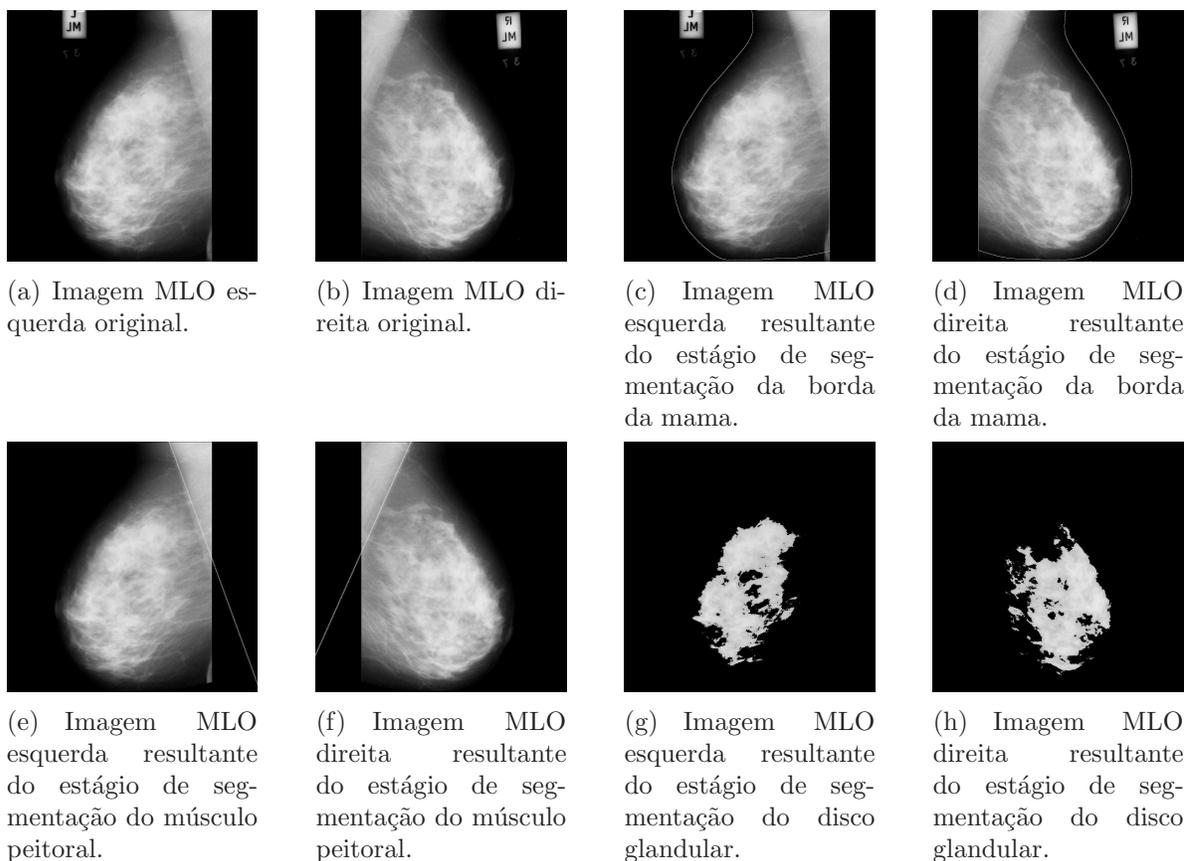


Figura 10: Resultados dos três estágios de segmentação propostos.  
Fonte: Ferrari et al. (2000).

Para a aplicação da técnica desenvolvida, os autores efetuaram a equalização do histograma para melhorar a qualidade da imagem a ser analisada. Após a equalização, o primeiro estágio (segmentação por gradiente) da técnica desenvolvida foi aplicado para tentar definir os limites do nódulo. Para tentar minimizar os erros de detecção de limites, o segundo estágio (segmentação por crescimento de região) é aplicado.

Para a validação da metodologia desenvolvida, 30 pares de mamogramas foram submetidos à técnica desenvolvida. Os resultados obtidos foram comparados com as previsões de um radiologista experiente. Os resultados, segundo os autores, demonstraram que a técnica desenvolvida apresentou resultados mais satisfatórios que a aplicação das mesmas em separado.

Christoyianni, Dermatas e Kokkinakis (2001) desenvolveram um método para a des-

coberta precisa de ROIs em mamogramas. O método desenvolvido segmenta as ROIs nos mamogramas usando um limiar estatístico, onde são obtidas diversas regiões. Em posse dessas regiões, um conjunto de critérios são aplicados para filtrar as regiões que retêm as áreas suspeitas:

1. uma região é considerada suspeita se a sua área for maior do que 900 *pixels*.
2. caso o primeiro critério seja satisfeito, verifica-se se a inclinação da região é negativa, pois, segundo os autores, nódulos possuem inclinação negativa de acordo com estudos comprovados.
3. tendo o segundo critério satisfeito, uma região é considerada como candidata se a sua intensidade média é maior que o limiar estatístico estabelecido.

Após a filtragem é utilizada uma rede neural *Radial-Basis Function Neural Network* (RBFNN) que efetua a escolha final, marcando a região escolhida como a que tem o tecido anormal. O esquema do método proposto é apresentado na Figura 11.

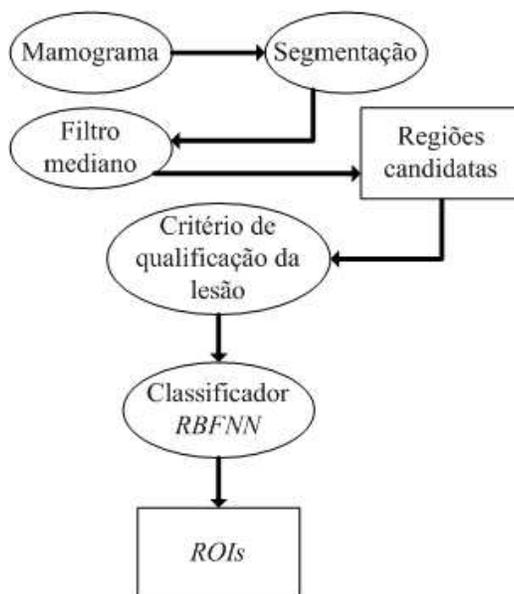


Figura 11: Diagrama do método proposto por Christoyianni, Dermatas e Kokkinakis (2001)

Fonte: Christoyianni, Dermatas e Kokkinakis (2001)

Testes efetuados pelos autores demonstraram que a técnica desenvolvida possui uma acurácia de 90,9%, gerando um número baixo de falso-positivos.

Santos (2002) desenvolveu um sistema para detecção de nódulos em mamas densas em imagens mamográficas digitalizadas, com base na técnica da transformada *Watershed*.

O conceito da transformada *Watershed* foi originalmente proposto por Digabel e Lantuéjoul (DIGABEL; LANTUÉJOUL, 1978) e, posteriormente, elaborado por Beucher e Lantuéjoul (BEUCHER; LANTUÉJOUL, 1979). A idéia básica desta técnica consiste em observar uma imagem digital em tons de cinza como se ela fosse uma superfície montanhosa, sendo que a altitude de cada ponto está diretamente relacionada ao nível de cinza do *pixel* correspondente. Uma gota de água que cair sobre esta superfície irá percorrer o caminho mais íngreme até chegar a uma região de mínimo. O conjunto de todos os pontos (*pixels*) para os quais uma gota de água que cai e converge para a mesma região de mínimo é chamada represa (*catchment basin*). Porém, para alguns pontos não é possível determinar para onde irá escorrer a gota de água que ali cair. O conjunto destes *pixels* formam as fronteiras das represas e são denominados divisores de água (*Watershed*). A transformada *Watershed* é normalmente aplicada sobre a transformada gradiente de uma imagem. Isto porque os contornos da imagem serão reforçados após a aplicação do gradiente, tornando mais fácil o processo de segmentação.

No trabalho de Santos (2002), as ROIs foram selecionadas manualmente, sob supervisão de um radiologista, nos mamogramas originais digitalizados e gravadas em arquivos separados. Após as imagens estarem disponibilizadas, o próximo passo foi a detecção dos nódulos. Para tal, foi desenvolvido um *software* de análise e segmentação de imagens.

Para validar o sistema desenvolvido foram processadas ROIs de 319 mamogramas, sendo 165 normais e 154 com presença de nódulos, de acordo com o laudo do radiologista e do ultra-som como exame complementar.

Foram obtidos aproximadamente 93% de detecção de nódulos nas imagens onde foi aplicada a técnica de pré-processamento. Segundo a autora, as imagens utilizadas tinham uma característica particular que é a alta densidade, o que reduz o contraste, fazendo com que algumas estruturas fossem mascaradas pelos tecidos da mama. Sendo assim, foi utilizada uma técnica de pré -processamento de equalização do histograma para aumentar o contraste da imagem. Aproximadamente 28% destas imagens apresentaram ruídos após a segmentação. Já os mamogramas processados sem o pré-processamento, somente com a transformada *Watershed*, apresentaram apenas 21% de detecção de nódulos, com 79% de falsos-negativos. Na Figura 12 é apresentada uma ROI processada pelo sistema desenvolvido por Santos (2002).

Segundo a autora, o ruído compromete a habilidade de discernir pequenos detalhes em mamogramas, como microcalcificações e é maior em filmes de alto contraste. Para resolver esse problema, a autora utilizou técnicas de pós-processamento (rotulação) para

que as imagens pudessem ser mais adequadamente analisadas. Segundo Gonzalez e Woods (2006), rotular uma imagem binária significa atribuir uma única cor para pixels pertencentes a uma mesma região conectada. Após a rotulação, os pixels que são correspondem a ruídos na imagem são eliminados ao calcular a média e excluir os rótulos que estiverem abaixo desta.

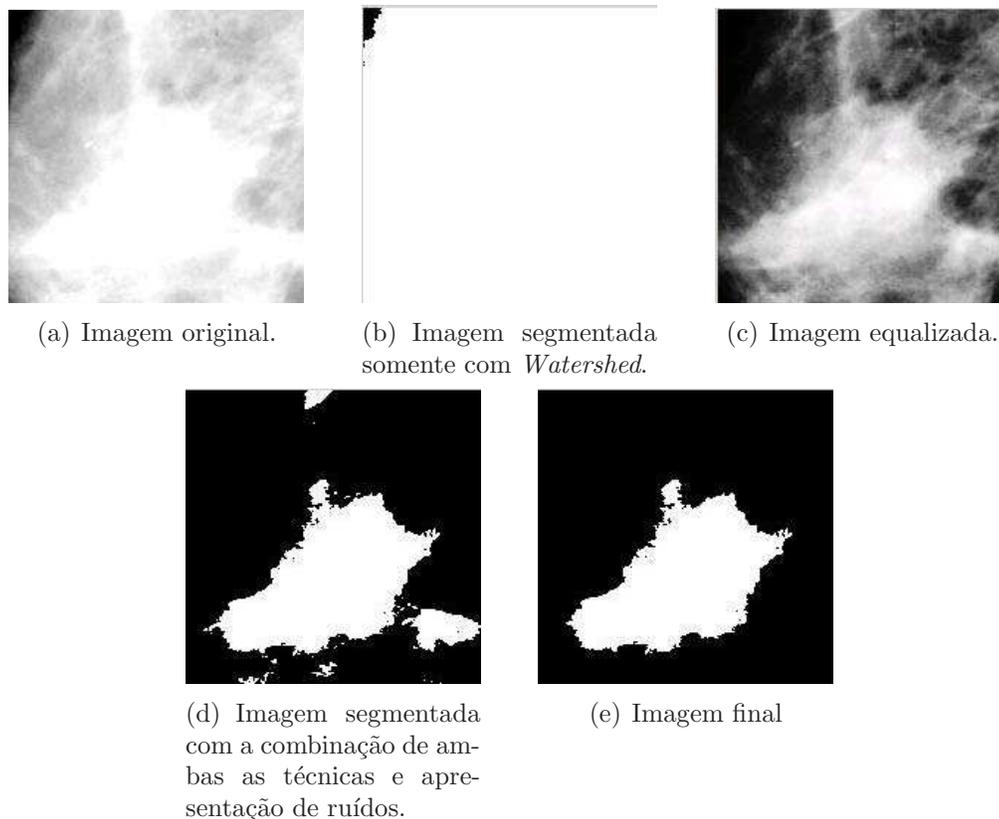


Figura 12: ROI processada pelo sistema desenvolvido por Santos (2002).  
Fonte: Santos (2002).

Adorno, Guliato e Ribeiro (2003) modificaram a implementação de dois procedimentos de segmentação de tumores de mama baseados no conceito de conjuntos difusos já implementados anteriormente por Guliato et al. (1998a) e Guliato et al. (1998b). O primeiro método determina o contorno do tumor usando o procedimento de crescimento de região após uma etapa de pré-processamento baseada em conjuntos difusos. O segundo método de segmentação é fundamentado em crescimento de região baseada em conjuntos difusos, eliminando assim a fase de pré-processamento.

O trabalho dos autores propõe ainda a extração de parâmetros capazes de caracterizar tumores de mama como maligno ou benigno, levando em consideração tanto as características da forma do contorno quanto as incertezas presentes na região de transição entre tecido tumoral e tecido saudável. Ambos os métodos originalmente propostos par-

tem de um *pixel* a partir do qual a segmentação é obtida.

O resultado obtido, a partir do método de segmentação baseado em crescimento de região usando conjuntos difusos, que consiste em uma região que preserva a área de transição presente nos limites da ROI. A partir deste resultado, dois parâmetros estatísticos, que caracterizam a região de transição, são extraídos com o objetivo de classificar os tumores como benigno ou maligno.

Os procedimentos de segmentação e extração de características foram integrados em uma interface gráfica (Figura 13).

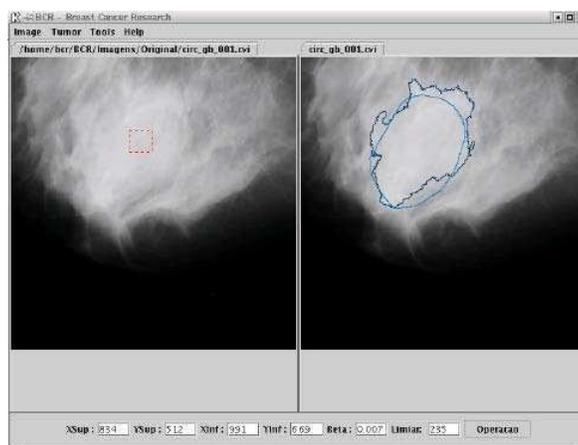


Figura 13: Interface gráfica do sistema proposto por Adorno, Guliato e Ribeiro (2003).  
Fonte: Adorno, Guliato e Ribeiro (2003).

Neto, Ribeiro e Valeri (2004) desenvolveram um sistema que faz uso de técnicas de PI para extrair parâmetros relevantes de imagens mamográficas, aprimorando a acuracidade na detecção de tumores, alterações anatômicas e lesões estruturais, a fim de obter diagnósticos precisos.

Devido às características complexas e a difícil análise das imagens mamográficas, proporcionada pela grande variação na densidade dos tecidos da mama, os autores optaram por segmentar e analisar a imagem mamária em regiões. O sistema utilizou técnicas de processamento, cujo objetivo se estendia em auxiliar médicos na detecção de anomalias mamárias, sejam malignas ou benignas, e promovendo a elaboração de diagnósticos mais acurados.

A técnica que empregava a limiarização foi baseada em estatísticas locais dos valores de cinza, tendo como objetivo a binarização de uma determinada região. Para cada região de um mamograma era calculado o valor de *thresholding*, variando de 255 (valor máximo) a 0 (valor mínimo), permitindo ao especialista extrair o fundo anatômico do mamograma

e analisar a lesão detectada de forma individualizada.

A técnica que fez uso do negativo, invertia os níveis de cinza de um mamograma, auxiliando o especialista na identificação de lesões, como também, na extração de atributos importantes como forma, contorno e textura, parâmetros imprescindíveis na diferenciação entre uma lesão maligna e benigna.

Na fase de aquisição dos mamogramas digitais a partir da digitalização dos filmes, a qualidade da imagem original era quesito fundamental, pois imagens de baixa qualidade prejudicavam o processamento. A técnica de alargamento de contraste foi proposta para corrigir este fator de interferência, quando da aquisição das imagens. Entretanto, essa técnica teve sua maior aplicação no pré-processamento, tornando possível ao especialista estabelecer níveis de cinza ideais para a fase do processamento e segmentação.

O crescimento de região era a técnica que realizava o agrupamento de pixels, auxiliando também o especialista na remoção do fundo anatômico do mamograma ou, simplesmente, na delimitação da lesão em análise.

Os testes foram aplicados em 11 mamogramas. Após a digitalização dos mamogramas, foi realizado o pré-processamento utilizando-se o alargamento de contraste, a fim de corrigir o baixo contraste oriundo da fase de aquisição. A finalidade do alargamento de contraste consiste no aumento da escala dinâmica dos níveis de cinza da imagem. Segundo os autores, a realização do pré-processamento foi fundamental, à medida que destacava as regiões mais representativas da imagem.

A validação da técnica foi feita por especialistas da área médica que constataram que os algoritmos apresentaram um desempenho satisfatório na detecção de pequenas lesões (nódulos e microcalcificações) após aplicação do conjunto de técnicas.

A Figura 14 apresenta a interface principal do sistema desenvolvido.

## 2.3 Considerações Finais

No presente capítulo foram contextualizados assuntos relativos ao processamento e segmentação de imagens mamográficas. Alguns trabalhos correlatos também foram mostrados tendo como foco a segmentação da área referente à mama e os nódulos, que compõem o escopo do projeto.

As pesquisas feitas na literatura demonstraram a existência de diversos algoritmos para a detecção e segmentação da mama de forma automática. No entanto, a segmentação

totalmente automática dos nódulos exige o desenvolvimento de algoritmos inéditos, não fazendo parte do escopo deste trabalho, cujo objetivo final é fornecer o ambiente de RV.

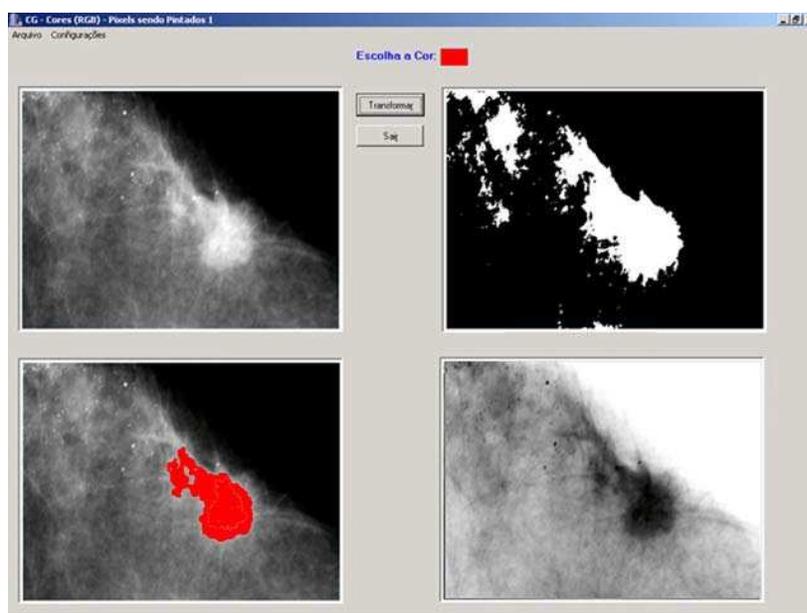


Figura 14: Tela do sistema desenvolvido por Neto, Ribeiro e Valeri (2004).

Fonte: Neto, Ribeiro e Valeri (2004).

O próximo capítulo aborda o estado da arte com relação a aplicações de RV em Medicina, apresentando várias implementações existentes de simuladores de RV aplicados à área médica e considerações sobre suas implementações.

## ***3 Aplicações de Realidade Virtual em Medicina***

As aplicações de RV para a área médica podem ser classificadas em três grupos: planejamento, assistência e treinamento (MACHADO, 2003). Segundo Netto, Machado e Oliveira (2002), o grupo de treinamento pode ser definido como sistemas que objetivam a incorporação de habilidades específicas e utilizam Ambientes Virtuais (AVs) visando a preparar o usuário para realizar um determinado procedimento, podendo simular situações genéricas com alto grau de realismo. Para Machado (2003), um dos grandes desafios dos sistemas de RV para treinamento médico é oferecer sistemas que reproduzam exatamente aquilo que o médico vê e sente na realidade.

Os esforços para superar esses desafios podem ser observados em projetos para simulação na área de oncologia pediátrica (MACHADO, 2003), histeroscopia (MONTGOMERY et al., 2001), laparoscopia (HALUCK et al., 2001), oftalmologia (HUNTER et al., 1995; WAGNER; SCHILL; MÄNNER, 2002; WEBSTER et al., 2005), ortopedia (DELINGETTE et al., 1994; SOURIN; SOURINA; SEN, 2000), e suturas (WEBSTER et al., 2001).

### **3.1 Conceitos Gerais de Realidade Virtual**

A RV tem se tornado uma ferramenta de grande utilidade e relevância em diferentes áreas do conhecimento. Uma das áreas mais beneficiadas com os avanços da RV é a área médica. Aplicações de treinamento médico, planejamento cirúrgico, telemedicina e realidade aumentada vêm sendo desenvolvidas com o objetivo de fornecer maior confiabilidade e agilidade aos laudos e diagnósticos médicos (SZEKELY et al., 1999; ALMEIDA, 1998).

O termo RV possui diversas definições, tanto na área acadêmica quanto na área comercial. De uma forma direta pode ser definida como uma interface natural e poderosa de interação homem-máquina, por permitir ao usuário interação, navegação e imersão num ambiente 3D sintético, gerado por computador, através de canais multisensoriais,

tais como visão, audição, tato, entre outros (KIRNER, 1996).

A imersão deve proporcionar ao usuário a sensação de presença dentro do mundo virtual. A interação está ligada à influência das ações do usuário no comportamento dos objetos, ou seja, o Ambiente Virtual (AV) é modificado de acordo com os comandos do usuário. O envolvimento, por sua vez, está associado ao grau de motivação que o mundo virtual proporciona ao usuário (NETTO; MACHADO; OLIVEIRA, 2002).

A grande vantagem desse tipo de interface é que o conhecimento intuitivo do usuário a respeito do mundo físico pode ser utilizado para manipular o mundo virtual. Dispositivos não convencionais como capacetes, luvas de dados, dispositivos hápticos, entre outros, podem ser utilizados para a visualização desse mundo e para que o usuário tenha uma sensação de estar em um mundo real (NETTO; MACHADO; OLIVEIRA, 2002). A Figura 15 mostra exemplos de equipamentos não convencionais que podem ser incorporados a um AV. Na Figura 15(a) apresenta-se um exemplo de luva. Os exemplos de dispositivos com 6 Graus de Liberdade (6DOF) (rotação e translação nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ ) são mostrados na Figura 15(b). Um exemplo de dispositivo de visualização é mostrado na Figura 15(c). Na Figura 15(d) é mostrado um exemplo de equipamento que fornece sensação tátil e/ou de força.



(a) 5DT Data Glove (REALTIES, 2007a).



(b) Modelos de dispositivos com 6DOF (LOGITHEC, 2007).



(c) 5DT HMD 800 (REALTIES, 2007b).



(d) Equipamento Phantom (SENSABLE, 2007).

Figura 15: Dispositivos não convencionais.

A variedade de aplicações em RV na Medicina são muito amplas, envolvendo desde estudos anatômicos até aplicações de simulação e treinamento médico.

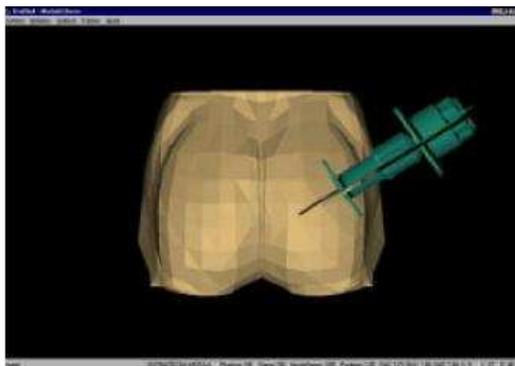
A simulação cirúrgica baseada em RV tem sido fonte de pesquisa em todo o mundo, objetivando substituir no futuro próximo, os atuais métodos de treinamento e planejamento de procedimentos médicos, podendo representar uma alternativa eficiente para diminuição de custos (MACHADO, 2003).

Simuladores cirúrgicos em RV estão sendo desenvolvidos para fornecer informações detalhadas sobre os tecidos, as ferramentas e as ações inerentes a certos procedimentos (TSAI; JOU; HSIEH, 2000).

A seguir são apresentados alguns trabalhos citados na literatura utilizados como ponto de partida para o desenvolvimento do presente projeto.

## 3.2 Coleta de Medula Óssea

Machado (2003) apresenta um simulador para treinamento de coleta de medula óssea implementado primeiramente para procedimentos pediátricos. O modelo 3D é composto pela camada externa (pele) e camadas internas de tecido da região. Cada uma destas camadas oferece uma resistência diferente devido as suas propriedades físicas. A simulação do treinamento da coleta é realizada em um modelo 3D da região pélvica, mostrado na Figura 16(a). A diferença de resistência das camadas é sentida pelo médico no momento da penetração com a agulha, através do dispositivo háptico *Phantom* (SENSABLE, 2007), como mostrado na Figura 16.



(a) Modelo tridimensional da região pélvica.



(b) Utilização do Phantom.

Figura 16: Visualização do sistema desenvolvido por Machado (2003).

Fonte: Machado (2003).

### 3.3 Histeroscopia

Montgomery et al. (2001) apresentam um simulador cirúrgico baseado em RV para histeroscopia diagnóstica e cirúrgica. O simulador pode ser usado para análise e planejamento cirúrgico, treinamento de microcirurgia e simulação de suturas. A histeroscopia consiste em um exame que possui três fases: passagem do canal cervical, inventário da cavidade uterina (vista panorâmica e com detalhes no aumento de mais ou menos 20 vezes) e revisão cervical.

O sistema descrito permite ao usuário visualizar dados estereoscópicos ou monoscópicos como objetos *wireframe* (visualização dos pontos e linhas que descrevem o modelo). Possui também uma integração entre o modelo anatômico 3D e os dispositivos hápticos especializados (Figura 17). O simulador ainda possui uma interface que permite ao usuário a seleção de vários procedimentos, a apresentação de dados relativos ao exame, além de cronometrar a duração do procedimento e informar a força utilizada durante procedimentos.



Figura 17: Simulador de histeroscopia.  
Fonte: Montgomery et al. (2001).

O simulador oferece ao usuário uma simulação realística de manobras cirúrgicas usadas durante o alargamento cervical e os procedimentos de histeroscopia, como remoção de lesões intra-uterinas, separação e ressecção endometrial. Esta simulação permite a transferência das habilidades virtuais para procedimentos reais. Na Figura 18 mostra-se o AV do simulador em três momentos: o momento de alargamento cervical, da seleção do

endométrio e o momento da ressecção.

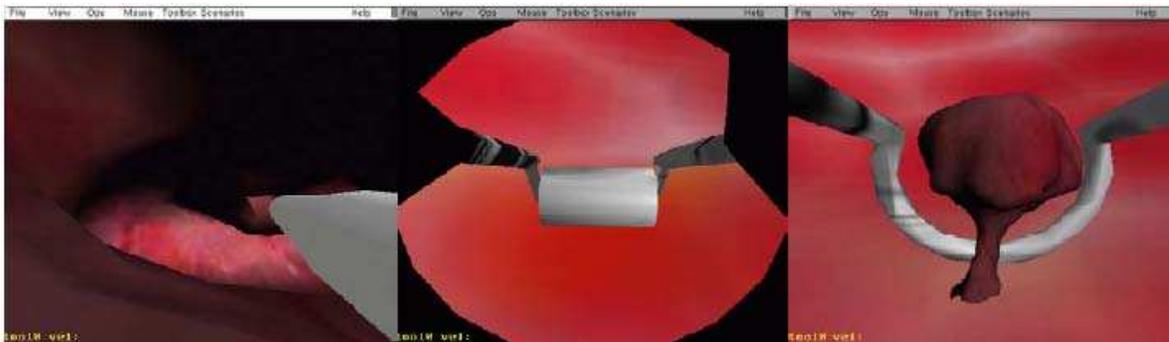


Figura 18: AV do simulador de histeroscopia.

Fonte: Montgomery et al. (2001).

### 3.4 Oftalmologia

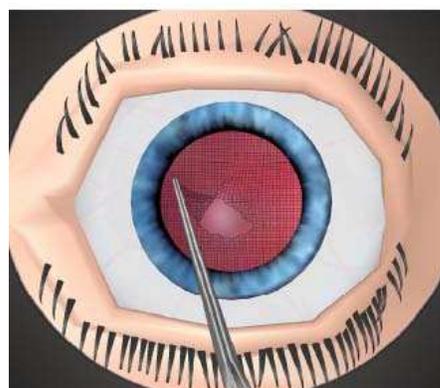
Hunter et al. (1995) modelaram o olho humano dentro de um AV, incluindo a representação de todas as estruturas periféricas dos olhos, como veias e cílios. Nesse sistema a visualização era estereoscópica e fazia uso de óculos obturadores (*shutter glasses*). O objetivo final do projeto era permitir a sua utilização para a manipulação de robôs que realizam cirurgias oftalmológicas.

Wagner, Schill e Männer (2002) implementaram um simulador baseado em RV, batizado de *EyeSi*, que tem como objetivo simular cirurgias intra-oculares. Segundo os autores, o projeto é baseado em uma instalação mecânica completamente modelada para fornecer todas as percepções sensoriais do olho ao cirurgião em treinamento, como pode ser observado na Figura 19(a). Os autores se preocuparam em implementar a detecção de colisão e a deformação nos objetos modelados. Para a deformação foi utilizado um método híbrido que inclui o método de elementos finitos e o método *Mass-Spring*. Para a detecção de colisão foi utilizada parte do pacote de detecção de colisão *I-Collide* (COHEN et al., 2007), junto com o método *BoundingBox*. A visualização realista do cenário de operação inclui efeitos de iluminação e sombras, conforme mostra a Figura 19(b).

Webster et al. (2005) desenvolveram uma aplicação específica para simular o procedimento de Extração Extra-Capsular do Cristalino (EECC). Esta aplicação utiliza o sistema *EyeSi*, conforme mostrado na Figura 20(a). A Figura 20(b) apresenta o modelo utilizado para deformação. Esta aplicação possui praticamente as mesmas características da aplicação construída por Wagner, Schill e Männer (2002).

(a) Simulador *EyeSi*.(b) Cenário do *EyeSi*.

Figura 19: Representação do sistema desenvolvido por Wagner, Schill e Männer (2002).  
Fonte: Wagner, Schill e Männer (2002).

(a) Sistema *EyeSi*.

(b) Modelo tridimensional gerado para simular o procedimento EECC.

Figura 20: Exemplo de utilização do sistema desenvolvido por Webster et al. (2005).  
Fonte: Webster et al. (2005).

### 3.5 Ortopedia

Em 1994, o *Institut National de Rechercher em Informatique et Automatique* (INRIA) da França publicou um relatório sobre seu protótipo de simulador de cirurgia craniofacial (Figura 21) (DELINGETTE et al., 1994).

O objetivo do protótipo era permitir a manipulação de estruturas cranianas para correção de deformações com o uso de uma luva de dados acoplada a um sistema de rastreamento de posição. Assim, o usuário poderia “desmontar” as estruturas ósseas e remodelá-las visualizando o resultado final. O foco de atenção no desenvolvimento do simulador concentrava-se na geração e manipulação das estruturas modeladas por malhas de triângulos. A visualização, no entanto, era restrita e feita através de anaglifos.

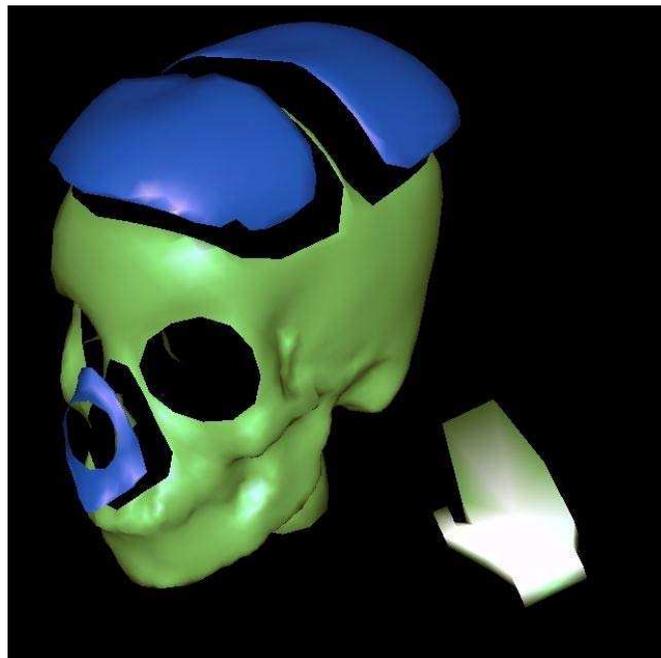
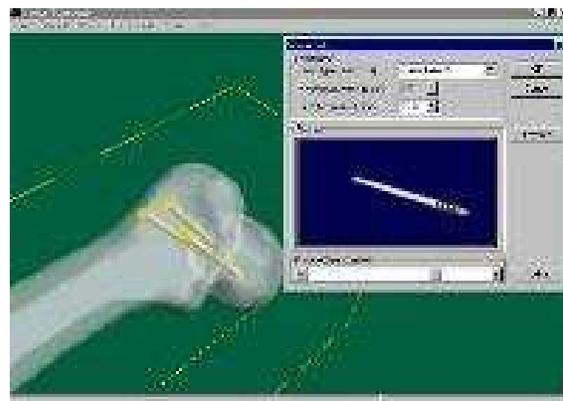


Figura 21: Treinamento sendo desenvolvido no simulador de cirurgia craniofacial.  
Fonte: Delingette et al. (1994).

Sourin, Sourina e Sen (2000) desenvolveram um sistema, chamado *Virtual Bone-setter*, para simulação de cirurgias ortopédicas. Segundo os autores, em um treinamento de cirurgia ortopédica, normalmente ossos de plástico são utilizados para simular a reparação de um osso, usando ferramentas cirúrgicas e implantes, mas todo esse procedimento tem um custo muito elevado e nem todos modelos dos tipos de ossos são encontrados. Por isso, foi desenvolvido o sistema *Virtual Bone-setter*, para diminuição dos custos do treinamento e para que esse pudesse ser feito em qualquer parte do corpo. A Figura 22 apresenta um exemplo de execução do sistema.



(a) Típico osso plástico fraturado.



(b) Fixação de uma fratura virtual.

Figura 22: Exemplo de utilização do sistema *Virtual Bone-setter*.  
Fonte: Sourin, Sourina e Sen (2000).

## 3.6 Suturas

Webster et al. (2001) desenvolveram um simulador realístico de sutura, simples de operar e econômico. O simulador possui componentes que modelam e deformam a pele, o tecido e o material de sutura em tempo real, além de registrar todos os estados de atividade durante a tarefa. O *software* de simulação calcula forças de contato e gera deslocamentos de tecido. O cálculo da força de resistência variam de acordo com a profundidade e o ângulo de inserção da agulha. A força também muda quando a agulha perfura a pele virtual, quando sai da pele e quando é necessário manipular o material da sutura. Na Figura 23 mostra-se a interface do simulador.



Figura 23: Imagem de um treinamento de sutura sendo executado no simulador.  
Fonte: Webster et al. (2001).

## 3.7 Considerações Finais

Neste capítulo foram apresentados diversos trabalhos aplicados à área médica, cujo enfoque principal é a construção de simuladores de procedimentos médicos. No entanto, a maioria dos sistemas de RV apresentados ainda possui algumas limitações que necessitam ser revistas em trabalhos futuros.

A Tabela 1 exhibe um resumo dos principais aspectos relacionados em cada trabalho, demonstrando a área de aplicação, a linguagem utilizada no desenvolvimento do projeto e a utilização de imagens reais para geração de casos de estudo.

Tabela 1: Resumo dos trabalhos.

<b>Autor(es)</b>	<b>Área</b>	<b>Linguagem</b>	<b>Uso de imagens reais</b>
Machado (2003)	Oncologia	<i>C++</i>	Não
Montgomery et al. (2001)	Histeroscopia	<i>C++</i>	Não
Haluck et al. (2001)	Laparoscopia	Não consta	Não consta
Hunter et al. (1995)	Oftalmologia	Não consta	Não consta
Wagner, Schill e Männer (2002)	Oftalmologia	Não consta	Não
Webster et al. (2005)	Oftalmologia	Não consta	Não
Delingette et al. (1994)	Ortopedia	<i>C++</i>	Não consta
Sourin, Sourina e Sen (2000)	Ortopedia	Não consta	Não consta
Webster et al. (2001)	Sutura	Não consta	Não

Analisando-se a Tabela 1 percebe-se que os projetos que visam a simular procedimentos médicos têm sido desenvolvidos para aplicação em diversas áreas. A maioria dos projetos implementa métodos de colisão e deformação. No entanto essas operações são aplicadas em objetos 3Ds modelados em alguma linguagem, como, por exemplo, a linguagem *Virtual Reality Modeling Language* (VRML).

O próximo capítulo apresenta os conceitos referentes às técnicas de reconstrução 3D existentes, pontuando as principais características, vantagens e desvantagens de cada uma delas.

## 4 *Reconstrução Tridimensional*

Qualquer tipo de objeto gráfico é representado, no computador, por um conjunto finito de informações, uma vez que os recursos computacionais de memória e processamento possuem limitações físicas (GOMES; VELHO, 1995). Estas informações finitas que representam o objeto gráfico são chamadas de amostras. Reconstruir um objeto significa recuperar suas informações geométricas e topológicas e seus atributos a partir do conjunto de amostras que o representa. Esta reconstrução é feita através de algum tipo de interpolação sobre as amostras (PEIXOTO; GATTASS, 2000).

O problema de reconstrução de objetos gráficos tem uma grande importância em todas as áreas da CG. Independente do tipo de objeto em questão (imagem, superfície, volumes, curvas, entre outros), sua reconstrução é necessária para que se possa fazer qualquer processamento sobre o mesmo. No caso de reconstrução de superfície a partir de curvas planares paralelas, cada conjunto de curvas situadas em um mesmo plano pode ser considerado uma amostra da superfície e, portanto, a interpolação destas curvas será usada para reconstruir a superfície (PEIXOTO; GATTASS, 2000).

Existem diversas formas de reconstruir um objeto tridimensionalmente, destaca-se a reconstrução por volume ou por superfície. Todas as demais técnicas existentes se enquadram em uma das duas. Nas seções a seguir estas técnicas são apresentadas de forma mais detalhada.

### 4.1 **Reconstrução baseada em Volume**

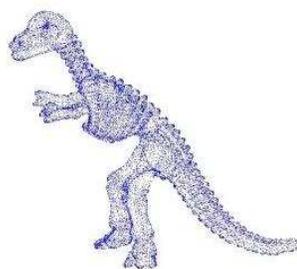
Os métodos baseados em volume percorrem o conjunto de dados, buscando gerar uma imagem do objeto a partir de alguns parâmetros pré-definidos ou pré-calculados. Alguns destes parâmetros são os atributos densidade, opacidade, textura, campos de vetores normais, entre outros. Tais parâmetros indicam como os dados internos do volume são combinados e processados para gerar a imagem final, através da interação com a luz.

Estes métodos de reconstrução são usados principalmente para visualizar objetos amorfos como gases, dados geológicos e até mesmo estruturas humanas sem forma definida como sangue e gordura. Porém, nada impede que sejam utilizados para visualizar objetos com uma morfologia bem definida.

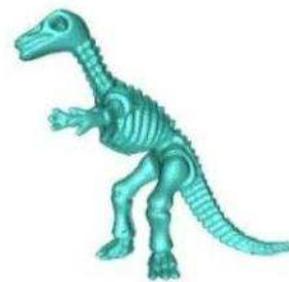
Uma das principais vantagens da reconstrução de volumes é a qualidade das imagens geradas, que fornecem um ótimo resultado visual informando como as estruturas volumétricas estão relacionadas e possibilitando ao usuário a sensação de que o dado mostrado é volumétrico (Figura 24). Segundo Peixoto e Gattass (2000) um dos grandes problemas desta categoria de reconstrução é a grande quantidade de dados processados. Em muitos métodos, uma vez iniciado o processo de reconstrução, não há como interrompê-lo até que a imagem final do objeto seja gerada. E isto pode ser um processo muito demorado. Alguns dos métodos de reconstrução de volumes são o *ray-casting* (LEVOY, 1990) e o *shear-warping* (LACROUTE; LEVOY, 1994).



(a) Coleta de dados utilizando um scanner.



(b) Dados de entrada para o algoritmo de reconstrução.



(c) Reconstrução do modelo.

Figura 24: Seqüência básica de tarefas de algoritmos de reconstrução volumétrica.

Fonte: Gois, Castelo Filho e Nonato (2004).

## 4.2 Reconstrução por Superfície

Na reconstrução por superfície as informações internas do objeto volumétrico não são utilizadas para compor a imagem reconstruída (Figura 25). Estes métodos se dedicam a reconstruir somente a superfície que delimita o objeto volumétrico. A partir de atributos como a função de densidade, é feita uma busca nas fatias do volume, que procura definir o conjunto de contornos que delimitarão a superfície do volume. A partir da definição destes contornos é aplicado algum método de interpolação para reconstruir a superfície do objeto.

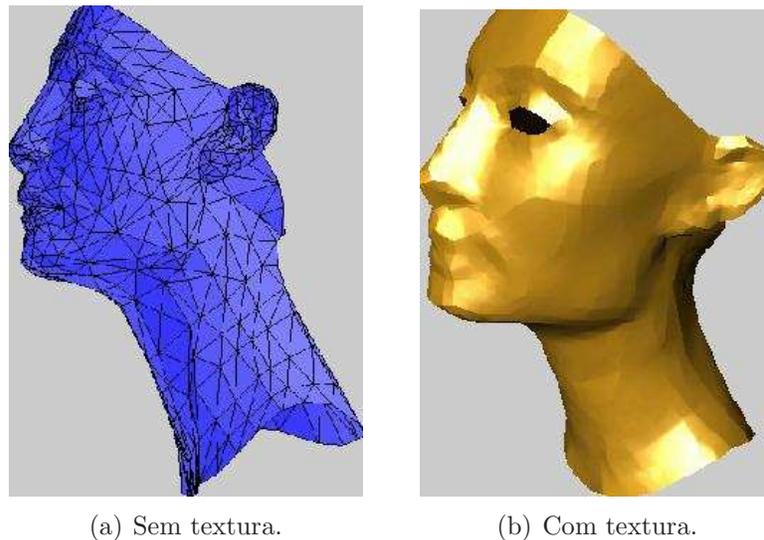


Figura 25: Exemplo de aplicação de algoritmos de reconstrução por superfície.  
Fonte: Volpin e Bercovier (1998).

Esta categoria é utilizada principalmente para reconstruir superfícies de objetos morfológicamente bem definidos. No caso de gases, fogo ou outros objetos que representem fenômenos naturais, esta categoria não apresenta bons resultados, sendo que a reconstrução volumétrica apresenta resultados bem mais significativos nestes casos, devido à complexidade das formas envolvidas. Para resolver esse problema o algoritmo de reconstrução volumétrica pode iniciar definindo um *voxel* central e definindo quais *voxels* vizinhos irá reconstruir. Esses passos são repetidos até que se obtenha uma forma semelhante ao fenômeno que se pretende simular. Já na reconstrução por superfície seria necessário percorrer a forma para descobrir os *voxels* que compõem a superfície do objeto que se deseja reconstruir. Em superfícies complexas, como aquelas que representam os fenômenos naturais, este procedimento se torna muito complexo devido à irregularidade do objeto.

Uma das grandes vantagens dos métodos de reconstrução de superfícies em relação aos métodos de reconstrução volumétrica, é a quantidade de informações armazenadas. Quando se constrói a borda (superfície) de um objeto é necessária uma quantidade menor de informações do que a quantidade necessária para a reconstrução do volume. Uma vez construída a superfície, pode-se aplicar técnicas de renderização conhecidas para visualizar o objeto (PEIXOTO; GATTASS, 2000).

Os métodos de reconstrução baseados em superfície podem ser divididos em duas classes: ótimos e heurísticos. Os métodos ótimos fornecem a melhor triangulação segundo um determinado critério e procuram determinar a melhor dentre todas as coleções de

faces triangulares, baseando-se em critérios globais, tais como maximização do volume (KEPPEL, 1975) ou minimização da área superficial (FUCHS; KEDEM; USELTON, 1977). Apesar de produzir bons resultados, são métodos computacionalmente custosos. Os métodos heurísticos, por outro lado, baseiam-se em critérios locais para a geração da malha triangular, e permitem aproximações adequadas em relação ao caso ótimo, sendo computacionalmente mais baratos. Eles possuem grande adequação quando a velocidade de computação é um elemento mais importante do que a obtenção de resultados ótimos (SOUZA; CENTENO; PEDRINI, 2003).

As próximas seções apresentam os conceitos mais detalhados referentes à reconstrução tridimensional por superfícies, a partir dos quais foram definidos as bases teóricas do presente projeto.

### 4.2.1 Representação de Contornos

Antes de se aplicar qualquer método de reconstrução de superfícies, é necessário resolver o problema da representação dos contornos. Há basicamente duas maneiras de se representar os contornos: matricial ou poligonal.

Na representação matricial, a imagem é analisada como uma matriz, sendo composta por  $NX \times NY$  elementos e cada elemento  $(i, j)$  é um retângulo (também chamado de *pixel*) de dimensão  $\Delta x \times \Delta y$  (Figura 26).

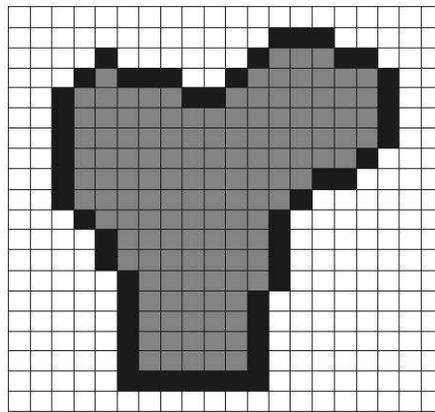


Figura 26: Contorno com representação matricial.  
Fonte: Peixoto e Gattass (2000).

Já na representação poligonal, cada contorno do conjunto é representado por um conjunto de pontos  $P_1, P_2, P_3, \dots, P_n$  (Figura 27). A maioria dos métodos de reconstrução utiliza este tipo de representação dos contornos para gerar uma superfície triangulada. Assim como na representação matricial, dependendo do tipo e da forma de

aquisição do objeto volumétrico, os contornos encontrados podem não estar bem definidos, sendo necessário algum processamento extra para sua definição. Há diversas técnicas de segmentação de imagens e extração de arestas que podem ser utilizadas para definir os contornos das imagens. Os métodos de reconstrução de superfícies, em geral, consideram que os contornos foram extraídos previamente e os utilizam como dados de entrada.

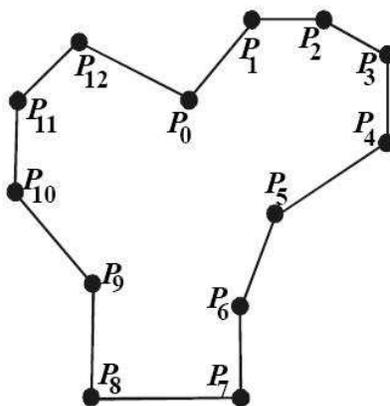


Figura 27: Contorno com representação poligonal.  
Fonte: Peixoto e Gattass (2000).

### 4.2.2 Reconstrução por Seções Transversais

Segundo Peixoto e Gattass (2000), a reconstrução da borda ou superfície que delimita um objeto sólido, a partir de uma série de seções planares paralelas, tem recebido bastante atenção da comunidade acadêmica nas últimas duas décadas.

A Figura 28(a) mostra um exemplo de contornos paralelos distribuídos em 3 fatias. A Figura 28(b) mostra a superfície reconstruída.

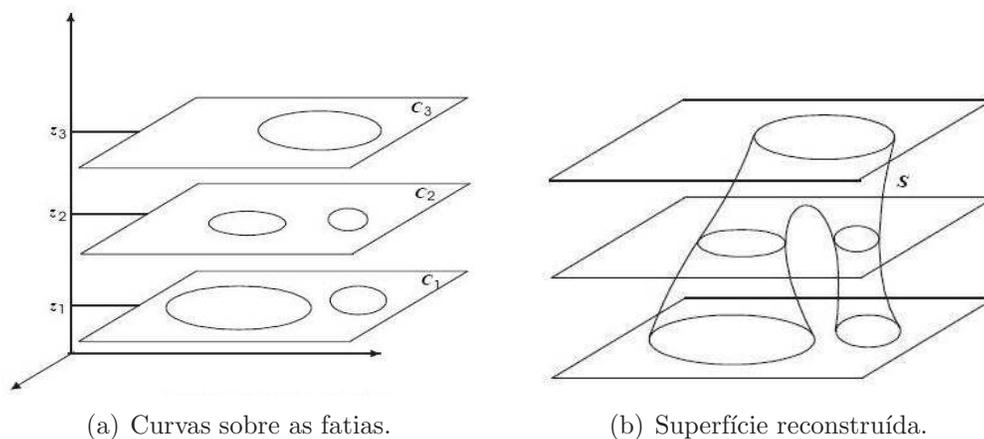


Figura 28: Reconstrução de uma superfície a partir de contornos.  
Fonte: Peixoto e Gattass (2000).

A principal motivação para se estudar o problema de reconstrução de superfícies a partir de seções paralelas vem das aplicações voltadas para a área médica. Através de tecnologias como Tomografia Computadorizada (TC) e RM são obtidas informações sobre órgãos e tecidos humanos, armazenadas em fatias (imagens Bidimensionais (2Ds)). As informações das fatias são utilizadas para definir o conjunto de contornos que, por sua vez, podem ser interpolados para gerar superfícies. Estas superfícies seriam as bordas dos órgãos ou tecidos humanos que, desta forma, podem ser exibidos e utilizados em aplicações gráficas, conforme é demonstrado na Figura 29.

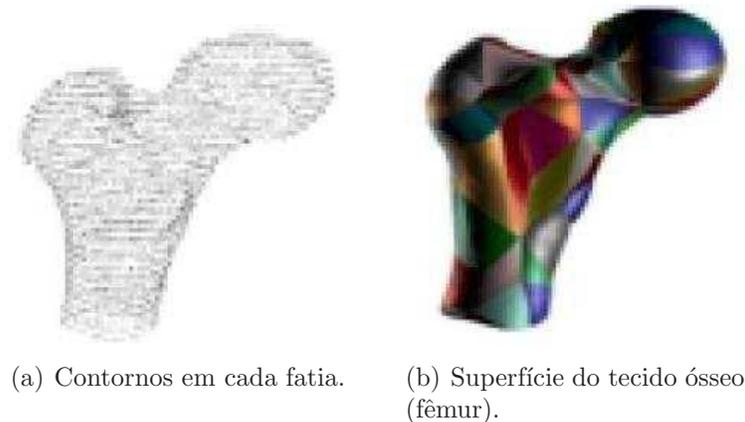


Figura 29: Reconstrução de um fêmur.  
Fonte: Peixoto e Gattass (2000).

### 4.3 Reconstrução por Extração de Medidas

A extração de informações para gerar objetos 3Ds a partir de imagens 2Ds têm sido o objetivo de muitos trabalhos no campo da Visão Computacional. Os esforços das pesquisas nessa área estão concentrados em conseguir interpretar as diretrizes a respeito da cena 3D projetada sobre o plano da imagem. Dentre essas diretrizes podemos citar a disparidade estereoscópica, textura, foco, oclusão de contornos, sombras, sombreado e especularidade (STOCKMAN; SHAPIRO, 2001).

Segundo Fernandes (2005), as técnicas para extrair informações geométricas de cenas a partir de imagens podem ser classificadas como técnicas ativas ou técnicas passivas. As técnicas ativas se caracterizam pela introdução de algum tipo de sinal no ambiente e as informações relacionadas à geometria são recuperadas por análise do comportamento do sinal. As técnicas passivas, por sua vez, apenas coletam imagens e, a partir de sua análise, tentam estimar posições, ângulos e distâncias.

Dentro desse grupo são observadas classes de técnicas, mapeadas conforme a hierarquia definida na Figura 30.



Figura 30: Classificação hierárquica das técnicas que visam a extração de medidas com base em imagens.

Fonte: Fernandes (2005).

Ao se trabalhar com a extração de medidas do ambiente a partir de imagens é preciso ter em mente que estruturas geométricas confiáveis e bem definidas da cena precisam ser visualizadas e, no caso da reconstrução a partir de múltiplas imagens, sempre haverá o problema de correspondência a ser resolvido. O problema da correspondência consiste em descobrir quais feições visíveis em várias imagens correspondem à projeção de um mesmo elemento da cena.

Estruturas geométricas podem não estar bem definidas em uma ou várias imagens devido a problemas no ajuste do foco ou por fatores mais complexos, observado em imagens obtidas com um tempo de exposição longo ou por objetos que se movem rapidamente em relação à câmera. O problema da oclusão também interfere na visibilidade de estruturas geométricas confiáveis, sendo esse fator mais crítico na utilização de múltiplas vistas de câmera, pois dificulta o tratamento da correspondência. Como solução para o problema da oclusão é apontada a utilização de mais vistas da cena, até que uma porção suficiente das superfícies esteja sendo capturada. A baixa resolução das imagens utilizadas é outro fator a ser considerado.

A implementação do presente trabalho pode ser enquadrado dentro de duas técnicas passivas: estereoscopia e homografia. Por esse motivo ambas as técnicas serão detalhadas a seguir.

### 4.3.1 Métodos baseados em Estereoscopia

A reconstrução da cena com visão estéreo consiste em capturar duas projeções da cena, tomadas de diferentes pontos-de-vista e estimar a profundidade em uma delas a

partir da análise da disparidade entre elementos correspondentes nessas duas imagens. Considerando-se a Figura 31 tem-se que:  $P_i$  é um ponto no espaço observado por duas câmeras;  $p_i$  e  $p_i'$  são a projeção de  $P_i$  nas imagens da esquerda e da direita, respectivamente;  $O_c$  e  $O'_c$  representam a origem dos sistemas de referência das câmeras;  $R$  e  $T$  são a rotação e translação que transformam as coordenadas dos pontos em um sistema de referência para o outro;  $e$  e  $e'$  são os pontos onde  $O_c$  e  $O'_c$  seriam projetados na imagem capturada pela câmera da esquerda e direita, respectivamente.

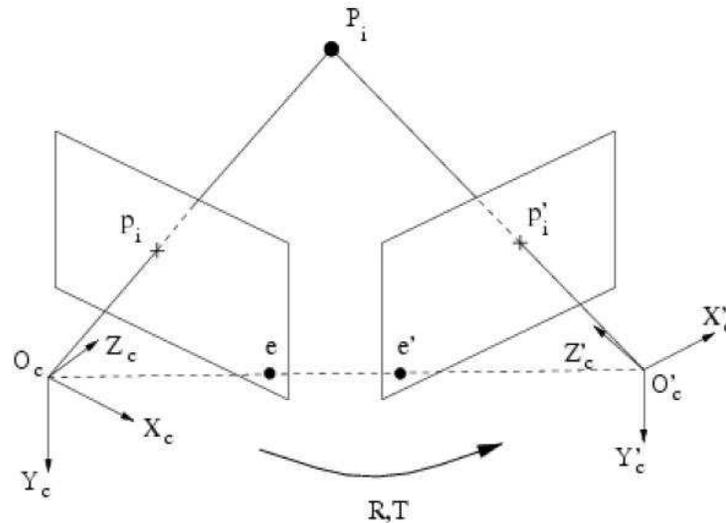


Figura 31: Sistema de aquisição estéreo.  
Fonte: Bouguet (1999).

A estereoscopia é o único meio passivo que forma uma noção de profundidade correta (BOUGUET, 1999). Um dos cuidados necessários ao se utilizar múltiplas vistas de câmera é saber identificar um ponto de translação ótimo entre elas, pois quanto menor for a translação, maior será a sensibilidade a ruídos. Existem sistemas que utilizam três ou mais vistas de câmera. Segundo Hartley e Zisserman (2000), duas vistas de câmera são suficientes para a reconstrução da parte visível de uma cena. No entanto, a adição de outras vistas de câmera servem para reduzir a incerteza associada ao posicionamento espacial das estruturas visualizadas. Uma vantagem, segundo os autores, é a redução do problema da oclusão. Como desvantagem é apontado o aumento da complexidade dos sistemas.

Segundo Fernandes (2005), a reconstrução da geometria associada com a parte visível da cena é composta por duas etapas básicas: a primeira é encontrar os pontos correspondentes nas duas projeções e a segunda é interseccionar os raios correspondentes no espaço 3D.

### 4.3.2 Métodos baseados em Homografia

É denominada homografia a relação entre dois elementos (por exemplo, pontos, linhas ou planos), de forma que qualquer ponto em um elemento corresponda a um, e apenas um, ponto no outro elemento, e vice-versa. Nessa seção são apresentados métodos que utilizam homografias definidas entre elementos identificados em uma imagem e elementos no espaço *Euclidiano* para realizar medições diretamente sobre uma imagem convencional (FERNANDES, 2005). Resultados da técnica mencionada podem ser visualizados nas Figuras 32 e 33.



(a) Imagem Original.

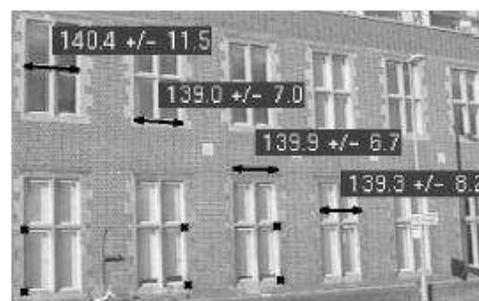


(b) Imagem após a obtenção da altura.

Figura 32: Exemplo de medida de altura obtida.  
Fonte: Fernandes (2005).



(a) Imagem Original.



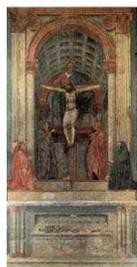
(b) Imagem após a obtenção da altura e da largura.

Figura 33: Medidas estimadas para os segmentos de reta marcados sobre o plano de referência (a parede).

Fonte: Fernandes (2005).

Seguindo a linha da utilização de homografias, Criminisi, Reid e Zisserman (2000) escrevem como medições afins no espaço 3D (distâncias, áreas, entre outras) podem ser computadas a partir de uma única imagem da cena em projeção perspectiva. Para este

cálculo são usados apenas a planaridade de pontos e o paralelismo entre linhas para a identificação da linha de fuga de um plano de referência e um ponto de fuga de uma direção não paralela a esse plano. No trabalho desses pesquisadores é apresentado: (a) modos de calcular a distância entre planos paralelos ao plano de referência (com a dependência de um fator de escala em comum); (b) como calcular a área e comprimentos em qualquer plano paralelo ao plano de referência e (c) como determinar a posição e orientação da câmera no espaço *Euclidiano*. Um resultado da técnica descrita pelos autores pode ser vista na Figura 34.



(a) Imagem Original.



(b) Modelo reconstruído.



(c) Modelo reconstruído rotacionado positivamente no eixo  $y$ .



(d) Modelo reconstruído rotacionado positivamente nos eixos  $x$  e  $y$ .



(e) Modelo reconstruído rotacionado positivamente no eixo  $x$  e negativamente no eixo  $y$ .

Figura 34: Reconstrução tridimensional de *La Trinità* a partir da aplicação da técnica descrita em Criminisi, Reid e Zisserman (2000).

Fonte: Criminisi, Reid e Zisserman (2000).

## 4.4 Trabalhos Correlatos

A seguir são apresentados alguns trabalhos cujo enfoque principal é a R3D da superfície de objetos, dando ênfase às aplicações de área médica.

### 4.4.1 Reconstrução Tridimensional de Imagens Tomográficas e Prototipagem Rápida

Souza, Centeno e Pedrini (2003) descrevem um sistema que integra reconstrução 3D a partir de um conjunto de imagens tomográficas 2Ds, técnicas de PI e Prototipagem Rápida (PR), possibilitando a criação de modelos médicos através de dados tomográficos. Segundo os autores, tais modelos podem ser manufaturados por meio de processos de PR e podem ser úteis em muitas aplicações médicas, tais como fabricação de próteses, diagnósticos, planejamento de tratamento ou em procedimentos cirúrgicos. A PR é uma

técnica relativamente recente para produzir objetos com formas complexas diretamente de dados digitais tridimensionais. Estes modelos sólidos são construídos pela adição sucessiva de camadas do material usado.

Um método de triangulação é usado para a reconstrução de imagens 3Ds a partir de um conjunto de seções transversais. O sistema apresentado no trabalho de Souza, Centeno e Pedrini (2003) atua como interface entre as imagens tomográficas e a máquina de prototipagem. A partir das imagens adquiridas por um tomógrafo, o sistema proposto aplica técnicas de PI nas seções transversais 2Ds, reconstrói a superfície dos objetos por meio de um conjunto de faces triangulares e gera o arquivo *StereoLithography* (STL) a ser utilizado pela máquina de prototipagem para confeccionar os modelos médicos. Um diagrama do sistema é ilustrado na Figura 35.

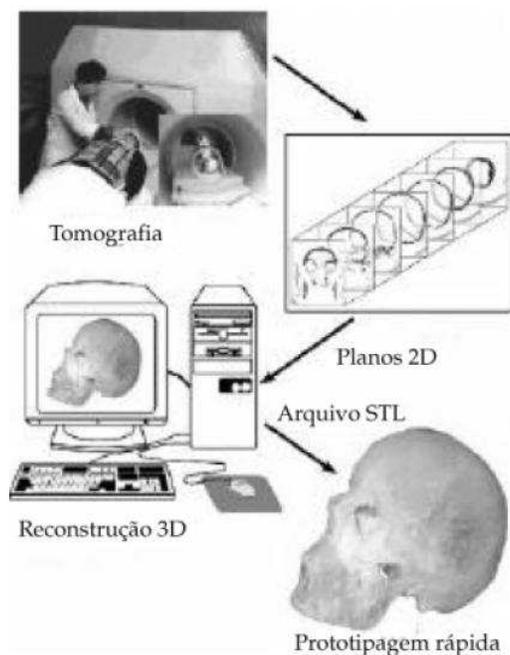


Figura 35: Diagrama do sistema proposto em Souza, Centeno e Pedrini (2003).

Fonte: Souza, Centeno e Pedrini (2003).

O processo adotado é composto pelas seguintes etapas: pré-processamento das imagens bidimensionais; reconstrução da superfície entre os contornos; geração do arquivo STL e visualização das imagens geradas; fabricação dos modelos de próteses. Após o mapeamento dos contornos, é realizada a reconstrução do objeto através da aproximação das superfícies entre os contornos adjacentes. O método utiliza um algoritmo heurístico baseado na técnica de triangulação, cuja superfície do objeto é formada por uma coleção de faces triangulares para cada par de contornos consecutivos. O método proposto utiliza uma combinação do algoritmo de Ekoule, Peyrin e Odet (1991) e de Christiansen e Se-

derberg (1978), os quais são baseados no critério da aresta de comprimento mínimo. Um exemplo de triangulação entre dois contornos adjacentes é ilustrado na Figura 36.

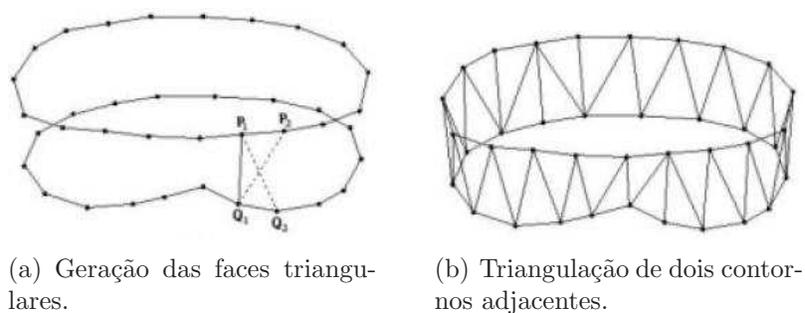


Figura 36: Exemplo de triangulação entre dois contornos adjacentes.  
Fonte: Souza, Centeno e Pedrini (2003).

Alguns exemplos de imagens obtidas através da aplicação desta metodologia são ilustrados na Figura 37. As imagens à esquerda representam o modelo triangulado e as imagens à direita representam as visualizações das reconstruções.

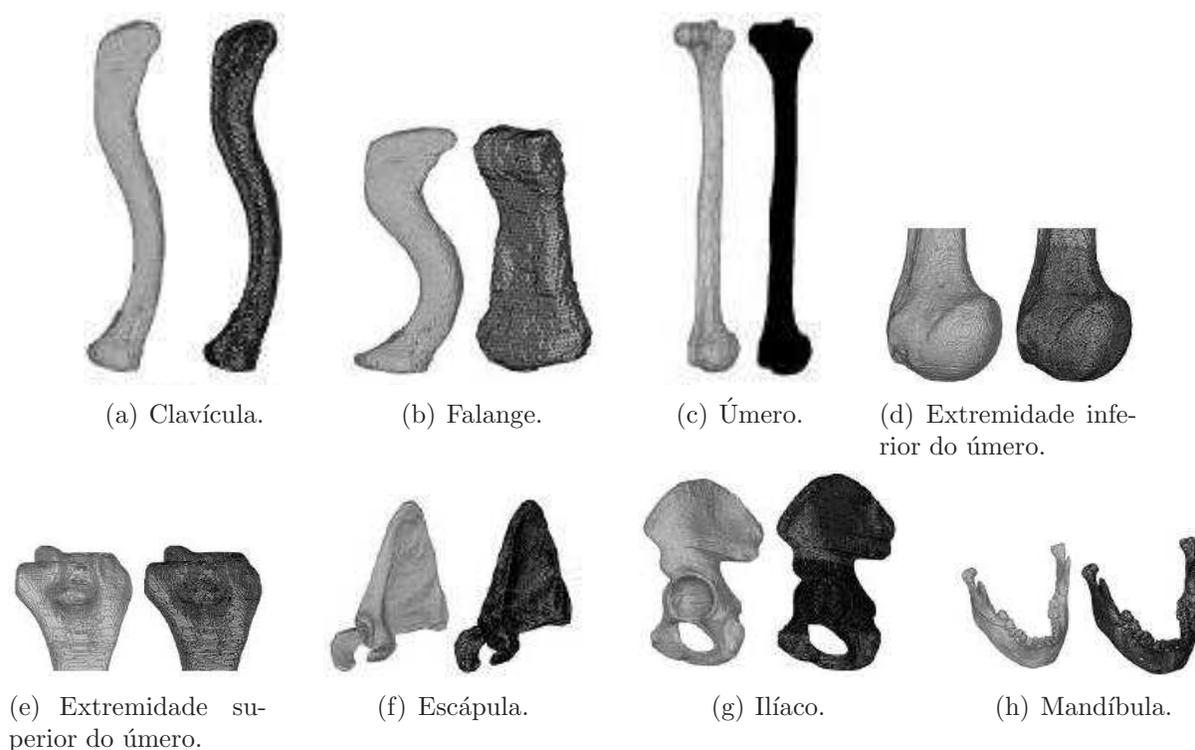


Figura 37: Exemplos de objetos reconstruídos.  
Fonte: Souza, Centeno e Pedrini (2003).

A Figura 38 ilustra uma mandíbula original que foi tomografada. Algumas das seções transversais utilizadas para reconstruir a mandíbula são mostradas na Figura 39. Os modelos foram gerados através de uma máquina de PR *Fused Deposition Modelling* (FDM), a partir da qual se obteve a prótese observada na Figura 40.



Figura 38: Mandíbula original que foi tomografada.  
Fonte: Souza, Centeno e Pedrini (2003).

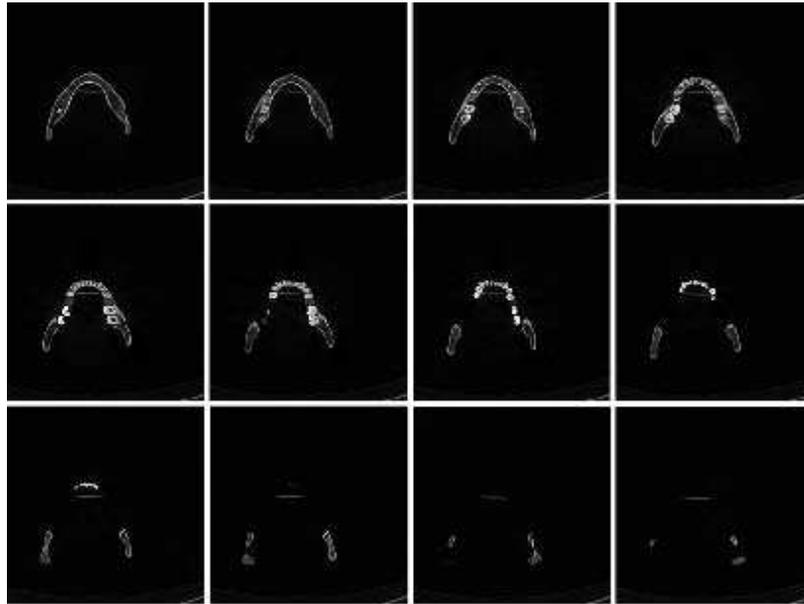


Figura 39: Representação matricial de algumas seções transversais utilizadas para a reconstrução 3D da mandíbula.

Fonte: Souza, Centeno e Pedrini (2003).



Figura 40: Modelo de prótese.  
Fonte: Souza, Centeno e Pedrini (2003).

### 4.4.2 Reconstrução Tridimensional Dinâmica do Coração através da Ecocardiografia Transesofágica

Segundo Veiga, Lopes e Pinto (1999), a reconstrução 3D do coração, através de imagens 2Ds convencionais é um desenvolvimento tecnológico recente com potenciais aplicações clínicas. Os autores afirmam que a reconstrução através da ecocardiografia transtorácica<sup>1</sup> é frequentemente limitada em alguns doentes pela pequena quantidade de janelas acústicas e pela qualidade inadequada de imagens. Além disso, o tamanho do dispositivo que se acopla ao transdutor transtorácico é pesado e volumoso, dificultando o manuseio durante o exame e resultando num maior número de artefatos na imagem, o que prejudica a sua adequada análise e correto diagnóstico.

A partir destas considerações, os autores propõem um sistema de reconstrução 3D, usando imagens de estudos transesofágicos de rotina em 20 doentes de ambulatórios. No trabalho foi utilizado o método de visualização da reconstrução *volume-rendered* em que, a partir de qualquer plano de corte são aplicados diferentes algoritmos para representar a informação no espaço. Foram utilizadas várias escalas de cinza, de distância, de textura e de gradiente. Foi definido um valor de limiar para diferenciar as estruturas cardíacas do sangue e do fundo da imagem, com a ajuda dos vários graus de brilho e opacidade para dar a percepção de profundidade.

Foi realizado um total de 25 aquisições de imagens (15 pacientes com uma e 5 com duas aquisições), tendo sido obtidas 25 estruturas cardíacas e 60 reconstruções foram feitas (28 válvulas mitrais, 14 válvulas aórticas, 4 regurgitações mitrais, 7 regurgitações aórticas e 7 defeitos do septo interatrial). Das 60 reconstruções realizadas, 55 (91,6%) foram consideradas como de boa qualidade diagnóstica por 2 observadores independentes. Exemplos das reconstruções feitas pelos pesquisadores podem ser visualizados nas Figuras 41, 42, 43 e 44.

### 4.4.3 Reconstrução Tridimensional de Imagens Angiográficas

Segundo Rivas, Ibáñez e Rios (2003), a angiografia cardíaca é uma técnica padrão para estudar as artérias. Este procedimento radiológico se aplica a pacientes com suspeita de estenose<sup>2</sup>.

---

<sup>1</sup>A ecocardiografia transtorácica permite a visualização dos óstios e do terço inicial das coronárias direita e esquerda e de outros segmentos coronarianos, possibilitando medir o seu fluxo.

<sup>2</sup>Acúmulo de lipídios nas paredes internas das artérias causando a redução do fluxo sanguíneo coronário, que ocasiona uma diminuição na oxigenação do miocárdio.

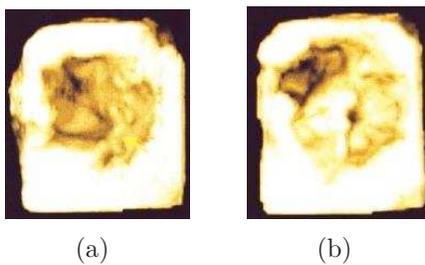


Figura 41: Reconstrução 3D em paciente com prolapso da válvula mitral.  
Fonte: Veiga, Lopes e Pinto (1999).

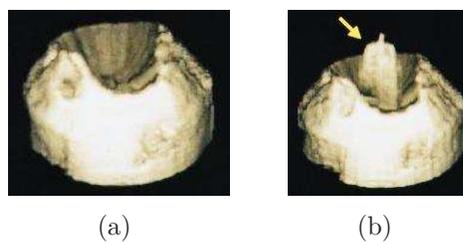


Figura 42: Reconstrução 3D da válvula mitral em um paciente com insuficiência mitral.  
Fonte: Veiga, Lopes e Pinto (1999).

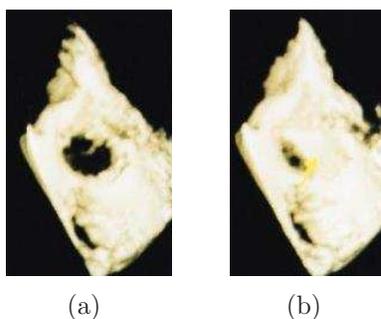


Figura 43: Reconstrução 3D de uma prótese aórtica mecânica.  
Fonte: Veiga, Lopes e Pinto (1999).

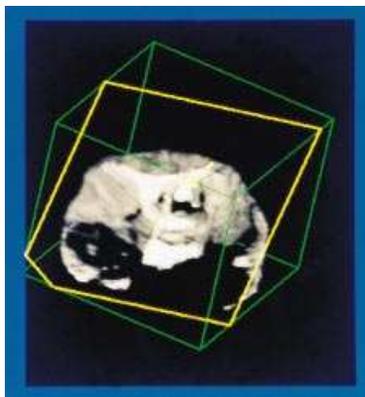


Figura 44: Reconstrução 3D da válvula aórtica.  
Fonte: Veiga, Lopes e Pinto (1999).

A angiografia cardíaca é uma técnica que consiste na visualização radiográfica das artérias coronárias mediante a injeção de um líquido radiopaco nas mesmas. Como resultado da angiografia cardíaca, são obtidas imagens 2Ds das artérias coronárias que são difíceis de interpretar, mesmo por especialistas. Os pesquisadores afirmaram que a visualização 3D das artérias coronárias permite melhorar de forma significativa o diagnóstico e a evolução terapêutica.

Inicialmente foi criado um algoritmo para a reconstrução 3D das linhas centrais coronárias a partir de imagens angiográficas 2Ds. Este algoritmo leva em conta um conhecimento anterior das propriedades do objeto (aspectos 3Ds) e das propriedades de projeção do objeto (aspectos 2Ds). O algoritmo consiste das seguintes etapas: geração do espaço de soluções; eliminação das soluções falsas utilizando conhecimento sobre as estruturas 2Ds; eliminação das soluções falsas utilizando conhecimento sobre as estruturas 3Ds; seleção da melhor solução. Foi implementado um programa escrito em linguagem *C* que realiza a primeira etapa e outro programa em linguagem *Prolog* que se encarrega de gerar a rede de soluções possíveis e eliminar as soluções falsas.

#### 4.4.4 **Reconstrução de Modelos Tridimensionais a partir de Duas Imagens Calibradas**

De acordo com Goes e Goldenstein (2005), uma das diretrizes da Visão Computacional consiste em obter informações espaciais a partir de imagens 2Ds. Para algumas instâncias deste problema, alguns algoritmos já foram propostos como a reconstrução de modelos 3Ds a partir de duas imagens calibradas.

Nesse caso, tem-se, em princípio, duas imagens de um mesmo cenário e a matriz de calibração da câmera referente a estas imagens, além de um conjunto de pelo menos oito pontos correspondentes, em posição geral, entre as duas imagens. O procedimento para fazer a reconstrução dessa cena consiste em: (a) projetar os pontos de correspondência de cada imagem para planos normalizados através da matriz de calibração da câmera; (b) obter a matriz essencial e, conseqüentemente, a transformação da posição relativa da câmera entre as duas imagens e (c) recuperar as posições espaciais das correspondências.

Segundo Goes e Goldenstein (2005), muitas implementações já foram feitas para essa técnica, mas quase sempre não agregam todas as etapas do procedimento em uma única ferramenta, assim como também se limitam a calcular os dados da reconstrução sem permitir sua visualização. Portanto, com o intuito de oferecer uma ferramenta robusta capaz de calcular todas as informações necessárias para a reconstrução 3D a partir do

conjunto de correspondências em duas imagens e de sua matriz de calibração, os autores desenvolveram a ferramenta *Image Builder 3D*. Além da reconstrução do modelo, a ferramenta também recupera o movimento da câmera entre as posições vistas em cada uma das imagens, como pode ser visto na Figura 45.



(a) Correspondências na posição inicial do objeto.



(b) Correspondências na posição final do objeto.



(c) Malha de triângulos do modelo tridimensional recuperado.



(d) Modelo tridimensional com textura.

Figura 45: Reconstrução do modelo tridimensional através do método proposto por Goes e Goldenstein (2005).

Fonte: Goes e Goldenstein (2005).

#### 4.4.5 Reconstrução Tridimensional de Conjuntos de Microcalcificações presentes em Tecidos Mamários

Segundo Bates et al. (1996), a presença de microcalcificações em mamogramas é um importante parâmetro para o diagnóstico radiológico. As formas e posições de partículas individuais e de conjuntos de partículas podem ser usadas como parâmetros para determinar o tamanho, tipo e forma da lesão. No entanto, os autores afirmaram que a forma e a posição das microcalcificações podem ser distorcidas devido ao ângulo em que os exames (CC e MLO) são visualizados. Este fato apresenta conseqüências, como falha na detecção de malignidade nos exames de biópsia.

Os pesquisadores afirmaram que atualmente uma abordagem para a cirurgia de câncer de mama tem sido amplamente adotada. Ao invés de remover a mama inteira, apenas a parte do tecido que contém as microcalcificações é retirado. Após a extração do tecido, este deve ser analisado para garantir que a lesão inteira foi extraída. Para a análise da eficácia da intervenção cirúrgica, diversas radiografias do tecido extraído são retiradas e analisadas. No entanto, uma simples radiografia não fornece a confiabilidade necessária. A principal abordagem utilizada atualmente, segundo os autores, consiste em obter múltiplas visões do tecido retirado. No entanto, a obtenção de múltiplas visões ainda não fornece a confiabilidade necessária.

Para resolver esses problemas, Bates et al. (1996) afirmaram que uma visualização tridimensional do tecido retirado poderia fornecer a confiabilidade necessária para a confecção do diagnóstico. Com base nas informações apresentadas, os autores desenvolveram um método que reconstrói tridimensionalmente o tecido extraído. Antes de reconstruir tridimensionalmente o tecido, este deve ser radiografado. No entanto, diferente das abordagens costumeiras em mamografia, os autores utilizam 4 visões do tecido extraído, utilizando para essa finalidade um tetraedro. A Figura 46 ilustra o tetraedro que possibilita a aquisição das 4 visões e a Figura 47 apresenta um exemplo das 4 visões radiografadas.

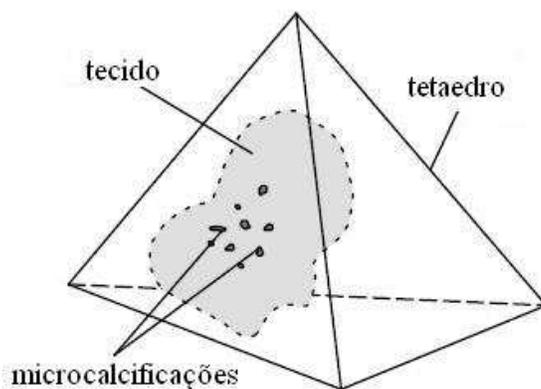


Figura 46: Diagrama de um tetraedro utilizado para obter as quatro visões radiográficas.  
Fonte: Bates et al. (1996).

A reconstrução 3D ocorre conforme descrito a seguir. Inicialmente deve ser selecionada uma visão como ponto de partida. Após a seleção da visão, uma coordenada de uma microcalcificação da visão selecionada é escolhida. Com isso, obtém-se uma coordenada Bidimensional (2D). Em posse dessa coordenada é traçada uma linha partindo da coordenada selecionada para a parte mais interna do tecido. Este método é chamado pelos autores de sentido contrário (*back-projected*).

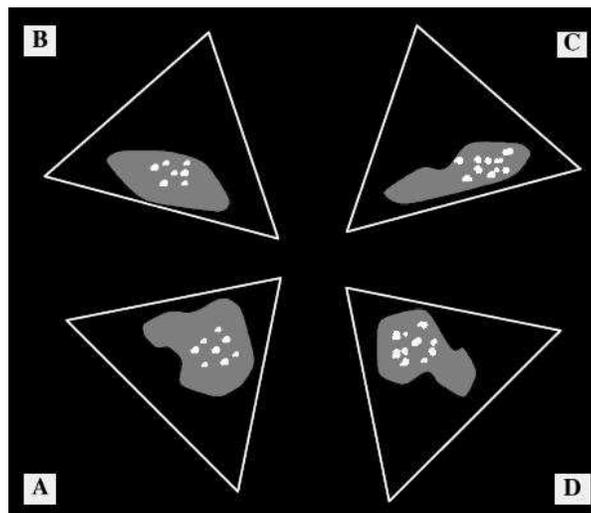


Figura 47: As quatro visões das projeções.  
Fonte: Bates et al. (1996).

Após a definição da linha, passa-se para a próxima visão onde é selecionada a mesma lesão, sendo novamente traçada uma linha direcionando-se à parte interna do tecido. Esse procedimento é repetido para a terceira e quarta visões. Após ter percorrido as quatro visões, obtém-se quatro retas que se cruzam em algum ponto no plano. Esse ponto de intersecção é marcado para ser desenhado durante o processo de reconstrução. Esse procedimento é repetido para as demais coordenadas da microcalcificação selecionada na primeira visão. Após finalizar com a primeira microcalcificação, escolhe-se outra. O processo é repetido até que todas as correspondências entre as visões tenham sido encontradas. Uma ilustração do método descrito pode ser visualizada na Figura 48. A Figura 49 ilustra as intersecções desenhadas e a Figura 50 apresenta o resultado final do método proposto pelos pesquisadores.

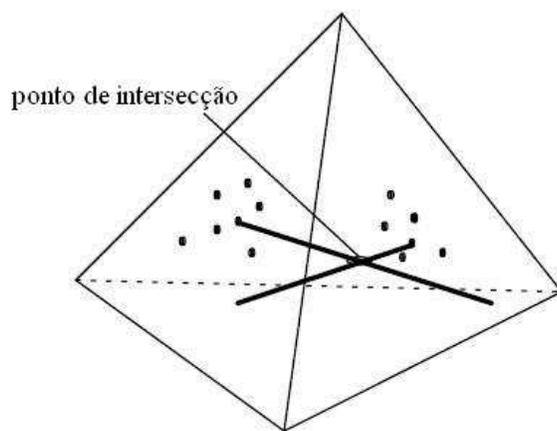


Figura 48: Ponto de intersecção encontrado pelo algoritmo *back-projected*.  
Fonte: Bates et al. (1996).

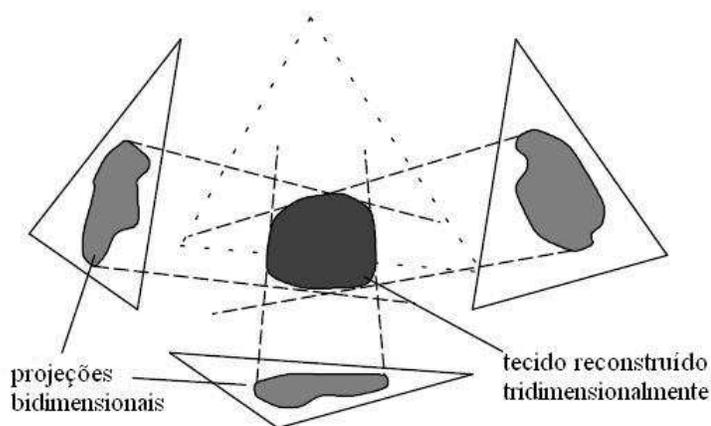


Figura 49: Reconstrução da superfície do tecido extraído.  
Fonte: Bates et al. (1996).

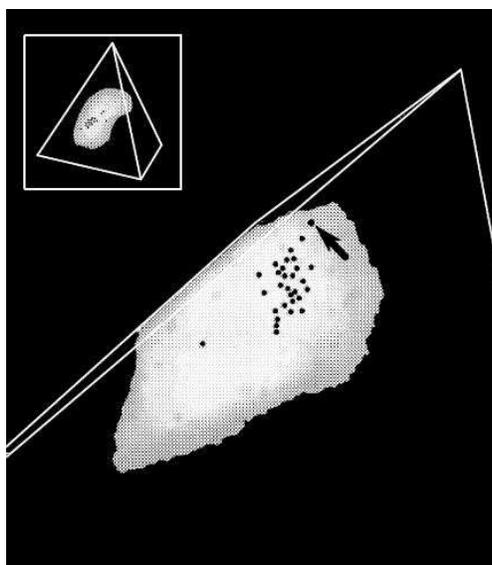


Figura 50: Tecido reconstruído.  
Fonte: Bates et al. (1996)

#### 4.4.6 Correspondência entre as Diferentes Visões Radiografadas da Mama

Kita, Highnam e Brady (1998) propuseram uma forma de visualizar tridimensionalmente os dados provenientes do exame mamográfico, por meio de um método que visa encontrar a correspondência entre as imagens radiografadas CC e MLO da mesma mama (Figura 51). Segundo os autores, a descoberta da correspondência entre as imagens é essencial para os radiologistas construírem um diagnóstico mais confiável a respeito da malignidade.

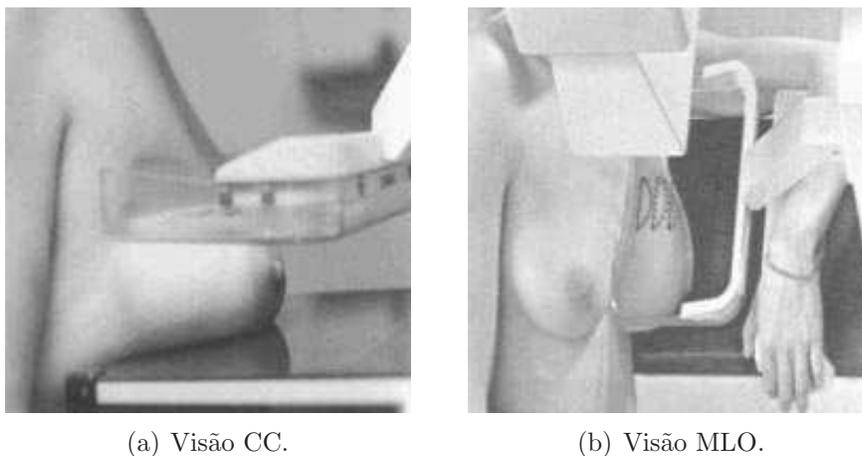


Figura 51: Exame de mamografia.  
Fonte: Kita, Highnam e Brady (1998).

O exame mamográfico executa a compressão da mama entre o cassete e a placa do equipamento de raios-X. No entanto, para cada visão a compressão é feita em uma direção. O método desenvolvido pelos autores encontra a linha na visão MLO que corresponde a um ponto na visão CC. Um dos problemas pontuados pelos autores para reconstruir a mama tridimensionalmente é obter uma forma de descomprimi-la, fato esse susceptível a diversos fatores, como por exemplo, força aplicada, experiência do radiologista e direção da compressão.

Para resolver o problema apontado, os pesquisadores efetuaram algumas simplificações conceituais sobre o formato da mama e dos parâmetros relacionado a compressão:

1. O mamilo encontra-se localizado no meio entre as placas de compressão. Assumindo que a mama possui altura  $h$ , têm-se que cada metade da mama possui altura  $h/2$ .
2. Durante a compressão há apenas compressão no eixo perpendicular ao tórax.
3. O plano paralelo às placas de compressão não se deformam durante a compressão.
4. O tecido da mama estica e encolhe uniformemente.

A Figura 52 representa as simplificações proposta pelos autores aplicadas à mama.

O método de reconstrução desenvolvido necessita de alguns parâmetros de entrada, como por exemplo: coordenadas do mamilo e os contornos da mama em ambas as visões. Essas coordenadas devem ser obtidas a partir da mama descomprimida através das simplificações mencionadas anteriormente. Com base nessas informações, o algoritmo seleciona um ponto de interesse na visão CC e, a partir dele, encontra a curva correspondente na visão MLO (Figura 53).

Os autores validaram o algoritmo desenvolvido através de uma análise com especialistas da área, onde estes, a partir de um ponto dado na visão CC, informavam aproximadamente onde a curva se situaria na visão MLO (Figura 54). Comparando-se a predição do profissional (linha tracejada) com a do método desenvolvido (linhas curva branca e cinza<sup>3</sup>), os autores perceberam que a precisão entre ambas ficou na casa de alguns milímetros.

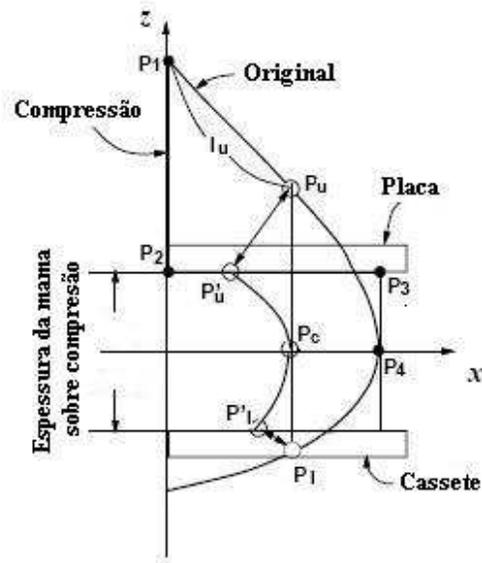
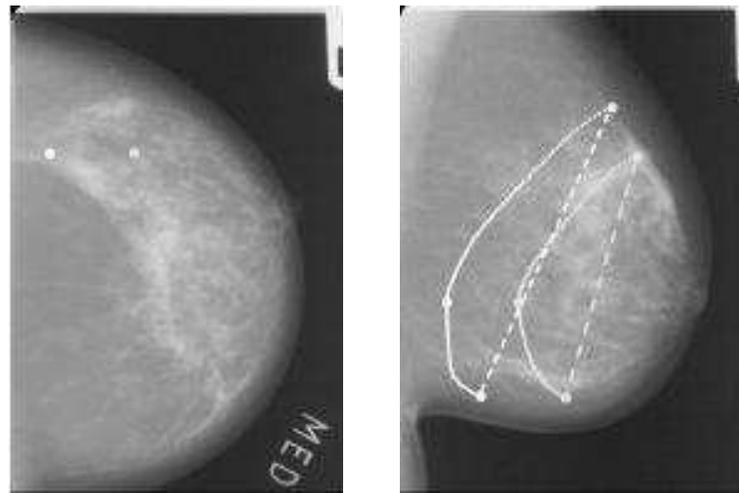


Figura 52: Esquema da compressão da mama.  
Fonte: Kita, Highnam e Brady (1998).



(a) CC.

(b) MLO.

Figura 53: Resultado da aplicação do algoritmo de Kita, Highnam e Brady (1998).  
Fonte: Kita, Highnam e Brady (1998).

<sup>3</sup>A linha branca representa o resultado considerando a compressão da mama, já a curva cinza representa o contorno MLO sem levar em consideração a compressão da mama.

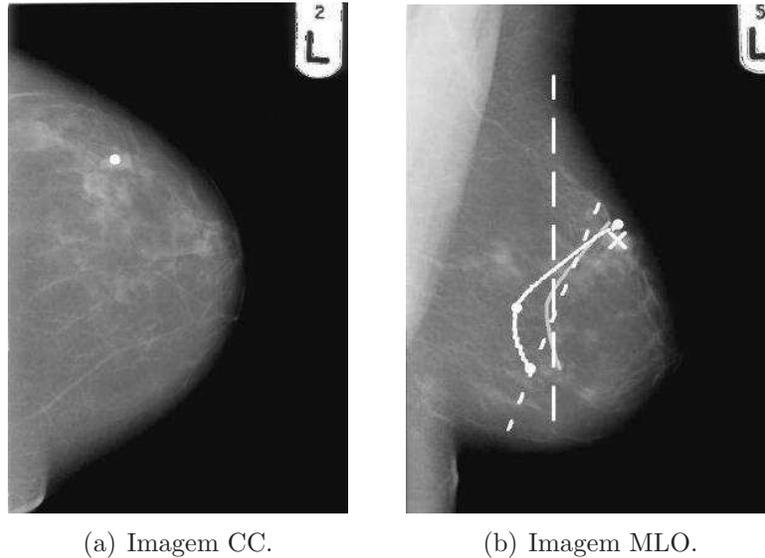


Figura 54: Predição dos especialistas representados pelas linhas tracejadas e o resultado do método desenvolvido por Kita, Highnam e Brady (1998), representado pelas curvas branca e cinza.

Fonte: Kita, Highnam e Brady (1998).

## 4.5 Considerações Finais

A reconstrução 3D, como demonstrado através dos trabalhos citados, vem sendo aplicada em diversos campos da área médica. Dentre os trabalhos citados, o que mais contribuiu para o desenvolvimento do presente projeto foi o trabalho desenvolvido por Kita, Highnam e Brady (1998), do qual serão utilizadas as simplificações propostas pelos autores para auxiliar no alinhamento entre as visões e na descompressão da mama.

O próximo capítulo apresenta a metodologia do presente trabalho, apresentando os detalhes sobre como o projeto foi desenvolvido.

## 5 *Implementação do Sistema*

A partir da revisão bibliográfica apresentada, é possível perceber que um dos campos de conhecimento mais beneficiados com a RV é a área de saúde e, em especial, a Medicina. A junção da Computação à Medicina proporciona maior agilidade e confiabilidade aos exames médicos, o planejamento mais eficiente de procedimentos médicos e atos cirúrgicos, além de viabilizar o treinamento de estudantes de medicina através de sistemas computacionais baseados nas tecnologias da RV (SZEKELY et al., 1999).

Ferramentas que simulam procedimentos médicos podem ser construídas com a finalidade de treinar profissionais para a execução de ações que requerem precisão e eficácia, diminuindo o custo de treinamento em médio prazo (NETTO; MACHADO; OLIVEIRA, 2002).

Como já mencionado anteriormente, Lima et al. (2004a, 2004b) desenvolveram um protótipo de ferramenta para auxiliar no treinamento de PAAF. A partir desse trabalho foi percebida a necessidade de gerar estudos de casos através da utilização de imagens obtidas por mamografia, a fim de que os procedimentos simulados pudessem reproduzir características mais próximas da realidade. Assim, o presente projeto visa à construção de um sistema para gerar casos de estudo a partir da extração de aspectos de imagens mamográficas reais. Para atingir a finalidade proposta, foram utilizadas técnicas de PI para extrair informações das imagens e utilizá-las para modelar dinamicamente estruturas de interesse em AVs.

### 5.1 **Considerações sobre a Tecnologia Escolhida**

Em relação a *hardware*, foram utilizados microcomputadores pessoais durante o desenvolvimento, empregando equipamentos convencionais (mouse e teclado) para a interação do usuário com o AV. Apesar da intenção de incluir equipamentos não convencionais em médio prazo, o módulo desenvolvido neste projeto não exige a utilização de tais dispositivos.

A escolha da tecnologia de *software* considerou alguns requisitos previamente estabelecidos de performance, custo e possibilidade de reutilização de código, além, obviamente, de prover facilidades para implementação de AVs.

Assim, a partir de testes já realizados pela equipe em relação a algumas características que deviam figurar no projeto, tais como composição de cena e facilidades de interação, foi escolhido o ambiente Java (JAVA, 2006) para implementação, utilizando-se *Applications Programming Interface* (APIs).

### 5.1.1 Java

*Java* é uma linguagem de programação orientada a objeto desenvolvida na década de 90 pelo programador James Gosling, na empresa *Sun Microsystems* (SUNMICROSYSTEMS, 2007). Diferentemente das linguagens convencionais, que são compiladas para código nativo, a linguagem *Java* é compilada para um *bytecode* que é executado por uma máquina virtual.

A linguagem *Java* foi projetada tendo em vista os seguintes objetivos: orientação a objeto, portabilidade, recursos de rede e segurança. Destaca-se como vantagens da linguagem: sintaxe similar a Linguagem *C/C++*, facilidades de internacionalização, simplicidade na especificação, tanto da linguagem como do ambiente de execução, distribuída com um vasto conjunto de bibliotecas (APIs), facilidades para criação de programas distribuídos e multitarefa (múltiplas linhas de execução num mesmo programa), desalocação de memória automática por um processo coletor de lixo (*garbage collector*) e carga dinâmica de código (DEITEL; DEITEL, 2001).

### 5.1.2 Ambientes de Desenvolvimento Integrado

É possível desenvolver aplicações em *Java* através de um Ambiente de Desenvolvimento Integrado (IDE). Um IDE é um programa de computador que reúne características e ferramentas de apoio ao desenvolvimento de *software* com o objetivo de agilizar este processo. Dentre as opções disponíveis no mercado para auxiliar no desenvolvimento de projetos em *Java*, pode-se destacar: *Eclipse* (ECLIPSE, 2007), um projeto aberto iniciado pela *IBM*; *NetBeans* (NETBEANS, 2007), um ambiente criado pela empresa *Sun Microsystems*; *JBuilder* (JBUILDER, 2007), um ambiente desenvolvido pela empresa *Borland*; e *JDeveloper* (JDEVELOPER, 2007), um IDE desenvolvida pela empresa *Oracle*.

No escopo deste projeto optou-se pelo IDE *NetBeans*. É um ambiente de desenvol-

vimento integrado gratuito e de código aberto para desenvolvedores de *software*. Pode ser executado em muitas plataformas, como *Windows*, *Linux*, *Solaris* e *MacOS*. Apresenta fácil instalação e uso, além de oferecer aos desenvolvedores todas as ferramentas necessárias para criar aplicativos profissionais de *desktop*, *empresariais*, *web* e móveis multiplataformas (NETBEANS, 2007). A Figura 55 apresenta um exemplo de execução do *NetBeans*.

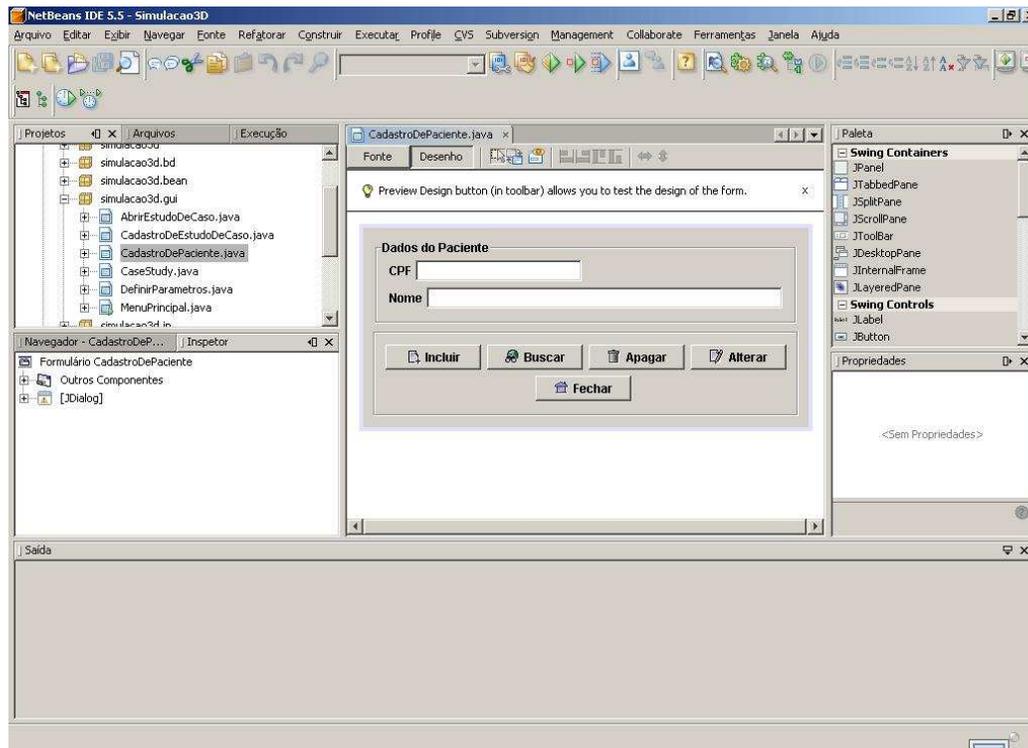


Figura 55: Exemplo de execução do IDE *NetBeans*.

### 5.1.3 Java Advanced Imaging

Por ser gratuita, a linguagem *Java* permite o desenvolvimento de ferramentas com baixo custo. Utilizando o paradigma de orientação a objetos, as APIs proporcionam desenvolvimento com menor esforço de programação.

Durante o desenvolvimento do presente projeto, em muitos momentos seria necessária a implementação de diversas técnicas de PI. No entanto, a linguagem *Java* disponibiliza uma *Application Programming Interface* (API) para manipulação de imagens 2Ds, a *Java Advanced Imaging* (JAI) (JAI, 2006).

O pacote JAI permite o processamento de imagens de uma forma sofisticada e com alta performance, além de ser um conjunto de classes que provê funcionalidades para o

trabalho com imagens. Esta API é extensível, permitindo que novas operações sejam adicionadas de forma a se tornarem parte nativa da JAI. Ainda oferece vantagens como independência de plataforma, orientação a objetos, flexibilidade e facilidade de extensão e eficácia (JAI, 2006).

### 5.1.4 Java3D

A linguagem *Java* também disponibiliza uma API para a criação e manipulação de AVs, a *Java3D* (J3D) (JAVA3D, 2006).

A API J3D consiste em uma hierarquia de classes *Java* que serve como interface para o desenvolvimento de sistemas gráficos 3Ds. Possui construtores de alto nível que permitem a criação e manipulação de objetos geométricos, especificados em um universo virtual. Também possibilita a criação de universos virtuais com uma grande flexibilidade, nos quais as cenas são representadas por meio de grafos, e os detalhes de sua visualização são gerenciados automaticamente.

Assim, o desenvolvimento de um programa J3D se resume na criação de objetos e no seu posicionamento em um grafo de cena, que os combina em uma estrutura de árvore (Figura 56), podendo, assim, serem tratados tanto individualmente quanto em grupo (BICHO et al., 2002).

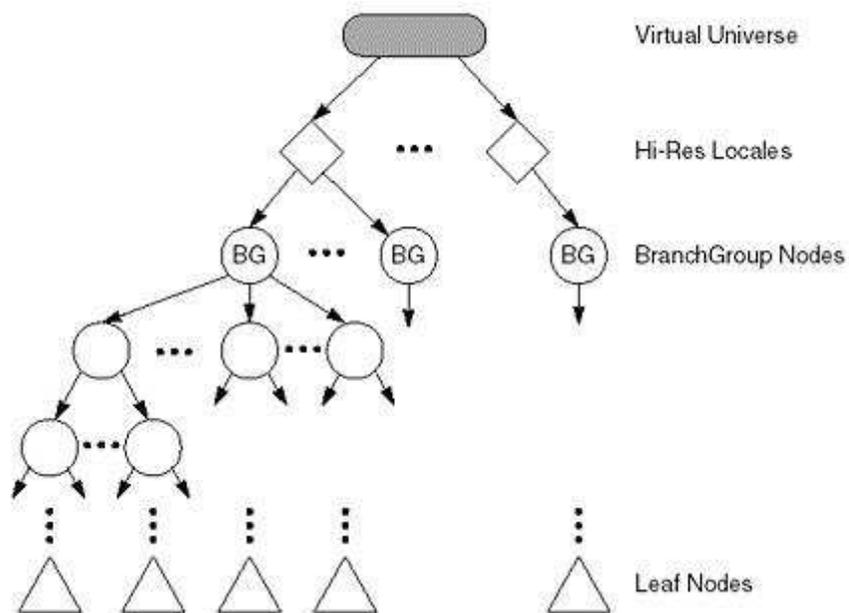


Figura 56: Estrutura Hierárquica do Grafo de Cena.  
Fonte: JAVA3D (2006).

Desta maneira, um grafo de cena é uma estrutura de dados que descreve uma cena 3D na forma de nós. Os nós guardam todas as propriedades dos objetos presentes numa cena, como geometria, cor, transparência e textura. As ligações guardam as relações entre os nós (JAVA3D, 2006).

Alguns motivos podem levar ao uso de J3D como: alto nível de abstração, importação direta de modelos criados com outras ferramentas para a sua representação interna, definição de som 3D, facilidade para utilização de dispositivos de RV, além da gratuidade e portabilidade da linguagem Java (JAVA3D, 2006).

### 5.1.5 Object File

O formato *Object File*, popularmente chamado de formato *obj*, é um padrão criado para o armazenamento de estruturas poligonais 3Ds. No entanto, as classes *loaders* da API J3D, responsáveis pela importação de arquivos neste formato para o AV criado em J3D, suportam apenas um subconjunto das operações permitidas pelo padrão. Por esse motivo, foi necessário um estudo aprofundado do padrão para verificar se o subconjunto citado seria suficiente para o armazenamento e recuperação de coordenadas de objetos sintéticos 3Ds.

Dentre as operações existentes no padrão foram utilizados apenas os comandos *v* e *f*, que representam, respectivamente, os vértices do modelo sintético 3D e a forma de ligação desses vértices para formar as faces do modelo 3D.

O comando *v* recebe como entrada três parâmetros que, representam a coordenada 3D  $(x, y, z)$  do vértice. A cada vez que a instrução *v* é utilizada, é criado um novo vértice e atribuído um índice a esse vértice, a fim de facilitar sua referência posterior na construção das faces. Essa indexação é gerada automaticamente e começa a partir do índice 1, ou seja, a primeira vez que a instrução *v* é utilizada será representada pelo índice 1, a segunda instrução *v* pelo índice 2 e assim sucessivamente até a *n*-ésima instrução *v*. Um exemplo de trecho de código onde a instrução *v* é utilizada é visualizado na Figura 57, no qual foram gerados um total de 5 vértices.

O comando *f* recebe como entrada *n* parâmetros que representam as ligações dos índices dos vértices gerados pelo comando *v*, onde *n* é o total de vértices que a face possui (3 para faces triangulares, 4 para faces com o formato quadrado, 5 para faces no formato de pentaedro, e assim sucessivamente). Na Figura 58 é mostrado um trecho de código utilizando o comando *f* que gera 5 faces quadradas. No entanto, durante a importação

para o AV do J3D é feita a triangulação dessas faces automaticamente. Essa abordagem tem como vantagem o armazenamento de uma quantidade menor de vértices e faces nos arquivos *obj*. Para armazenar uma face quadrada é necessária a utilização do comando *f* apenas uma vez fornecendo quatro índices que representam a face como parâmetro. Já no caso das faces triangulares, seria necessário utilizar o comando *f* duas vezes, passando como parâmetro três índices para cada face.

```
#v x y z
v 0.013448339674921435 0.01140158044483432 0.01117225435110524
v 0.01536953105705307 0.01140158044483432 0.04848758388379674
v 0.03362084918730359 0.01140158044483432 0.08580291341648824
v 0.06051752853714646 0.01140158044483432 0.12311824294917975
v 0.08549301650485769 0.01140158044483432 0.16043357248187123
```

Figura 57: Trecho de código ilustrando o uso da instrução *v*.

```
#f v1 v2 v3 v4
f 1 31 32 2
f 2 32 33 3
f 3 33 34 4
f 4 34 35 5
f 5 35 36 6
```

Figura 58: Trecho de código ilustrando o uso da instrução *f*.

### 5.1.6 Comparativo entre as Linguagens Java, VRML e C

Existem outras linguagens e bibliotecas que possibilitam a construção de AVs, por exemplo *C* com *WorldToolkit* (SENSE8, 2007) e *VRML*.

Comparando-se a tecnologia *Java* com a linguagem *VRML*, pontua-se como desvantagem da *VRML*, o fato desta linguagem não oferecer suporte para dispositivos não convencionais (luvas, capacetes, entre outros) nos AVs gerados. Apesar de o AV atual não exigir dispositivos não convencionais, pretende-se futuramente a inserção de tais dispositivos nos projetos desenvolvidos e em desenvolvimento pelo Laboratório de Aplicações de Informática em Saúde (LApIS) do UNIVEM.

Já comparando-se *Java* com *C*, nota-se que a linguagem *C* apresenta um desempenho melhor do que a linguagem *Java*. Esse ganho na performance ocorre devido ao compilador da linguagem *C* produzir código objeto nativo. Já o compilador da linguagem *Java* produz código objeto independente de plataforma, o que dá uma vantagem para a linguagem *Java* no quesito de portabilidade. Segundo Deitel e Deitel (2001), *Java* foi projetada para ser pequena, simples e portátil a todas as plataformas e Sistemas Operacionais (SOs), tanto

no que se refere ao código-fonte quanto ao código binários. Essa portabilidade é obtida pelo fato de a linguagem ser interpretada, ou seja, o compilador gera um código independente de máquina chamado *bytecode*.

Além disso, *Java* possui APIs que facilitam o acesso a Bancos de Dados (BDs). Segundo Pedron e Gremelmeier (2006), o maior incremento à programação *Java*, é a possibilidade de acesso a BDs relacionais, juntamente com sua independência de plataforma.

Outra vantagem da linguagem *Java* em relação à linguagem *C*, é que possui APIs gratuitas de alto nível para o desenvolvimento de AVs, a *J3D*. A linguagem *C* também possui bibliotecas de alto nível para o desenvolvimento de AVs, como por exemplo a *WorldToolkit*. No entanto, em geral são bibliotecas proprietárias, sendo necessária a aquisição de licenças. A linguagem *C* também possui bibliotecas gratuitas, no entanto, são todas de baixo nível, como, por exemplo, a *OpenGL* (OPENGL, 2007).

### 5.1.7 Javadoc

*Javadoc* é um sistema de documentação criado pela *Sun Microsystems* para documentar a API dos programas em *Java* a partir do código-fonte. É constituído, basicamente, por algumas marcações muito simples inseridas nos comentários do programa (JAVADOC, 2007).

Algumas marcações que o *Javadoc* disponibiliza são:

- **@author:** indica os autores do código da classe, ou de um determinado método;
- **@param:** indica o nome dos argumentos de um método ou construtor e o respectivo significado;
- **@return:** define o significado daquilo que é devolvido;
- **@throws:** explica a ocorrência de exceções;
- **@see:** cria ligações entre os documentos *Hyper Text Markup Language* (HTML) produzidos pelo *Javadoc*;
- **@since:** disponibiliza a versão a partir da qual passou a estar disponível.

Com o *Javadoc* a documentação não precisa ser mantida em arquivos independentes dos arquivos do código, o que, normalmente, acarreta dificuldades de sincronização entre as versões do código e as versões da documentação. Assim, cada vez que alguma parte do

código é modificada, basta atualizar os comentários correspondentes, que a ferramenta se responsabiliza por gerar a nova documentação (JAVADOC, 2007).

Além disso, uma vez que a documentação é produzida em formato HTML, a navegação nas páginas do manual é facilitada, bem como a sua eventual disponibilização na *Internet*.

### 5.1.8 Unified Modeling Language

A *Unified Modeling Language* (UML) é uma linguagem para especificação, documentação, visualização e desenvolvimento de sistemas orientados a objetos. Sintetiza os principais métodos existentes, sendo considerada uma das linguagens mais expressivas para modelagem de sistemas orientados a objetos. Por meio de seus diagramas é possível representar sistemas de *softwares* sob diversas perspectivas de visualização. Facilita a comunicação de todas as pessoas envolvidas no processo de desenvolvimento de um sistema - gerentes, coordenadores, analistas, desenvolvedores - por apresentar um vocabulário de fácil entendimento (SOUSA et al., 2006).

A UML tem origem na compilação das melhores práticas de engenharia que provaram ter sucesso na modelagem de sistemas grandes e complexos fundindo-os numa única linguagem de modelagem comum e largamente utilizada (ARAÚJO et al., 2002).

A UML é composta por muitos elementos de modelo que representam as diferentes partes de um sistema de *software*. Os elementos UML são usados para criar diagramas, que representam uma determinada parte, ou um ponto-de-vista do sistema (FRANCE, 2002).

Os diagramas propostos na UML são:

- **Diagrama de Caso de Uso:** mostra atores (pessoas ou outros usuários do sistema), casos de uso (os cenários onde eles usam o sistema), e seus relacionamentos;
- **Diagrama de Classe:** mostra classes e os relacionamentos entre elas;
- **Diagrama de Seqüência:** mostra objetos e uma seqüência das chamadas do método feitas para outros objetos;
- **Diagrama de Colaboração:** mostra objetos e seus relacionamentos, colocando ênfase nos objetos que participam na troca de mensagens;
- **Diagrama de Estado:** mostra estados, mudanças de estado e eventos num objeto ou uma parte do sistema;

- **Diagrama de Atividade:** mostra atividades e as mudanças de uma atividade para outra com os eventos ocorridos em alguma parte do sistema;
- **Diagrama de Componentes:** mostra os componentes de programação de alto nível (como *KParts* ou *Java Beans*);
- **Diagrama de Distribuição:** mostra as instâncias dos componentes e seus relacionamentos.

### 5.1.9 PostgreSQL

O *PostgreSQL* é um Sistema Gerenciador de Banco de Dados (SGBD) relacional e orientado a objetos. Oferece mecanismos eficientes de segurança e integridade de dados, além de suportar quase todas construções da *Structured Query Language* (SQL). É um *software* de livre distribuição e, em termos de recursos, pode ser comparado aos melhores Sistemas Gerenciadores de Banco de Dados (SGBDs) comerciais existentes. (POSTGRESQL, 2007).

A implementação do *PostgreSQL* é feito por um grupo de desenvolvedores, em sua maioria voluntários, espalhados por todo o mundo e que se comunicam via *Internet*. Logo, trata-se, de um projeto direcionado pela comunidade de desenvolvedores e de usuários, a qual qualquer pessoa pode se juntar, bastando se inscrever em listas de discussão e delas participar (POSTGRESQL, 2007).

*PostgreSQL* tem muitas características presentes em muitos SGBDs comerciais como transações, subconsultas, gatilhos, visões, integridade referencial de chave estrangeira e bloqueio (*lock*) sofisticado. Além disso, possui algumas funcionalidades que outros SGBDs comerciais não possuem, como tipos definidos pelo usuário, herança, regras e controle de concorrência de múltiplas versões para reduzir bloqueios (*locks*) (MAYER et al., 2004).

Qualquer plataforma moderna compatível com Unix é capaz de executar o *PostgreSQL*. O *PostgreSQL* também executa nativamente nos SOs *Microsoft Windows* baseados no *NT* tais como *Win200 SP4*, *WinXP* e *Win2003*. Versões do *Windows* baseadas no *MS-DOS* (*Win95*, *Win98*, *WinMe*) podem executar o *PostgreSQL* utilizando o *Cygwin* (POSTGRESQL, 2007).

O *PostgreSQL* possui uma vasta documentação, incluindo um manual extenso, páginas de manuais (*man pages*) e alguns exemplos teste. O programa cliente de linha de comando *psql* tem alguns comandos para mostrar informações sobre tipos, operadores, funções,

agregações, entre outras (MAYER et al., 2004).

## 5.2 Metodologia

A Figura 59 ilustra as partes componentes da ferramenta de simulação do exame de punção mamária com todos os seus módulos. Os elementos escuros representam a parte referente a este trabalho, enquanto as demais foram desenvolvidas em outros trabalhos ou se encontram em fase de desenvolvimento.

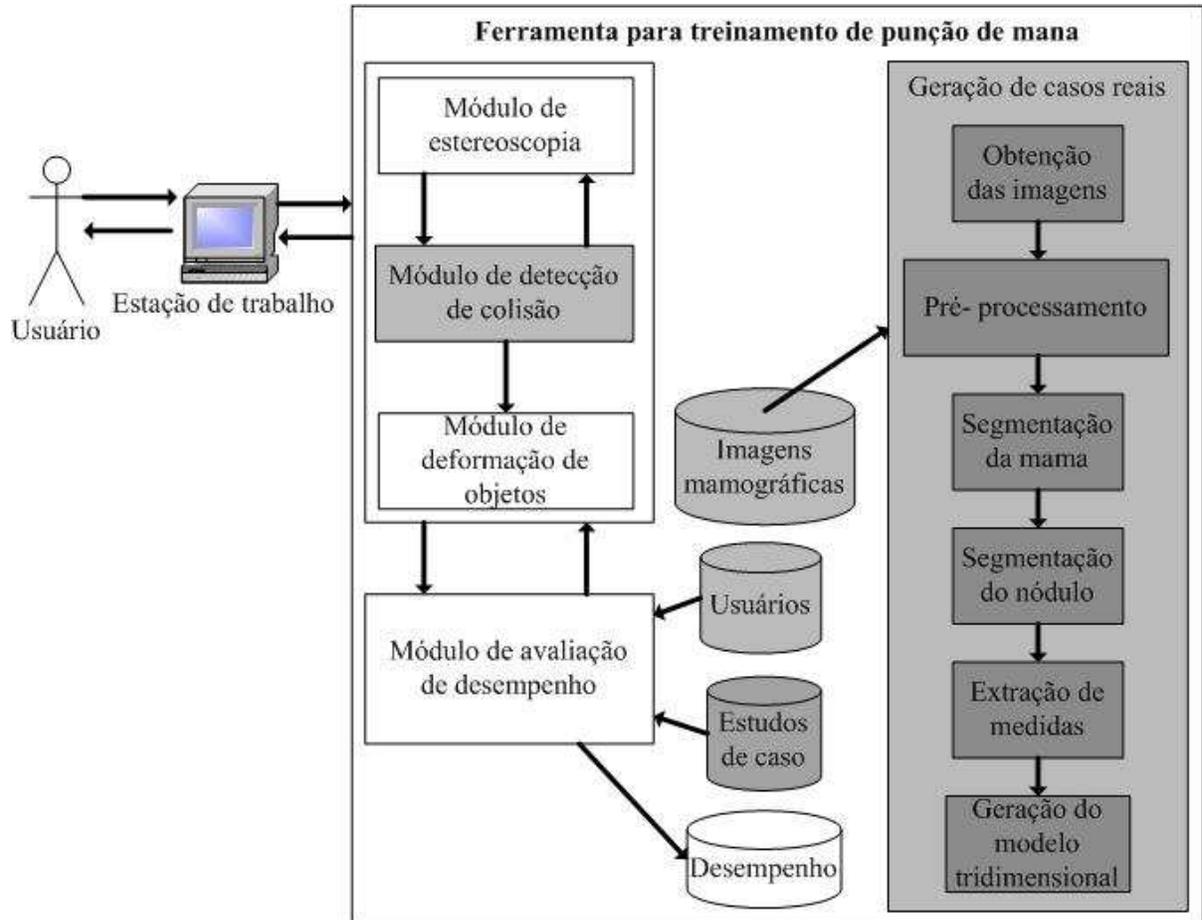


Figura 59: Diagrama da estrutura da ferramenta em construção.

Para atingir os objetivos almejados, utilizou-se o sistema desenvolvido anteriormente (LIMA et al., 2004a, 2004b), acrescentando o módulo de geração de casos.

Primeiramente foi feito o estudo do sistema desenvolvido, a fim de estabelecer como o módulo de geração de casos poderia ser inserido na ferramenta.

Depois foi realizada uma revisão na literatura sobre as estruturas que compõem a mama e o procedimento de punção mamária, a fim de conhecer os procedimentos e garantir

que os casos construídos fossem os mais realísticos possíveis.

### 5.2.1 Modelagem do Sistema

Uma vez conhecido o problema com profundidade, a implementação começou com a modelagem do sistema utilizando a UML. Dentre os diagramas disponíveis na UML, utilizou-se o diagrama de classes para a especificação do sistema.

Durante o desenvolvimento, diversas classes em *Java* foram implementadas. Para permitir uma melhor organização e facilitar o reaproveitamento das classes desenvolvidas em projetos futuros, optou-se por organizar tais classes em pacotes, estruturas que permitem agrupar classes relacionadas. Esse agrupamento pode ser visualizado na Figura 60, onde é mostrado o diagrama de classes da estrutura geral do sistema. A estrutura geral é formada pela classe *Main*, a partir da qual se dá o início da execução do sistema e pelos pacotes *bd*, *bean*, *gui*, *simulation* e *util*, detalhados a seguir.

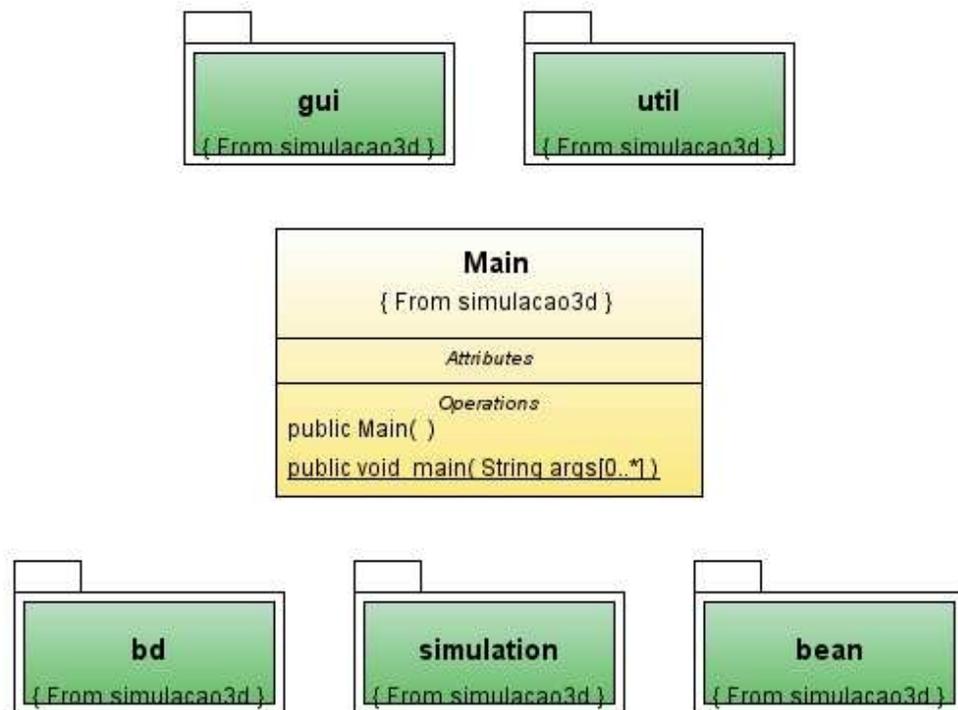


Figura 60: Diagrama de classes do sistema desenvolvido.

O pacote *bd* contém as classes relacionadas à manutenção do BD, cujo diagrama de classes é apresentado na Figura 61. A classe *BancoDeDados* possui os métodos para conectar e desconectar do BD e a classe *PacienteBD* possui os métodos para inserir, remover, editar e consultar dados de pacientes.

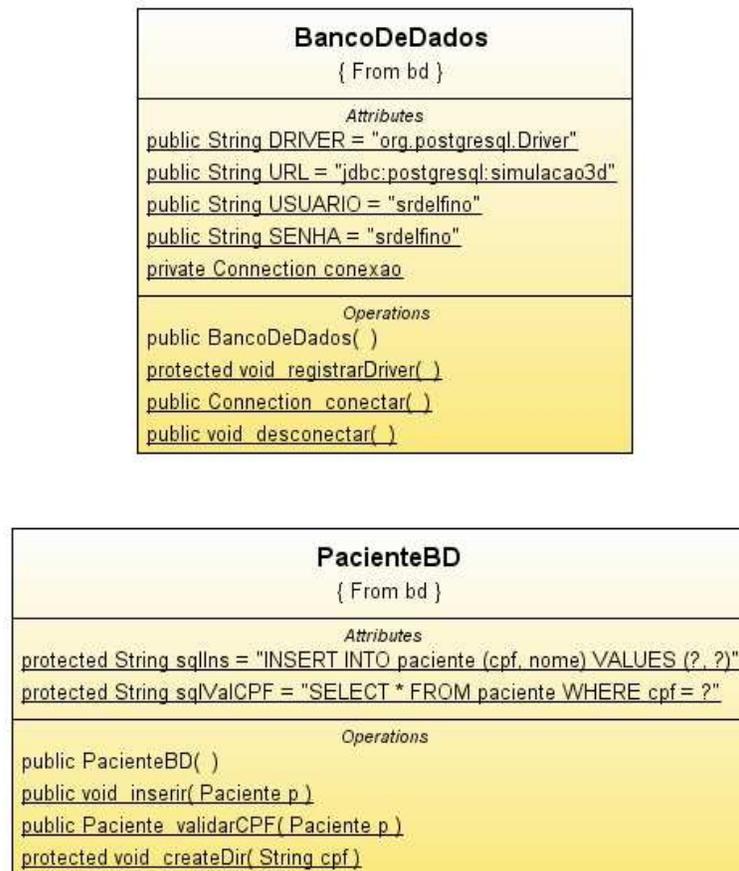
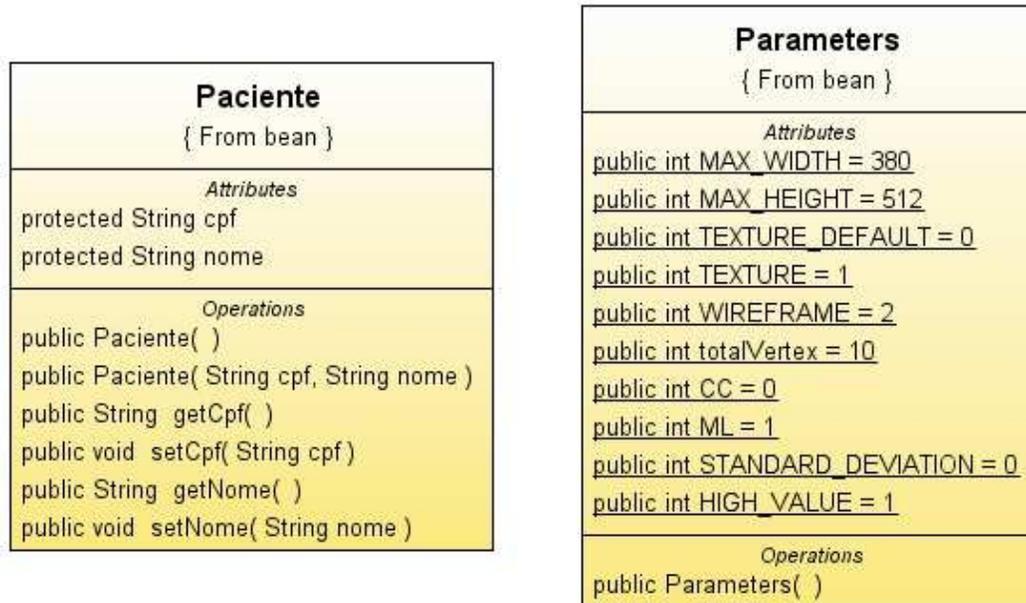
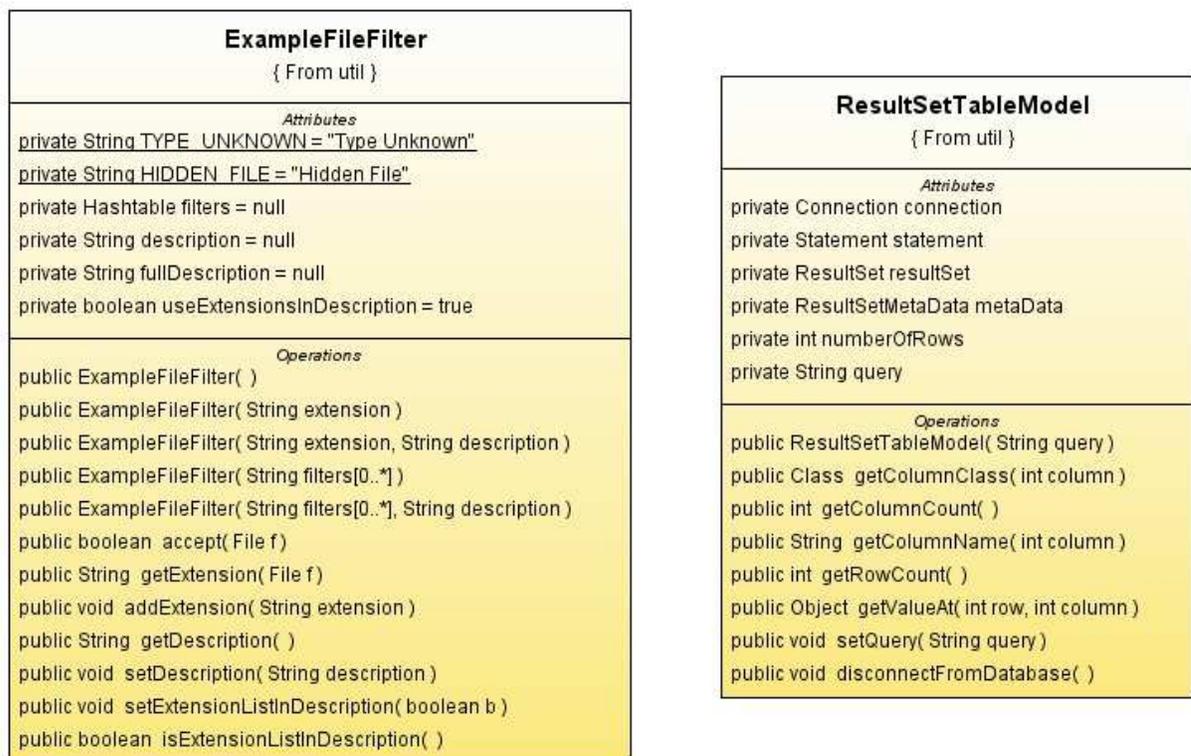


Figura 61: Diagrama de classes do pacote *bd*.

No pacote *bean* estão implementadas as classes chamadas de *beans*. Um *bean* é uma classe *Java*, que seguem algumas convenções de codificação simples. Funciona como um container para uma coleção de propriedades que se ajusta através de métodos *setters* ou lê através de métodos *getters*. A Figura 62 mostra o diagrama de classes do pacote *bean*. A classe *Paciente* armazena os dados de pacientes e a classe *Parameters*, os parâmetros de configuração do sistema desenvolvido no presente projeto.

O pacote *util* possui classes que implementam serviços de aspecto utilitário. A classe *ExampleFileFilter* é utilizada para implementar mecanismos de filtragem de arquivos considerando a extensão dos mesmos. Neste trabalho, a classe efetua filtragens de arquivos de imagens com extensão *TIF* ou *TIFF*. Já a classe *ResultSetTableModel* é utilizada para a atualização de dados armazenados em *grids* de interfaces gráficas. Essa classe é utilizada durante as operações de consulta após a filtragem, devido à necessidade de atualização dos dados visualizados. O diagrama de classes do pacote *util* pode ser visualizado na Figura 63.

Figura 62: Diagrama de classes do pacote *bean*.Figura 63: Diagrama de classes do pacote *util*.

As classes referentes à construção de interfaces gráficas e tratamento de eventos encontram-se no pacote *gui* (Figura 64). A classe *MenuPrincipal* é responsável pela interface principal do sistema. A classe *CadastroDePaciente* é utilizada para capturar dados de pacientes do usuário via uma interface gráfica. Já as classes *CadastroDeEstudoDeCaso*, *AbrirEstudoDeCaso* e *CaseStudy* possuem métodos que constroem interfaces para efetuar o cadastramento de estudos de caso e a geração do ambiente de treinamento. Por fim, a classe *DefinirParametros* possui os métodos que permitem a alteração de parâmetros do sistema desenvolvido via uma interface gráfica.



Figura 64: Diagrama de classes do pacote *gui*.

O pacote *simulation* é o principal pacote do sistema desenvolvido, pois contém as classes que permitem a geração do ambiente de treinamento. É composto pela classe *Simulation*, responsável por dar início ao processo de geração do ambiente de treinamento, e pelos pacotes *ip*, *struct* e *ve*. A Figura 65 mostra o diagrama de classes do pacote *simulation* e a Tabela 2 apresenta uma descrição dos principais métodos da classe *Simulation*.

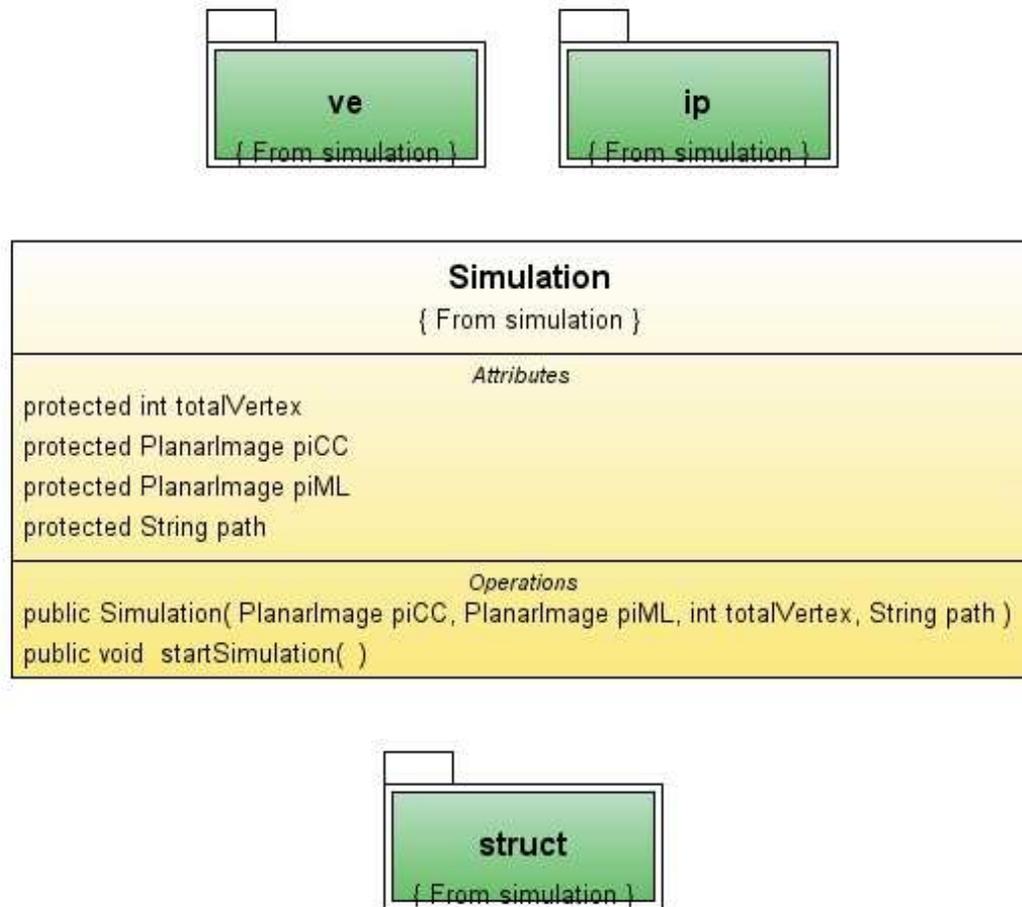


Figura 65: Diagrama de classes do pacote *simulation*.

Tabela 2: Principais métodos da classe *Simulation*.

Simulation	
Método	Descrição
startSimulation	Inicia a geração dos modelos tridimensionais

Na Figura 66 é mostrado o diagrama de classes do pacote *ip*. Nesse pacote encontra-se a classe *ImageProcessing* onde estão implementadas as técnicas de PI utilizadas para extrair características das imagens. Na Tabela 3 é mostrada uma breve descrição dos principais métodos implementados no pacote *ip*.

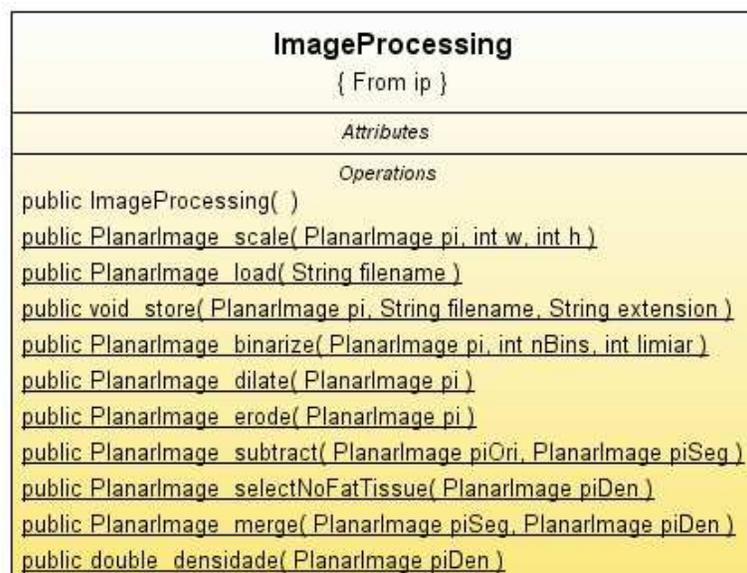


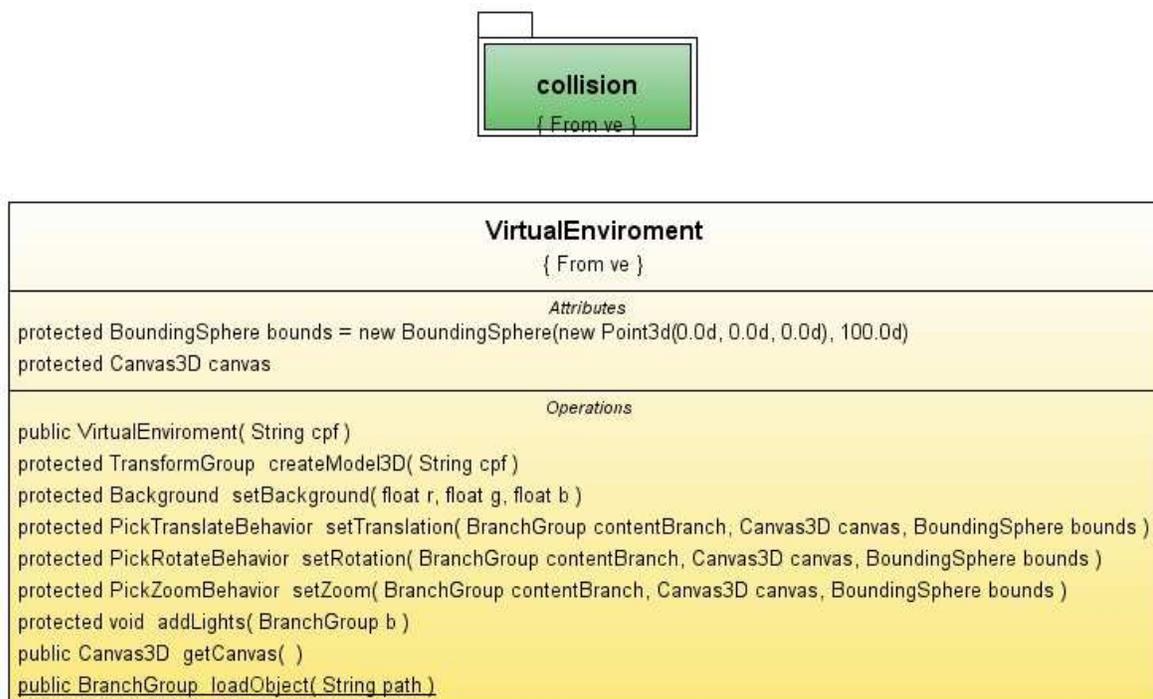
Figura 66: Diagrama de classes do pacote *ip*.

Tabela 3: Principais métodos da classe *ImageProcessing*.

<b>ImageProcessing</b>	
Método	Descrição
binarize	Efetua binarização sobre uma imagem
densidade	Descobre o percentual de gordura de mamas
dilate	Efetua a operação morfológica dilatação sobre uma imagem
erode	Efetua a operação morfológica erosão sobre uma imagem
load	Carrega uma imagem
merge	Efetua a combinação entre duas imagens
scale	Efetua escalonamento sobre uma imagem
selectNoFatTissue	Seleciona em uma imagem mamográfica o tecido denso
store	Armazena uma imagem
subtract	Efetua a subtração entre duas imagens

A Figura 67 apresenta o diagrama de classes do pacote *ve*, composto pela classe *VirtualEnvironment* e pelo pacote *collision*. A classe *VirtualEnvironment* é responsável pela geração do AV onde é realizado o treinamento do procedimento de PAAF. Uma breve descrição dos principais métodos da classe *VirtualEnvironment* é apresentada na Tabela 4.

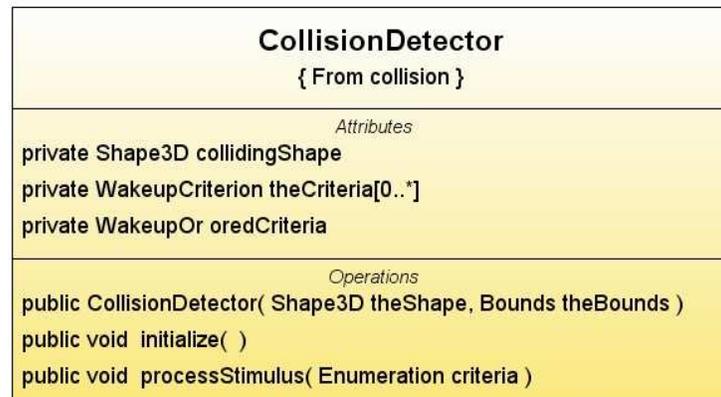
O pacote *collision* contém a classe responsável pela detecção de colisão entre os objetos do AV, a *CollisionDetector*. Na Figura 68 pode ser visualizado o diagrama de classes do pacote *collision* e na Tabela 5 uma descrição dos principais métodos da classe *CollisionDetector*.

Figura 67: Diagrama de classes do pacote *ve*.Tabela 4: Principais métodos da classe *VirtualEnviroment*.

VirtualEnviroment	
Método	Descrição
addLights	Adiciona luzes ao mundo virtual
createModel3D	Efetua o alinhamento entre a mama e o nódulo simulados
getCanvas	Retorna o canvas onde o ambiente virtual está sendo projetado
setBackground	Constrói o plano de fundo do ambiente virtual
setRotation	Habilita a rotação no mundo virtual
setTranslation	Habilita a translação no mundo virtual
setZoom	Habilita a aproximação no mundo virtual

No pacote *struct* estão as classes responsáveis pela geração dos objetos 3Ds do AV (mama, nódulo e seringa). O pacote é composto pelas classes *Breast*, responsável pela geração da mama 3D simulada, *Masse*, responsável pela geração do nódulo 3D simulado, e *Seringa*, responsável pela modelagem da seringa 3D. A Figura 69 mostra o diagrama de classes do pacote *struct* e as Tabelas 6, 7 e 8 apresentam uma descrição dos principais métodos das classes *Breast*, *Masse* e *Seringa* respectivamente.

Para uma descrição mais detalhada sobre os atributos, métodos, visibilidade dos atributos das classes dos pacotes que compõem o sistema desenvolvido pode ser encontrado na documentação oficial do sistema (DELFINO, 2007).

Figura 68: Diagrama de classes do pacote *collision*.Tabela 5: Principais métodos da classe *CollisionDetector*.

<b>CollisionDetector</b>	
Método	Descrição
initialize	Configura o evento inicial e a condição inicial das variáveis
processStimulus	Método responsável por responder ao evento (estímulo)

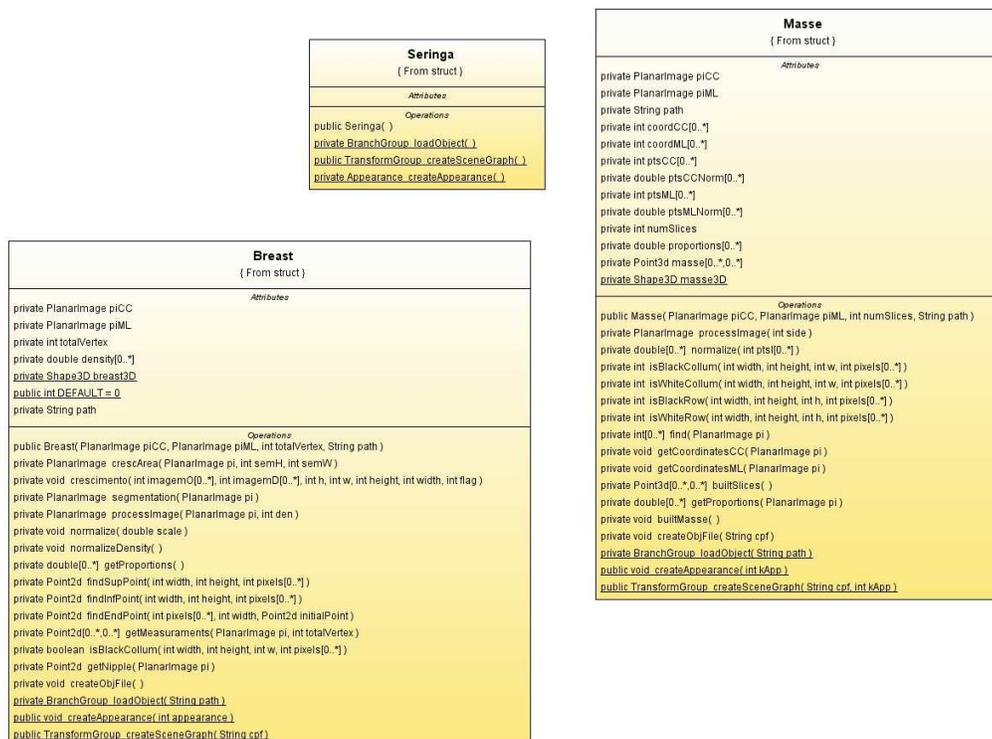
Figura 69: Diagrama de classes do pacote *struct*.

Tabela 6: Principais métodos da classe *Breast*.

<b>Breast</b>	
<b>Método</b>	<b>Descrição</b>
createAppearance	Altera a aparência da mama modelada
createObjFile	Cria um arquivo no formato <i>obj</i> referente à mama tridimensional
createSceneGraph	Contrói o nó que conterà a mama modelada
crescArea	Invoca o algoritmo de crescimento de região recursivamente
crescimento	Implementação do algoritmo de crescimento de região
findEndPoint	Encontra o final de um segmento de reta dado um ponto inicial
findInfPoint	Encontra o limite vertical inferior em imagens mamográficas
findSupPoint	Encontra o limite vertical superior em imagens mamográficas
getMeasurements	Extrai as medidas da mama em qualquer visão (CC ou ML)
getNipple	Localiza o mamilo em imagens mamográficas
isBlackCollum	Verifica se uma coluna é formada apenas por pixels zero (preto)
normalize	Normaliza as coordenadas da mama para o tamanho do container
normalizeDensity	Normaliza as coordenadas da mama para os valores entre 0 e 1
processImage	Invoca as técnicas de processamento de imagens em seqüência
segmentation	Efetua a segmentação de mamas em imagens mamográficas

Tabela 7: Principais métodos da classe *Masse*.

<b>Masse</b>	
<b>Método</b>	<b>Descrição</b>
builtMasse	Constrói o nódulo a ser simulado
builtSlices	Constrói as fatias do nódulo a ser simulado
createAppearance	Altera a aparência do nódulo modelado
createObjFile	Cria um arquivo <i>obj</i> e preenche com as informações do nódulo
createSceneGraph	Contrói o nó que conterà o nódulo modelado
find	Segmenta o nódulo na imagem
getCoordinatesCC	Captura as coordenadas do nódulo na visão CC
getCoordinatesML	Captura as coordenadas do nódulo na visão ML
getProportions	Calcula as proporções entre as fatias do nódulo gerado
isBlackCollum	Verifica se uma coluna é formada somente por pixels pretos
isBlackRow	Verifica se uma linha é formada somente por pixels pretos
isWhiteCollum	Verifica se uma coluna é formada somente por pixels brancos
isWhiteRow	Verifica se uma linha é formada somente por pixels brancos
normalize	Normaliza os valores dos pixels de uma imagem para valores entre 0 e 1
processImage	Invoca as várias técnicas de processamento de imagens em seqüência

Tabela 8: Principais métodos da classe *Seringa*.

<b>Seringa</b>	
<b>Método</b>	<b>Descrição</b>
createAppearance	Define a aparência da seringa
createSceneGraph	Constrói o nó que conterà o nódulo modelado

## 5.2.2 Geração da Mama Sintética Tridimensional

A implementação começou com a investigação de técnicas de PI que poderiam ser aplicadas para extrair características da área que representa a mama nas imagens mamográficas 2Ds (altura, largura, localização do mamilo, entre outras). A Figura 70 ilustra as etapas executadas para a extração de medidas da mama.

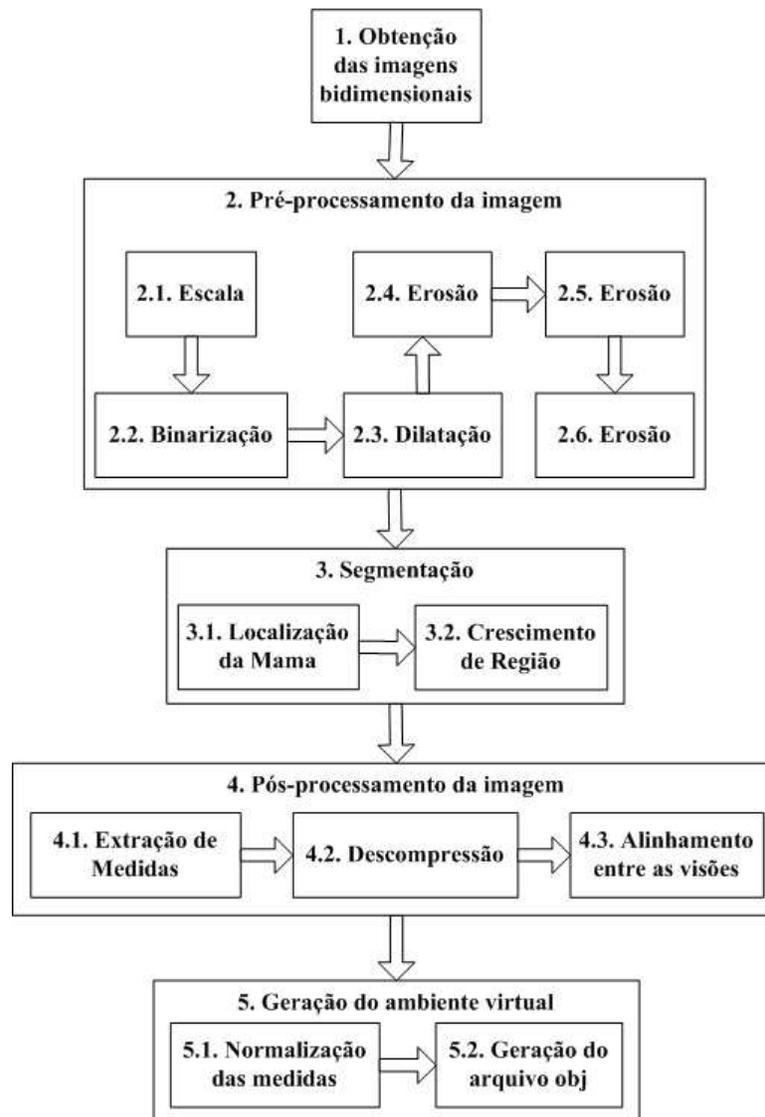


Figura 70: Etapas para a geração da mama sintética 3D.

O primeiro módulo (Obtenção das visões bidimensionais) é responsável por obter as imagens 2Ds (MLO e CC) e fornecê-las para o módulo subsequente. As imagens mamográficas foram obtidas a partir de uma base de dados multimídia de um projeto anteriormente desenvolvido por Nunes, Schiabel e Goes (2004). A Figura 71 apresenta um exemplo de imagem mamográfica que faz parte da base de imagens relatada.

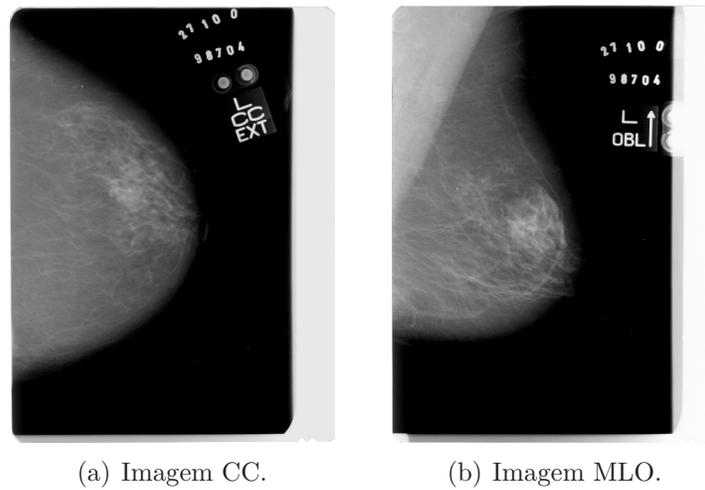


Figura 71: Imagem mamográfica com resolução de 2048x2758 *pixels*.

Uma vez obtidas as visões, estas são submetidas ao segundo módulo (pré-processamento) que prepara a imagem para extração de características. Neste módulo, a redução de escala consiste em efetuar uma operação para reduzir a resolução das imagens. Apesar da perda de detalhes da imagem, essa redução é necessária porque a API JAI foi desenvolvida para se trabalhar com imagens com resolução máxima de 512x512 *pixels*. Imagens acima dessa resolução geram problemas relacionados a desempenho e gerenciamento de memória (JAI, 2006). Na análise de resultados percebeu-se, entretanto, que a redução de escala não prejudica a extração de medidas. A Figura 72 apresenta um exemplo de imagem mamográfica após esta operação.

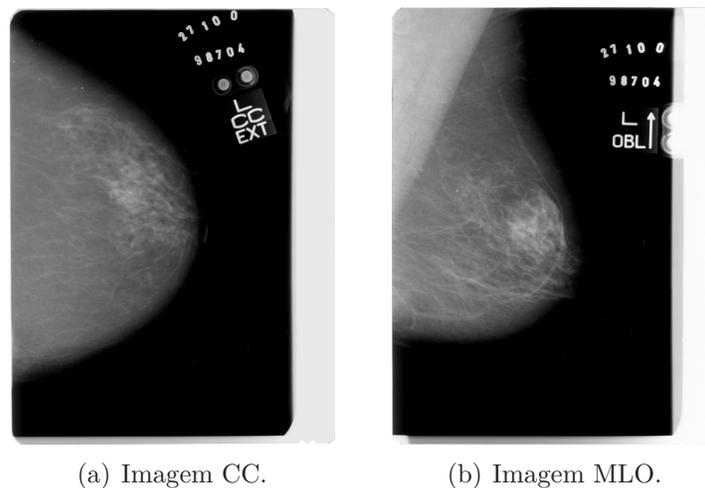


Figura 72: Imagens mamográficas com resolução de 380x512 *pixels*.

Após a operação de escala é realizada a binarização da imagem a partir da média e desvio-padrão do histograma. Na binarização, a imagem é transformada para que a área correspondente à mama fique destacada do fundo da imagem (Figura 73).

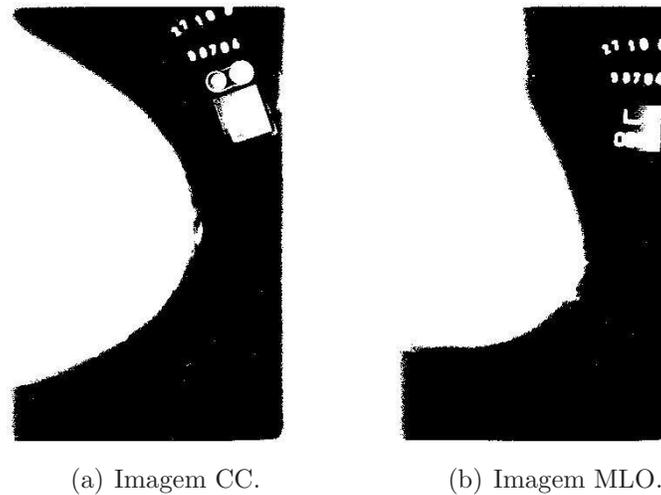


Figura 73: Imagens mamográficas binarizadas.

Após a binarização, é aplicada uma dilatação morfológica para preservar o formato da mama (Figura 74) e, em seguida, são realizadas três sucessivas erosões morfológicas para isolar a região da mama (Figuras 75, 76 e 77). Durante a aplicação dos operadores morfológicos é utilizado um elemento morfológico estruturante circular com diâmetro de 80 *pixels*.

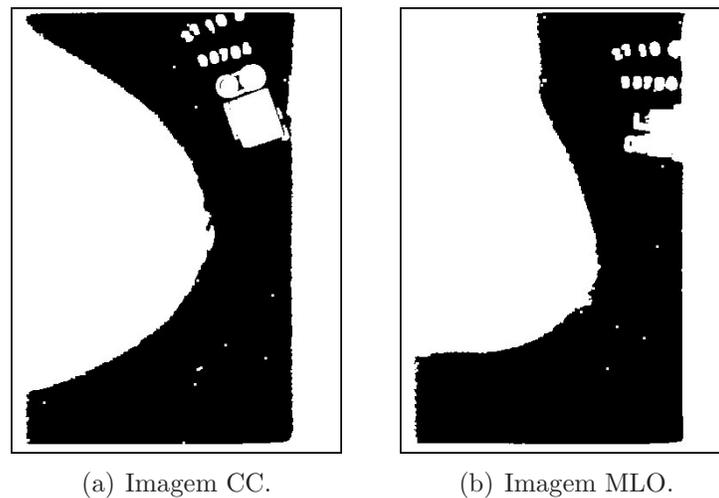


Figura 74: Imagens mamográficas após a primeira dilatação.

O terceiro passo consistiu em segmentar a mama. Nesta etapa foi necessário definir uma forma de detectar automaticamente a localização da mama no mamograma. Para isto foi utilizado o algoritmo proposto por Goes, Schiabel e Nunes (2003). Os autores propuseram a divisão da imagem em nove quadrantes e a análise desses quadrantes em relação à quantidade de *pixels* brancos. O quadrante com maior quantidade de *pixels* brancos é selecionado como aquele que contém a localização da mama na imagem.

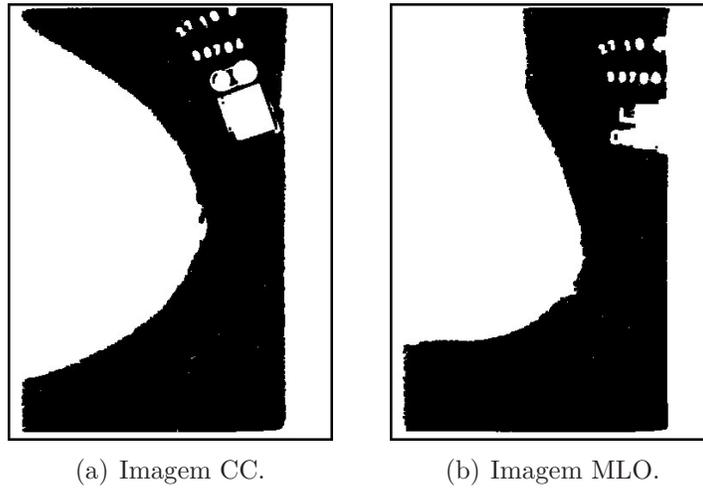


Figura 75: Imagens mamográficas após a primeira erosão.

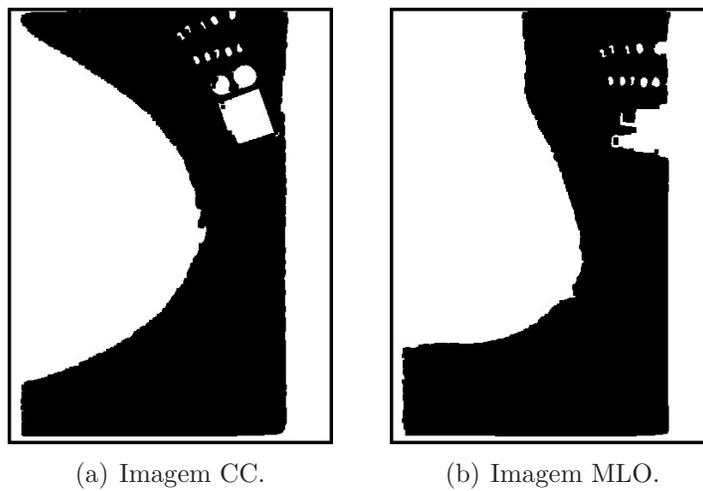


Figura 76: Imagens mamográficas após a segunda erosão.

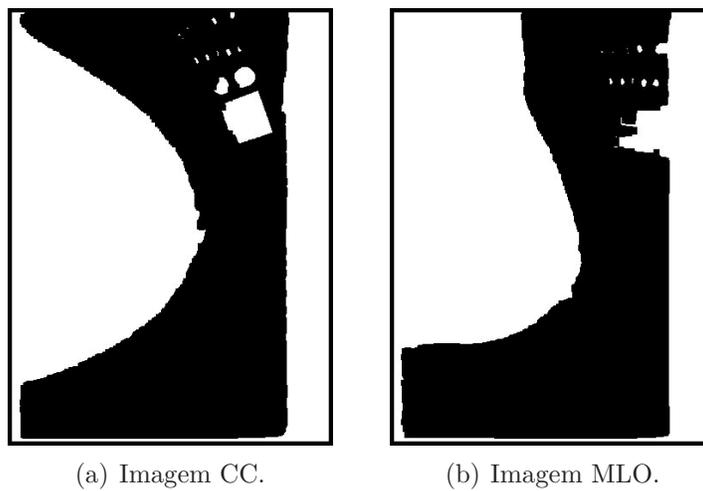


Figura 77: Imagens mamográficas após a terceira erosão.

Tendo o quadrante que se localiza a mama, é escolhido um *pixel* semente, definido como o ponto médio do quadrante, conforme as Equações 5.1 e 5.2, onde  $xm$  representa o ponto médio da abscissa e  $ym$  o ponto médio da ordenada,  $wi$  e  $wf$  representam a largura inicial e final e  $hi$  e  $hf$  a largura inicial e final do quadrante selecionado.

$$xm = (wf - wi)/2 \quad (5.1)$$

$$ym = (hf - hi)/2 \quad (5.2)$$

A partir do *pixel* semente é aplicado um algoritmo de crescimento de região para delimitar a porção da mama, sendo que os *pixels* pertencentes à região que não foi demarcada são eliminados. Inicialmente, este processo de segmentação rotula cada *pixel* como uma região distinta. Calcula-se um critério de similaridade para cada par de região adjacente espacialmente. A seguir, divide-se a imagem em um conjunto de sub-imagens e então realiza-se a união entre elas, segundo um limiar de agregação definido. A imagem resultante da segmentação (Figura 78) é armazenada para futura utilização na fase de geração dos nódulos 3Ds.

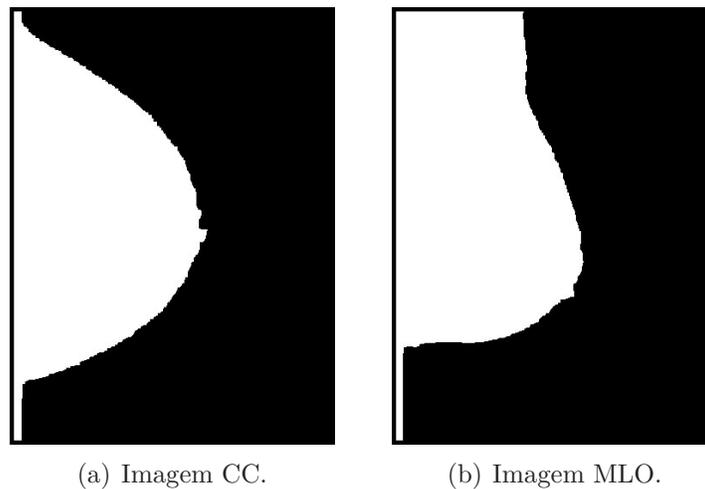


Figura 78: Imagens mamográficas após a segmentação.

A etapa seguinte (extração de medidas) é composta de três passos:

1. Primeiramente são localizados os pontos superiores e inferiores da mama;
2. Com base no total de vértices que o modelo 3D irá possuir, dados esses fornecidos pelo usuário, o algoritmo calcula os vértices internos, com base na distância entre o limite inferior e superior da mama;

3. Após a identificação dos vértices esses valores são armazenados em uma estrutura de dados e repassados para o módulo seguinte.

A Figura 79 apresenta o funcionamento do algoritmo de extração de medidas aplicado na imagem da Figura 78. No exemplo apresentado são extraídos 3 vértices em cada visão.

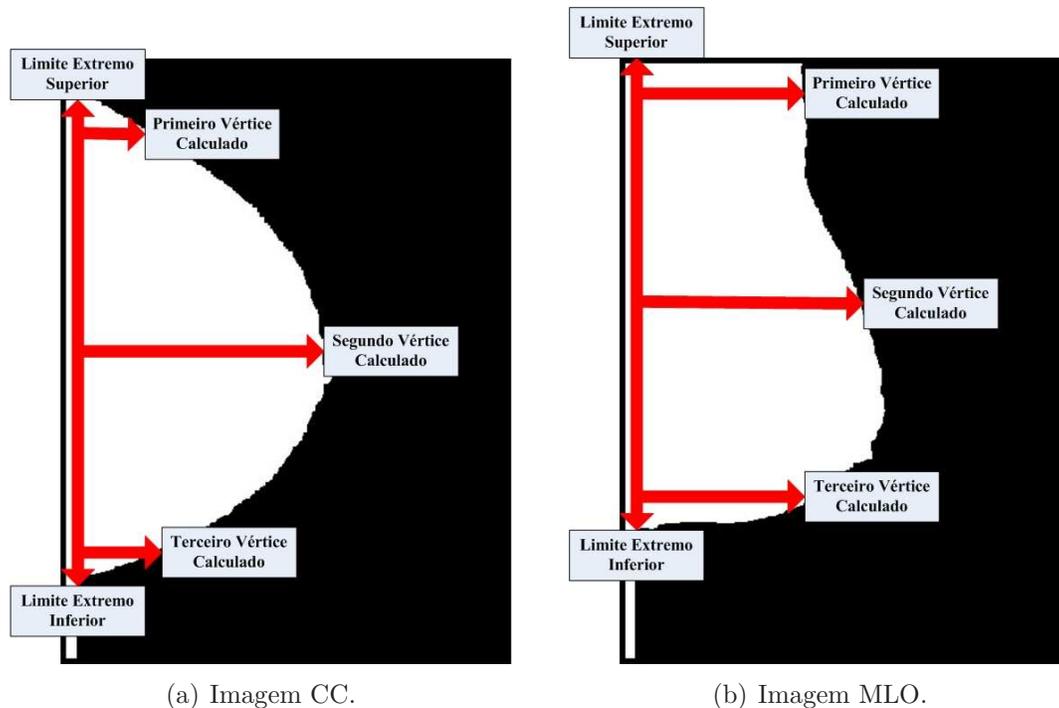


Figura 79: Aquisição dos vértices da mama.

Depois da fase de extração de medidas, é efetuada a descompressão da mama. A compressão é necessária para imobilizar a mama e uniformizar o tecido da mama, resultando em uma melhor imagem, pois a compressão reduz a espessura total da mama, e isso resulta em maior precisão do feixe de raios-X (INCA, 2006).

O processo de reconstrução 3D da mama deve levar em consideração a compressão dos tecidos mamários, pois esse encontram-se deformado pelo processo de compressão, ou seja, o formato da mama no mamograma não corresponde ao formato real do órgão.

Pesquisas feitas na literatura sobre métodos de descompressão da mama, com base em características extraídas de mamogramas, mostraram que as técnicas de descompressão existentes partem de um modelo de simplificação do processo, que muitas vezes não reflete com fidelidade o processo de deformação real da mama.

No escopo do presente projeto foi utilizado o método de descompressão proposto por Highnam, Brady e Shepstone (1998). Os autores consideraram que a mama possui comportamento similar a um balão de gás (bexiga), ou seja, durante a compressão e

descompressão sua superfície estica/encolhe uniformemente. Com base nessa proposição, os pesquisadores propuseram um modelo de simplificação onde a mama pode ser dividida em 5 regiões de acordo com a densidade de seu tecido, conforme pode ser visualizado na Figura 80.

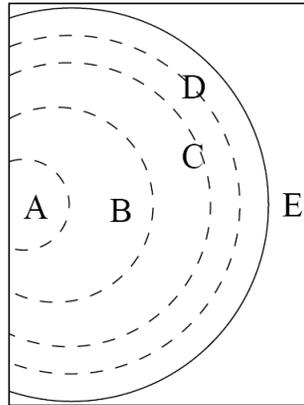


Figura 80: Divisão da mama em 5 regiões de acordo com a densidade de seu tecido.  
Fonte: Highnam, Brady e Shepstone (1998).

Com base na divisão da área da mama, os pesquisadores afirmaram que as únicas regiões que deformam durante o processo de compressão são as regiões *D* e *E*. Além disso, afirmaram que o tecido da mama durante a compressão/descompressão se deforma uniformemente, exatamente como um balão de gás.

Para efetuar a descompressão da mama, os autores propuseram um método onde é possível encontrar as regiões *D* e *E*, tendo como entrada de dados os mamogramas. No trabalho dos pesquisadores, o procedimento para encontrar as regiões *D* e *E*, consistiu em aplicar um algoritmo de limiarização por desvio padrão na parte referente à mama. De acordo com os autores, esse procedimento segmentou uma porção da mama, referente as regiões *D* e *E* agrupadas. No escopo do presente projeto, o procedimento foi replicado tendo como resultado as Figuras 81(a) e 81(b).

Tendo a fatia que representa as regiões *D* e *E* segmentadas, os autores calcularam a porcentagem da área que essa fatia corresponde no todo da mama. O valor encontrado corresponde à porcentagem que a mama se encontra deformada em relação ao formato original.

O próximo passo consistiu em aplicar os valores encontrados aos vértices definidos na fase de extração de medidas. O procedimento consistiu em aplicar translações negativas nos *pixels* de borda das imagens correspondentes às visões CC e MLO. O procedimento, segundo os autores, apesar de simples, traz uma ótima aproximação ao caso real.

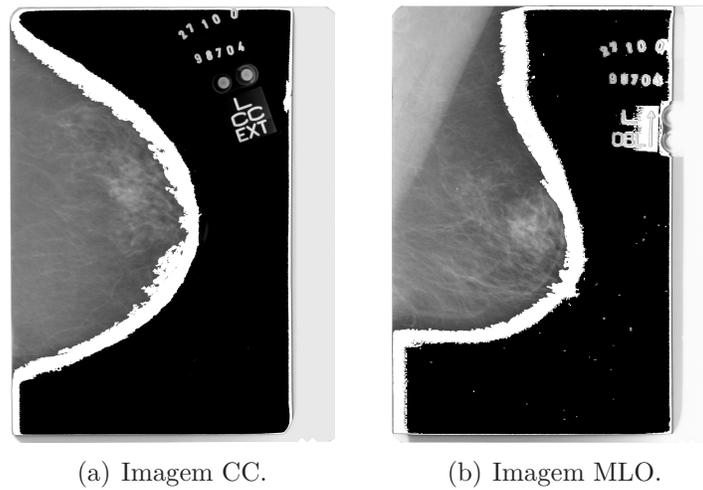


Figura 81: Localização da região deformável.

Depois da fase de descompressão da mama, é efetuado o alinhamento entre as visões, que é o módulo responsável pelo estabelecimento da correspondência entre as visões provenientes das duas visões (CC e MLO). Essa correspondência é obtida com base nas informações extraídas pelas técnicas de PI. Nessa fase foram utilizadas as suposições descritas em Kita, Highnam e Brady (1998) para se gerar as informações que possibilitaram a construção do modelo 3D. Primeiramente é realizado o alinhamento entre imagens das visões CC e MLO, sendo necessário encontrar um ponto de similaridade entre ambas as visões. A solução adotada consistiu em localizar o ponto correspondente ao mamilo nas duas visões e, com base em suas coordenadas, efetuar o alinhamento entre as visões, executando-se translações na visão CC. A Figura 82 apresenta a localização do mamilo nas visões CC e MLO. Nota-se que o mamilo geralmente encontra-se localizado em posições distintas nas duas visões.

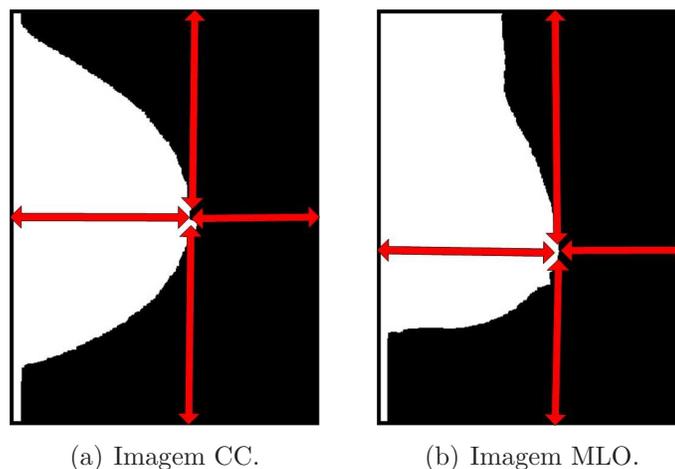


Figura 82: Representação das visões desalinhadas.

Após a execução das fases anteriores, são obtidas coordenadas 2Ds que necessitam ser convertidas para 3Ds, permitindo assim a construção da mama sintética 3D. A conversão é representada pelas Equações 5.3, 5.4 e 5.5, onde  $pCC$  representa as coordenadas dos *pixels* da mama na visão CC formado pelo valor da abscissa ( $xCC$ ) e da ordenada ( $yCC$ ),  $pMLO$  corresponde as coordenadas dos *pixel* da mama na visão MLO composto pelo valor da abscissa ( $xMLO$ ) e da ordenada ( $yMLO$ ) e  $p3D$  representa o mapeamento das coordenadas 2Ds em 3D. Esse mapeamento é aplicado a todos os *pixels* obtidos durante a fase de extração de medidas.

$$pCC = (xCC, yCC) \quad (5.3)$$

$$pMLO = (xMLO, yMLO) \quad (5.4)$$

$$p3D = (xCC, yMLO, yCC) \quad (5.5)$$

Após a conversão, os valores obtidos são normalizados, pois o espaço 3D proporcionado pela API J3D varia entre os valores 0 e 1, e armazenados em um arquivo do tipo *obj*, para posterior recuperação das coordenadas geradas. A Figura 83 apresenta o código gerado a partir das coordenadas obtidas após a normalização.

```
#v x y z
v 0.013448339674921435 0.01140158044483432 0.01117225435110524
v 0.19115854252209755 0.01140158044483432 0.38432554967802024
v 0.013448339674921435 0.01140158044483432 1.1306321403318504
v 0.02424582876066482 0.3922143673023005 0.01117225435110524
v 0.3446371373837357 0.3922143673023005 0.38432554967802024
v 0.02424582876066482 0.3922143673023005 1.1306321403318504
v 0.002375060392499019 1.153839941017233 0.01117225435110524
v 0.03375978700766463 1.153839941017233 0.38432554967802024
v 0.002375060392499019 1.153839941017233 1.1306321403318504
```

(a) Geração dos índices.

```
#f v1 v2 v3 v4
f 1 4 5 2
f 2 5 6 3
f 4 7 8 5
f 5 8 9 6
```

(b) Geração das faces.

Figura 83: Código fonte da mama no formato *obj*.

### 5.2.3 Geração do Nódulo Sintético Tridimensional

Após a geração do arquivo *obj* contendo as coordenadas 3Ds, da mama, a implementação prosseguiu com a investigação de técnicas de PI que poderiam ser aplicadas para extrair características de nódulos (altura, largura e localização do nódulo, entre outras) de imagens mamográficas.

Como já comentado em itens anteriores, inicialmente cogitou-se sobre a eliminação da participação de um médico experiente para o cadastramento dos estudos de caso, mas para isso seria necessário o desenvolvimento de algoritmos que localizassem e segmentassem a mama e o nódulo de forma automática.

No entanto, a segmentação totalmente automática dos nódulos exigiria o desenvolvimento de algoritmos inéditos, não fazendo parte do escopo deste trabalho, cujo objetivo final é fornecer o ambiente de RV para o treinamento da PAAF. Por isso, houve consulta a um especialista para indicar a localização dos nódulos nas imagens, que pode ser realizada por meio de qualquer ferramenta gráfica de editoração, por meio da delimitação da estrutura nodular. Um exemplo de uma mamograma com o nódulo delimitado nas visões CC e MLO pode ser observado na Figura 84.

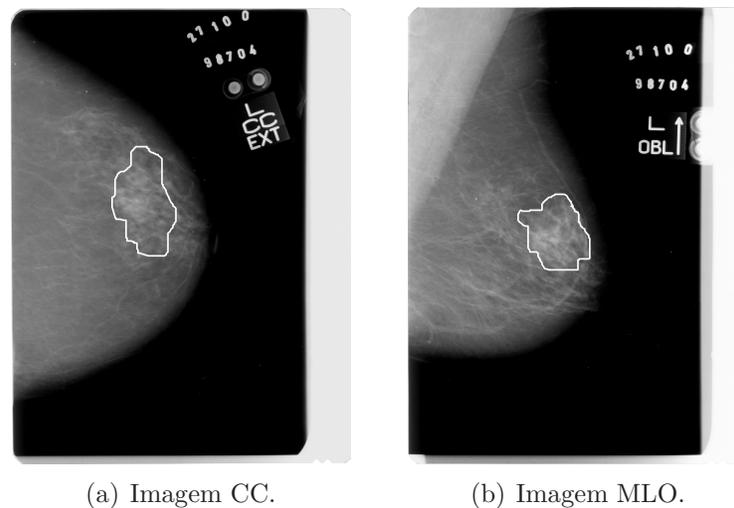


Figura 84: Estudo de caso com o nódulo circundado.

A Figura 85 ilustra as etapas que foram necessárias para a extração de medidas da mama.

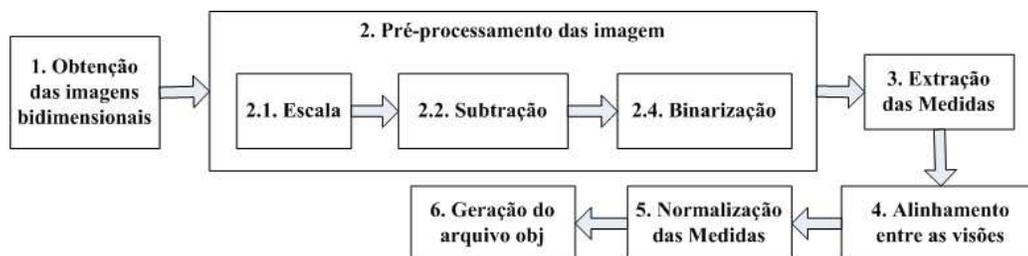


Figura 85: Etapas para a geração do nódulo sintético 3D.

O módulo de obtenção das imagens recebe como entrada as imagens mamográficas com os nódulos delimitados por um especialista e repassa essas imagens para a fase de pré-processamento.

Como já comentado no item anterior, a operação de escala consiste em efetuar uma redução na resolução das imagens. A Figura 86 apresenta um exemplo de imagem mamográfica com o nódulo após esta operação.

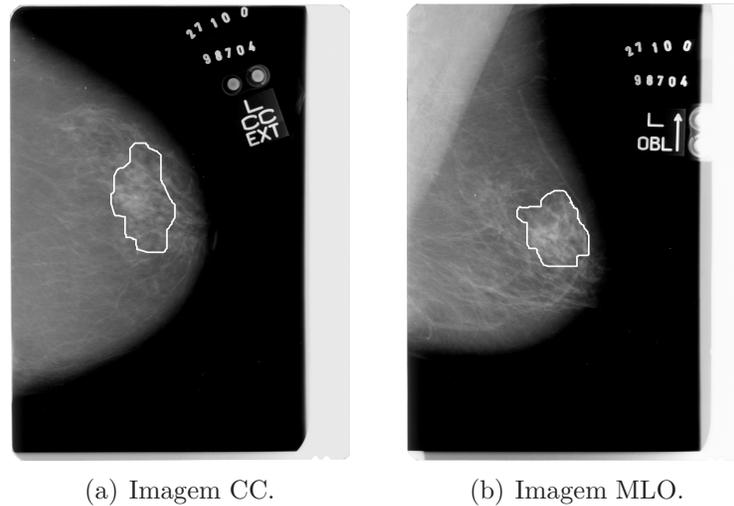


Figura 86: Imagem mamográfica escalonada contendo o nódulo circundado.

A técnica de subtração foi utilizada para segmentar a área da mama do fundo da imagem. É efetuada a subtração do *background* da imagem obtida após a escala (Figura 86) com o *background* da imagem da mama segmentada (Figura 78). A Figura 87 mostra o resultado da técnica de subtração aplicada às imagens descritas.

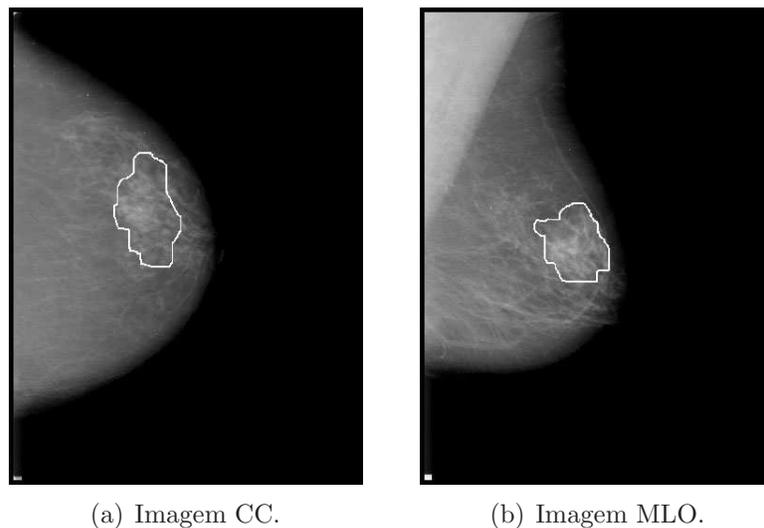


Figura 87: Imagem mamográfica resultante da operação de subtração.

Optou-se pela abordagem da subtração de imagens, devido a testes anteriores efetuados. Inicialmente foi desenvolvida uma estrutura de dados que armazenava as coordenadas 3Ds da mama segmentada. No entanto, essa abordagem se mostrou custosa computacio-

nalmente, porque o objeto que representava a estrutura na memória consumia muito espaço e permanecia muito tempo residente.

Para contornar esse problema, eliminou-se a utilização da estrutura e optou-se por segmentar a mama novamente. No entanto, essa abordagem também não se mostrou eficaz, pois era executada a mesma operação duas vezes (a primeira durante a construção da mama 3D e outra durante a construção do nódulo 3D).

Como a operação de segmentação da mama já era utilizada na construção da mama 3D, optou-se pela abordagem de armazenar a imagem segmentada. Após o escalonamento, a imagem da mama segmentada é recuperada e utilizada como imagem de entrada, juntamente com a imagem mamográfica escalonada contendo o nódulo, na técnica de subtração. Esse procedimento apresentou tempos melhores de performance que as demais técnicas descritas e um menor consumo de memória.

Após a eliminação do fundo do mamograma, a imagem mamográfica é binarizada, utilizando o algoritmo do maior limiar, para separar o nódulo do tecido da mama. O algoritmo do maior limiar encontra o maior valor de *pixel* na parte referente ao tecido da mama. O resultado é o valor do *pixel* do contorno feito pelo especialista (que sempre deve ser feito na cor branca), conforme pode ser visualizado na Figura 88.

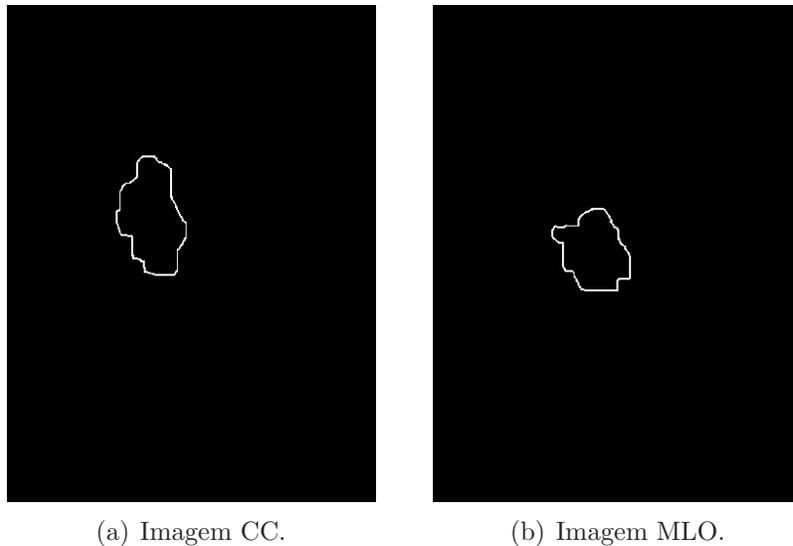


Figura 88: Imagem mamográfica resultante da binarização.

A partir da imagem binarizada é aplicado o algoritmo de extração de medidas do nódulo (altura, largura e posição). Devido ao formato dos nódulos serem mais irregulares do que da mama, não foi possível aplicar o mesmo algoritmo apresentado na extração de medidas da mama. Deve ser escolhido em cada visão um *pixel* semente a partir do qual será aplicado o algoritmo de crescimento de região com angulação. O ponto médio é

definido pelas Equações 5.6 e 5.7, onde  $xm$  representa o ponto médio da abscissa e  $ym$  o ponto médio da ordenada,  $wi$  e  $wf$  representam a largura inicial e final e  $hi$  e  $hf$  a altura inicial e final do contorno do nódulo.

$$xm = (wf - wi)/2 \quad (5.6)$$

$$ym = (hf - hi)/2 \quad (5.7)$$

Na Figura 89 é mostrado um exemplo de aquisição dos vértices do nódulo com angulação de 90 graus.

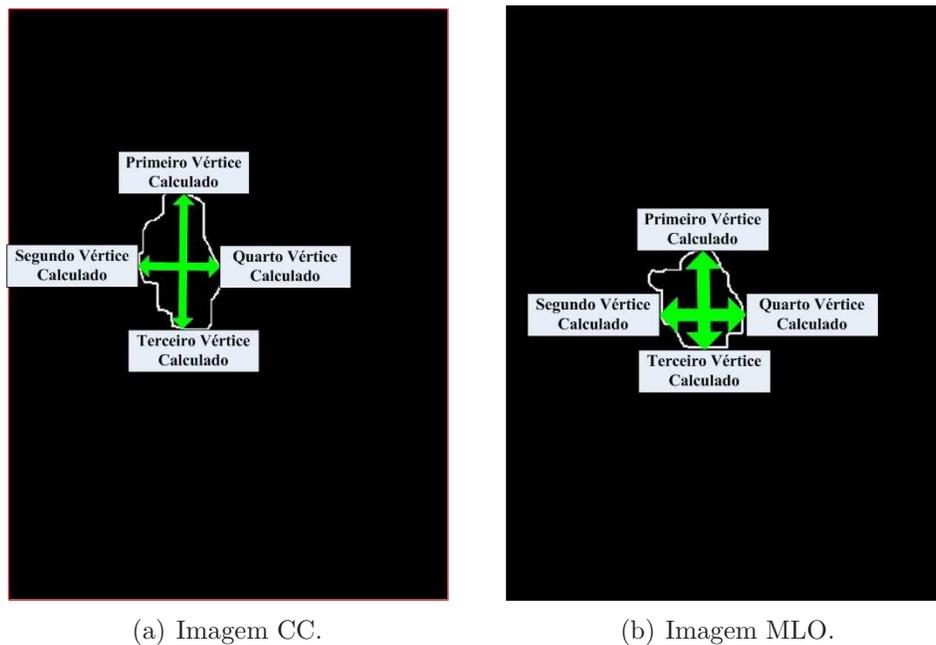


Figura 89: Aquisição dos vértices do nódulo.

Extraída as medidas, é necessário efetuar o alinhamento entre as visões, pois em uma visão o nódulo pode se encontrar deslocado em relação a outra, conforme pode ser visualizado na Figura 90. Para efetuar o alinhamento foi utilizado o mesmo procedimento para o alinhamento das coordenadas da mama, que consistiu em localizar um ponto de similaridade (no caso, a coordenada do mamilo) e efetuar translações para o alinhamento das coordenadas do nódulo entre as visões.

Após a execução da fase de extração de medidas, são obtidas as medidas necessárias para a construção do nódulo 3D. Os valores obtidos são convertidos em 3Ds e normalizados. E, por fim, os valores são armazenados em um arquivo no formato *obj*, para posterior recuperação das coordenadas geradas.

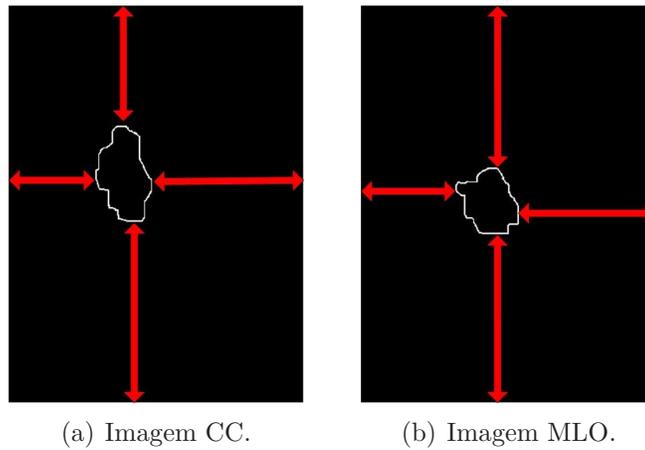


Figura 90: Representação das visões do nódulo desalinhadas.

### 5.2.4 Geração do Ambiente Tridimensional

A construção do AV consiste em importar os dois arquivos no formato *obj* que foram gerados nas fases anteriores para o AV fornecido pela API J3D. O grafo de cena do módulo de ferramenta desenvolvido por ser visualizado na Figura 91.

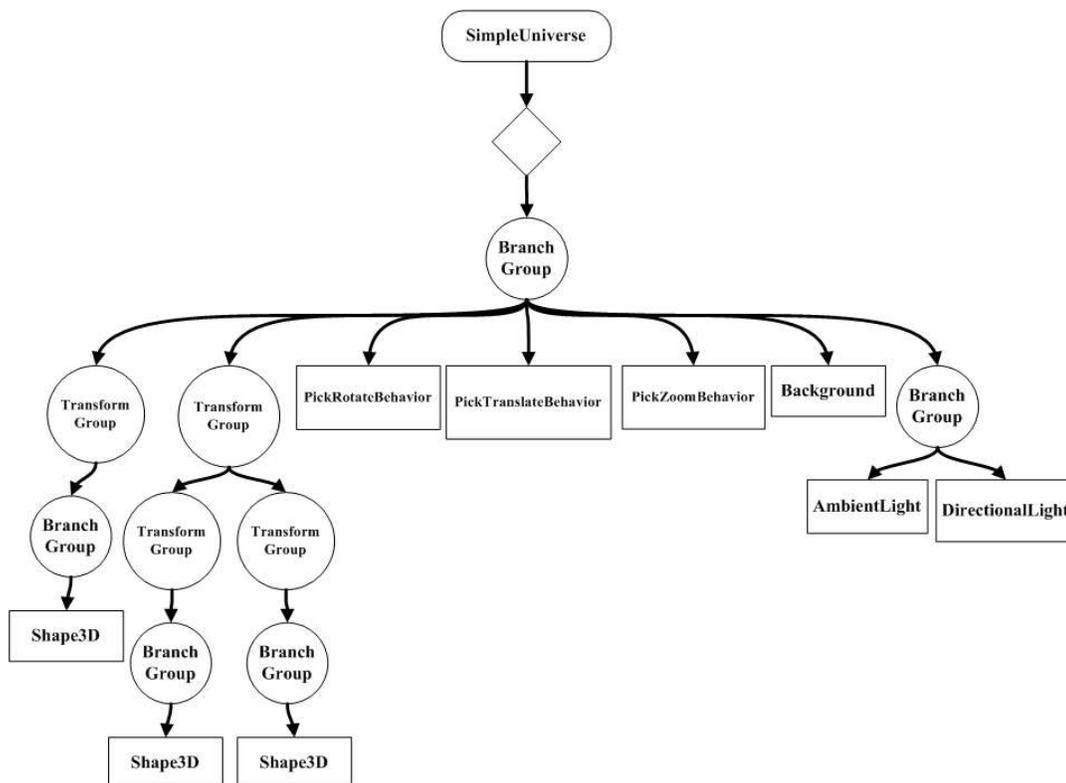


Figura 91: Grafo de cena do sistema desenvolvido.

No entanto, antes de se construir o AV deve ser considerada a inversão do eixo da ordenada. As coordenadas extraídas da mama assemelham-se às coordenadas do monitor,

ou seja, os pontos encontram-se sempre no primeiro quadrante do plano cartesiano ( $x \geq 0$  e  $y \geq 0$ ). No entanto, o eixo da ordenada é invertido, visto que, o centro do eixo do sistema de coordenadas é o ponto superior esquerdo e não o inferior esquerdo, como no sistema cartesiano. Essa inversão do eixo da ordenada faz com que o modelo 3D reconstruído seja exibido invertido no eixo da ordenada. Esse problema foi resolvido aplicando-se uma rotação de 180 graus no eixo da abscissa do AV.

Na Figura 92 é mostrado um exemplo da importação de um arquivo no formato *obj* para o AV que contém a mama e na Figura 93 é ilustrado um exemplo que contém o nódulo.

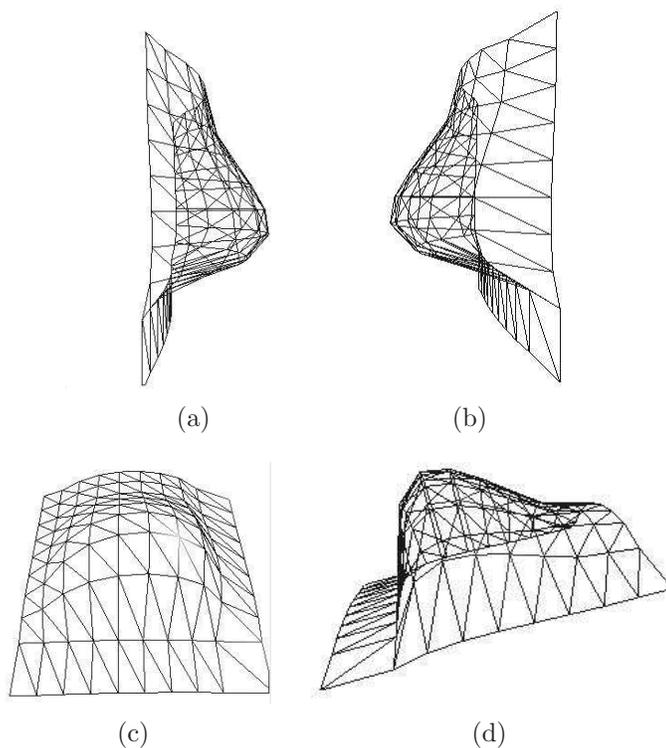


Figura 92: Modelo *wireframe* da mama.

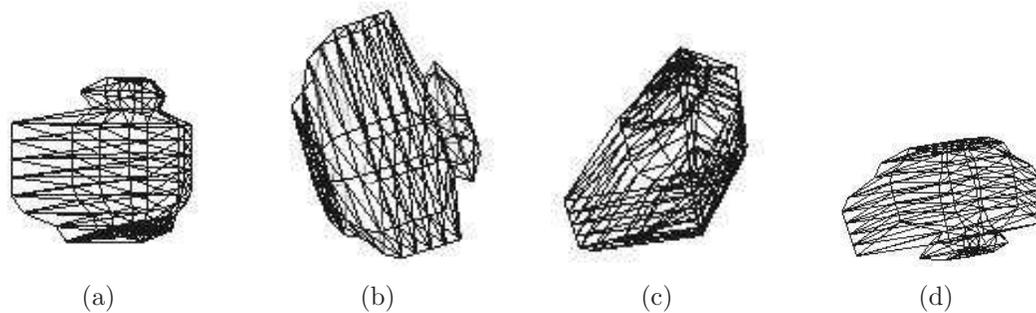


Figura 93: Modelo *wireframe* do nódulo.

Após a importação dos objetos sentiu-se a necessidade de aumentar o realismo da cena gerada. Para isso foram aplicadas texturas nos objetos 3Ds construídos. Na mama foi aplicada uma textura de pele (Figura 94), obtida a partir de uma imagem de pele real, e no nódulo foi aplicada uma textura na cor vermelha (Figura 95), a fim de facilitar a visualização no modelo *wireframe*.

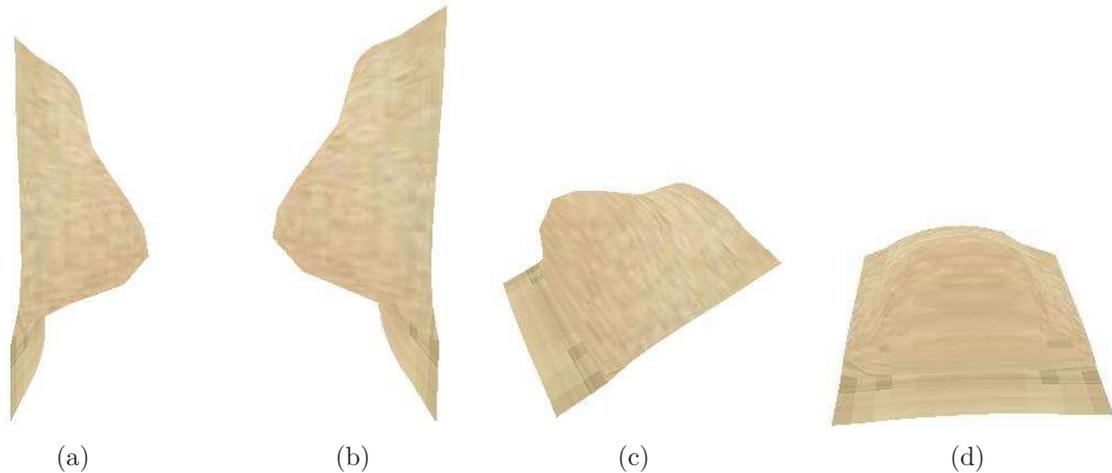


Figura 94: Modelo simulado da mama com textura.

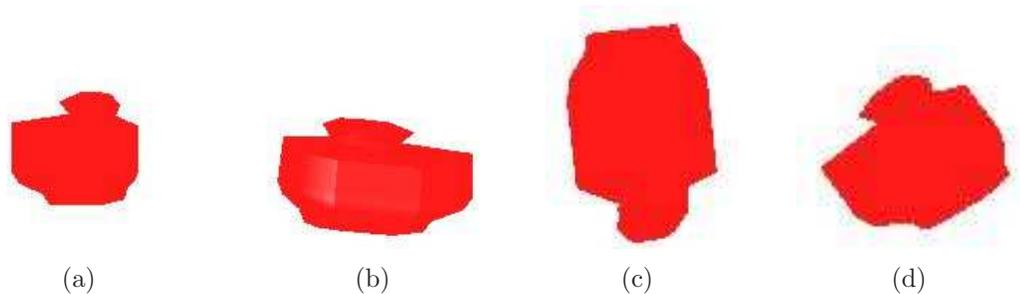


Figura 95: Modelo simulado do nódulo com textura.

Aplicadas as texturas, foi necessário fazer o alinhamento entre os objetos gerados, tendo sido usado como ponto de similaridade a coordenada do mamilo. A Figura 96(a) mostra um exemplo dos dois objetos alinhados, ambos com textura, e a Figura 96(b) mostra apenas o nódulo com textura.

No exemplo apresentado na Figura 96, o objeto 3D é gerado com 100 vértices. No entanto, o modelo 3D pode ser gerado com quantos vértices o usuário desejar. Quanto maior o número de vértices, melhor será o aspecto estético dos objetos 3Ds gerados, no entanto, pior será a performance da ferramenta que exigirá mais recursos computacionais. Na Figura 97 é apresentado um exemplo do mesmo estudo de caso gerado com 900 vértices.

Após a geração do modelo 3D foi incorporado ao AV uma seringa sintética 3D para

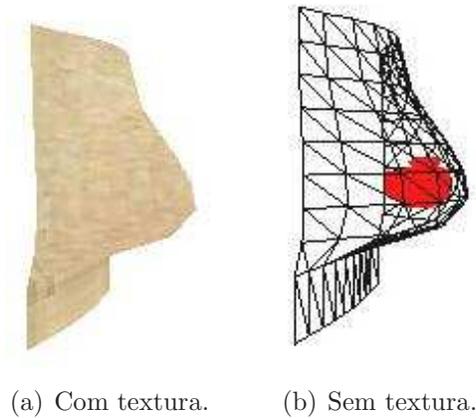


Figura 96: Modelo 3D simulado da mama e do nódulo com 100 vértices.

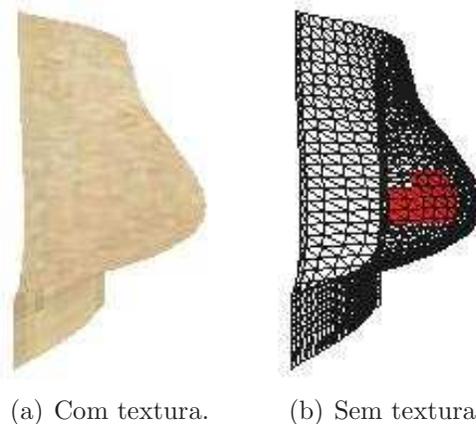


Figura 97: Modelo 3D simulado da mama e do nódulo com 900 vértices.

permitir ao usuário treinar o procedimento de PAAF. Um exemplo do AV citado pode ser visualizado na Figura 98.

### 5.2.5 Detecção de Colisão

Como mencionado anteriormente, a API J3D foi utilizada para a geração do AV. No entanto, apenas modelar um AV na API J3D não implica que os mecanismos para detecção de colisão foram implementados. Detectar uma colisão é verificar o momento em que ocorre uma aproximação entre objetos de um AV suficientemente pequena a ponto de possibilitar a ocorrência de uma sobreposição entre eles. Tem a finalidade de evitar que objetos virtuais se interpenetrem, fornecendo maior realismo às aplicações de RV. Essa sobreposição inadequada pode ser observada na Figura 99.

Como a colisão não constitui o foco deste trabalho, optou-se por implementar os mecanismos de colisão fornecidos por classes específicas da API J3D, que apesar de utilizarem

algoritmos mais simples sem fornecer níveis altos de precisão, fornecem um bom desempenho. Salienta-se, no entanto, que métodos que fornecem maior precisão já estão sendo incorporados ao projeto (KERA; NUNES, 2005; RIQUELME, 2005).

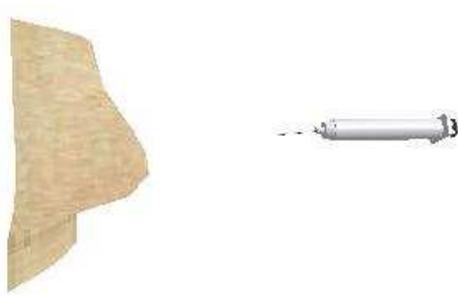


Figura 98: AV composto pela mama e seringa sintética 3D.



Figura 99: Sobreposição inadequada dos objetos da cena.

Um dos métodos implementados pela API J3D é o *BoundingBox*, que verifica os dois pontos mais afastados do objeto e determina uma caixa ao redor do mesmo, conforme exemplifica a Figura 100.

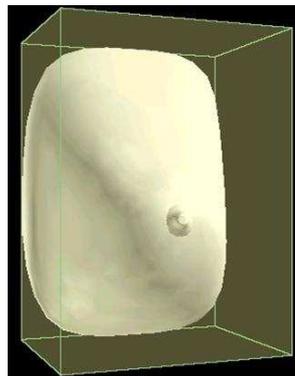


Figura 100: Representação de bordas para detecção de colisão do algoritmo *BoundingBox*.  
Fonte: Kera e Nunes (2005).

Um outro método fornecido pela API é o *BoundingSphere*, que verifica os dois pontos mais afastados do objeto e determina uma esfera ao redor do mesmo, conforme exemplifica a Figura 101.

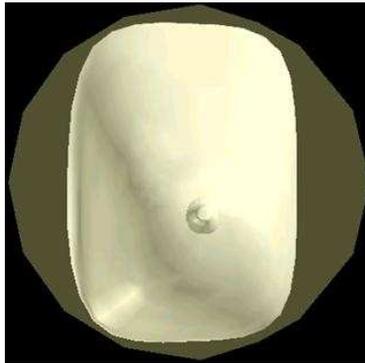


Figura 101: Representação de bordas para detecção de colisão do algoritmo *BoundingSphere*.

Fonte: Kera e Nunes (2005).

Na API J3D as interações são implementadas com objetos da classe abstrata *Behavior*, que fornece mecanismos para alterar o grafo de cena, ou alterar seus objetos, em resposta a alguns estímulos.

A classe *Behavior* é a base para a implementação da interação tanto com equipamentos convencionais quanto não convencionais. Para tanto, a classe *Behavior* requer a personalização dos métodos *initialize* e *processStimulus*.

O método *initialize* é executado quando o grafo de cena contendo a classe *Behavior* se torna ativo. Esse método é responsável por ajustar o evento inicial e a condição inicial das variáveis. O método *processStimulus*, por sua vez, é invocado quando o evento de disparo especificado ocorre. É um método responsável por responder ao evento, ao estímulo.

Neste trabalho foi utilizado o método de colisão por *BoundingSphere*. Foi necessária a codificação de uma classe herdeira da classe *Behavior*, permitindo a sobrecarga dos métodos *initialize*, responsável por configurar os parâmetros de inicialização, e *processStimulus*, onde foram implementados os comportamentos para detectar quando um objeto entra em colisão, sai da colisão e enquanto dura uma colisão. Esses comportamentos foram implementados utilizando as classes *WakeupOnCollisionEntry*, *WakeupOnCollisionExit* e *WakeupOnCollisionMovement*.

A classe *WakeupOnCollisionEntry* foi utilizada para identificar quando a seringa entra em colisão com o nódulo. Após este momento a classe *WakeupOnCollisionMovement* verifica se durante a colisão existe movimento entre o nódulo e a seringa. Para finalizar,

a classe *WakeupOnCollisionExit* foi utilizada para detectar quando o nódulo e a mama deixam de ter colisão.

### 5.2.6 Interface e Interação

Para facilitar a interação do usuário com o sistema foi criado um conjunto de interfaces que será descrito a seguir.

A Figura 102 mostra a interface gráfica desenvolvida para realizar o cadastro de pacientes.



Figura 102: Interface gráfica para cadastramento de pacientes.

Após o cadastramento de algum paciente ou utilizando algum já cadastrado é possível cadastrar os estudos de caso, fornecendo-se as imagens resultantes das visões de um exame mamográfico (CC e MLO).

Para efetuar o cadastramento dos estudos de casos foi construída uma interface gráfica que pode ser visualizada na Figura 103. Na interface apresentada devem ser fornecidos o código do paciente e as imagens mamográficas digitalizadas provenientes do exame mamográfico. Quando é acionado o botão *Salvar* são invocados os algoritmos de PI e gravados os arquivos citados que representam os objetos 3Ds.

Após a geração dos arquivos no formato *obj*, os estudos de caso podem ser selecionados para treinamento por meio da interface gráfica apresentada na Figura 104. Deve-se escolher o paciente e serão apresentadas os mamogramas armazenados no BD.

Ao selecionar a opção *Abrir* será exibida a tela ilustrada na Figura 105, onde são exibidos os dados do paciente e algumas opções de configuração na parte superior. Na parte inferior são mostradas as visões CC e MLO do exame mamográfico do paciente, ao lado do AV para o treinamento, onde o usuário tem a possibilidade de usar os 6 graus de liberdade tanto para a mama quanto para a seringa.

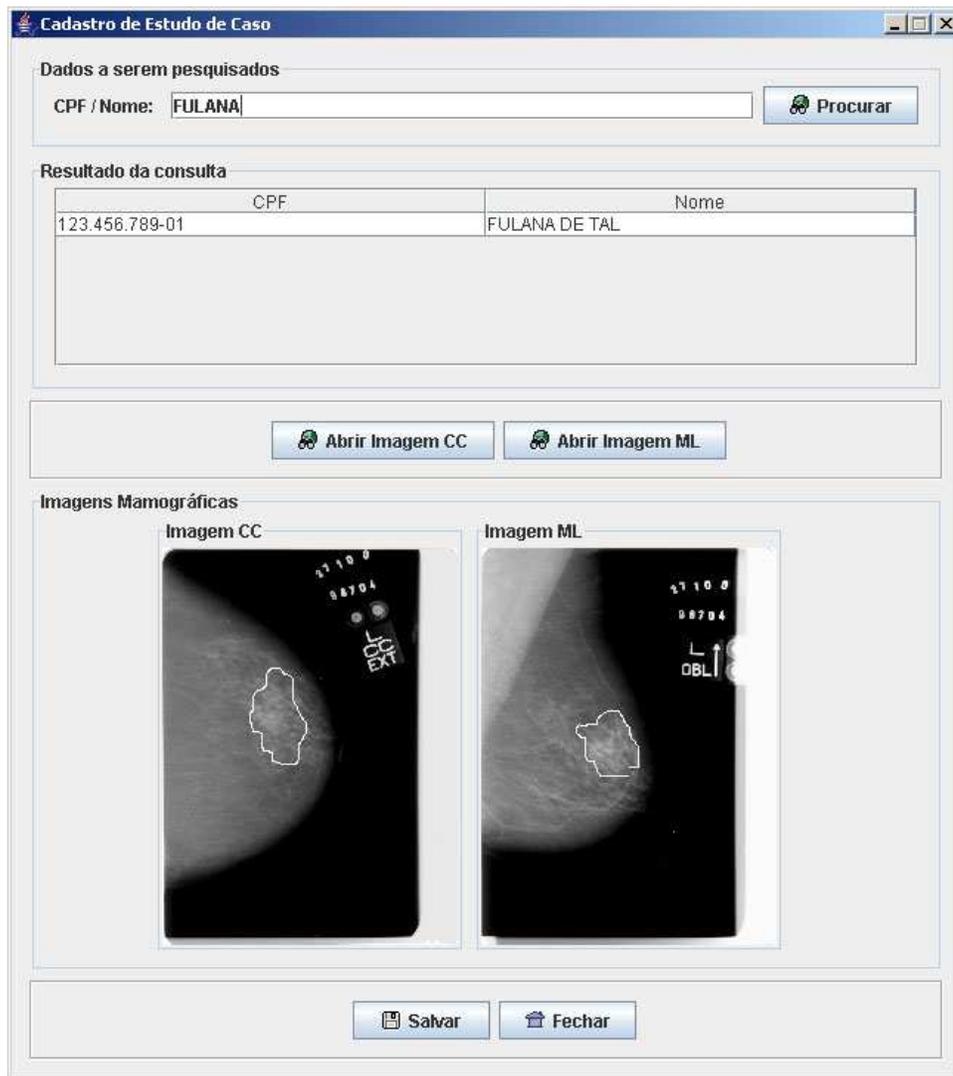


Figura 103: Interface gráfica para cadastramento de estudos de caso.

Um exemplo de uma mudança de configuração que pode ser feita durante o treinamento do procedimento de PAAF pode ser visualizada na Figura 106. O usuário tem a liberdade de escolher a opção de textura, onde o modelo 3D pode ser visualizado com textura de pele ou na forma *wireframe*.

O modo *wireframe* permite visualizar a estrutura nodular através da mama, fato que facilita o treinamento, pois permite que pessoas com pouca experiência no procedimento consigam localizar o nódulo. Apesar deste procedimento ser diferente do usual, é interessante a disponibilização desta opção para o treinamento inicial de estudantes inexperientes, além de possibilitar conferir a corretude do sistema implementado.

Se a agulha encostar no nódulo, durante o treinamento, ocorrerá a colisão. O fato será avisado para o usuário que está efetuando o treinamento por meio de uma mensagem na tela, conforme pode ser visualizado na Figura 107.

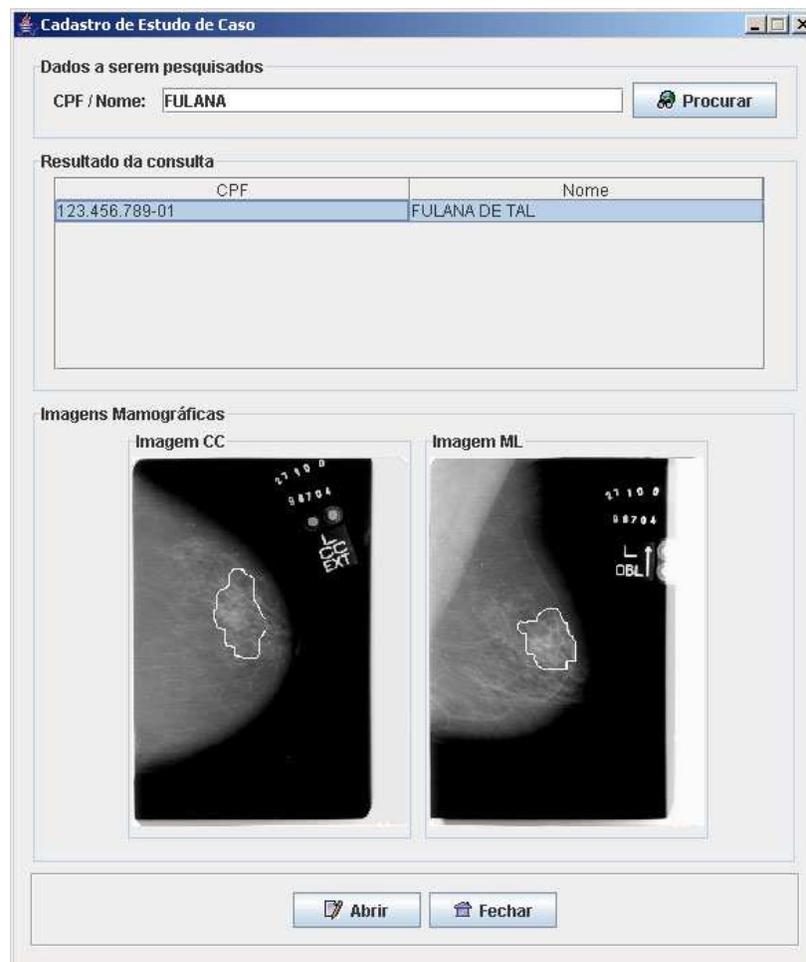


Figura 104: Interface gráfica para escolha de estudos de caso.

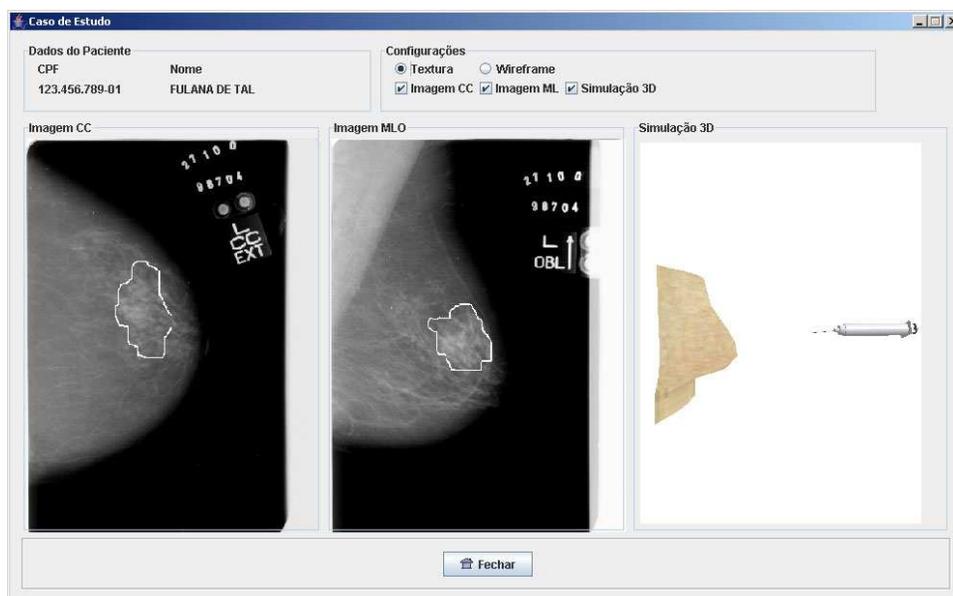


Figura 105: Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF.

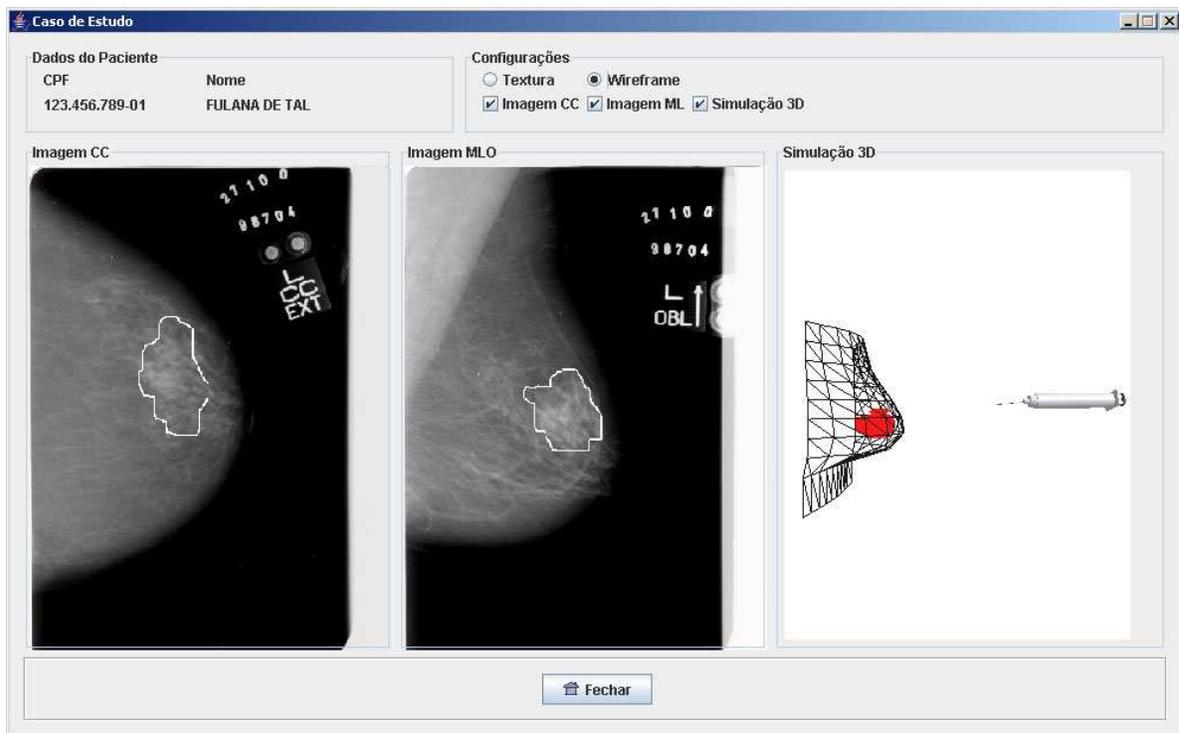


Figura 106: Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF no modo *wireframe*.

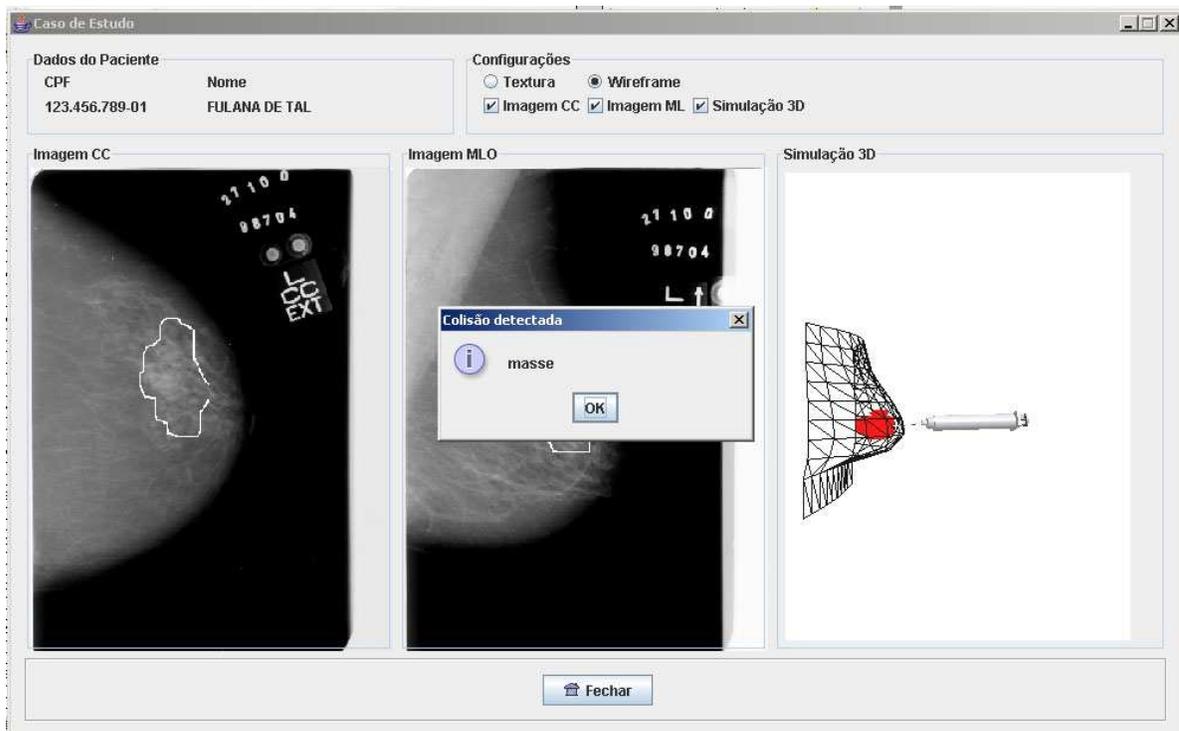


Figura 107: Mensagem alertando ao usuário que ocorreu colisão.

## 5.2.7 Documentação do Sistema

O presente projeto foi totalmente documentado para facilitar o reuso em projetos futuros. A documentação foi feita utilizando o sistema *Javadoc*, que, como comentado anteriormente, é um sistema de documentação criado pela Sun Microsystems para documentar programas codificados em *Java* a partir do código-fonte. O resultado é um documento no formato HTML que pode ser utilizado de forma *off-line* ou *on-line*, caso a documentação seja hospedada em qualquer servidor de páginas existente na *Internet*, conforme pode ser conferido em Delfino (2007).

As Figuras 108, 109 e 110 apresentam exemplos da documentação gerada. A Figura 108 mostra os pacotes que compõem o sistema desenvolvido. Para obter mais detalhes sobre um determinado pacote basta selecionar o *hyperlink* correspondente, sendo exibido o conteúdo do pacote de forma detalhada. A Figura 109 mostra o detalhamento do pacote *bd* após esse ter sido selecionado. Na tela do pacote são exibidas as classes que o compõem. O acesso ao *hyperlink* de qualquer uma das classes permite exibir os atributos e métodos que a classe escolhida possui. A Figura 110 mostra os métodos e atributos da classe *BancoDeDados* após essa ter sido selecionada.

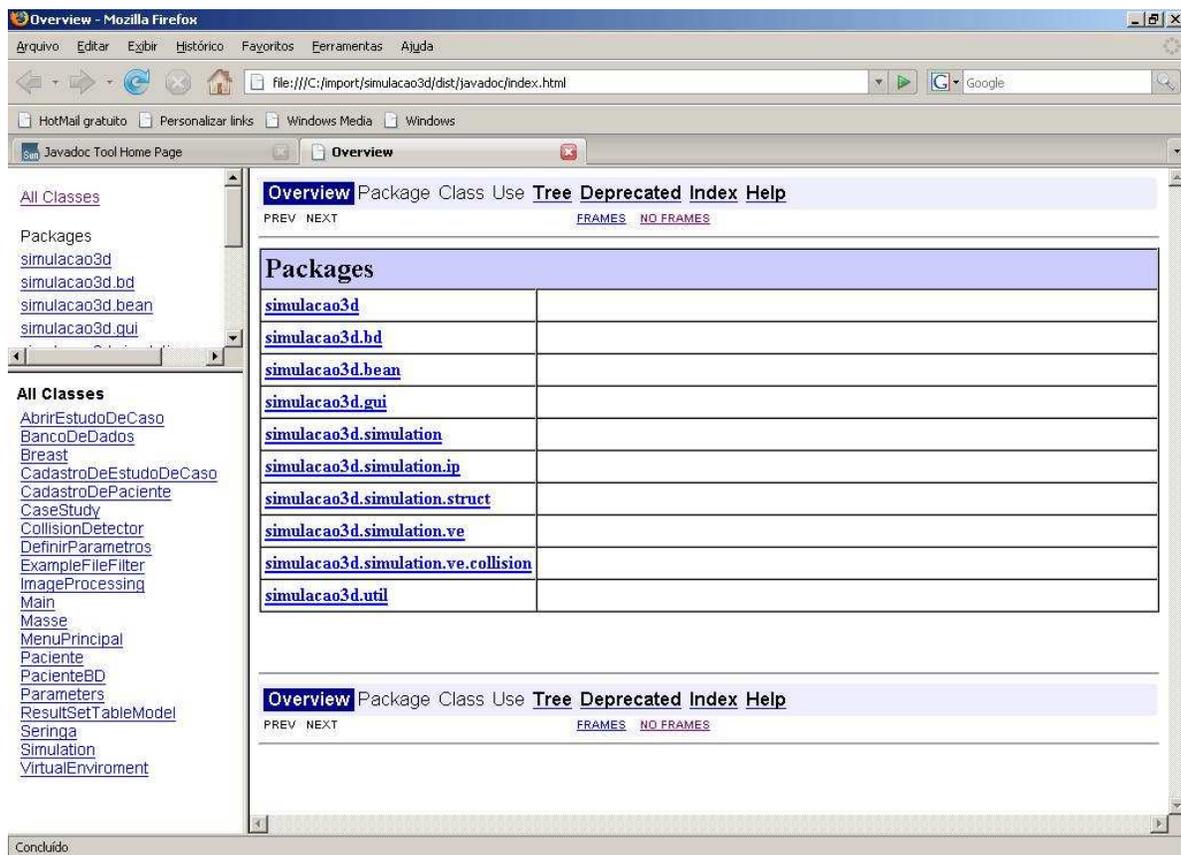
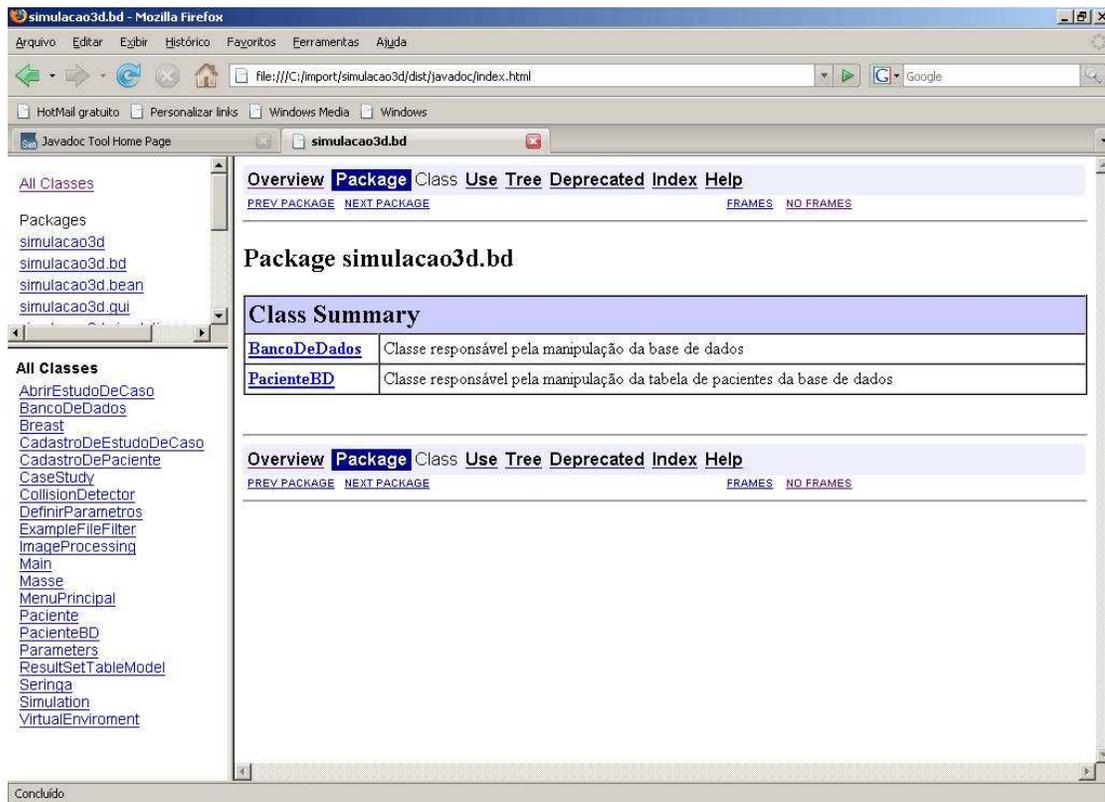
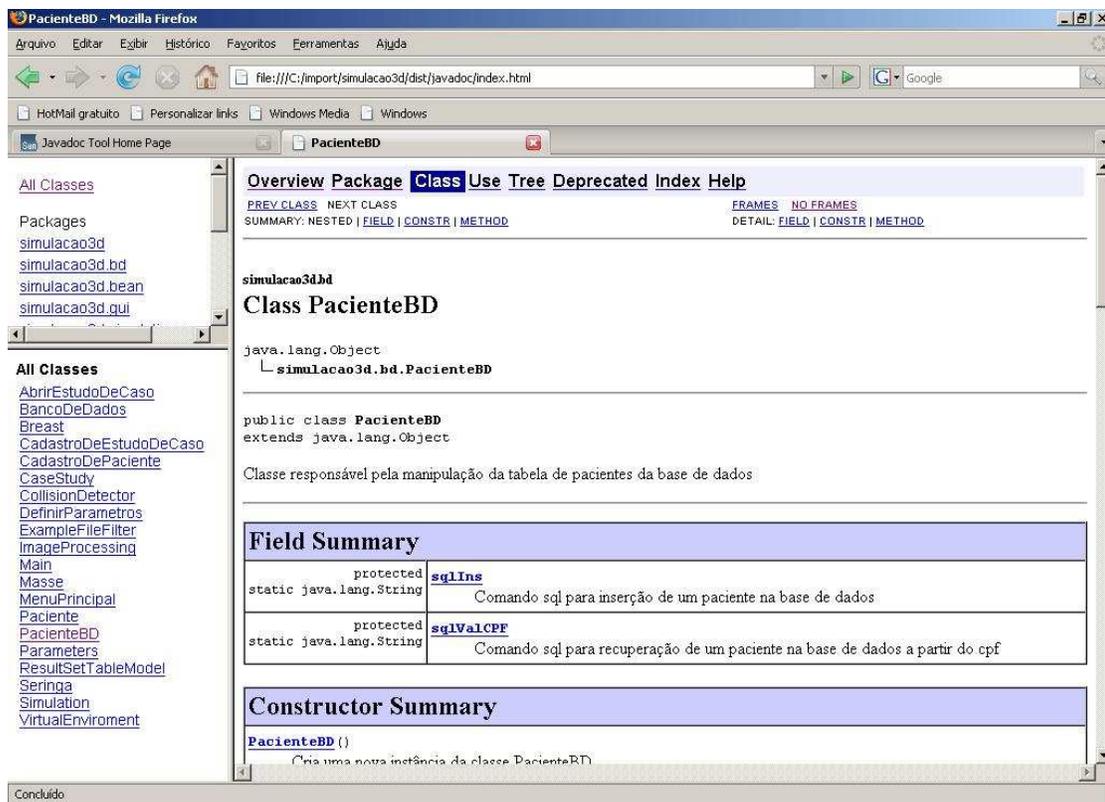


Figura 108: Tela principal da documentação.

Figura 109: Tela do pacote *bd*.Figura 110: Tela da classe *BancoDeDados*.

## 5.2.8 Manutenção da Base de Dados

Durante a execução do protótipo desenvolvido são geradas diversas informações que não podem ser perdidas. Por exemplo: dados do paciente e relacionamentos de imagens com pacientes. Para resolver esse problema optou-se por gravar essas informações em um BD. O SGBD escolhido foi o *PostgreSQL*, devido às características citadas anteriormente (DELFINO; NUNES; SPOTTO, 2004).

O Modelo Entidade-Relacionamento (MER) do presente trabalho é apresentado na Figura 111. É composto por 2 tabelas, sendo 1 tabela pai (*PACIENTES*) e 1 tabela filha (*EXAMES*). O relacionamento entre as tabelas pai e filha apresentadas tem cardinalidade “Um para Vários”.

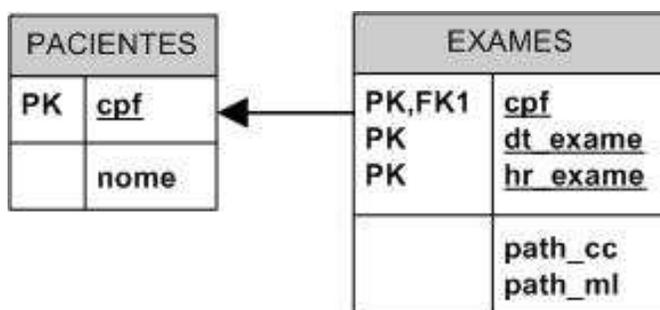


Figura 111: Modelo entidade-relacionamento.

A tabela pai *PACIENTES* possui os seguintes atributos:

- **cpf:** número do Cadastro de Pessoa Física (CPF) do paciente (chave-primária);
- **nome:** nome do paciente.

A tabela filha *EXAMES* possui os seguintes atributos:

- **cpf:** CPF do paciente (chave-primária, chave-estrangeira);
- **dt\_exame:** data em que o exame foi realizado pelo paciente (chave-primária);
- **hr\_exame:** horário em que o exame foi realizado pelo paciente (chave-primária);
- **path\_cc:** caminho relativo da imagem CC;
- **path\_ml:** caminho relativo da imagem MLO.

## 5.3 Considerações Finais

Neste capítulo foi apresentada a implementação do presente projeto, detalhando a metodologia adotada durante o seu desenvolvimento.

O próximo capítulo apresenta os resultados que foram obtidos a partir de testes realizados no AV construído. Os resultados serão mostrados por meio da apresentação da execução de dois estudos de caso na ferramenta desenvolvida.

## 6 *Resultados e Discussões*

A implementação apresentada no capítulo anterior tem como resultado um sistema onde é possível treinar virtualmente o procedimento de PAAF, sendo o foco principal desse trabalho a implementação de casos de estudo a partir de imagens reais. Para ilustrar a utilização da ferramenta serão utilizados dois casos (Figuras 112 e 113), onde será mostrado desde o cadastramento do paciente até o momento em que é efetuado, de modo virtual, o treinamento.

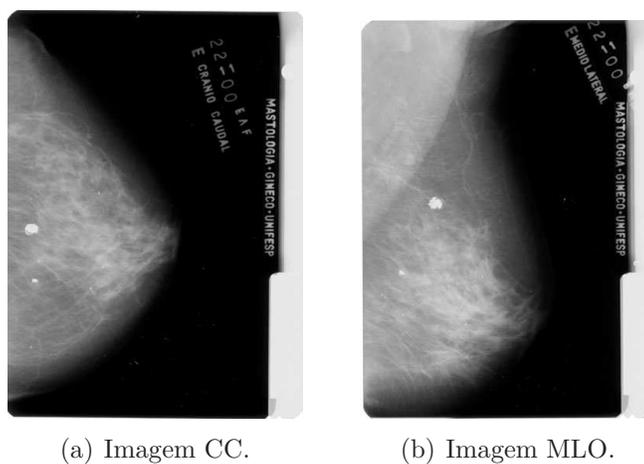


Figura 112: 1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com resolução de 2048x2758 *pixels*.

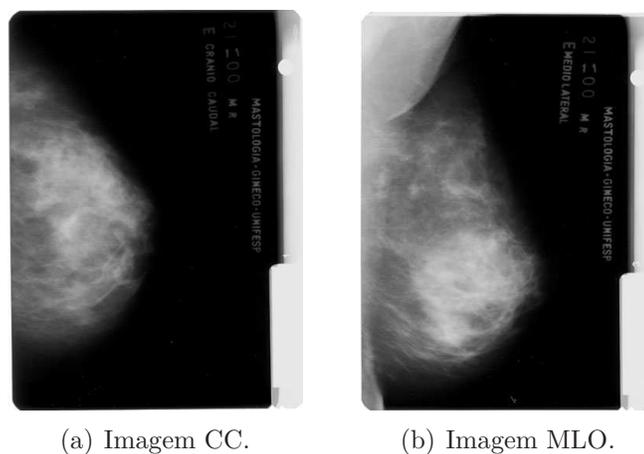


Figura 113: 2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com resolução de 2048x2758 *pixels*.

Comparando-se os casos apresentados nas Figuras 112 e 113, nota-se que o estudo de caso da Figura 112 apresenta um nódulo de dimensão mediana e localizado na parte inferior da mama na visão MLO. Já o estudo de caso mostrado na Figura 113 mostra um nódulo menor do que apresentado nos demais casos e localizado mais próxima da borda da mama.

O primeiro passo a ser realizado foi submeter as imagens apresentadas nas Figuras 112 e 113 para um especialista para que este analisasse e delimitasse os nódulos nas visões CC e MLO de cada estudo de caso em um ferramenta de editoração gráfica. Como comentado anteriormente esse procedimento é necessário devido a ausência de algoritmos que segmentem nódulos de forma totalmente automatizada sem a seleção de uma ROI. O resultado dos mamogramas submetidos ao especialista por ser visualizado nas Figuras 114 e 115.

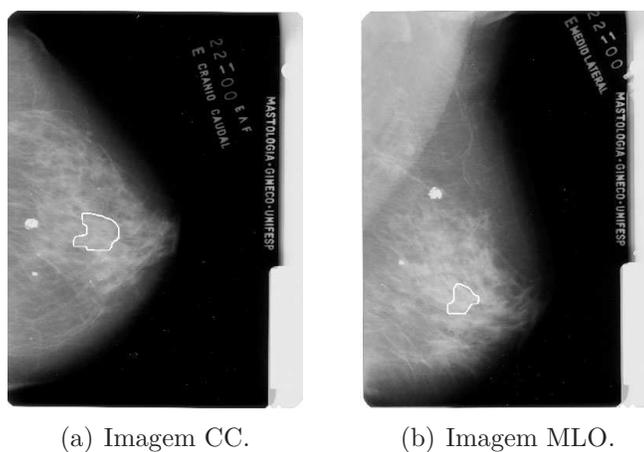


Figura 114: 1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado com resolução de 380x512 *pixels*.

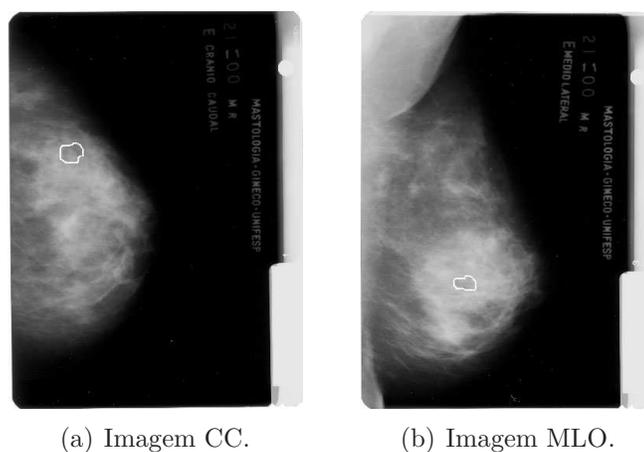


Figura 115: 2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado com resolução de 380x512 *pixels*.

Após os nódulos terem sido circulados por um especialista, os mamogramas podem ser utilizados como fonte de entrada de informações para o sistema desenvolvido.

Antes de cadastrar o estudo de caso na ferramenta, deve-se cadastrar o paciente. A Figura 116 mostra um exemplo de cadastramento de um paciente referente ao primeiro caso e a Figura 117 referente ao segundo caso. Os dados dos pacientes apresentados nos exemplos são fictícios.

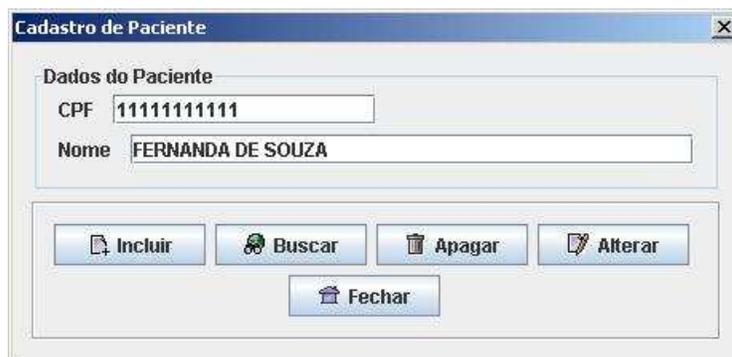


Figura 116: 1º Estudo de Caso - Interface gráfica para cadastramento de pacientes.



Figura 117: 2º Estudo de Caso - Interface gráfica para cadastramento de pacientes.

Depois de cadastrado o paciente é possível cadastrar os exames. O cadastramento dos exames consiste em selecionar um paciente, pelo CPF ou pelo nome, e fornecer as visões CC e MLO referentes ao mamograma do paciente com os nódulos delimitados pelo especialista. A Figura 118 mostra o cadastramento do estudo de caso referente ao paciente cadastrado na Figura 116 e a Figura 118 ao cadastrado na Figura 117. No exemplo apresentado na Figura 118, o paciente foi consultado por meio do nome e no exemplo da Figura 119 pelo CPF.

Após a escolha das visões CC e MLO do mamograma com o nódulo delimitado, o usuário deve selecionar o botão *Salvar*, dando início à aplicação dos algoritmos de PI citados nos capítulos anteriores.

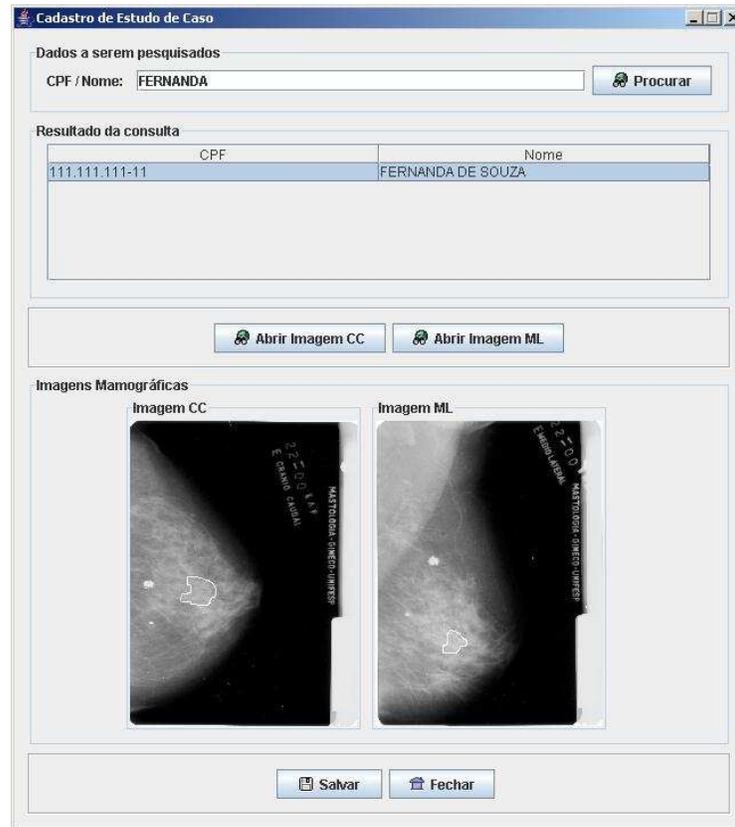


Figura 118: 1º Estudo de Caso - Interface gráfica para cadastramento de estudos de caso.

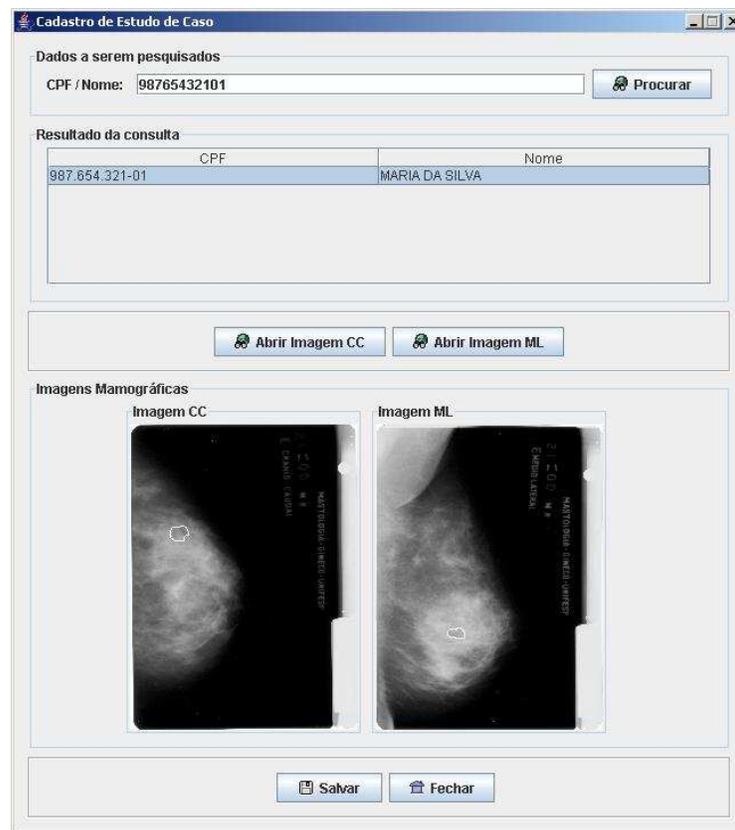


Figura 119: 2º Estudo de Caso - Interface gráfica para cadastramento de estudos de caso.

A primeira técnica de PI aplicada foi a de redução de escala. As Figuras 120 e 121 mostram a imagem resultante após a aplicação desta operação. A Figura 120 mostra a operação de escala aplicada ao primeiro caso e a Figura 121 ao segundo caso.

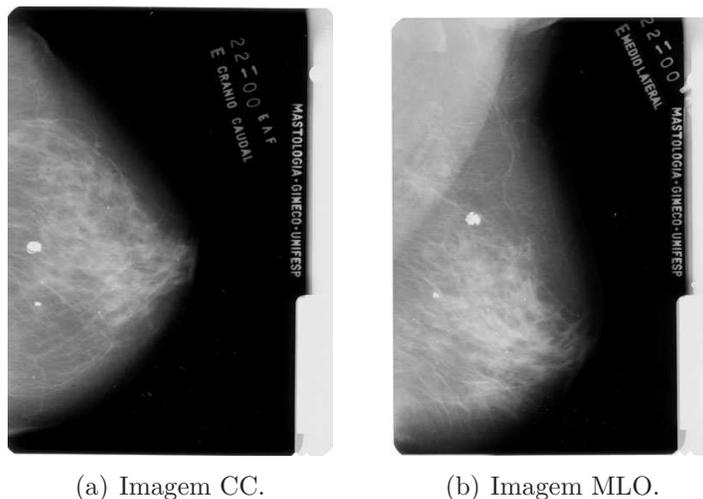


Figura 120: 1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com resolução de 380x512 *pixels*.

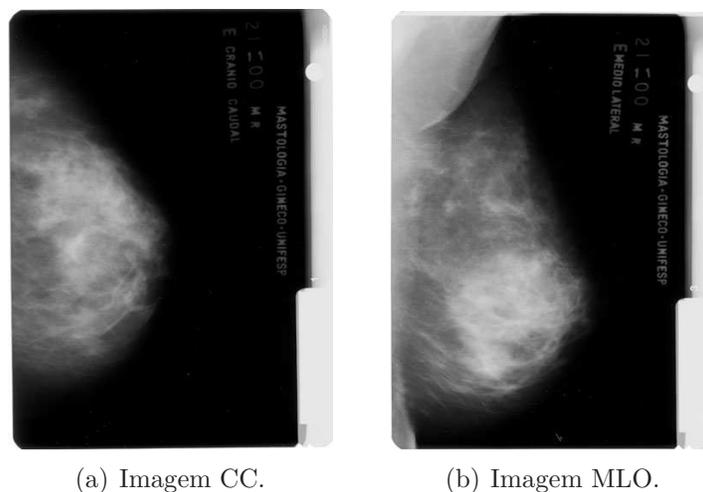


Figura 121: 2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com resolução de 380x512 *pixels*.

Após a operação de escala foi realizada a binarização da imagem, cujo propósito foi destacar a área da mama do fundo da imagem. A Figura 122 apresenta a imagem resultante da binarização aplicada ao primeiro caso e a Figura 123 ao segundo caso.

Após a fase de binarização, foi aplicada uma dilatação morfológica, para preservar o formato da mama, e em seguida, foram realizadas três sucessivas erosões morfológicas, para isolar a região da mama. A aplicação da dilatação ao primeiro caso pode ser visualizado na Figura 124 e ao segundo caso na Figura 125. Já a aplicação da erosão pode ser visualizado nas Figuras 126, 128 e 130 para o primeiro caso e nas Figuras 127, 129 e 131 para o segundo caso.

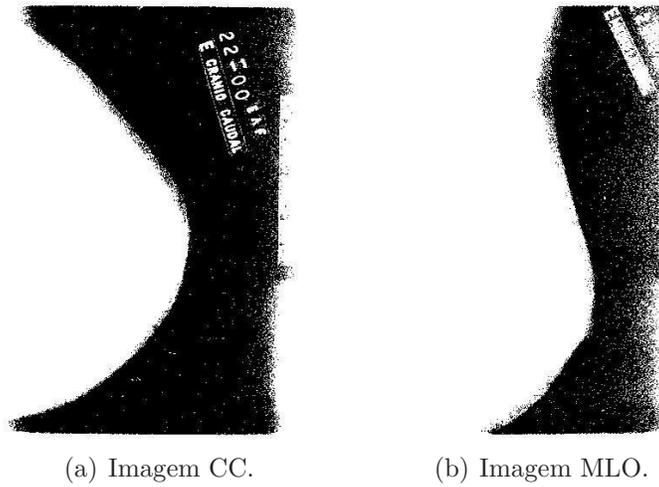


Figura 122: 1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica binarizada.

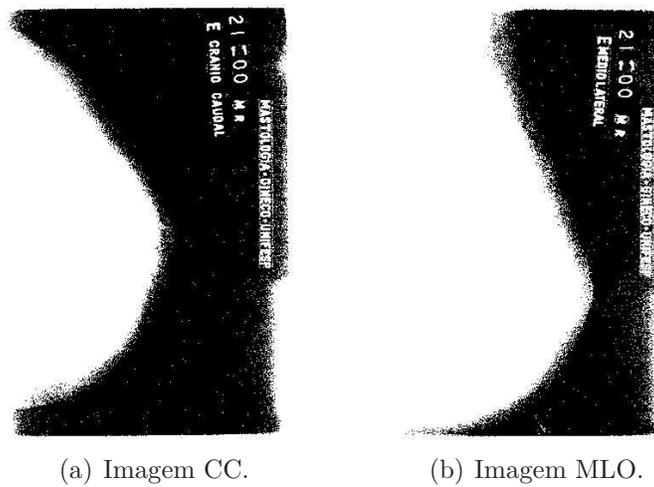


Figura 123: 2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica binarizada.

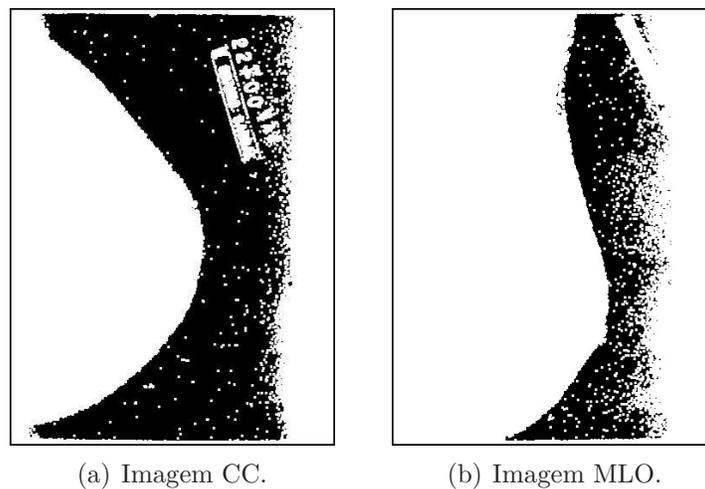


Figura 124: 1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a primeira dilatação.

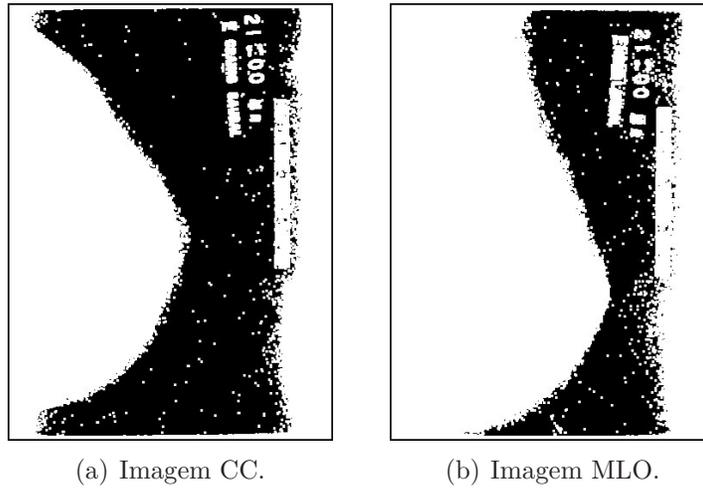


Figura 125: 2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a primeira dilatação.

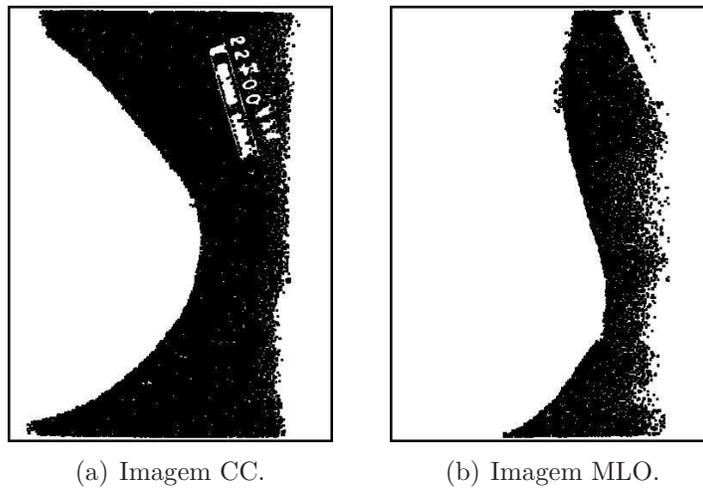


Figura 126: 1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a primeira erosão.

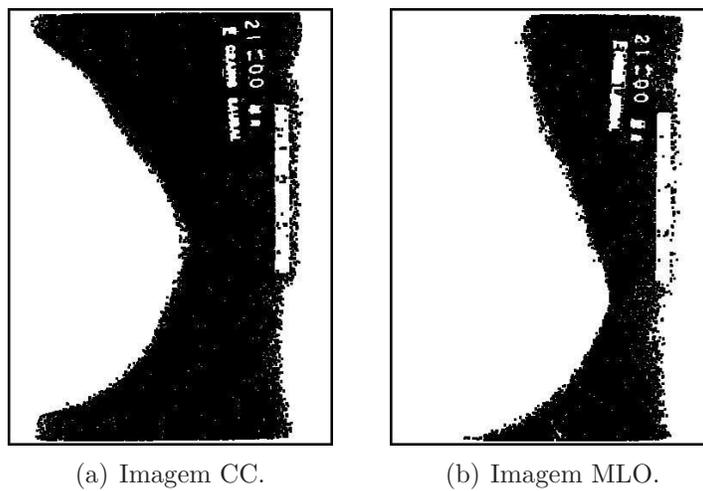


Figura 127: 2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a primeira erosão.

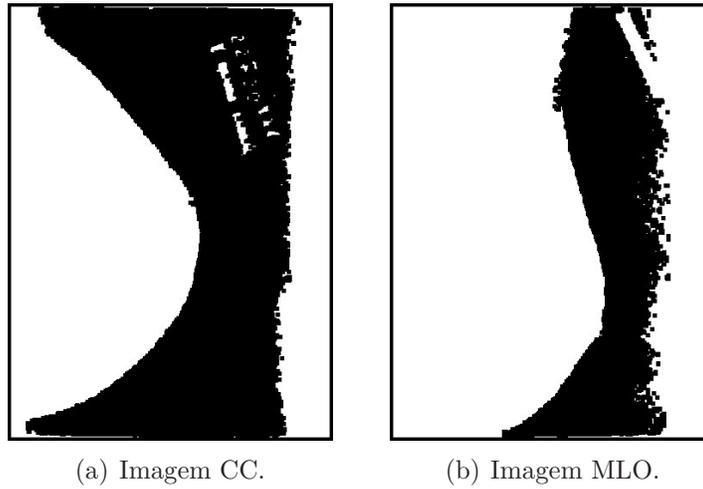


Figura 128: 1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a segunda erosão.

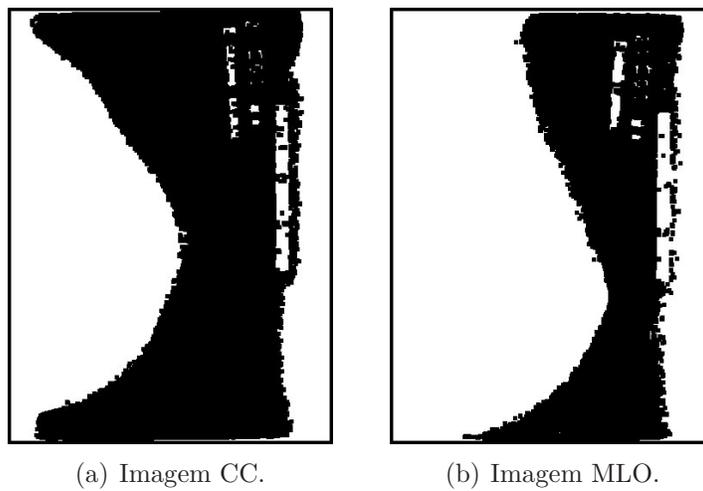


Figura 129: 2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a segunda erosão.

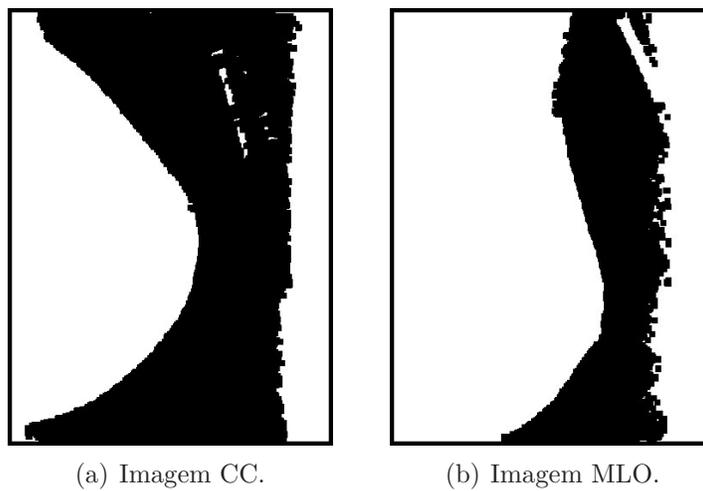


Figura 130: 1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a terceira erosão.

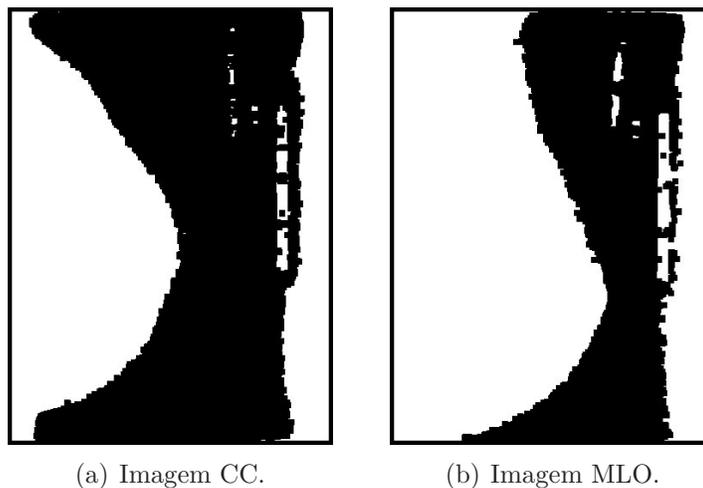


Figura 131: 2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a terceira erosão.

O próximo passo consistiu em segmentar a mama. A segmentação da mama foi feita através de um algoritmo de crescimento de região, cujo funcionamento já foi detalhado no capítulo anterior. A Figura 132 exibe a imagem resultante do algoritmo de segmentação aplicado ao primeiro caso e a Figura 133 ao segundo caso.

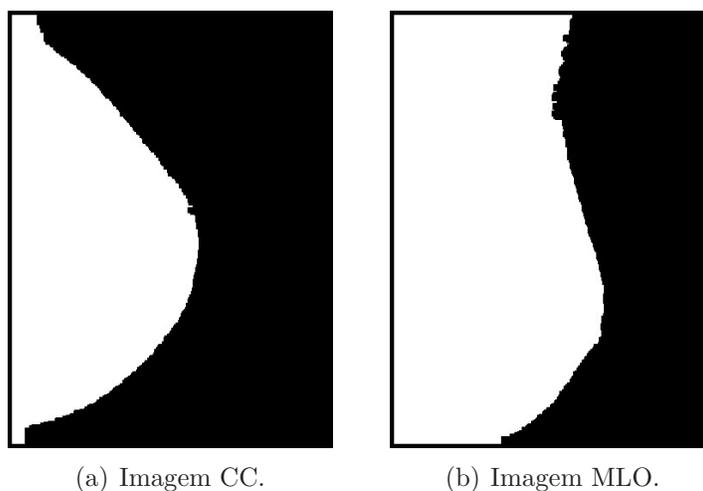


Figura 132: 1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a segmentação.

Após a fase de segmentação da mama deu-se início à fase de extração de medidas, cujo propósito foi extrair os vértices que foram utilizados para a construção do modelo sintético 3D da mama. O funcionamento do algoritmo foi descrito em detalhes no capítulo anterior.

Depois da fase de extração de medidas, foi efetuado a descompressão da mama. Como já comentado anteriormente, o processo de compressão é necessário para uniformizar o formato da mama e traz como resultado uma melhoria na qualidade do mamograma (INCA, 2006). Como comentado no capítulo anterior, a técnica empregada no presente

projeto para descomprimir a mama foi desenvolvida por Highnam, Brady e Shepstone (1998).

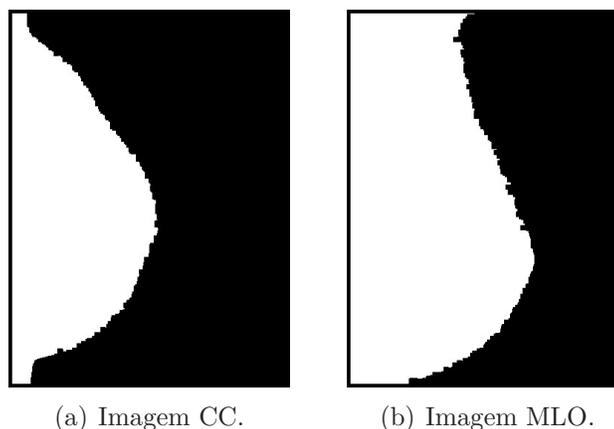


Figura 133: 2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica após a segmentação.

Depois da fase de descompressão, foi efetuado o alinhamento entre as visões, que é o módulo responsável pelo estabelecimento da correspondência entre as visões CC e MLO.

Após a execução das fases anteriores, cujo resultado fornece as medidas necessárias para a construção da mama sintética 3D, os valores obtidos foram normalizados e armazenados em um arquivo no formato *obj*, para posterior recuperação das coordenadas geradas.

Depois de gerado o arquivo no formato *obj*, foram executadas técnicas de PI que permitiram extrair características de nódulos (altura, largura e localização do nódulo) de imagens mamográficas. A Figura 134 mostra a imagem mamográfica referente ao primeiro caso com o nódulo delimitado, e a Figura 135 a imagem mamográfica referente ao segundo caso com o nódulo delimitado.

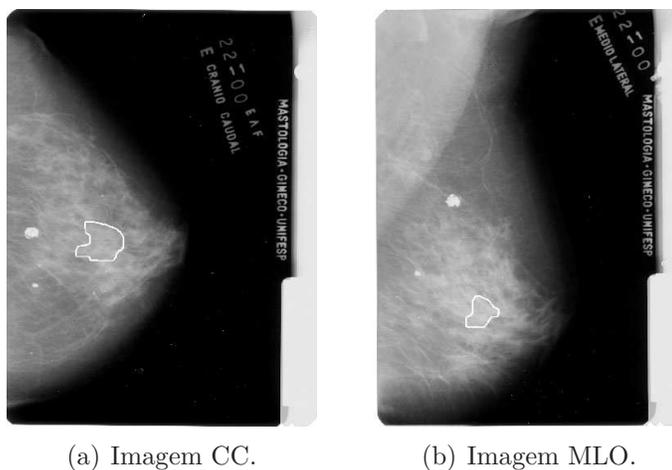
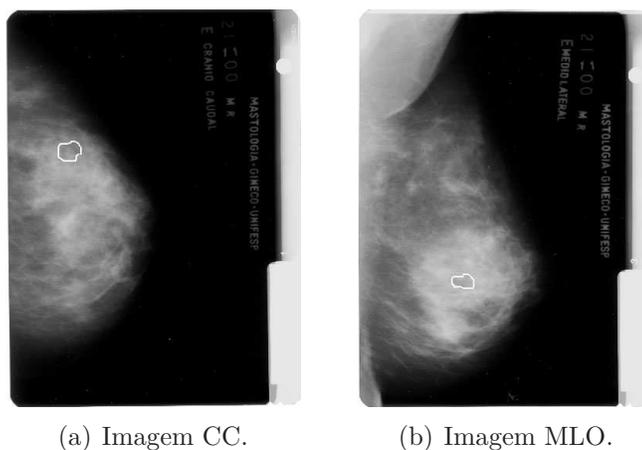


Figura 134: 1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado.

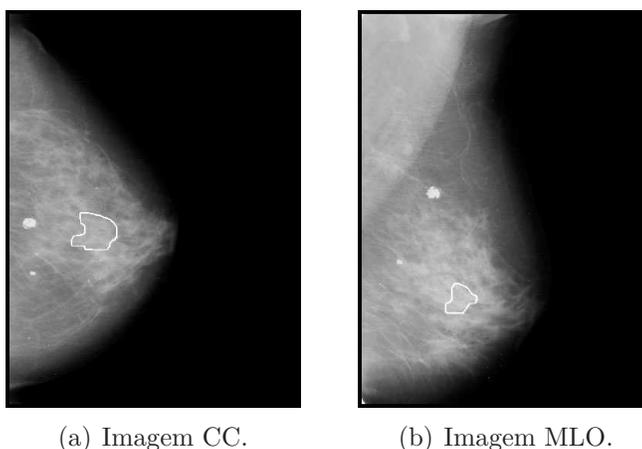


(a) Imagem CC.

(b) Imagem MLO.

Figura 135: 2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado.

A técnica de subtração foi utilizada para segmentar a área da mama do fundo da imagem, conforme pode ser visualizado nas Figuras 136 (primeiro caso) e 137 (segundo caso).



(a) Imagem CC.

(b) Imagem MLO.

Figura 136: 1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado após a subtração do fundo.

Após a eliminação do fundo da mamografia, a imagem mamográfica é binarizada para separar o nódulo do tecido da mama. Na Figura 138 é mostrada a imagem resultante do primeiro caso após a aplicação da técnica de binarização e na Figura 139 a imagem resultante referente ao segundo caso.

A partir da imagem binarizada foi aplicado o algoritmo para extração de medidas do nódulo e, em seguida, o alinhamento entre as visões.

Após a execução da fase de extração de medidas foram obtidas as medidas necessárias para a construção do nódulo sintético 3D. Os valores obtidos foram normalizados, e armazenados em um arquivo no formato *obj*.

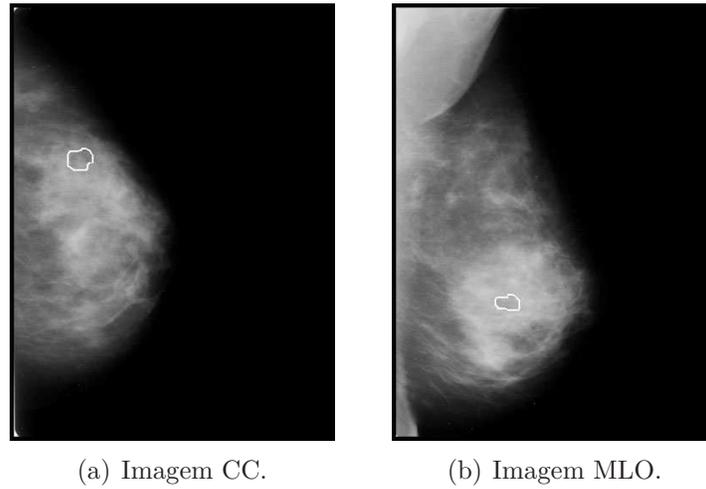


Figura 137: 2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado após a subtração do fundo.

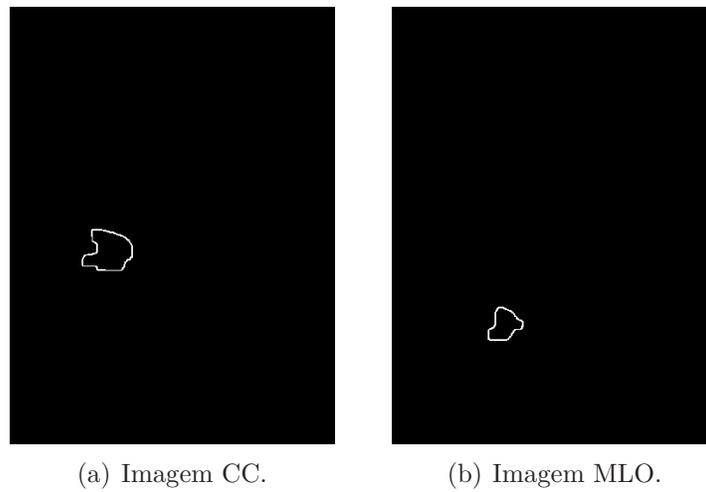


Figura 138: 1º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado binarizada.

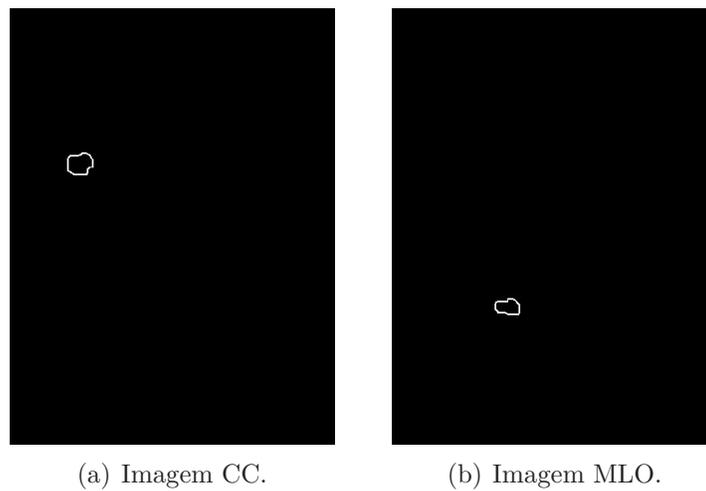


Figura 139: 2º Estudo de Caso - Imagem mamográfica com o nódulo circundado binarizada.

Com base nos resultados do algoritmo de extração de medidas são criados dois arquivos no formato *obj*, um para armazenar a mama sintética 3D e outro para armazenar o nódulo sintético 3D.

Inicialmente havia se optado por uma abordagem de processar a imagem e gerar o modelo sintético a todo momento que fosse efetuar o treinamento do procedimento. No entanto, essa abordagem mostrou-se ineficaz devido à performance dos algoritmos de PI que consumiam em média 40 segundos para gerar os objetos em cada execução. Atualmente os modelos 3Ds são convertidos em arquivos *obj* e gravados após sua geração. Na primeira execução ainda leva em média 40 segundos pois é necessário executar os algoritmos de PI. No entanto, a partir da segunda execução, como já existem os modelos 3Ds armazenados em formato *obj* basta carregá-los com a API Java3D, procedimento que leva menos de 1 segundo.

Após a geração dos arquivos *obj*, os casos podem ser selecionados para treinamento por meio de uma interface gráfica. A Figura 140 mostra a seleção do primeiro caso e a Figura 141 apresenta o segundo caso. Deve-se escolher o paciente, por meio do CPF ou do nome, e serão apresentados os mamogramas armazenados no BD. Na Figura 140 o paciente é selecionado pelo nome e na Figura 141 pelo CPF.

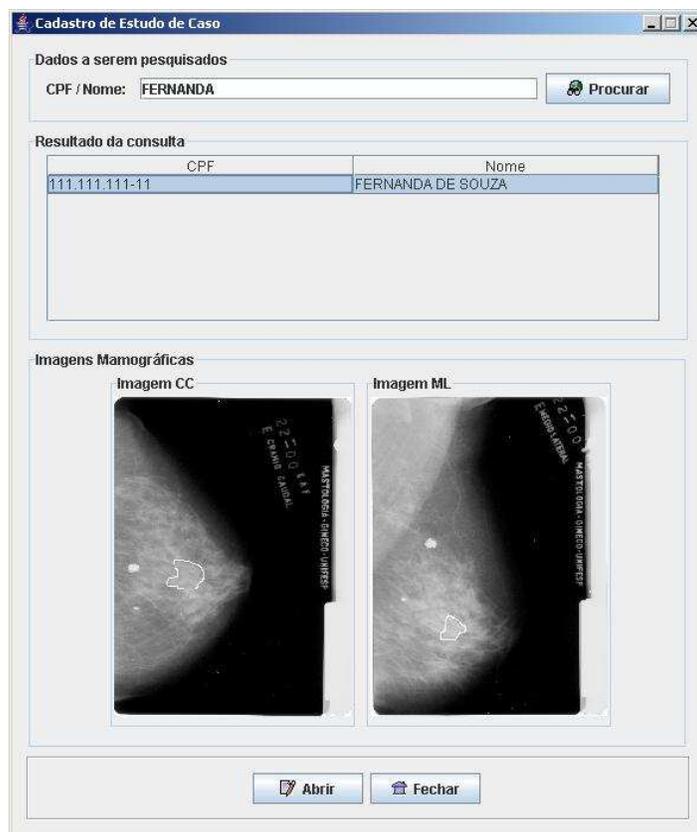


Figura 140: 1º Estudo de Caso - Interface gráfica para escolha de estudos de caso.

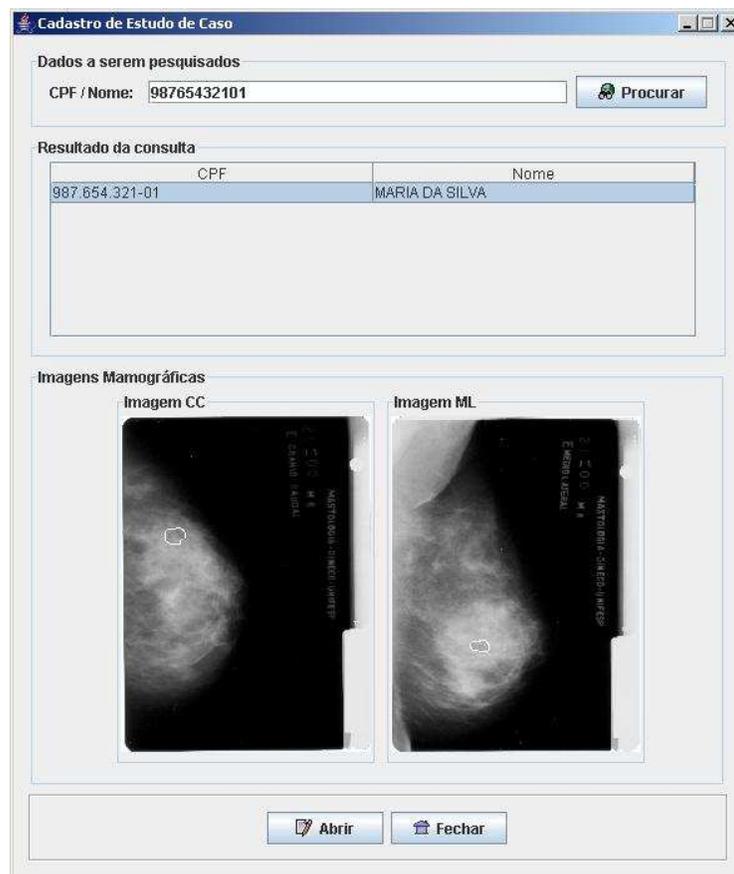


Figura 141: 2º Estudo de Caso - Interface gráfica para escolha de estudos de caso.

Ao escolher o estudo de caso, o usuário deve escolher a opção *Abrir*. Após a escolha da opção citada, será exibida uma tela com os dados do paciente, as visões CC e MLO do exame mamográfico do paciente, o AV para o treinamento e algumas opções de configuração. A Figura 142 apresenta a interface gráfica para o treinamento virtual do primeiro caso e a Figura 143 do segundo caso.

Em ambos os casos apresentados, o usuário possui alguns parâmetros que podem ser alterados durante o treinamento. Por exemplo, o usuário pode alterar o modo em que o modelo 3D da mama é exibido, optando pelo modo com textura ou *wireframe*. Como já comentado em itens anteriores, uma das finalidades do modo *wireframe* é permitir que usuários com baixa experiência no procedimento de PAAF possam realizar o treinamento virtual, pois quando a mama está no modo *wireframe* consegue-se enxergar o nódulo através dela, fato que facilita o treinamento. Outro motivo é permitir conferir se o sistema está correto em relação aos parâmetros fornecidos pelos usuários e aos resultados das técnicas empregadas. A Figura 144 apresenta um exemplo de mudança de configuração no primeiro caso, onde a mama passa a ser exibida no modo *wireframe*. A Figura 145 apresenta a mesma configuração aplicado ao segundo caso.

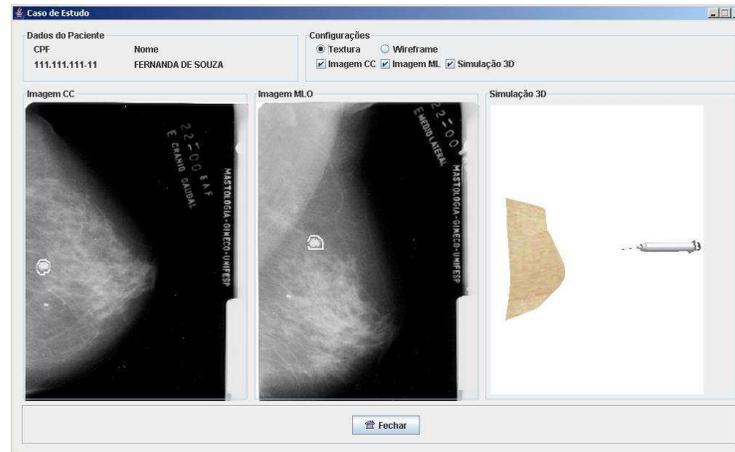


Figura 142: 1º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF.



Figura 143: 2º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF.

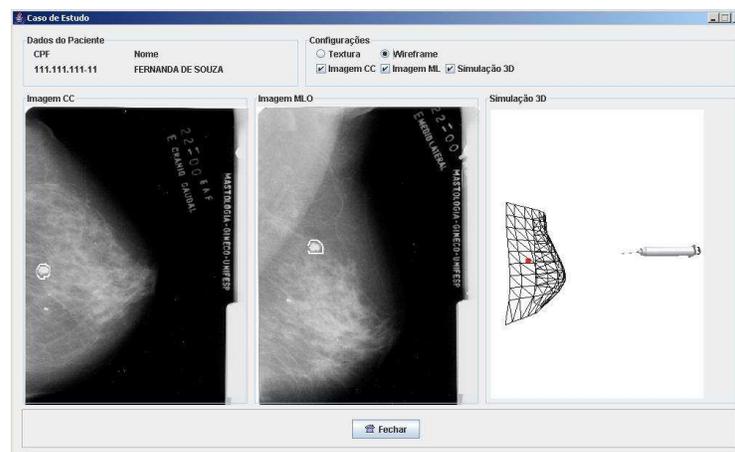


Figura 144: 1º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF no modo *wireframe*.

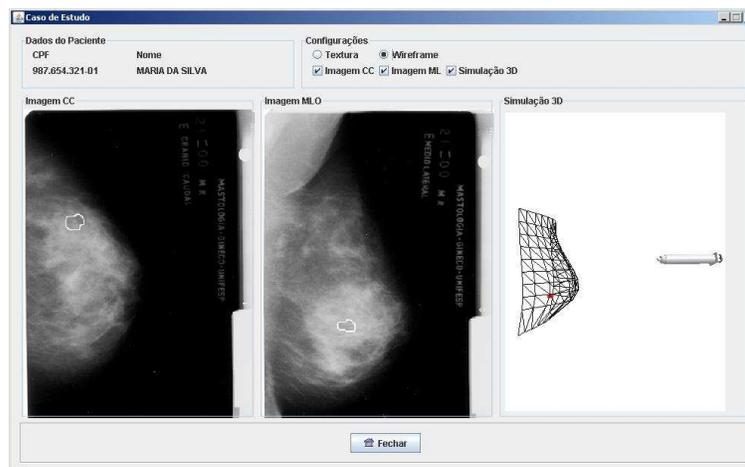


Figura 145: 2º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF no modo *wireframe*.

Além dos parâmetros de configuração, o usuário tem a possibilidade de efetuar rotação e translação nos objetos que compõem a cena 3D. Essas operações podem ser realizadas nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  do plano cartesiano (6 graus de liberdade). Além disso, o usuário conta com uma terceira operação disponível: a de aproximação (*zoom*). Um exemplo da utilização de tais operações sobre o AV pode ser visualizada nas Figuras 146, 148 e 150 para o primeiro caso e nas Figuras 147, 149 e 151 para o segundo caso.

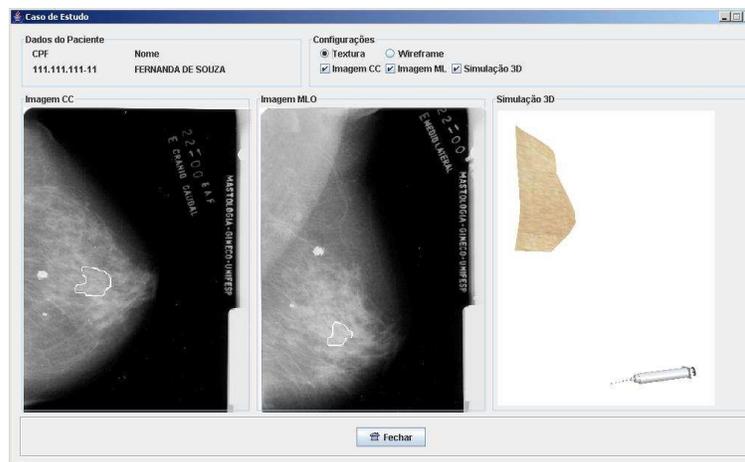


Figura 146: 1º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF após sofrer uma interação do usuário (translação).

No momento em que a agulha encostar no nódulo ocorrerá a colisão e o fato será informado ao usuário que está efetuando o treinamento através de uma mensagem. Esse fato pode ser visualizado na Figura 152 para o primeiro caso e na Figura 153 para o segundo caso. Na colisão ocorrida na Figura 152 a mama 3D está no modo *wireframe*. Já na colisão detectada na Figura 153 a mama sintética 3D está com textura.

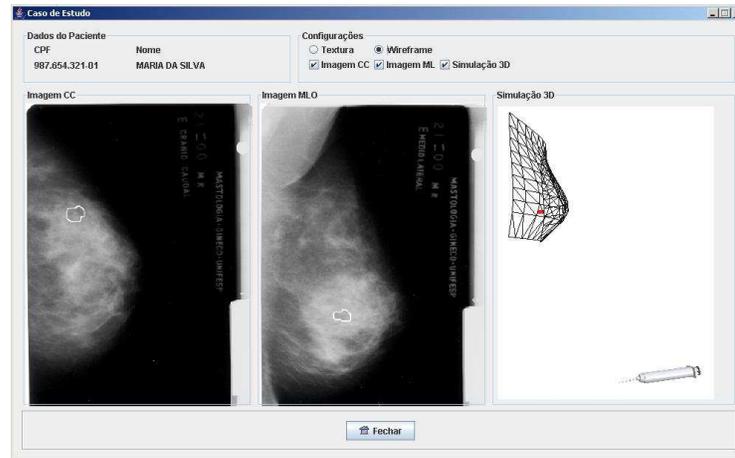


Figura 147: 2º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF após sofrer uma interação do usuário (translação).



Figura 148: 1º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF após sofrer uma interação do usuário (rotação).

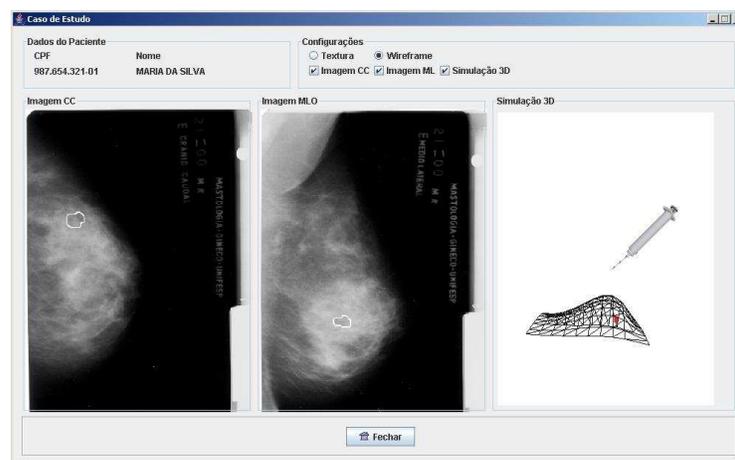


Figura 149: 2º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF após sofrer uma interação do usuário (rotação).

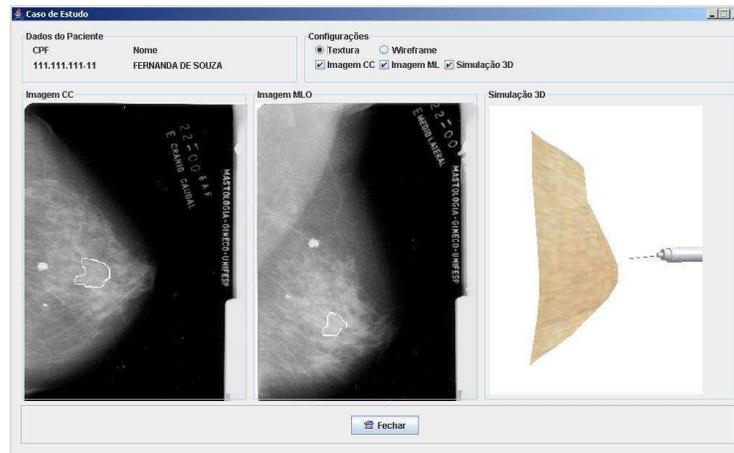


Figura 150: 1º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF após sofrer uma interação do usuário (*zoom*).

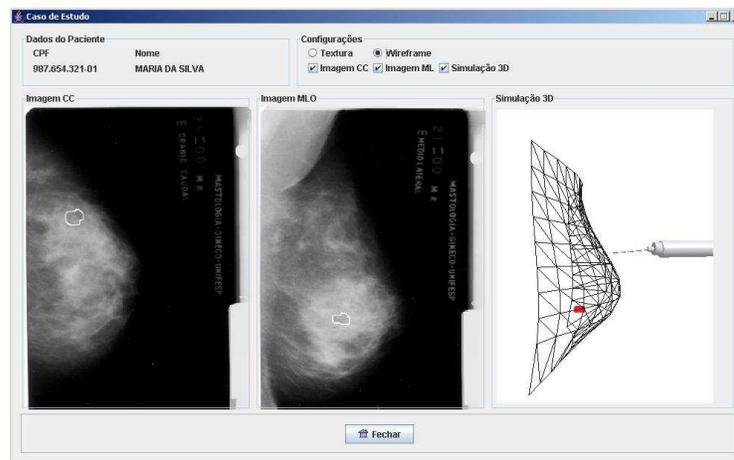


Figura 151: 2º Estudo de Caso - Interface gráfica utilizada para o treinamento do procedimento de PAAF após sofrer uma interação do usuário (*zoom*).

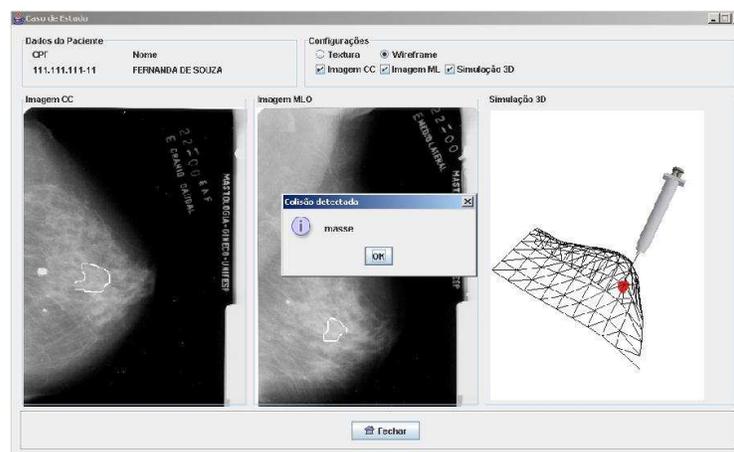


Figura 152: 1º Estudo de Caso - Mensagem alertando ao usuário que ocorreu colisão.



Figura 153: 2º Estudo de Caso - Mensagem alertando ao usuário que ocorreu colisão.

## 6.1 Considerações Finais

No presente capítulo foram apresentados os resultados obtidos durante o desenvolvimento do projeto. Os resultados foram mostrados por meio da análise de dois estudos de caso submetidos a ferramenta. No capítulo a seguir serão apresentados as conclusões que puderam ser obtidas a partir dos resultados mostrados.

A partir dos resultados percebe-se que o sistema desenvolvido atingiu os objetivos propostos que era o desenvolvimento de um módulo de sistema para a geração de casos de estudo a partir de imagens reais para serem utilizados em uma ferramenta para treinamento virtual do procedimento de PAAF.

Até o presente momento o projeto e os resultados obtidos geraram quatro artigos publicados (DELFINO; NUNES, 2005, 2006c, 2006d, 2006a, 2006b).

## *Conclusões*

A utilização de imagens reais para gerar casos para treinamento virtual usando RV pode oferecer inúmeras vantagens para a área médica, pois os profissionais da área podem treinar o procedimento em vários casos diferentes, diferente do protótipo anteriormente desenvolvido por Lima et al. (2004a, 2004b) que utiliza sempre o mesmo objeto para representar a mama e sempre o mesmo formato de nódulo. O módulo desenvolvido neste trabalho ajuda a conferir realismo ao treinamento, pois os profissionais da área deparam-se constantemente com mamas e nódulos com diversas formas e tamanhos. A partir das imagens mamográficas, o treinamento poderá ser executado com a ferramenta antes que o profissional execute o procedimento em pacientes reais, contribuindo para a diminuição dos riscos para o paciente.

Foram apresentadas também as tecnologias de *hardware* e *software* que foram utilizadas para o desenvolvimento do trabalho. Como mencionado, a utilização da linguagem *Java*, juntamente com as APIs para manipulação de imagens 2Ds e objetos 3Ds, facilitou o desenvolvimento do projeto, reduzindo os esforços em programação e tempo no desenvolvimento do projeto.

O trabalho traz como contribuição um protótipo melhorado de uma ferramenta de RV para simulação do procedimento de PAAF, permitindo aos profissionais da área médica treinarem os procedimentos referentes a esse exame, sem a necessidade de cobaias ou cadáveres. Como mencionado, cadáveres exigem contínuas ações de manutenção, o que gera custos. Com a ferramenta pretende-se diminuir a necessidade de cadáveres para os treinamentos, reduzindo o custo e aumentando a possibilidade de disponibilidade do treinamento. Pretende-se, ainda, disponibilizar o treinamento sem que o estudante tenha a necessidade de observar constantemente uma pessoa mais experiente efetuando o procedimento.

Especificamente para a área de RV, o trabalho traz como contribuição a geração de classes genéricas para construção de modelos 3Ds a partir de imagens reais, gravação e recuperação de dados, além do armazenamento e recuperação dos arquivos nos formatos *obj*, que podem ser usadas para simulação de outros tipos de exames de punção ou até mesmo

na construção de AVs com finalidades diversas de treinamento médico. Pretende-se, em trabalhos futuros, adicionar métodos de colisão mais precisos, métodos de deformação e equipamentos não convencionais melhorando, assim, a interação do usuário com a ferramenta.

## Limitações e Projetos Futuros

O módulo de sistema desenvolvido possui algumas limitações que precisam ser revistas e melhoradas em projetos futuros. Tais limitações surgiram por não fazerem parte do escopo do presente projeto, que era o desenvolvimento de um módulo de sistema para geração de casos de estudo para uma ferramenta de treinamento virtual do procedimento de PAAF.

A primeira questão se refere à forma de localizar e segmentar estruturas nodulares. Para a segmentação de estruturas nodulares houve consulta a um especialista para indicar a localização dos nódulos nas imagens, que através de uma ferramenta qualquer de editoração delimitava a área dos nódulos. Espera-se que em trabalhos futuros seja implementado um algoritmo que permita a localização e segmentação de estruturas nodulares de imagens mamográficas de forma automatizada, eliminando-se assim a participação de um especialista para a delimitação de nódulos.

No escopo do projeto foram utilizados os métodos de colisão da API J3D que apesar de fornecerem uma boa performance não fornecem uma precisão adequada. Por esse motivo, atualmente estão sendo desenvolvidos em projetos paralelos (KERA; NUNES, 2005; RIQUELME, 2005) algoritmos de detecção de colisão mais precisos, que futuramente poderão ser incorporados ao módulo desenvolvido neste projeto, aumentando assim a precisão na detecção de colisão entre objetos 3Ds.

Outro problema diz respeito à deformação. Neste módulo, ao inserir a agulha 3D na mama 3D, não há deformação do tecido mamário. No entanto, já foi desenvolvido em um projeto anterior do LApIS (PAVARINI et al., 2005) um conjunto de classes que implementam os mecanismos de deformação em objetos 3Ds. Espera-se que tal método seja adicionado em trabalhos futuros ao módulo desenvolvido no presente projeto.

E por fim, a interação com o AV gerado é feita através de equipamentos convencionais (mouse e teclado). No entanto, o LApIS adquiriu alguns equipamentos não-convencionais (equipamento háptico e luva de dados). Espera-se que tais equipamentos sejam incorporados ao presente projeto, melhorando, assim, a interação do usuário com a ferramenta.

O protótipo implementado foi apresentado a profissionais da área médica, permitindo avaliar o interesse da comunidade em projetos que visam melhorias e aprimoramentos no ensino médico. No entanto, devido as limitações acima citadas, uma avaliação mais precisa deverá ser realizada futuramente, afim de avaliar o impacto do sistema em desenvolvimento como ferramenta de treinamento e ensino.

## Referências

- ADORNO, F.; GULIATO, D.; RIBEIRO, M. M. G. Análise e classificação de tumores de mama usando métodos de segmentação baseados em conjuntos difusos. *Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação*, Abril 2003.
- ALMEIDA, A. Usando o computador para processamento de imagens médicas. *Revista Informática Médica*, v. 1, n. 2, Março-Abril 1998.
- ANASTASIO, M. A. et al. A genetic algorithm-based method for optimizing the performance of a computer-aided diagnosis scheme for detection of clustered microcalcifications in mammograms. *Med. Phys. (USA)*, v. 25, n. 9, p. 1613–1620, 1998.
- ARAÚJO, J. et al. Aspect-oriented requirements with uml. In: KANDÉ, M. et al. (Ed.). *Workshop on Aspect-Oriented Modeling with UML*. [S.l.: s.n.], 2002.
- AUKSTAKALNIS, S.; BLATNER, D. *Silicon Mirage: The Art and Science of Virtual Reality*. Berkeley, CA, USA: Peachpit Press, 1992. ISBN 0938151827.
- AZZARELLI, A. et al. Accuracy of breast cancer diagnosis by physical, radiologic and cytologic combined examinations. *Tumori*, v. 6, n. 9, p. 137–141, 1983.
- BARROS, D. C. d. C. Diagnóstico das lesões arteriais causadas por trauma penetrante no pescoço: comparação da angiografia por tomografia computadorizada helicoidal e angiografia convencional. In: *Radiol Bras*. São Paulo-SP: [s.n.], 2003. v. 36, n. 3.
- BATES, S. et al. Three-dimensional reconstruction and shape classification of microcalcification clusters in breast lesions. In: *Proceedings of 3rd International Workshop on Digital Mammography, Chicago*. Chicago: [s.n.], 1996.
- BEUCHER, S. *Segmentation d'Images et Morphologie Mathématique*. Tese (Doutorado) — Ecole Nationale Supérieure des Mines de Paris, Fontainebleau, 1990.
- BEUCHER, S.; LANTUÉJOUL, C. Use of watersheds in contour detection. *Proceedings of International Workshop on Image Processing, Real-Time Edge and Motion Detection/Estimation*, Rennes, 1979.
- BICHO, A. L. et al. Programação gráfica 3d com opengl, open inventor e java 3d. *Revista Eletrônica de Iniciação Científica (REIC)*, v. 2, n. 1, Março 2002.
- BISHOP, C. M. *Neural Networks for Pattern Recognition*. Oxford University Press, 1995. Paperback. ISBN 0198538642. Disponível em: <<http://www.amazon.ca/exec/obidos/redirect?tag=citeulike04-20&path=ASIN/0198538642>>.

- BOUGUET, J.-Y. *Visual Methods for Three-Dimensional Modeling*. Tese (Doutorado) — California Institute of Technology, California, Maio 1999.
- BURDEA, G.; COIFFET, P. *Virtual reality technology*. New York, NY, USA: Wiley-Interscience, 1994. ISBN 0-471-08632-0.
- CEZAR JUNIOR, O. P. *Carcinoma de Mama em Bragança Paulista: Experiência de Uma Década*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de Campinas—Faculdade de Ciências Médicas, Campinas-SP, Setembro 1995.
- CHRISTIANSEN, H. N.; SEDERBERG, T. W. Conversion of complex contour line definitions into polygonal element mosaics. In: *SIGGRAPH '78: Proceedings of the 5th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*. New York, NY, USA: ACM Press, 1978. p. 187–192.
- CHRISTOYIANNI, I.; DERMATAS, E.; KOKKINAKIS, G. K. Automatic detection of abnormal tissue in mammography. In: *ICIP (2)*. [S.l.: s.n.], 2001. p. 877–880.
- COHEN, J. et al. I-collide. February 2007. Disponível em: <[www.cs.unc.edu/geom/LCOLLIDE/index.html](http://www.cs.unc.edu/geom/LCOLLIDE/index.html)>.
- CRESPO, T. M.; GALBÁN, A. T. Valor de la mamografía en el diagnóstico del cáncer de mama. *Acta Cancerol*, v. 25, p. 126–128, 1995.
- CRIMINISI, A.; REID, I.; ZISSERMAN, A. Single view metrology. *Int. J. Comput. Vision*, Kluwer Academic Publishers, Hingham, MA, USA, v. 40, n. 2, p. 123–148, 2000. ISSN 0920-5691.
- DEITEL, H. M.; DEITEL, P. J. *Java How to Program*. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice Hall PTR, 2001. ISBN 0130341517.
- DELFINO, S. R. Documentação oficial. February 2007. Disponível em: <[srdelfino.awardspace.com](http://srdelfino.awardspace.com)>.
- DELFINO, S. R.; NUNES, F. L. S. Utilização de técnicas de processamento de imagens e realidade virtual para geração de estudos de caso para treinamento médico. In: *Anais do I Workshop de Aplicações de Realidade Virtual*. Uberlândia: [s.n.], 2005.
- DELFINO, S. R.; NUNES, F. L. S. Estudo comparativo entre algoritmos de segmentação para simulação tridimensional de imagens mamográficas. In: *Anais do II Workshop de Visão Computacional*. São Carlos-SP: [s.n.], 2006.
- DELFINO, S. R.; NUNES, F. L. S. Geração de casos de estudo para treinamento médico virtual a partir de imagens reais. In: *Anais do II Workshop de Aplicações de Realidade Virtual*. Pernambuco-PE: [s.n.], 2006.
- DELFINO, S. R.; NUNES, F. L. S. Geração de estudos de caso para treinamento médico a partir de técnicas de processamento de imagens e realidade virtual. In: *Anais do I Workshop de Dissertações em Computação*. Marília - SP: [s.n.], 2006.
- DELFINO, S. R.; NUNES, F. L. S. Utilizando a tecnologia java para geração dinâmica de estudos de casos para treinamento médico. In: *Anais do VI Workshop de Informática Médica*. Vila Velha-ES: [s.n.], 2006.

DELFINO, S. R.; NUNES, F. L. S.; SPOTTO, E. S. *Avaliação de Sistemas Gerenciadores de Banco de Dados Gratuitos para Aplicações em Sistemas de Gerenciamento de Imagens Médicas*. Marília - SP, 2004.

DELINGETTE, H. et al. *Craniofacial surgery simulation testbed*. [S.l.], 1994. Disponível em: <[citeseer.ist.psu.edu/delingette94craniofacial.html](http://citeseer.ist.psu.edu/delingette94craniofacial.html)>.

DIGABEL, H.; LANTUÉJOU, C. Iterative algorithms. *Actes du Second Symposium Européen d'Analyse Quantitative des Microstructures en Sciences des Matériaux, Biologie et Médecine*, Caen, p. 85–99, 1978.

ECLIPSE. Página oficial. February 2007. Disponível em: <[www.eclipse.org/](http://www.eclipse.org/)>.

EIRAS, A. L.; KOCH, H. A.; PEIXOTO, J. E. Parâmetros envolvidos na qualidade da imagem mamográfica – revisão dos fundamentos teóricos. *Rev Imagem*, v. 22, p. 113–118, 2000.

EKOULE, A. B.; PEYRIN, F. C.; ODET, C. L. A triangulation algorithm from arbitrary shaped multiple planar contours. *ACM Trans. Graph.*, ACM Press, New York, NY, USA, v. 10, n. 2, p. 182–199, 1991. ISSN 0730-0301.

FERNANDES, C. R. C.; LEITE, N. J. Segmentação de imagens de cartas náuticas por morfologia matemática. In: *IX Simpósio Brasileiro de Computação Gráfica e Processamento de Imagens*. Caxambú - MG: [s.n.], 1996.

FERNANDES, L. *Estudo de métodos para extração de formas e realização de medidas a partir de imagens*. [S.l.], 2005. Disponível em: <[www.inf.ufrgs.br/laffernandes/](http://www.inf.ufrgs.br/laffernandes/)>.

FERRARI, R. et al. Segmentação de mamogramas: identificação da borda da mama, músculo peitoral e disco glandular. *XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Florianópolis, p. 1255–1259, 2000.

FERRIANI, V. M. P.; RIBEIRO, C. H. C. Detecção de guias utilizando variações da transformada de hough. *XI Encontro de Iniciação Científica e Pós-Graduação do Instituto Tecnológico de Aeronáutica*, Outubro 2005. Disponível em: <[www.bibl.ita.br/xiencita/](http://www.bibl.ita.br/xiencita/)>.

FRANCE, R. B. Uml-based aspect-oriented modeling: Open questions and challenges. In: KANDÉ, M. et al. (Ed.). *Workshop on Aspect-Oriented Modeling with UML*. [S.l.: s.n.], 2002.

FRANZÉN, S.; ZAJICEK, J. Aspiration biopsy in diagnosis of palpable lesions of the breast. *Acta Radiol. Ther. Phys. Biol.*, v. 7, p. 241–262, 1968.

FREITAS JR., R. *Punção Aspirativa por Agulha Fina: Estudo Comparativo entre dois diferentes Dispositivos para a Obtenção da Amostra Citológica*. Tese (Doutorado) — Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2001.

FREITAS JR., R. et al. Punção aspirativa por agulha fina em lesões palpáveis da mama. *Ginecol. Oncol.*, v. 4, p. 11–15, 1995.

FREITAS JR., R. et al. Um novo dispositivo no auxílio da punção aspirativa por agulha fina nos tumores sólidos de origem mamária: Estudo piloto em ratos. *Rev. Col. Bras. Cir.*, v. 18, p. 1–5, 1991.

- FREITAS JR., R. et al. Fine needle aspiration biopsy of solid tumors by autovacuum system: A study in rats. *Eur. J. Surg. Oncol.*, v. 18, p. 605–607, 1992.
- FUCHS, H.; KEDEM, Z. M.; USELTON, S. P. Optimal surface reconstruction from planar contours. *Commun. ACM*, ACM Press, New York, NY, USA, v. 20, n. 10, p. 693–702, 1977. ISSN 0001-0782.
- GIANNI, F.; MORI, F. Alguns aspectos técnicos dos procedimentos diagnósticos minimamente invasivos da mama. *Revista Saúde Hoje*, 2002. Disponível em: <[www.anacosta.com.br/publicacoes/verao\\_2002/sh\\_verao02\\_mat05.asp](http://www.anacosta.com.br/publicacoes/verao_2002/sh_verao02_mat05.asp)>.
- GIGER, M. L. Computer-aided diagnosis of breast lesions in medical images. *j-COMPUT-SCI-ENG*, v. 2, n. 5, p. 39–45, sep/oct 2000. ISSN 1521-9615. Disponível em: <[www.computer.org/cse/cs1999/c5039abs.htm](http://www.computer.org/cse/cs1999/c5039abs.htm); [dlib.computer.org/cs/books/cs2000/pdf/c5039.pdf](http://dlib.computer.org/cs/books/cs2000/pdf/c5039.pdf)>.
- GODINHO, E. R.; KOCH, H. A. Breast cancer screening: physicians related issues. *Radiol Bras*, v. 37, n. 2, p. 91–99, March–April 2004. ISSN 0100-3984.
- GOES, C. E.; SCHIABEL, H.; NUNES, F. L. S. Segmentação automática de imagens mamográficas digitais utilizando morfologia matemática e crescimento de região. *Radiologia Brasileira*, Recife - PE, v. 36, p. 18–18, 2003.
- GOES, F.; GOLDENSTEIN, S. Reconstrução de modelo 3d a partir de duas imagens calibradas. In: *IV Workshop de Teses de Dissertações em Computação Gráfica e Processamento de Imagens*. [S.l.: s.n.], 2005.
- GOIS, J. P.; CASTELO FILHO, A.; NONATO, L. G. Reconstrução de superfícies a partir de nuvem de pontos. In: *Anais do IX Simpósio de Teses e Dissertações*. São Carlos - SP: [s.n.], 2004.
- GOMES, J.; VELHO, L. Abstractions paradigms for computer objects. *The Visual Computer*, v. 11, p. 227–239, 1995.
- GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. *Digital Image Processing (3rd Edition)*. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice-Hall, Inc., 2006. ISBN 013168728X.
- GULIATO, D. et al. Segmentation of breast tumors in mammograms by fuzzy region growing. *20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Hong Kong, p. 1002–1004, October 1998.
- GULIATO, D. et al. Detection of breast tumor boundaries using iso-intensity contours and dynamic thresholding. *4th International Workshop on Digital Mammography*, Nijmegen, p. 253–260, June 1998.
- HALUCK, R. et al. A virtual reality surgical trainer for navigation in laparoscopic surgery. *Medicine Meets Virtual Reality - Studies in Health Technology and Informatics*, IOS Press, v. 81, p. 171–176, 2001.
- HARTLEY, R.; ZISSERMAN, A. *Multiple view geometry in computer vision*. New York, NY, USA: Cambridge University Press, 2000. ISBN 0-521-62304-9.

- HIGHNAM, R.; BRADY, J.; SHEPSTONE, B. *Estimation of Compressed Breast Thickness during Mammography*. 1998. Disponível em: <[citeseer.ist.psu.edu/169708.html](http://citeseer.ist.psu.edu/169708.html)>.
- HULKA, B. S.; STARK, A. T. Breast cancer: cause and prevention. *Lancet*, v. 346, n. 8979, p. 883–887, 1995. ISSN 0140-6736.
- HUNTER, I. et al. Ophthalmic microsurgical robot and associated virtual environment. *Computer in Biology and Medicine*, v. 25, n. 2, 1995.
- INCA. Instituto nacional do câncer. Abril 2006. Disponível em: <[www.inca.org.br](http://www.inca.org.br)>.
- JAI. Java advanced image api v. 1.2.1. Abril 2006. Disponível em: <[java.sun.com/products/java-media/jai/](http://java.sun.com/products/java-media/jai/)>.
- JAVA. Java 2 platform standard edition v. 1.4.2. Abril 2006. Disponível em: <[java.sun.com/j2se/1.4.2/](http://java.sun.com/j2se/1.4.2/)>.
- JAVA3D. Java3d api v. 1.3.1. Abril 2006. Disponível em: <[java.sun.com/products/java-media/3D/](http://java.sun.com/products/java-media/3D/)>.
- JAVADOC. Página oficial. February 2007. Disponível em: <[java.sun.com/j2se/javadoc/](http://java.sun.com/j2se/javadoc/)>.
- JBUILDER. Página oficial. February 2007. Disponível em: <[www.borland.com/br/products/jbuilder/](http://www.borland.com/br/products/jbuilder/)>.
- JDEVELOPER. Página oficial. February 2007. Disponível em: <[www.oracle.com/technology/products/jdev/index.html](http://www.oracle.com/technology/products/jdev/index.html)>.
- JÄHNE, B. *Digital image processing (3rd ed.): concepts, algorithms, and scientific applications*. London, UK: Springer-Verlag, 1995. ISBN 3-540-59298-9.
- JOO, S. et al. Computer-aided diagnosis of solid breast nodules: Use of an artificial neural network based on multiple sonographic features. *MedImg*, v. 23, n. 10, p. 1292–1300, October 2004.
- KEPPEL, E. Approximating complex surfaces by triangulation of contour lines. *IBM Journal of Research and Development*, v. 19, n. 1, p. 2–11, 1975.
- KERA, M.; NUNES, F. L. S. *Detecção de Colisão Utilizando Hierarquias em Ferramentas de Realidade Virtual para Treinamento Médico*. Marília - SP, 2005.
- KIM, J.-K.; PARK, H. W. Statistical textural features for detection of microcalcifications in digitized mammograms. *IEEE Trans. Med. Imaging*, v. 18, n. 3, p. 231–238, 1999.
- KIRNER, C. *Apostila do Ciclo de Palestras de Realidade Virtual*. São Carlos-SP, 1996.
- KITA, Y.; HIGHNAM, R.; BRADY, M. Correspondence between two different views of x-ray mammograms using simulation of breast deformation. In: *Proceedings of Computer Vision and Pattern Recognition Conference*. Santa Barbara: [s.n.], 1998. p. 700–707.
- KOCH, H. A.; PEIXOTO, J. E. La calidad en el campo de la mamografía. *Diagnostic Imaging América Latina*, p. 14–32, Septiembre 1996.

- KUPINSKI, M. A.; GIGER, M. L. Automated seeded lesion segmentation on digital mammograms. *IEEE Trans. Med. Imaging*, v. 17, n. 4, p. 510–517, 1998.
- KUROKI, Y. et al. Computer-aided detection of breast cancer using an ultra high-resolution liquid crystal display: Reading session analysis. In: *Digital Mammography / IWDM*. [S.l.: s.n.], 2006. p. 92–96.
- LACROUTE, P.; LEVOY, M. Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transformation. In: *SIGGRAPH '94: Proceedings of the 21st annual conference on Computer graphics and interactive techniques*. New York, NY, USA: ACM Press, 1994. p. 451–458. ISBN 0-89791-667-0.
- LEVOY, M. Efficient ray tracing of volume data. *ACM Trans. Graph.*, ACM Press, New York, NY, USA, v. 9, n. 3, p. 245–261, 1990. ISSN 0730-0301.
- LIMA, L. et al. Um protótipo para simulação de exame de punção de mama utilizando realidade virtual não imersiva. In: *Anais do VII Symposium on Virtual Reality*. [S.l.: s.n.], 2004. p. 171–182.
- LIMA, L. et al. Virtual reality for medical training: a prototype to simulate breast aspiration exam. In: *Proceedings of ACM SIGGRAPH International Conference on Virtual-Reality Continuum and its Applications in Industry*. [S.l.: s.n.], 2004. p. 328–331.
- LIU, A. et al. A survey of surgical simulation: Applications, technology, and education. *Presence*, v. 12, n. 6, p. 599–614, 2003.
- LLOYD, S. P. Least squares quantization in pcm. *IEEE Transactions on Information Theory*, v. 28, n. 2, p. 129–136, 1982.
- LOGITHEC. 3d motion controllers from 3dconnexion. February 2007. Disponível em: <[www.logitech.com/index.cfm/products/3rdparty/US/EN,crid=1720,categoryid=298](http://www.logitech.com/index.cfm/products/3rdparty/US/EN,crid=1720,categoryid=298)>.
- MACHADO, L. *A Realidade Virtual no Modelamento e Simulação de Procedimentos Invasivos em Oncologia Pediátrica: Um Estudo de Caso no Transplante de Medula Óssea*. Tese (Doutorado) — Departamento de Engenharia de Sistema Eletrônicos da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003. Disponível em: <[www.teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3142/tde-07052003-123257](http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3142/tde-07052003-123257)>.
- MARINHO, L. A. B. *Conhecimento, Atitude e Prática do Auto Exame da Mama e do Exame de Mamografia em Usuárias dos Centros de Saúde do Município de Campinas*. Tese (Doutorado) — Universidade de Campinas - Faculdade de Ciências Médicas, Campinas, 2001. Disponível em: <[libdigi.unicamp.br/document/?code=vtls000235787](http://libdigi.unicamp.br/document/?code=vtls000235787)>.
- MARQUES FILHO, O.; VIEIRA NETO, H. *Processamento Digital de Imagens*. Rio de Janeiro, Brazil: Editora Brasport, 1999.
- MAYER, S. et al. An injection with tree awareness: Adding staircase join to postgresql. In: *Proceedings of the 30th International Conference on Very Large Data Bases (VLDB 2004)*, Toronto, Canada. [S.l.]: Morgan Kaufmann Publishers, 2004. p. 1305–1308. ISBN 0120884690.

- MEDEIROS, N. das G.; SILVA, E. A. da; NOGUEIRA, J. R. Segmentação morfológica de imagens utilizando o gradiente morfológico multi-escala. *Revista Brasileira de Cartografia*, Dezembro, n. 54, 2002.
- MONTGOMERY, K. et al. Surgical simulator for hysteroscopy: A case study of visualization in surgical training. In: *IEEE Visualization*. [S.l.: s.n.], 2001.
- NETBEANS. Página oficial. February 2007. Disponível em: <[www.netbeans.org/products/ide/](http://www.netbeans.org/products/ide/)>.
- NETO, G. H.; RIBEIRO, G. C.; VALERI, F. V. Processamento e segmentação de mamogramas digitais. *IX Congresso Brasileiro de Informática em Saúde*, Ribeirão Preto, 2004.
- NETTO, A.; MACHADO, L.; OLIVEIRA, M. Realidade virtual: Definições, dispositivos e aplicações. *Revista Eletrônica de Iniciação Científica da Sociedade Brasileira de Computação*, II, n. 2, Março 2002. Disponível em: <[www.di.ufpb.br/liliane/publicacoes/reic2002.pdf](http://www.di.ufpb.br/liliane/publicacoes/reic2002.pdf)>.
- NISHIKAWA, R. M. Modeling the effect of computer-aided detection on the sensitivity of screening mammography. In: *Digital Mammography / IWDM*. [S.l.: s.n.], 2006. p. 46–53.
- NUNES, F. Introdução ao processamento de imagens médicas para auxílio ao diagnóstico – uma visão prática. In: \_\_\_\_\_. *Atualizações em Informática*. [S.l.]: Editora PUC Rio, 2006. v. 1, cap. 2, p. 73–126.
- NUNES, F.; SCHIABEL, H.; GOES, C. Using free technology to store and retrieve mammographic images by internet. In: *Proceedings of 5th International Workshop on Image Analysis*. Lisboa: [s.n.], 2004.
- NUNES, F. d. L. d. S.; SCHIABEL, H.; GOES, C. E. Contrast enhancement in dense breasts images to aid clustered microcalcifications detection. In: *Journal of Digital Imaging : the Official Journal of the Society for Computer Applications in Radiology*. [S.l.: s.n.], 2006.
- OPENGL. Página oficial. February 2007. Disponível em: <[www.opengl.org](http://www.opengl.org)>.
- PARKIN, D. M. Global cancer statistics in the year 2000. *Lancet Oncol*, v. 2, n. 9, p. 533–43, 2001.
- PAVARINI, L. et al. Proposta de implementação de deformação em ferramentas virtuais de treinamento médico. In: *Anais do II Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas*. São Pedro-SP: [s.n.], 2005.
- PECCINI, G.; D'ORNELLAS, M. C. Segmentação de imagens por watersheds: Uma implementação utilizando a linguagem java. *Revista Eletrônica de Iniciação Científica da Sociedade Brasileira de Computação*, V, n. IV, 2005. Disponível em: <[bibliotecadigital.sbc.org.br/download.php?paper=140](http://bibliotecadigital.sbc.org.br/download.php?paper=140)>.
- PEDRON, S. L.; GREMELMEIER, C. H. Utilização da linguagem de programação java com bancos de dados relacionais. 2006. Disponível em: <[www.inf.uri.com.br/utilizacao.htm](http://www.inf.uri.com.br/utilizacao.htm)>.

- PEIXOTO, A.; GATTASS, M. *Reconstrução de Superfícies a partir de Seções Bidimensionais*. Dissertação (Mestrado) — Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2000.
- POSTGRESQL. Página oficial. February 2007. Disponível em: <[www.postgresql.org/](http://www.postgresql.org/)>.
- REALTIES, V. Data gloves. February 2007. Disponível em: <[www.vrealities.com/5dtglove5.html](http://www.vrealities.com/5dtglove5.html)>.
- REALTIES, V. Hmd. February 2007. Disponível em: <[www.vrealities.com/5dt.html](http://www.vrealities.com/5dt.html)>.
- RIQUELME, F. *Estudo comparativo de tecnologias de software para Realidade Virtual*. Dissertação (Mestrado) — UNIVEM-Centro Universitário Eurípides de Marília, Marília-SP, 2005.
- RIVAS, R.; IBÁÑEZ, M.; RIOS, R. Reconstrução tridimensional de imagens angiográficas. In: *Anais do IV Workshop em Tratamento de Imagens*. [S.l.: s.n.], 2003.
- RUSS, J. C. *Image Processing Handbook, Fourth Edition*. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, Inc., 2002. ISBN 084931142X.
- SANTOS, V. T. *Segmentação de imagens mamográficas para detecção de nódulos em mamas densas*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo – Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos, Novembro 2002. Disponível em: <[www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-16042003-183808/](http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-16042003-183808/)>.
- SENSABLE. Haptic devices. February 2007. Disponível em: <[www.sensable.com/products-haptic-devices.htm](http://www.sensable.com/products-haptic-devices.htm)>.
- SENSE8. Página oficial. February 2007. Disponível em: <[www.sense8.com/products/wtk.html](http://www.sense8.com/products/wtk.html)>.
- SINGH, S.; AL-MANSOORI, R. Identification of regions of interest in digital mammo-grams. October 2000. Disponível em: <[citeseer.ist.psu.edu/singh00identification.html](http://citeseer.ist.psu.edu/singh00identification.html)>.
- SOILLE, P. *Morphological Image Analysis: Principles and applications*. Berlin: Springer-Verlag, 1999. ISBN 3-540-65671-5. Disponível em: <[web.ukonline.co.uk/soille/book1st](http://web.ukonline.co.uk/soille/book1st)>.
- SOURIN, A.; SOURINA, O.; SEN, H. T. Virtual orthopedic surgery training. *IEEE Comput. Graph. Appl.*, IEEE Computer Society Press, Los Alamitos, CA, USA, v. 20, n. 3, p. 6–9, 2000. ISSN 0272-1716.
- SOUSA, P. M. M. V. A. de et al. Enterprise modeling and computing with uml. Idea Group Inc., September 2006.
- SOUZA, J. et al. Acurácia da sensação tátil da paaf no diagnóstico de lesões mamárias. *Revista Brasileira de Mastologia*, v. 5, p. 7–10, 1995.
- SOUZA, M.; CENTENO, T.; PEDRINI, H. Integrando reconstrução 3d de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 10, n. 2, p. 103–115, Agosto 2003.
- STOCKMAN, G.; SHAPIRO, L. G. *Computer Vision*. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice Hall PTR, 2001. ISBN 0130307963.

- STOTZKA, R. et al. *Three-Dimensional Reconstruction of Clustered Microcalcifications from Two Digitized Mammograms*. 1998. 513-520 p. Disponível em: <fuzzy.fzk.de/~rainer/new/spie98/index.html>.
- SUNMICROSYSTEMS. Página oficial. February 2007. Disponível em: <www.sun.com/>.
- SZEKELY, G. et al. *Virtual reality based surgery simulation for endoscopic gynaecology*. Amsterdam: IOS Press, 1999. 351-357 p. Disponível em: <citeseer.ist.psu.edu/szekely99virtual.html>.
- TSAI, M. D.; JOU, S. B.; HSIEH, M. S. An orthopedic virtual reality surgical simulator. In: *International Conference on Artificial Reality and Tele-Existence (ICAT)*. Taiwan: [s.n.], 2000.
- VEIGA, M.; LOPES, M.; PINTO, F. Reconstrução tridimensional dinâmica do coração através da ecocardiografia transesofágica. *Arq Bras Cardiol*, Lisboa, v. 72, n. 5, p. 559–563, 1999.
- VOLPIN, O.; BERCOVIER, M. Generation of quadrilateral meshes from triangular data with resulting smooth surface reconstruction. In: *IV '98: Proceedings of the International Conference on Information Visualisation*. Washington, DC, USA: IEEE Computer Society, 1998. p. 294. ISBN 0-8186-8509-3.
- WAGNER, C.; SCHILL, M. A.; MÄNNER, R. Collision detection and tissue modeling in a vr-simulator for eye surgery. In: *Proceedings Of Eighth Eurographics Workshop On Virtual Environments*. Barcelona: [s.n.], 2002.
- WANG, F.; MCKENZIE, R. *Virtual Life in Virtual Environments*. [S.l.], 1998. Disponível em: <citeseer.ist.psu.edu/wang98virtual.html>.
- WEBSTER, R. et al. Simulating the continuous curvilinear capsulorhexis procedure during cataract surgery on the eyesi system. In: *Medicine Meets Virtual Reality*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 592– 595.
- WEBSTER, R. et al. A prototype haptic suturing simulator. *Medicine Meets Virtual Reality - Studies in Health Technology and Informatics*, IOS Press, v. 81, p. 567–569, 2001.
- WÜNSCH FILHO, V.; MONCAU, J. E. Mortalidade por câncer no brasil 1980-1995: padrões regionais e tendências temporais. *Rev Assoc Méd Bras*, v. 48, n. 3, p. 250–257, Julho–Setembro 2002.
- YU, S.; GUAN, L. A cad system for the automatic detection of clustered microcalcification in digitized mammogram films. *IEEE Trans. Med. Imaging*, v. 19, n. 2, p. 115–126, 2000.