UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DE SISTEMAS ELETRÔNICOS

ILANA DE ALMEIDA SOUZA

**Simulador de Realidade Virtual para o Treinamento de Biópsia por
Agulha de Nódulos da Glândula Tireóide**

São Paulo
2007

ILANA DE ALMEIDA SOUZA

**Simulador de Realidade Virtual para o Treinamento de Biópsia por
Agulha de Nódulos da Glândula Tireóide**

Tese apresentada à Escola Politécnica da Universidade
de São Paulo para obtenção do Título de Doutora em
Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Sistemas Eletrônicos

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Knörich Zuffo

São Paulo

Exemplar Original: 2007

Exemplar Revisado: 2007

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

São Paulo, 10 de dezembro de 2007.

Assinatura do autor _____

Assinatura do orientador _____

FICHA CATALOGRÁFICA

Souza, Ilana de Almeida

Simulador de realidade virtual para o treinamento de biópsia por agulha de nódulos da glândula tireóide / I.A. Souza. -- ed.rev. -- São Paulo, 2007.

185 p.

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

1.Simulador médico 2.Realidade virtual 3.Biópsia por agulha 4.Glândula tireóide I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos II.t.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Ilneyda e Sebastião e aos meus irmãos Leandro e Larissa, por todo apoio, amor e carinho hoje e sempre. À Manuela, minha afilhadinha linda. Especialmente ao meu irmão Adriano e à minha avó Neide, que estarão sempre no meu coração.

AGRADECIMENTOS

À Deus, quem me ilumina e me protege todos os dias.

Aos meus pais, Sebastião e Ilneyda, que amo muito. Sou muito grata pelo exemplo, amor, carinho e apoio. Sempre foram meu porto seguro, mostrando-me o caminho certo a ser seguido. Tudo o que conquistei e se estou aqui hoje é graças a eles.

Aos meus irmãos, Leandro e Larissa, pelo apoio e carinho em todos os momentos importantes da minha vida.

À minha sobrinha Manuela, sempre motivo de alegria e orgulho.

Ao meu orientador Prof. Dr. Marcelo Knörich Zuffo, por sua orientação na pesquisa e no trabalho e por sua energia sempre positiva e contagiante, sendo um exemplo como profissional e principalmente como pessoa. É uma grande satisfação poder compartilhar com parte de sua sabedoria e experiência.

Ao Adilson Yuuji Hira e à toda equipe do Núcleo de Telessaúde e Bioinformática pelo apoio, amizade e colaboração. Alguns membros compartilharam seus conhecimentos de forma a contribuir para a realização deste trabalho: André Nebel de Mello, Nádia Gobato Abou Adile, Alex Cutovoi, Domingos Bernardo Gomes, Higor Aparecido Vieira Alves, Moacir Campos Júnior, Márcio Almeida Mendes e Ivan Cintra.

À Marcia Narumi Shiraishi Kondo, por ser uma pessoa incrível, amiga e profissional, me apoiando, ajudando e sempre contribuindo para meu crescimento na pesquisa, no trabalho e na vida.

Ao Claudiney Sanches Júnior, por todo seu apoio e amizade, compartilhando seus conhecimentos e estando sempre disposto a me ajudar.

Ao Prof. Dr. Vicente Odone Filho, provedor da idéia original deste trabalho, que gentilmente nos proporcionou uma sala no ITACI (Instituto de Tratamento do Câncer Infantil), tornando viável a realização dos testes deste trabalho.

À todos os membros do Laboratório de Sistemas Integráveis (LSI), com especial atenção à Maria Francesca Neglia, sempre pronta a atender nossos socorros, contagiando-nos com sua

disposição, profissionalismo e amizade. Sou grata também ao Lidio Lima, por toda sua dedicação na construção da mesa de visualização.

Aos médicos Dra. Maria Cristina Chammas, Dra. Adriana Gonçalves Juliano e Dr. Bruno Ctenas por sua atenção e auxílio durante toda a pesquisa em campo no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. E também à Marli Oliveira Rodrigues da Silva do Instituto de Radiologia, que tornou possível esta visita.

Especialmente ao meu irmão Adriano e à minha avó Neide que, estejam onde estiver, sei que estão sempre olhando e torcendo por mim.

FINANCIAMENTO

Este trabalho foi possível ser realizado graças ao financiamento pelo Convênio LSI-TEC / Onconet 2 N° 01.04.1010.03, com a FINEP / MCT (Financiadora de Ensino e Pesquisa / Ministério da Ciência e Tecnologia) e DECIT / SCTIE / MS (Departamento de Ciência e Tecnologia / Secretaria de Ciência, Tecnologia e Insumos Estratégicos / Ministério da Saúde).

RESUMO

A biópsia por agulha fina é um procedimento importante na investigação de tumores, considerado de baixo-custo, minimamente invasivo e ideal para o fornecimento de um diagnóstico preciso em casos de nódulos da glândula tireóide. Para a realização bem sucedida da biópsia por agulha, a exatidão é essencial e a prática proporciona benefícios significativos tanto na recuperação do paciente, quanto na obtenção de resultados acurados. Esta tese investigou a possibilidade do desenvolvimento de um simulador de realidade virtual para treinamento de biópsia guiada por ultrassom de nódulos da glândula tireóide. O simulador de realidade virtual proposto e desenvolvido é também uma ferramenta educativa, pois além de praticar o procedimento, o usuário pode visualizar tanto um modelo da tireóide para sentir sua textura, quanto um modelo completo do pescoço com todos os seus órgãos internos, podendo ser rotacionado. O sistema consiste de duas interfaces: uma tridimensional, apresentando os modelos virtuais com estereoscopia na mesa de visualização, cuja interação do usuário é feita através do teclado ou dispositivo háptico (*Phantom OmniTM*); e uma segunda que simula o exame de ultrassom, com todas as funcionalidades de um exame real, sendo manipulada pelo mouse. As duas se comunicam e todo o processo é mostrado na janela do instrutor, que substitui o supervisor orientando o usuário durante o treinamento. O simulador de realidade virtual foi avaliado experimentalmente por profissionais da área médica e tecnológica, sendo aprovado como uma ferramenta para treinamento e ensino de biópsia de nódulos da glândula tireóide.

ABSTRACT

The fine needle biopsy is an important procedure to investigations in tumors, low-cost considered, minimally invasive and ideal for supplying an accurate diagnosis in cases of thyroid gland nodules. The exactness is essential for the successful accomplishment of the needle biopsy and the practice provides significant benefits in the recovery of the patient, as well as in attainment of accurate results. This thesis investigated the possibility of the development of virtual reality simulator for the training of the ultrasound guided needle biopsy of thyroid gland nodules. The proposed and developed virtual reality simulator is also an educative tool, because besides practicing the procedure, the user can visualize thyroid model to feel its texture, as well as a complete model of the neck with all its internal organs and it can be rotated. The system consists of two interfaces: first is a three-dimensional which presents the virtual models with stereoscopy in the visualization table, whose interaction of the user is made through the keyboard or haptic device (*Phantom OmniTM*); and second one that simulates the ultrasound images, with all the functionalities of a real examination, manipulated by the mouse. The two interfaces communicate with each other and all the process is shown in the instructor window that substitutes the supervisor and guides the user during the training. The virtual reality simulator was experimentally evaluated by professionals of the medical and technological areas, being approved as a tool for training and education in needle biopsy of the thyroid gland nodules.

SUMÁRIO

FICHA CATALOGRÁFICA	III
DEDICATÓRIA	IV
AGRADECIMENTOS	V
FINANCIAMENTO	VII
RESUMO.....	VIII
ABSTRACT	IX
SUMÁRIO.....	X
LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	XIII
LISTA DE TABELAS.....	XV
LISTA DE EQUAÇÕES	XVI
LISTA DE CÓDIGOS.....	XVII
LISTA DE SIGLAS.....	XVIII
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 OBJETIVOS.....	3
1.2 MOTIVAÇÃO	3
1.2.1 <i>Motivação Institucional</i>	4
1.3 TESE	5
1.4 METODOLOGIA	5
1.5 TRABALHOS CORRELATOS.....	6
1.6 ORGANIZAÇÃO DA TESE	8
2 O ESTADO DA ARTE DAS SIMULAÇÕES CIRÚRGICAS MINIMAMENTE INVASIVAS UTILIZANDO REALIDADE VIRTUAL.....	10
2.1 REALIDADE VIRTUAL	10
2.1.1 <i>Estereoscopia e Realidade Virtual</i>	11
2.1.2 <i>Dispositivos hápticos</i>	15
2.1.3 <i>Mesa de Visualização</i>	17
2.2 REALIDADE VIRTUAL NA MEDICINA	18
2.2.1 <i>Aplicações de Realidade Virtual em Simulações Cirúrgicas</i>	22
2.3 ARQUITETURA BÁSICA DE UM SIMULADOR CIRÚRGICO UTILIZANDO REALIDADE VIRTUAL	27
2.3.1 <i>Modelagem de Dados</i>	28
2.3.2 <i>Retorno Visual Imersivo</i>	29
2.3.3 <i>Síntese Háptica</i>	30
2.3.3.1 <i>Processo de seleção e intersecção de objetos</i>	31

2.3.3.2	Comportamento de tecidos moles deformáveis.....	32
2.3.3.3	Retorno de força	32
2.4	CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	39
3	O PROCEDIMENTO DE BIÓPSIA POR AGULHA DE NÓDULOS DA GLÂNDULA TIREÓIDE	40
3.1	JUSTIFICATIVA DO ESTUDO DE CASO EM GLÂNDULA TIREÓIDE	40
3.2	DESCRIÇÃO ANATÔMICA DA GLÂNDULA TIREÓIDE.....	41
3.3	PUNÇÃO ASPIRATIVA POR AGULHA FINA	45
3.3.1	<i>Origem e Evolução</i>	45
3.3.2	<i>Materiais Necessários e Custo</i>	46
3.3.3	<i>Procedimento Técnico</i>	47
3.3.4	<i>Possíveis Complicações Causadas pela Biópsia</i>	50
3.3.5	<i>Biópsia por Agulha de Nódulos da Glândula Tireóide</i>	51
3.4	CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	52
4	PROPOSTA DE UM SIMULADOR DE PROCEDIMENTO DE BIÓPSIA POR AGULHA DE NÓDULOS DA GLÂNDULA TIREÓIDE.....	53
4.1	ACOMPANHAMENTO DO PROCEDIMENTO DE BIÓPSIA POR AGULHA FINA EM CAMPO	54
4.1.1	<i>Procedimento hospitalar padrão</i>	54
4.1.2	<i>Procedimento de biópsia por agulha fina</i>	55
4.1.3	<i>Considerações sobre a capacitação e aptidão dos profissionais</i>	58
4.2	ANÁLISE E LEVANTAMENTO DE REQUISITOS	58
4.3	PROPOSTA DO SIMULADOR	61
4.3.1	<i>Arquitetura e componentes do sistema</i>	61
4.3.2	<i>Modelagem de Dados</i>	68
4.3.3	<i>Retorno Visual</i>	69
4.3.3.1	<i>Simulação de imagens de ultrassom</i>	71
4.3.4	<i>Síntese Háptica</i>	72
4.3.5	<i>Avaliação Experimental</i>	77
4.4	CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	77
5	CONSIDERAÇÕES SOBRE A IMPLEMENTAÇÃO DO SIMULADOR DE REALIDADE VIRTUAL.....	78
5.1.1	<i>Interface Tridimensional</i>	78
5.1.1.1	<i>Retorno de Força</i>	85
5.1.2	<i>Interface do Ultrassom</i>	89
5.1.3	<i>Comunicação entre as duas interfaces</i>	91
5.2	RESULTADOS DA IMPLEMENTAÇÃO	97
5.2.1	<i>Interface Tridimensional</i>	98
5.2.2	<i>Interface do ultrassom</i>	103
5.3	CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	106
6	AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DO SIMULADOR DE REALIDADE VIRTUAL PROPOSTO	108
6.1	PROPOSTA DE AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL	108
6.2	RESULTADOS DA AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL	113

6.2.1	<i>Amostra 1: Profissionais da área tecnológica</i>	113
6.2.2	<i>Amostra 2: Profissionais da área da saúde</i>	116
6.3	CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	119
7	CONCLUSÕES	120
7.1	RESULTADOS DESTA TESE	121
7.2	TRABALHOS FUTUROS	123
	REFERÊNCIAS	128
	REFERÊNCIAS COMPLEMENTARES	133
	ANEXOS	136
A	ANATOMIA DO PESCOÇO	136
A.1.	<i>Ossos</i>	136
A.2	<i>Músculos</i>	136
A.3	<i>Nervos</i>	142
A.4	<i>Artérias</i>	144
A.1.5	<i>Veias</i>	147
A.6	<i>Coluna visceral</i>	151
A.7	<i>Glândulas paratireóides</i>	155
A.8	<i>Vasos linfáticos</i>	155
B	DOENÇAS DA GLÂNDULA TIREÓIDE	159
B.1	<i>Anomalias Funcionais da Glândula Tireóide</i>	159
B.1.1	Hipertireoidismo	159
B.1.2	Hipotireoidismo	159
B.1.3	Bócio	159
B.1.4	Tireoidite	160
B.1.5	Nódulos Tireoideanos	161
B.1.5.1	Cistos Tireoideanos	161
B.1.5.2	Adenomas da Tireóide	161
B.1.5.3	Tumores Malignos	162
C	FICHAS DE AVALIAÇÃO	166

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1: RECONSTRUÇÃO E MANIPULAÇÃO DO VISIBLE HUMAN NA CAVERNA DIGITAL (SOUZA, 2004; 2005).....	8
FIGURA 2: ESPECTRO DA VIRTUALIDADE SEGUNDO MILGRAM E KISHINO (1994) RELACIONADO COM ESTE TRABALHO.....	11
FIGURA 3: ÓCULOS ESTEREOSCÓPICOS DA EMPRESA ABSOLUT TECHNOLOGIES Co.	12
FIGURA 4: PROJEÇÕES: (A) COM DISTORÇÃO; (B) COM EIXOS PARALELOS.	13
FIGURA 5: PROJEÇÃO PERSPECTIVA POR VOLUME DE VISUALIZAÇÃO ASSIMÉTRICO COM EIXOS PARALELOS, TRADUZIDA A PARTIR DE (MAUPU ET AL., 2005).	15
FIGURA 6: DISPOSITIVOS HÁPTICOS DA EMPRESA SENSABLE TECHNOLOGIES Co.: (A) <i>PHANTOM DESKTOP</i> ; (B) <i>PHANTOM OMNI</i> (SENSABLE..., 2007)	17
FIGURA 7: MESA DE VISUALIZAÇÃO (MACHADO, 2003).....	18
FIGURA 8: ARQUITETURA BÁSICA DE UM SIMULADOR CIRÚRGICO UTILIZANDO REALIDADE VIRTUAL	28
FIGURA 9: MECANISMO DE FORÇA DE REFLEXÃO (RA ET AL., 2002)	35
FIGURA 10: ALGORITMO PARA DETERMINAR A FORÇA RESULTANTE (KYUNG ET AL., 2001)	38
FIGURA 11: LOCALIZAÇÃO DA TIREÓIDE (SAITO; CERRI, 1999).....	42
FIGURA 12: ESQUEMA DEMONSTRANDO O PARÊNQUIMA TIREOIDEANO (SAITO; CERRI, 1999) ..	42
FIGURA 13: CORTE AXIAL DA TIREÓIDE DEMONSTRANDO SUAS RELAÇÕES ANATÔMICAS (SAITO; CERRI, 1999)	43
FIGURA 14: MATERIAL NECESSÁRIO PARA REALIZAÇÃO DA PAAF (SHAPIRO; BATANG, 1990)	47
FIGURA 15: SERINGA PRESA A UM SUPORTE (FREITAS-JR, 2001)	48
FIGURA 16: BIÓPSIA ASPIRATIVA DE AGULHA FINA DA TIREÓIDE (VAN HERLE ET AL., 1982)	49
FIGURA 17: PREPARAÇÃO NA LÂMINA PARA AVALIAÇÃO CITOLÓGICA (VAN HERLE ET AL., 1982)	50
FIGURA 18: REALIZAÇÃO DO PROCEDIMENTO DE BIÓPSIA	57
FIGURA 19: ESTRUTURA ORGANIZACIONAL DO SIMULADOR PROPOSTO.....	63
FIGURA 20: CASO DE USO PARA O MÓDULO DO ULTRASSOM	64
FIGURA 21: CASO DE USO PARA O MÓDULO DO MODELO COM TRANSPARÊNCIA	65
FIGURA 22: CASO DE USO PARA O MÓDULO DE ESTUDO DA TIREÓIDE.....	66
FIGURA 23: CASO DE USO DO MÓDULO DE SIMULAÇÃO	67
FIGURA 24: PROCESSOS DE UMA APLICAÇÃO HÁPTICA (WATSON ET AL., 1999).....	73
FIGURA 25: CAMADAS DE TECIDOS A SEREM ULTRAPASSADAS PELA AGULHA.....	75
FIGURA 26: PIPELINE PRINCIPAL DA INTERFACE 3D	79
FIGURA 27: PIPELINE DO PROCESSO DE INICIALIZAÇÃO	80
FIGURA 28: PIPELINE DO PROCESSO DE DESENHO DOS OBJETOS 3D	80
FIGURA 29: PIPELINE DO PROCESSO DE CONEXÃO COM O ULTRASSOM.....	81
FIGURA 30: PIPELINE DE VISUALIZAÇÃO DA OPENGL TM	82
FIGURA 31: PROCESSO DO USO DE <i>SOCKETS</i>	93
FIGURA 32: AMBIENTE INTERATIVO DO SIMULADOR	97
FIGURA 33: SERINGA ACOPLADA AO DISPOSITIVO HÁPTICO E AO MANETE	98
FIGURA 34: MENU INICIAL	99

FIGURA 35: MENU DE AJUDA.....	99
FIGURA 36: JANELA DE AJUDA INICIAL PARA O ESTUDO DA TIREÓIDE.....	100
FIGURA 37: FUNÇÃO PARA ESTUDO DA GLÂNDULA TIREÓIDE.....	100
FIGURA 38: JANELA DE AJUDA INICIAL PARA MANIPULAÇÃO DO MODELO COM TRANSPARÊNCIA.....	101
FIGURA 39: MODELO TRIDIMENSIONAL COM TRANSPARÊNCIA.....	101
FIGURA 40: JANELA INICIAL DE AJUDA PARA INICIAR O TREINAMENTO.....	102
FIGURA 41: JANELA PRINCIPAL DO TREINAMENTO.....	102
FIGURA 42: JANELA INICIAL SOLICITANDO NOME DO USUÁRIO.....	103
FIGURA 43: FUNÇÃO RÉGUA DO ULTRASSOM.....	104
FIGURA 44: FUNÇÃO PARA INSERIR TEXTO AO ULTRASSOM.....	104
FIGURA 45: FUNÇÃO PARA LOCALIZAR O NÓDULO.....	105
FIGURA 46: FUNÇÃO PARA DETERMINAR MELHOR CAMINHO ENTRE PELE E NÓDULO.....	105
FIGURA 47: FUNÇÃO PARA VISUALIZAR OU DELETAR AS FOTOS TIRADAS DO ULTRASSOM.....	106
FIGURA 48: ISO/IEC 9126 OU NBR 13956 - CARACTERÍSTICAS E SUBCARACTERÍSTICAS.....	110
FIGURA 49: RESPOSTAS QUANTO AO PERFIL DO USUÁRIO.....	114
FIGURA 50: RESPOSTAS QUANTO AOS EQUIPAMENTOS.....	114
FIGURA 51: RESPOSTAS QUANTO AO <i>SOFTWARE</i>	115
FIGURA 52: RESPOSTAS QUANTO AO SISTEMA COMO UM TODO.....	115
FIGURA 53: MÉDICOS TESTANDO O SIMULADOR.....	117
FIGURA 54: RESPOSTAS QUANTO AO PERFIL DO USUÁRIO.....	117
FIGURA 55: RESPOSTAS QUANTO AOS EQUIPAMENTOS.....	118
FIGURA 56: RESULTADOS QUANTO AO <i>SOFTWARE</i>	118
FIGURA 57: AVALIAÇÃO DO SISTEMA.....	119
FIGURA 58: PIPELINE PARA MANIPULAÇÃO DO MODELO 3D DA TIREÓIDE.....	124
FIGURA 59: PROTÓTIPO DO AMBIENTE DE VISUALIZAÇÃO DE FATIAS DO CORPO HUMANO: A) TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (TC) E COLORIDA (RGB); B) RESSONÂNCIA MAGNÉTICA (RM).....	126
FIGURA 60: DIVISÃO ANATÔMICA DO PESCOÇO.....	137
FIGURA 61: MUSCULATURA DO PESCOÇO E ASSOALHO DA BOCA, VISTA POSTERIOR (STAUBESAND, 1993).....	141
FIGURA 62: RAMOS CUTÂNEOS E MUSCULARES DO PLEXO CERVICAL E VASOS SANGÜÍNEOS SUPERFICIAIS (STAUBESAND, 1993).....	145
FIGURA 63: CAMADA PROFUNDA DOS NERVOS E ARTÉRIAS DO LADO ESQUERDO DO PESCOÇO (STAUBESAND, 1993).....	149
FIGURA 64: VEIAS SUPERFICIAIS DA REGIÃO ANTERIOR DO PESCOÇO (STAUBESAND, 1993)...	150
FIGURA 65: SECÇÃO SAGITAL PARAMEDIANA ATRAVÉS DA FACE, CABEÇA E PESCOÇO (STAUBESAND, 1993).....	151
FIGURA 66: DIVISÃO ANATÔMICA DA FARINGE (BOMBEIROS..., 2005).....	152
FIGURA 67: VIAS DE ACESSO DO AR NOS PULMÕES: 1) LARINGE; 2) TRAQUÊIA; 3) BRÔNQUIO ESQUERDO; 4) BRÔNQUIO DIREITO (CORPO..., 2005).....	153
FIGURA 68: ANATOMIA DA COLUNA VISCERAL (CORPO..., 2005).....	155
FIGURA 69: DIVISÃO DOS LINFONODOS SEGUNDO (CHAMMAS ET AL., 2004).....	157
FIGURA 70: LINFONODOS E TRAJETO DOS VASOS LINFÁTICOS DA CABEÇA E PESCOÇO (STAUBESAND, 1993).....	158
FIGURA 71: CLASSIFICAÇÃO DOS TUMORES MALIGNOS.....	163

LISTA DE TABELAS

TABELA 1: PARÂMETROS UTILIZADOS NO MECANISMO DE REFLEXÃO (RA ET AL., 2002)	36
TABELA 2: MODELO IMPLEMENTADO POR GEROVICH, MARAYONG E OKAMURA (2004).....	38
TABELA 3: ESPECIFICAÇÕES DE TAMANHOS DE AGULHAS	46
TABELA 4: CÁLCULOS DA FORÇA RESISTIVA A SER APLICADA AO SIMULADOR PROPOSTO.....	76
TABELA 5: VALORES PARA SIMULAR CARACTERÍSTICAS DA PELE SEGUNDO MACHADO (2003)	85
TABELA 6: CONSTANTES DETERMINADAS PARA CADA TECIDO	86
TABELA 7: ESPESSURAS DE CADA CAMADA DE TECIDO A SER PERCORRIDA PELA AGULHA	86
TABELA 8: VALORES DE RESISTÊNCIA À PERFURAÇÃO QUANDO NO CONTATO DE CADA CAMADA..	89
TABELA 9: NORMAS ISO/IEC DE QUALIDADE DE <i>SOFTWARE</i>	109
TABELA 10: PARTES E ASSUNTOS ABORDADOS PELA ISO/IEC 9241	111
TABELA 11: CARACTERÍSTICAS E SUBCARACTERÍSTICAS CONSIDERADAS PARA AVALIAÇÃO DO SIMULADOR DESCRITO NESTA TESE.....	112
TABELA 12: NOTAS E CONCEITOS DE AVALIAÇÃO DO SIMULADOR	113

LISTA DE EQUAÇÕES

EQUAÇÃO 1: FÓRMULA PARA DETERMINAR OS PARÂMETROS <i>ACIMA</i> E <i>ABAIXO</i>	14
EQUAÇÃO 2: CÁLCULO DA DISTÂNCIA <i>A</i>	14
EQUAÇÃO 3: CÁLCULO DAS DISTÂNCIAS <i>B</i> E <i>C</i>	14
EQUAÇÃO 4: FÓRMULA PARA DETERMINAR PARÂMETROS DA ESQUERDA E DA DIREITA	14
EQUAÇÃO 5: EQUAÇÃO DE MOLA PELA LEI DE HOOKE	34
EQUAÇÃO 6: EQUAÇÃO DE AMORTECIMENTO	34
EQUAÇÃO 7: EQUAÇÃO DA FORÇA TOTAL APLICADA EM (RA ET. AL, 2002)	34
EQUAÇÃO 8: EQUAÇÃO DA FORÇA CORRETIVA NA PONTA DA AGULHA	36
EQUAÇÃO 9: FÓRMULA DA FORÇA CORRETIVA FINAL	37
EQUAÇÃO 10: CÁLCULO DA RIGIDEZ DA TIREÓIDE	74
EQUAÇÃO 11: CÁLCULO DA RIGIDEZ DA TIREÓIDE BASEADO NA FORÇA TOTAL DO DISPOSITIVO HÁPTICO	74
EQUAÇÃO 12: FÓRMULA PARA CÁLCULO DA FORÇA TOTAL RESULTANTE	76
EQUAÇÃO 13: FORMULA PARA CÁLCULO DA FORÇA CORRETIVA	76
EQUAÇÃO 14: MATRIZ DE REFLEXÃO (ESPELHAMENTO) EM RELAÇÃO AO EIXO X	83

LISTA DE CÓDIGOS

CÓDIGO 1: GERAÇÃO E DESENHO DOS MODELOS 3D UTILIZANDO A BIBLIOTECA MODEL_3DS.H..	83
CÓDIGO 2: CÓDIGO PARA GERAÇÃO DOS MODELOS 3D COM TRANSPARÊNCIA	84
CÓDIGO 3: FUNÇÃO PARA CÁLCULO DA FORÇA CHAMADA QUANDO EXISTIR COLISÃO	88
CÓDIGO 4: CRIAÇÃO DOS <i>SOCKETS</i>	92
CÓDIGO 5: INICIALIZAÇÃO DO <i>SOCKET</i> SERVIDOR	93
CÓDIGO 6: INICIALIZAÇÃO DO <i>SOCKET</i> CLIENTE	94
CÓDIGO 7: CRIAÇÃO DE UMA ESTRUTURA PARA TRANSFERÊNCIA DE DADOS	94
CÓDIGO 8: TRANSFERÊNCIA DOS DADOS ENTRE OS <i>SOCKETS</i> CLIENTE E SERVIDOR	96

LISTA DE SIGLAS

2D	Bidimensional ou Duas Dimensões
3D	Tridimensional ou Três Dimensões
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AEME	Avaliação Eletrônica de Metodologias e Estratégias dos Auxiliares de Enfermagem
API	<i>Application Programming Interface</i> – Interface de programação de aplicativos
CRT	<i>Cathode Ray Tube</i> – Tubo de Raios Catódicos
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> - padrão de imagens médicas
FMUSP	Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
HC	Hospital das Clínicas
HDAPI	<i>Haptic Device API</i> – API do dispositivo háptico
HLAPI	<i>Haptic Library API</i> – API da biblioteca háptica
HMD	<i>Head Mounted Display</i> – Capacete de visualização
IEC	International Electrotechnical Commission
IP	<i>Internet Protocol</i> – Protocolo da internet
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
ITACI	Instituto de Tratamento do Câncer Infantil
Jpeg	<i>Joint Pictures Expert Group</i>
LSI	Laboratório de Sistemas Integráveis
MMVR	<i>Medicine Meets Virtual Reality</i>
NBR	Norma Brasileira
PAAF	Punção aspirativa por agulha fina
RA	Realidade Aumentada
RGB	Sistema de cores <i>Red, Green, Blue</i> – Vermelho, Verde, Azul
RM	Ressonância Magnética
RV	Realidade Virtual
TC	Tomografia Computadorizada
TCP	<i>Transfer Control Protocol</i> – Protocolo de controle de transferência
US	Ultrassom

1 INTRODUÇÃO

Atualmente uma das grandes, senão a maior, preocupações da comunidade médica é a rápida e promissora recuperação do paciente após o procedimento médico. Isto envolve o seu bem estar, pois quanto menos invasivo o procedimento médico ao qual o paciente foi submetido, melhor sua recuperação e menor o risco de complicações de qualquer natureza médica.

Inúmeras pesquisas são feitas com o intuito de amenizar qualquer desconforto e dor dos pacientes, antes, durante ou após a realização de procedimentos cirúrgicos. Este fato indica o grande interesse da comunidade médica no estudo e realização de cirurgias minimamente invasivas, ou seja, que proporcionem menor incisão possível no paciente.

A cirurgia minimamente invasiva mostra-se vantajosa não só para os pacientes, mas também para os hospitais, já que havendo menos complicações pós-operatórias e com a acelerada melhora do paciente, isso equivale a menos gastos, maior número de pacientes devido ao menor tempo de internação e mais eficiência nos serviços e resultados.

Ao longo dos anos, técnicas avançadas de realidade virtual (RV) mostraram-se muito úteis em várias áreas de aplicação, inclusive à área médica. Naturalmente, iniciou-se a fusão entre tecnologias inovadoras como por exemplo a de RV e aplicações médicas. As vantagens que a tecnologia emergente de RV poderia proporcionar a uma área tão carente quanto a médica ficaram evidentes a ponto de provocar o interesse de uma comunidade científica multidisciplinar formada por agentes de saúde e profissionais de informática.

Sistemas de RV vêm sendo desenvolvidos para as mais variadas aplicações médicas: educação e treinamento de futuros profissionais da área, planejamento de cirurgias, segunda opinião médica, auxílio ao diagnóstico e também assistência ao profissional durante a realização de procedimentos médicos.

Foi proposto, no âmbito desta tese, a pesquisa e o desenvolvimento de um sistema de simulação utilizando realidade virtual para treinamento de um procedimento simples, seguro, de baixo custo e, principalmente, minimamente invasivo. No caso, o procedimento considerado é a biópsia ou punção aspirativa por agulha fina, que nos últimos anos, vem sendo considerada a

mais importante forma de investigação de nódulos para a obtenção de diagnósticos mais precisos (FREITAS-JR, 2001).

Diante de toda a abrangência em que é aplicada a técnica de biópsia, um dos casos mais triviais e requisitados é a biópsia de nódulos da glândula tireóide. De acordo com Lennquist (1987), nódulos desta natureza são tão habituais que todo cirurgião deve saber como realizar melhor diagnóstico e tratar pacientes com esse problema. Neste caso, a punção é considerada uma técnica adequada e eficiente na obtenção de um diagnóstico correto, propondo auxílio na diferenciação de nódulos benignos e malignos.

A biópsia de nódulos da tireóide consiste num procedimento comum e o desempenho inadequado do profissional pode causar lesões em órgãos próximos à tireóide, podendo provocar maiores complicações ao paciente, além de hematomas. Atualmente, o treinamento de profissionais na realização deste procedimento nos hospitais é feito em nódulos da mama, exatamente pela ausência de órgãos nobres nesta região. Somente após algumas práticas supervisionadas na mama é que o agente de saúde pode ser considerado apto para o exercício no pescoço do paciente.

Técnicas de RV fornecem todos os recursos necessários para a simulação deste procedimento que, em conjunto com dispositivos especiais que fornecem uma sensação de toque (tátil ou háptica), podem promover o treinamento dos profissionais na realização desta função, sem necessitar qualquer contato com o paciente, além de poder ser repetido quantas vezes for necessário.

O simulador de realidade virtual para treinamento de biópsia, descrito no âmbito desta tese, será investigado e desenvolvido especificamente para nódulos da glândula tireóide, já que a incidência deste tipo de anomalia tem se tornado comum e com a ajuda deste sistema, o profissional poderá realizar o procedimento de maneira cada vez mais eficiente e satisfatória. A ferramenta também oferecerá recursos visuais e táteis para estudo anatômico de todas as estruturas internas do pescoço e, em especial, da glândula tireóide.

1.1 Objetivos

O objetivo geral deste trabalho é a pesquisa e o desenvolvimento de um simulador de biópsia de nódulos da glândula tireóide, usufruindo de técnicas avançadas e dispositivos especiais de RV, para prover um treinamento e ensino adequados aos profissionais da saúde.

Partindo deste princípio, os seguintes objetivos específicos podem ser descritos:

- Determinar as técnicas e dispositivos de RV adequados para o simulador proposto;
- Determinar um ambiente de interação adequado para aplicação do simulador aqui proposto;
- Propor e desenvolver um simulador de biópsia de nódulos tireoideanos para que seja possível o treinamento do procedimento de forma eficiente e sem necessitar contato direto com pacientes;
- Prover uma ferramenta de ensino para que o profissional possa aprender sobre a anatomia do pescoço, além de praticar o procedimento;
- Desenvolver um simulador para o treinamento de biópsia por agulha de nódulos da glândula tireóide;
- Apresentar o sistema a profissionais da saúde para que possa ser homologado e validado, de forma a caracterizar o sistema como uma adequada ferramenta para educação e treinamento.

1.2 Motivação

A medicina trata de uma ciência cujo propósito é salvar ou melhorar a qualidade de vida das pessoas. Um fator importante para a realização deste trabalho deve-se ao fato de que, desenvolvendo um simulador médico para treinamento de profissionais em procedimentos minimamente invasivos, estaríamos contribuindo direta ou indiretamente na tentativa de cumprir essa tão relevante meta.

O fato de influenciar nas decisões médicas, facilitar diagnósticos, causar menos dor e desconforto aos pacientes, melhorar habilidades dos usuários e assistir o profissional durante a realização de procedimentos médicos justifica o interesse nesta área de aplicação. A motivação

deste trabalho deve-se à vasta aplicabilidade da RV na área médica e às várias formas que pode auxiliá-la e até mesmo melhorá-la.

Outro fator motivador é a significativa incidência de nódulos tireoideanos na população em geral. Quanto mais preciso o diagnóstico do tipo de nódulo, mais rápido e promissor será o tratamento. Vários estudos comprovam a importância e eficiência da biópsia aspirativa de agulha fina na realização deste tipo de diagnóstico, fornecendo a determinação do tipo de nódulo (maligno ou benigno). Por isso, surgiu a idéia da pesquisa e simulação da biópsia de nódulos de tireóide como área de aplicação.

A partir daí, os desafios técnicos para o desenvolvimento deste simulador tornaram-se uma segunda motivação.

Nos mais avançados ambientes de simulação cirúrgica, o principal objetivo é manipular modelos tridimensionais (3D) de tecidos de alta resolução em tempo real e com alta qualidade de retorno visual. Utilizando o simulador, o usuário deve acreditar que o ambiente virtual corresponde a um ambiente real, portanto, o nível de realismo deve ser bastante acurado. Isso demanda bastante atenção no retorno visual do sistema, que é considerado uma característica importante em um simulador médico.

A sensação de toque é essencial em várias áreas de aplicações médicas, permitindo simultaneamente explorar e interagir com o ambiente (PETERSIK et al., 2002), o que comprova a relevância de estudos sobre técnicas de síntese háptica, ou melhor, retorno de força. Quanto mais real a sensação de força do sistema, mais o usuário irá se sentir imerso durante sua utilização.

Os desafios acima citados foram e continuam sendo a grande motivação para a proposta deste sistema na busca dos objetivos propostos.

1.2.1 Motivação Institucional

Desde 1994, o Laboratório de Sistemas Integráveis do Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (LSI) vem desenvolvendo atividades de pesquisa e desenvolvimento em Telemedicina. Entre 1994 e 1998 obteve o financiamento da Comissão Européia para os primeiros testes no Brasil de processamento tridimensional de imagens médicas em redes e conglomerados de alta velocidade.

Em 2003, quando iniciei minha pesquisa no Núcleo de Telemedicina do LSI, inseri-me no projeto ONCONET - Rede Nacional de Telessaúde em Oncologia - cujo objetivo foi melhorar a qualidade e proporcionar a disseminação dos serviços prestados no setor de saúde, facilitando o gerenciamento e o acesso da informação de pacientes, através do oferecimento de serviços especializados à distância no auxílio a prática médica em Câncer Infantil. Assim encontrei motivação para consolidar a pesquisa na área de oncologia.

A idéia do simulador de biópsia de nódulos do pescoço aqui proposto deu continuidade à idéia do Professor Doutor Marcelo Knörich Zuffo de criar um grupo de pesquisa na área de simuladores médicos.

1.3 Tese

Uma ferramenta para educação e treinamento de biópsia de nódulos da tireóide pode ser desenvolvida utilizando técnicas e dispositivos especiais de RV. O usuário poderá estudar a anatomia da tireóide e de alguns órgãos adjacentes, além de realizar repetidamente o procedimento sem precisar ter contato direto com um paciente real.

1.4 Metodologia

Neste trabalho, a seguinte metodologia foi aplicada:

- Pesquisa sobre novas técnicas e dispositivos de RV utilizados em simuladores médicos. Os resultados desta pesquisa estão apresentados no Capítulo 2;
- Levantamento bibliográfico sobre aplicações de RV na área médica e analisar suas vantagens e desvantagens. O levantamento e análise estão descritos no Capítulo 2;
- Pesquisa sobre os simuladores médicos existentes hoje para avaliação e apresentação de uma melhor proposta do sistema aqui descrito. Esta pesquisa está descrita no Capítulo 2;
- Estudo sobre a anatomia do pescoço, da glândula tireóide e de órgãos próximos a ela, além dos tipos de nódulos tireoideanos que podem ser diagnosticados. Os resultados deste estudo estão apresentados no Capítulo 3;

- Estudo sobre o procedimento de biópsia de nódulos da glândula tireóide, descrito no Capítulo 3;
- Pesquisa de métodos para determinar retorno de força adequado, para que o usuário se sintia completamente imerso no ambiente e possa realizar o procedimento com sucesso. Os resultados e análise desta pesquisa estão descritos no Capítulo 4;
- Pesquisa em componentes de hardware existentes para a visualização tridimensional de simulações médicas. No Capítulo 4 estão apresentados os equipamentos
- Estudo a biblioteca OpenGLTM para aplicativos de computação gráfica 3D. Este estudo está apresentado no Capítulos 5;
- Estudo a biblioteca OpenHapticsTM para utilização do *Phantom Omni* como instrumento háptico do sistema. Os resultados deste estudo estão descritos no Capítulo 5;
- Desenvolvimento de um simulador para treinamento de profissionais na realização do procedimento de biópsia de nódulos da glândula tireóide. No Capítulo 5 estão descritos os detalhes e resultados sobre a implementação deste simulador;
- Apresentação do sistema a médicos para a realização de testes visando obter uma avaliação e validação adequada do simulador desenvolvido. O estudo de normas brasileiras para avaliação de sistemas e os resultados dos testes estão detalhados no Capítulo 6.

1.5 Trabalhos Correlatos

Ao ingressar-me no LSI, um projeto de doutorado também sob orientação do Professor Doutor Marcelo Knörich Zuffo estava em fase final (MACHADO, 2003). Consistia na proposta e implementação de um simulador de coleta de medula óssea para câncer infantil. O modelo baseava-se no uso de RV para treinamento de profissionais na realização do procedimento.

Também comecei a participar de uma proposta junto ao Hospital Israelita Albert Einstein chamado “*Real Lock*” *Pesquisa e Desenvolvimento de um Sistema de Localização Estereotática em Tempo Real para Radioterapia Conformacional de Neoplasias de Próstata*. Com isso, fui me familiarizando mais com a área médica.

A partir daí, fui participando de vários projetos na área. Em 2005, o Ministério da Saúde procurou o LSI com a intenção de financiar o projeto AEME dos Auxiliares de Enfermagem (Avaliação Eletrônica de Metodologias e Estratégias dos Auxiliares de Enfermagem), que consistia da manipulação e informatização de bonecos e integração dos resultados, buscando uma avaliação mais eficiente e rápida.

No momento, um projeto está em fase final de submissão da proposta. O projeto visa a interligação de todas as Unidades Básicas de Saúde e Hospitais do Distrito de Saúde do Butantã, automatizando-os e integrando suas informações.

Realizei um trabalho de disciplina o qual considero muito interessante e importante para aplicação na proposta aqui descrita (SOUZA, 2004) que consiste na segmentação das imagens do Projeto *Visible Human* e na reconstrução tridimensional desses dados. A base de dados do *Visible Human* consiste em um conjunto de imagens reais do corpo humano masculino e feminino. Os primeiros dados foram obtidos da seguinte forma: um prisioneiro americano sentenciado à morte doou seu corpo à ciência e teve seu corpo congelado. Em seguida, câmeras foram posicionadas de forma que enquanto o corpo congelado era serrado em fatias milimetricamente espaçadas, várias imagens iam sendo tiradas (coloridas, de ressonância magnética, tomografia computadorizada e raios-x).

Implementei a técnica de segmentação das fatias, o que me possibilitou publicar artigos sobre o assunto. O homem virtual pode ser visualizado na Caverna Digital e manipulado com uma luva de dados (SOUZA, 2005). É possível rotacionar, realizar um corte e aplicar transparência no modelo (Figura 1).

Como líder de metas no núcleo de Telemedicina no LSI, colaborei com o desenvolvimento de uma ferramenta colaborativa para segunda opinião médica. Através dela, médicos de localidades diferentes poderão visualizar uma imagem médica, manipulá-la e trocar informações e opiniões ao mesmo tempo. Esse trabalho proporcionou a publicação de um artigo de título “*Development of a Collaborative Environment applied to Pediatric Oncology*” publicado nos anais do *21st Acm Symposium On Applied Computing* em Dijon (França) no mês de abril de 2006 (DA ROSA, 2006a).

Figura 1: Reconstrução e manipulação do Visible Human na Caverna Digital (SOUZA, 2004; 2005)

Ainda auxiliando o trabalho acima, uma técnica para representação colaborativa tridimensional dos dados está sendo estudada e desenvolvida, que foi publicada no evento internacional MMVR'2006 (*Medicine Meets Virtual Reality*) que aconteceu em *Long Beach* – Califórnia (EUA), em Janeiro de 2006. O título do artigo é “Direct Volumetric Rendering Based on Point Primitives in OpenGL” (DA ROSA, 2006b).

1.6 Organização da Tese

Esta tese consiste de 7 (sete) Capítulos, organizados como descrito abaixo:

O Capítulo 1 apresenta a introdução, objetivos, motivações para essa pesquisa e trabalhos correlatos, descrevendo as evidências que levaram à proposta desta tese e conseqüente desenvolvimento deste trabalho.

O Capítulo 2 apresenta considerações de RV em simulações cirúrgicas minimamente invasivas, através de conceitos como estereoscopia, dispositivos hápticos e aparatos para visualização de imagens. Neste Capítulo estão descritas considerações sobre o uso da RV na

Medicina, como áreas de aplicação e elementos de realismo. Estão apresentados também várias aplicações de RV em aplicações cirúrgicas com apresentação de uma arquitetura básica e seus principais componentes como modelagem de dados, retorno visual e síntese háptica.

O Capítulo 3 apresenta a anatomia da glândula tireóide, assim como a descrição do procedimento de punção aspirativa por agulha, servindo como requisitos básicos para a modelagem de dados e simulação da biópsia de nódulos da glândula tireóide.

O Capítulo 4 apresenta uma pesquisa de campo, descrevendo o acompanhamento de três casos de biópsia por agulha de nódulos da glândula tireóide. Foi feita uma análise de requisitos e uma proposta para desenvolvimento do simulador para treinamento de biópsia de nódulos da glândula tireóide baseada neste estudo de campo, nos conceitos apresentados nos Capítulos 2 e 3, conforme a arquitetura básica de um simulador de RV. Neste Capítulo está descrita também uma estimativa das forças envolvidas na simulação e considerações sobre a avaliação experimental.

O Capítulo 5 apresenta os detalhes, principais tópicos e resultados relacionados com a implementação do simulador. O sistema consiste de duas interfaces que se comunicam, trocando informações como coordenadas e mensagens. Neste Capítulo estão ilustrados os equipamentos utilizados e todas as interfaces do sistema, com seus *menus*, modelos tridimensionais e imagens de ultrassom.

O Capítulo 6 apresenta as normas técnicas brasileiras criadas para determinar qualidade de sistemas, que serviram como base para a elaboração dos questionários a serem aplicados durante os testes de forma a avaliar e validar o simulador desenvolvido no âmbito desta tese. Neste Capítulo, estão também apresentados os resultados dos testes, levando em consideração dois diferentes grupos de usuários: profissionais da área tecnológica e da área da saúde.

O Capítulo 7 apresenta as considerações sobre os resultados obtidos no âmbito desta tese, como estudos, pesquisas, testes e publicações de artigos. Neste Capítulo estão também apresentadas algumas conclusões sobre o trabalho e desenvolvimento realizado, além de propostas para pesquisas e aprimoramentos futuros.

2 O ESTADO DA ARTE DAS SIMULAÇÕES CIRÚRGICAS MINIMAMENTE INVASIVAS UTILIZANDO REALIDADE VIRTUAL

Sistemas baseados em realidade virtual oferecem uma oportunidade para o treinamento de habilidades cirúrgicas profissionais em larga escala e de maneira repetitiva com claros benefícios ao médico e ao paciente. Treinamento e ensino médico e cirúrgico, através da realidade virtual, contam com visualização de alta fidelidade entre imagens reais e virtuais e imersão realista na cena virtual.

Neste Capítulo serão apresentados alguns conceitos de realidade virtual considerados relevantes para fornecer um melhor entendimento da influência positiva desta tecnologia inovadora na área médica. Além disso, será mostrada a importância dos simuladores médicos utilizando realidade virtual e suas aplicabilidades nas várias áreas da saúde, evidenciando o grande interesse da comunidade científica e médica nesta área de pesquisa.

A arquitetura básica de um simulador médico utilizando realidade virtual também será descrita. Desta forma o leitor poderá se familiarizar com os seus componentes e etapas importantes para o desenvolvimento de um sistema para simulação de procedimentos médicos.

2.1 Realidade Virtual

Realidade Virtual (RV) é um conjunto de tecnologias que estabelece relação imersiva e interativa entre o usuário e computador, de forma que o usuário possa interagir em tempo real com uma simulação e se sentir imerso em um ambiente sintético. Segundo Burdea e Coiffet (2003), é uma interface caracterizada por três I's: Interação, Imersão e Imaginação.

O espectro de virtualidade descrito por Milgram e Kishino (1994) mostra a realidade virtual como um ambiente totalmente sintético, no qual o observador encontra-se completamente imerso (Figura 2). Qualquer mistura entre elementos dos mundos virtuais e reais define o que

conhecemos como realidade mista ou misturada e, inseridas neste conceito, a realidade aumentada (RA) consiste na inserção de objetos virtuais em um mundo real e o oposto acontece quando tratamos de virtualidade aumentada, que tem como base um mundo virtual e adiciona a este informações do mundo real.

Figura 2: Espectro da Virtualidade segundo Milgram e Kishino (1994) relacionado com este trabalho

2.1.1 Estereoscopia e Realidade Virtual

Um recurso importante em sistemas de realidade virtual é a possibilidade da visualização imersiva, este recurso é oferecido explorando-se a estereoscopia do sistema visual humano.

Para fornecer a sensação de profundidade, distância, posição e visualização tridimensional (3D) ao usuário, é preciso entender o sistema visual humano para poder simulá-lo em um ambiente virtual. Quando um observador olha uma cena tridimensional, um fenômeno visual natural ocorre, de forma que duas imagens são projetadas nos olhos em pontos de convergência ligeiramente diferentes. O conceito de estereoscopia envolve o cérebro fundindo estas duas imagens bidimensionais ligeiramente diferentes em uma única imagem 3D.

Burdea e Coiffet (2003) afirmam que uma importante característica do sistema de visão humano é o campo de visão. Quando apenas um olho está sendo usado, este campo é de aproximadamente 150° horizontalmente e 120° verticalmente, mas para os dois olhos, 180° e 120° em seus campos horizontal e vertical, respectivamente. Uma porção central deste volume de visualização representa a área de estereoscopia, onde os dois olhos registram a mesma imagem.

Valendo-se desta característica do sistema visual humano, em um sistema de exibição estereoscópica são geradas duas visões de uma cena e exibidas tal que apenas o olho esquerdo visualiza a imagem esquerda, e apenas o olho direito visualiza a imagem direita. Como resultado, o observador se depara com uma imagem que aparenta ser realmente tridimensional (HODGES, 1992).

Existem dispositivos que realizam a separação horizontal do par de imagens para cada olho do usuário, como os óculos polarizadores (Figura 3), trabalhando com um monitor CRT (*Cathode Ray Tube*) de alta frequência e um emissor de raios infra-vermelhos. O emissor é sincronizado com o sinal RGB (*Red, Green and Blue* – vermelho, verde e azul) e controla os óculos ativos por tecnologia sem fio. O controlador infra-vermelho orienta os óculos a fecharem e abrirem um olho ou outro alternadamente. As lentes ficam instantaneamente opacas ou transparentes de acordo com o sinal eletrônico enviado.

Desta forma, o cérebro registra uma rápida sequência de imagens de olho direito e esquerdo e funde as duas imagens por estereoscopia. O tempo extremamente curto entre o fechamento e abertura das lentes (milissegundos), combinado com a alta frequência do monitor (mínima de 120 Hertz), resulta numa imagem sem cintilamento, livre de falhas (BURDEA e COIFFET, 2003).

Figura 3: Óculos estereoscópicos da empresa Absolut Technologies Co.

A medida da distância horizontal entre os dois olhos do observador é denominada disparidade binocular, cujo conceito é muito semelhante ao de paralaxe, que representa a medida da distância entre os pontos correspondentes das imagens dos dois olhos na imagem projetada na tela do computador.

Segundo Watson et al. (1999), quase todos os dispositivos de exibição são planos. Sendo assim, as imagens projetadas nestes aparatos também são planas. No entanto, distorção pode ocorrer quando tenta-se simular o olho humano, que possui uma superfície curva, como mostra a Figura 4a.

Para remover distorção na projeção, a forma correta para determinar as câmeras para os olhos direito e esquerdo é usar o método de projeção assimétrica de perspectiva por volume de visualização (*frustum*) com eixos paralelos, na qual os vetores de visualização para cada olho permanecem paralelos e um volume de visualização é utilizado para explicar a projeção perspectiva (Figura 4b).

Figura 4: Projeções: (a) Com distorção; (b) Com eixos paralelos.

Com uma câmera virtual localizada entre os dois olhos, é possível determinar o volume de visualização para os olhos esquerdo e direito. A única informação necessária é a distância focal ($dfocal$), a separação dos olhos ($eyesep$), a relação entre a largura e a altura de uma imagem na tela ($aspect\ ratio$), o campo de visão ($cvisao$) e os planos de corte anterior e posterior (MAUPU et al., 2005). Para a câmera do olho esquerdo por exemplo, os parâmetros *anterior* e *posterior* são os mesmos da câmera virtual (Figura 5). Os parâmetros *acima* e *abaixo* também são os mesmos:

$$\begin{aligned} acima &= anterior * \tan (cvisao/2) \\ abaixo &= - acima \end{aligned}$$

Equação 1: Fórmula para determinar os parâmetros *acima* e *abaixo*

A única dificuldade é computar os parâmetros da esquerda (d_{esq}) e da direita (d_{dir}). A partir da definição da câmera, a distância a é determinada pela seguinte equação:

$$a = aspectratio * \tan (cvisao/2) * dfocal$$

Equação 2: Cálculo da distância a

Desta equação, derivam-se as distâncias b e c :

$$\begin{aligned} b &= a - eyesep/2 \\ c &= a + eyesep/2 \end{aligned}$$

Equação 3: Cálculo das distâncias b e c

A ligação entre b , c e respectivamente d_{esq} e d_{dir} é dada por:

$$\frac{d_{esq}}{b} = \frac{d_{dir}}{c} = \frac{anterior}{dfocal}$$

Equação 4: Fórmula para determinar parâmetros da esquerda e da direita

São feitos cálculos similares para a câmera do olho direito.

Figura 5: Projeção perspectiva por volume de visualização assimétrico com eixos paralelos, traduzida a partir de (MAUPU et al., 2005).

2.1.2 Dispositivos hápticos

Sensações tátil e háptica (força) são importantes fontes de informação quando interagindo com o ambiente virtual. Resultam do contato direto com o ambiente, envolvendo uma comunicação bi-lateral entre o usuário e o mundo virtual. O termo *háptico* (do grego *Hapthai*) significa contato físico ou toque (SHERMAN; CRAIG, 2003).

Para que os usuários possam interagir naturalmente com ambientes gerados por computador como no mundo real, eles precisam sentir o ambiente gerado, o que envolve, além da sensação do toque, a determinação do tipo do objeto, percebendo características como forma, peso, rugosidade e temperatura. Com esse propósito, foram desenvolvidos os dispositivos hápticos, ou seja, os dispositivos de reação tátil e de força.

Dispositivos hápticos são periféricos de entrada e saída que podem medir a posição e força da mão quando o usuário estiver interagindo com um ambiente virtual e, para simular a sensação correspondente ao toque dos objetos, retornam ao usuário forças referentes às características de cada objeto como rigidez, resistência e fricção.

O componente que permite um dispositivo háptico a exercer uma força ao usuário é chamado atuador. Um dos tipos mais comuns de atuador usados nestes aparatos é o motor elétrico. O tipo de atuador usado é crucial para o desenvolvimento de qualquer aparato de retorno de força. Uma troca precisa ser feita entre a potência que o atuador consegue produzir e seu volume e peso (LAYCOCK; DAY, 2003).

Os graus de liberdade são específicos de cada dispositivo. Esta medida refere-se às direções em que o usuário pode se movimentar, ou melhor, quantas translações ou rotações podem ser realizadas pelo aparato. Para um usuário tocar todos os lados de um objeto 3D, trasladando-o ao longo dos eixos x, y e z, o sistema háptico precisa de três graus de liberdade. Outros 3 graus de liberdade são necessários se um usuário quiser rotacionar livremente o objeto.

Um dispositivo de retorno de força muito utilizado em aplicações médicas é o da SensAble Technologies Co. (BURDEA, 2005). Diferentes modelos dos produtos hápticos tipo braço articulado atendem à demanda tanto de consumidores comerciais quanto de pesquisa. O dispositivo *Phantom Desktop* (Figura 6a) fornece maior fidelidade, maior força e menor fricção, enquanto o *Phantom Omni* (Figura 6b) é um dispositivo háptico mais barato e de melhor relação custo-benefício disponível hoje. Estes periféricos consistem de um braço de retorno serial com seis e três graus de liberdade, respectivamente.

Segundo Potts (2000), o sistema deste dispositivo é controlado por 3 (três) motores correntes que têm sensores e codificadores acoplados a eles. O número de motores corresponde ao número de graus de liberdade que um sistema háptico articulado particular possui, embora a maioria dos sistemas produzidos possua 3 (três) motores. Os codificadores rastreiam os movimentos ou posição do usuário ao longo dos eixos x, y e z. Dos motores existe um cabo que, com o auxílio de um conector de alumínio, se acopla a um braço ligado a um dedal ou agulha. O braço é um componente que permite uma liberdade corporal de movimento em qualquer direção ou suspende-a de forma que irá manter o nível todo o tempo.

Figura 6: Dispositivos Hápticos da empresa Sensable Technologies Co.: (a) *Phantom Desktop*; (b) *Phantom Omni* (SENSABLE..., 2007)

2.1.3 Mesa de Visualização

Numa simulação, pode ocorrer o fato do usuário precisar manipular o dispositivo háptico localizado longe do objeto virtual. Neste caso, é necessário um prolongado período de treinamento no qual o usuário precisa se acostumar a mover ou tocar objetos tridimensionais e observar as interações um pouco afastado do monitor. Com o intuito de contornar este problema, a mesa de visualização alcança esta habilidade de ver e sentir o objeto no mesmo lugar (LAYCOCK; DAY, 2003).

Um monitor CRT é suspenso na parte de cima de forma que o usuário visualize suas imagens projetadas em um espelho semi-transparente. Este monitor de 21 polegadas suporta a frequência de 120 Hertz, necessárias para fornecer estereoscopia. São incorporados óculos estereoscópicos para fornecer ao usuário a percepção de objetos em profundidade. O ambiente virtual pode ser manipulado através do dispositivo háptico localizado logo abaixo do espelho, fornecendo a sensação de interação direta sobre os objetos (Figura 7).

Figura 7: Mesa de visualização (MACHADO, 2003)

2.2 Realidade Virtual na Medicina

A realidade virtual vem aprimorando a interação homem-máquina, sendo solicitada nas mais diversas áreas de aplicação, das quais a medicina é considerada uma das mais promissoras. Sendo assim, ambientes virtuais e as tecnologias relacionadas estão permitindo que os médicos possam auxiliar seus pacientes de várias maneiras inovadoras, sempre com o intuito de melhorar as qualidades de saúde e vida dos pacientes.

Médicos de várias especialidades possuem a necessidade de visualizar dados complexos, seja durante um procedimento médico ou até mesmo para planejamento, treinamento e ensino do mesmo. Este fator estimulou o início da aplicação da RV na área médica.

Greenleaf (2005) aponta 7 (sete) áreas de aplicação para a Realidade Virtual na medicina:

- Treinamento e planejamento Cirúrgicos;
- Educação e treinamento não cirúrgicos;
- Fusão de objetos virtuais com imagens reais;
- Reabilitação facilitada por realidade aumentada;
- Soluções para diminuições físicas;

- Telecirurgia e telemedicina;
- Testes de pacientes e intervenção comportamental.

A primeira contribuição significativa da RV nesta área de aplicação se deu no ensino médico e Waterworth (2005) explica que isto ocorreu pelo fato de que, além de ser menos crítica em termos de sobrevivência do paciente, esta área tem o potencial de aproveitar tecnologias já utilizadas na educação em outros campos de aplicação.

Um dos maiores problemas para ensino médico em geral é fornecer uma sensação realista da inter-relação de estruturas anatômicas num espaço 3D. Com realidade virtual, o aprendiz pode explorar repetidamente as estruturas de interesse, trabalhá-las à parte, juntá-las e visualizá-las de quase todas as perspectivas. Isto é obviamente impossível com o paciente vivo e é economicamente inviável com cadáveres. Outra vantagem é que demonstrações e exercícios ou explorações podem ser facilmente combinadas.

Satava e Jones (1999) identificaram cinco elementos que afetam o realismo de um ambiente virtual para aplicações médicas:

- Alta resolução gráfica;
- Exibição de propriedades dos órgãos (ex.: deformação);
- Exibição das reações dos órgãos (ex.: sangramento de uma artéria);
- Interatividade (entre objetos como instrumentos cirúrgicos e órgãos) ;
- Retorno sensitivo - retorno tátil e de força.

Atlas computadorizados de anatomia (SZÉKELY; SATAVA, 1999), fisiologia e patologia humanas em três dimensões revolucionou o ensino para estudantes de medicina e o público em geral.

Maneiras de aprender a navegar dentro de um corpo humano têm sido beneficiadas pelas tecnologias desenvolvidas para treinar usuários a pilotar aeronaves comerciais e militares. Com o auxílio das técnicas utilizadas nos simulações de vôos, sistemas baseados em realidade virtual oferecem tanto ferramentas educacionais quanto experimentais (MOLINE, 2005), dando ao estudante uma oportunidade única quanto ao treinamento cirúrgico. Existem grandes semelhanças entre os dois campos de aplicação já que ambos combinam a necessidade de grande habilidade (destreza) manual num ambiente tridimensional com acesso à informação crítica de vida e tomada de decisão. Aumento de realismo, especialmente na simulação de comportamentos do

corpo, combinado com retorno de força avançado e a dificuldade de treinamento das habilidades tornam isto inevitável.

Estas aplicações naturalmente se estenderam incluindo telemedicina e colaboração, envolvendo compartilhamento de informação entre médicos e localidades diferentes.

De acordo com Miyazaki (2005), telemedicina é um termo usado para descrever a provisão de serviços médicos ao paciente que não está na mesma sala ou região. Tecnicamente, é a transferência bilateral em tempo real ou o mais próximo possível do tempo real de informações médicas entre locais de grande e pequena capacidade e especialidade médicas (WATERWORTH, 2005).

Várias tecnologias de realidade virtual têm um papel importante em telemedicina desde diagnósticos remotos até tele-intervenções complexas.

Um problema em telemedicina é a latência (*delay*) da rede de comunicação, definida como a diferença ou demora entre o tempo de resposta ou reação do sistema em relação à ação de entrada do usuário ou dispositivo. O atraso ou latência pode ser considerado prejudicial em qualquer procedimento médico, principalmente em cirurgia remota. Precisão é fator fundamental em simulação médica, já que pode colocar em risco a vida do paciente.

Até hoje, os médicos aprendem alguns procedimentos cirúrgicos observando passivamente e praticando ativamente em cadáveres de humanos ou animais, e só depois procedem em pacientes sob a supervisão de um cirurgião experiente. Com o advento das tecnologias de realidade virtual no ensino médico, erros podem ser imediatamente corrigidos e o procedimento pode ser revisado sob novas perspectivas ou em situações impossíveis no mundo real.

Sistemas baseados em realidade virtual oferecem uma inovação para o treinamento de habilidades cirúrgicas profissionais numa larga escala e de maneira repetitiva, de forma similar à rotina de treinamento de pilotos. Treinamento e ensino médico e cirúrgico contam mais com visualização de alta fidelidade e imersão realista na cena virtual do que na fusão precisa dos dados dos modelos aplicados com a anatomia específica do paciente.

O método de interação no planejamento pré-operatório não precisa ser realista e geralmente não é. Os focos principais são a máxima exploração possível dos dados dos pacientes e a avaliação de possíveis procedimentos de intervenção destes dados (WATERWORTH, 2005).

Durante as últimas décadas, várias técnicas de imageamento médico tridimensional têm se tornado disponíveis, tais como tomografia computadorizada, ressonância magnética e ultra-som, com as quais várias partes do corpo humano podem ser visualizadas.

Imageamento envolve uma coleção de dados anatômicos ou fisiológicos do paciente. Técnicas de computação gráfica - modelagem e visualização - são então utilizadas para exibir estes dados como parte do corpo virtual de forma que possa ser examinado e manipulado. As imagens resultantes podem ser usadas para auxiliar o diagnóstico de patologias ou planejamento de tratamentos médicos.

As imagens podem ser utilizadas para diagnóstico, planejamento e também para simulação de vários tipos de intervenção, assim como para direção (guia) e navegação enquanto intervindo (interferindo) ao plano pré-operatório.

Normalmente, diagnóstico é feito de forma visual: clínicos comparam o que é visto nas imagens do paciente com seus conhecimentos de anatomia e patologia. O planejamento do tratamento é feito similarmente. Antes da cirurgia, cirurgiões usam as imagens para projetar mentalmente a anatomia 3D do paciente e eles determinam o plano cirúrgico baseado nisso.

Um aspecto de realismo e fidelidade que precisa de mais desenvolvimento em aplicações médicas é o registro de diferentes tipos de dados (ressonância magnética e tomografia computadorizada, por exemplo) para produzir realização acurada que os cirurgiões possam interagir em tempo real.

Se uma anormalidade é encontrada, o médico pode usar as imagens em educação, mostrando e explicando o problema do paciente - a imagem é agora uma ferramenta de ensino ao paciente. Se a anormalidade requerer um procedimento complicado de cirurgia, a imagem pode ser usada pra planejamento pré-operatório ou importada para um simulador cirúrgico e usado para otimizar o procedimento cirúrgico para aquele paciente específico.

Aplicações médicas com retorno háptico possuem requerimentos especiais, já que precisam ser compactos e leves. Estas interfaces podem ser classificadas como projetadas com propósito geral, como o braço robótico *Phantom* da empresa Sensable Technologies Company, ou projetados com propósito especial para treinamento cirúrgico, como a máquina de impulso laparoscópico da empresa Immersion Company.

Em Heng et al. (2004), o dispositivo háptico controla uma agulha virtual, onde o usuário pode aplicar a mesma num corpo virtual de tamanho real. Este simulador de manipulação de

agulha foi desenvolvido para ensino e treinamento de acupuntura chinesa. Para aumentar o desempenho, o sistema consiste de dois servidores que se comunicam via rede TCP/IP: um servidor háptico que comporta o sistema de geração de retorno háptico, suportando computação de força e comunicando-se com o dispositivo tátil; e um servidor visual, que comporta o ambiente de visualização, atualizando a cena 3D e fornecendo retorno visual aos usuários. A perna virtual foi obtida através da reconstrução tridimensional a partir de imagens da base de dados fornecida pela *National Library of Medicine, Maryland*.

A habilidade de se tentar várias possibilidades diferentes, otimizar o procedimento para melhor escolha, e depois aplicar esta escolha ao paciente está significativamente melhorando a qualidade da saúde.

2.2.1 Aplicações de Realidade Virtual em Simulações Cirúrgicas

A rápida adoção de técnicas cirúrgicas minimamente invasivas é uma das maiores forças no desenvolvimento de treinamentos cirúrgicos. Grandes limitações em relação à falta de retorno tátil e à coordenação não-usual mão-olho tornam necessários treinamentos extensamente especializados para tais intervenções.

Procedimentos cirúrgicos são praticamente visuais e manuais, e são bastante dependentes dos dados do paciente. No entanto, as cirurgias consideradas minimamente invasivas, ou sejam, técnicas cirúrgicas que minimizam as lesões (cortes) provocadas pelo procedimento, são consideradas vantajosas por provocar menos dor ao paciente e menos stress ao organismo. Causam também relativamente menor prejuízo e um ganho econômico devido ao menor tempo de enfermidade e até mesmo de recuperação.

A vantagem do uso de técnicas de realidade virtual em cirurgias consiste na aplicação de tecnologias imersivas interativas de computador para ajudar no planejamento, treinamento e realização de procedimentos cirúrgicos:

- **Planejamento:** acontece no pré-operatório, quando cirurgiões interagem com modelos tridimensionais da anatomia do paciente para encontrar a melhor maneira de realizar a cirurgia, prevendo o mínimo de danos.
- **Treinamento:** simulação é praticamente usada para treinamento, usando dados do paciente com informações anatômicas para que o usuário possa repetir várias

vezes o procedimento, sem contato direto com o paciente. Pode ser usada para treino de rotina ou para estudar difíceis casos particulares e novas técnicas cirúrgicas.

- **Realização:** a realidade virtual assiste o profissional, algumas vezes com o auxílio de um robô para realizar o procedimento sob o controle do cirurgião e muitas outras através do uso de realidade aumentada. Em outras palavras, RA é usada para fornecer ao cirurgião campos de visão 3D interativos dentro do paciente.

O uso de novas tecnologias para o desenvolvimento de simuladores cirúrgicos é bastante recente, mas de enorme interesse à comunidade médica e científica. Atualmente, simuladores de cirurgias minimamente invasivas vêm sendo aplicadas nas mais variadas especialidades e funcionalidades, mas todas com o propósito de causar menor desconforto ao paciente.

No início dos anos 90, Scott Delp e Joseph Rosen criaram o simulador de transplante de tendão, utilizando capacete de visualização HMD (*Head Mounted Display*) e uma luva de dados para rastrear movimentos da mão. Em 1991, Richard Satava e Lanier desenvolveram o primeiro simulador abdominal, também com o auxílio de um HMD e luva de dados. Marc Raibert, em 1998, construiu um simulador de anastomose, que é a comunicação entre dois vasos sanguíneos ou outras formações tubulares, utilizando um dispositivo háptico (SATAVA e JONES, 1999).

Schijven e Jakimowicz (2003) apresentam uma comparação entre vários simuladores de laparoscopia disponíveis, desde os básicos até os mais avançados, cada um com características diferentes e às vezes até mesmo intenções diferentes. Várias empresas responderam a um mesmo questionário sobre seus simuladores de laparoscopia. Alguns dos pontos considerados relevantes para que o sistema pudesse ser avaliado foram: presença ou ausência de retorno de força; módulos básicos e avançados de treinamento; possibilidade ou não de gravar o desempenho do usuário; presença ou não de vídeos instrutores e, além de vários outros, o nível de realismo.

No instituto alemão *Forschungszentrum Karlsruhe* (KISMET, 2007), foi desenvolvido um simulador de endoscopia onde o usuário pode manipular interativamente os objetos modelados e executar tarefas cirúrgicas. A coordenação dos instrumentos e dos olhos-mãos, e o trabalho em equipe podem ser praticados, além dos procedimentos de operação e o uso de novos instrumentos. Passos do treinamento podem ser repetidos e é possível realizar uma avaliação dos mesmos. Foi utilizada uma caixa imitando um simples do abdômen humano guiado por instrumentos eletromecânicos e sistemas de rastreamento. Este mesmo grupo de pesquisa

desenvolveu também um simulador para procedimentos ginecológicos, como esterilização ovariana.

Foi descrito por Santo et al. (1999) um acurado sistema capaz de detectar tumores diretamente na sala de cirurgia. Ele identifica automaticamente o contorno do tumor, se ele é maligno ou não, detecta linfadenopatia e determina se os nódulos sofreram metástase ou não. Este sistema foi utilizado em casos de neoplasias gástricas e pancreáticas, além de outros tumores.

A área de oftalmologia tem usufruído bastante das vantagens da realidade virtual. Um bom exemplo é o simulador de cirurgia do olho (SINCLAIR; PEIFER, 1994; SINCLAIR et al., 2000). A operação inclui um sistema estéreo de visualização e um descanso para o punho, mas em vez de o cirurgião olhar diretamente um olho real, ele interage com um olho virtual usando instrumentos cirúrgicos virtuais controlados por um rastreador que constantemente relata a posição e orientação ao computador. Existe também a possibilidade de gravar e rever todo o treinamento. Neste caso são simulados quatro instrumentos cirúrgicos: faca cirúrgica, tesoura, fórceps e o Faco Emulsificador (equipamento que auxilia o cirurgião na operação de cataratas). Consiste de uma estação de operação, um sistema de retorno de força, um sistema de rastreamento de posição dos instrumentos e um software que controla a interação e atualiza os retornos hápticos.

Schill et al. (1999) apresentou um modelo mecânico do olho que pode ser manipulado por dois instrumentos que são rastreados por câmeras e monitorados por um computador que renderiza a cena usando um modelo gráfico computacional do olho e instrumentos. Consiste no modelo de uma mesa de operação, um olho mecânico no qual instrumentos originais podem ser inseridos, um sistema de rastreamento ótico para dois instrumentos e o movimento do olho, um computador que gera a visualização em tempo real e óculos estereoscópicos que substituem o microscópio estéreo cirúrgico.

Em termos de otorrinolaringologia, Agus et al. (2003a, 2003b) apresenta uma implementação háptica e visual para corte de osso, que é um componente de um simulador de treinamento para cirurgia do osso temporal (mastoidectomia). O sistema é projetado para trabalhar em modelos de objetos volumétricos específicos por paciente a partir de imagens tridimensionais de tomografia computadorizada e ressonância magnética e fornecer retorno de força e visual realistas. Retorno háptico é fornecido por um dispositivo para cada mão. Em

(AGUS et al., 2003a; 2003b), os autores discutem várias técnicas adaptativas para fornecer retornos háptico e visual em tempo real durante esta simulação.

Ainda visando a perfuração do osso temporal, neste caso em uma cirurgia do ouvido médio, Tolsdorff et al. (2007) descrevem uma simulação pré-operatória. A partir de imagens de tomografia computadorizada, é criado um volume para que o médico possa determinar uma área de interesse para que o sistema possa criar um modelo de superfície baseado na posição desejada. A simulação é realizada em alta resolução visual e com retorno tátil.

Como aplicação na área de ortopedia, o sistema Fracas, desenvolvido por Joskowicz et al. (1998) é um bom exemplo. É um sistema ortopédico integrado ao computador para assistir cirurgias na realização da colocação de pinos no canal medular de fraturas de ossos longos. O sistema fornece modelagem óssea tridimensional, planejamento pré-operatório, processamento de imagens fluoroscópicas e registro baseado na anatomia 2D/3D dos modelos dos fragmentos dos ossos usando imagens de fluoroscopia.

Um simulador de coleta de medula óssea foi desenvolvido por Machado et al. (2001). Trata-se de um sistema de realidade virtual semi-imersivo que possibilita ao usuário treinar todas as etapas envolvidas no procedimento de coleta de medula óssea através da simulação. São utilizados monitor e óculos estereoscópicos para a visualização e também um dispositivo háptico para simular a agulha virtual. O sistema consiste de três módulos: um de observação no qual o usuário pode aplicar transparência no modelo para visualização interna da anatomia da região de interesse; um de localização que, através do dispositivo háptico, permite ao usuário a sensação de tocar o modelo virtual para localizar o ponto adequado para penetração da agulha; e por último o de coleta, que permite finalmente a simulação e treinamento da coleta de medula óssea.

Nesta mesma área de aplicação de coleta de medula óssea, um simulador usando retorno de força e visual foi desenvolvido (RA et al., 2002; KWON et al., 2001; KYUNG et al., 2001). Este sistema utiliza imagens tridimensionais de tomografia computadorizada para fornecer o planejamento do melhor caminho a ser percorrido pela agulha. Um boneco é utilizado para simular o paciente e o dispositivo tátil foi readaptado para simular a agulha. Durante a simulação, um componente de retorno de força gera forças realistas agindo na agulha em tempo real sincronizando-as ao retorno visual.

Existem também várias aplicações em neurocirurgia. Um exemplo é o Robo-Sim (AUER et al., 1999), uma unidade de treinamento e simulação, assim como de planejamento de operações

minimamente invasivas do cérebro. Ele permite o posicionamento virtual do paciente, planejamento da cirurgia com uma região de interesse mais profunda, orientação no campo cirúrgico e manipulação do tecido virtual.

Foi desenvolvido também um simulador para treinamento de ventriculostomia, um procedimento neurocirúrgico que consiste na inserção de um cateter nos ventrículos do cérebro para aliviar a pressão intracranial (Luciano et al, 2006). Este simulador disponibiliza um modelo virtual tridimensional de uma cabeça humana e utiliza um sistema chamado *ImmersiveTouchTM*, integrado por dispositivos hápticos com sistema de rastreamento de mão e cabeça e um monitor estéreo de alta resolução. Um espelho translúcido é usado para criar um ambiente de realidade aumentada que integra as mãos do cirurgião, o cateter virtual e a cabeça do paciente numa mesma cena.

No projeto EASI (*European Applications in Surgical Interventions*) descrito por Gerritsen (2001), são realizadas pesquisa, desenvolvimento e avaliação clínica na área de cirurgias guiadas por imagens. Existem duas principais áreas de aplicação: neurocirurgia guiada por imagem (EASI-Neuro) e cirurgia vascular guiada por imagem de aneurismas da aorta abdominal (EASI-Vascular). No projeto EASI-Neuro, quando uma imagem indicava a possível presença de tumor, geralmente uma biópsia era necessária e uma armação era colocada na cabeça do paciente. O ponto de inserção, orientação e profundidade de inserção da agulha eram medidos a partir das imagens de tomografia computadorizada (TC) ou ressonância magnética (RM) do paciente e transferidas para a armação. Depois a agulha era inserida e a biópsia era realizada.

Como este procedimento não era agradável para o paciente, passaram a utilizar marcas fiduciais na pele. Um software foi criado para planejar o procedimento, posicionando e orientando o guia da agulha, um aparelho especial criado para auxiliar a inserção da agulha.

Um simulador de realidade virtual onde o usuário pode tocar tecidos moles procurando por um tumor debaixo da superfície (pele) é descrito em (DINSMORE et al., 1997). Assim que é tocado, o tumor causa um perfil de força diferente, dando a sensação que algo realmente está sob a superfície. A vantagem é que estudantes de medicina podem treinar para realizar exames sem risco.

Dwaorzak e Gu (2007) apresentam um modelo híbrido para simulação de corte de tecidos. A técnica combina as vantagens de um corte progressivo e os benefícios de um não-progressivo, que é superior em performance e estabilidade. O corte progressivo subdivide os elementos

enquanto a ferramenta de corte ainda está interceptando-os e o não-progressivo realiza essa subdivisão quando a ferramenta não está mais em contato com o elemento.

2.3 Arquitetura básica de um simulador cirúrgico utilizando realidade virtual

A maior vantagem de simuladores cirúrgicos utilizando realidade virtual é permitir que o usuário internalize um procedimento cirúrgico sem risco de prejudicar o paciente. No entanto, o usuário deve acreditar que o ambiente do simulador corresponde a um procedimento real e para isso, os simuladores devem permitir um alto nível de interatividade e ser reativo à ação do cirurgião (SCHIJVEN; JAKIMOWICZ, 2003).

Realismo visual e interações em tempo real são essenciais em simulação cirúrgica. Segundo Pednekar e Kakadiaris (2000), interação em tempo real requer que qualquer ação do operador gere uma resposta instantânea do órgão simulado, independente da complexidade de sua geometria. É possível que, durante a simulação, alguns eventos como a colisão de estruturas aumentem o custo computacional, podendo resultar na falta de sincronismo entre os gestos do usuário e o retorno que o usuário obtém do simulador.

No entanto, já que quase nenhum órgão do corpo humano é rígido, seus formatos podem mudar durante a operação. Todo bom simulador médico deve apresentar órgãos anatomicamente corretos com propriedades de deformação natural em tempo real e resistência quando manipulado. Conseqüentemente, o realismo da deformação é outro ponto-chave em simulação cirúrgica.

Basdogan et al. (2004) afirmam que um dos principais componentes das simulações cirúrgicas baseadas em computador e dos sistemas de treinamento é o desenvolvimento de modelos órgão-força realistas. Um bom modelo órgão-força deve:

- Refletir forças estáveis ao usuário.
- Exibir deformações suaves.
- Lidar com várias condições de borda e limites.
- Mostrar comportamento realista baseado na física em tempo real.

A Figura 8 mostra diferentes componentes de um simulador cirúrgico. São alguns elementos comuns e importantes para que se consiga obter o máximo de realismo nos simuladores médicos baseados em realidade virtual.

Figura 8: Arquitetura básica de um simulador cirúrgico utilizando realidade virtual

2.3.1 Modelagem de Dados

De acordo com Pednekar e Kakadiaris (2000), o primeiro passo no desenvolvimento de um sistema cirúrgico utilizando realidade virtual é a aquisição de dados precisos para se obter uma reconstrução de órgãos realistas. Seguindo este princípio, foi realizado um estudo aprofundado sobre a anatomia do pescoço e da glândula tireóide, apresentados no Anexo A e Capítulo 3, respectivamente.

Modelos computacionais a serem utilizados em simuladores médicos geralmente são criados usando métodos diferentes. Podem ser obtidos a partir de algoritmos de reconstrução a partir de imagens médicas ou utilizando ferramentas de modelagem.

Os dados dos pacientes podem ser de várias modalidades de imageamento (tomografia computadorizada, ressonância magnética, entre outras) e a intenção é extrair o máximo de informação útil disponível delas. Estas imagens são obtidas em cortes bidimensionais e técnicas de reconstrução são aplicadas para criar o modelo tridimensional a partir delas. Em (AYACHE, 1997), Ayache fornece um resumo sobre a evolução da pesquisa em análise de imagens médicas e simulação.

Além das várias modalidades de imageamento, a base de dados do projeto *Visible Human* também é bastante utilizada pela comunidade científica (VISIBLE..., 2005). É um banco de imagens digitais que são fotografias em alta resolução de secções anatômicas de corpos humanos, cortados milimetricamente.

Quando existe a necessidade de obter maior especificidade dos dados e de analisar estruturas anatômicas isoladas, algoritmos de segmentação de imagens são utilizados para a extração de dados.

Zorcolo et al. (2000) desenvolveram um simulador de inserção de cateter que tem diretamente como entrada conjunto de dados no formato do padrão DICOM (*Digital Imaging Communications in Medicine* – padrão internacional para comunicação de imagens digitais em medicina, com o intuito de garantir interoperabilidade entre sistemas de imageamento e outros sistemas de informação em ambientes de cuidados da saúde (ACR-NEMA, 2007)) e pode trabalhar tanto com imagens completas quanto com segmentadas. Weber et al. (2007) apresenta uma reconstrução de modelos anatômicos do coração para planejamento de cirurgias cardíacas a partir de imagens deste formato.

2.3.2 Retorno Visual Imersivo

Um dos pontos mais importantes num sistema de simulação é a interface com o usuário e para isso, um simulador cirúrgico deve fornecer uma representação visual realista e imersiva do procedimento médico. O retorno visual é o primeiro passo para obtenção da sensação de realismo no mundo virtual.

Os dispositivos de exibição de imagens que têm sido usados em sistemas cirúrgicos baseados em realidade virtual dependem do procedimento e das tarefas necessárias. Os mais usados são monitores estereoscópicos e capacetes de visualização para fornecer informação

tridimensional (PEDNEKAR; KAKADIARIS, 2000). Nos monitores, a sensação de imersão do usuário é bem menor em comparação aos HMDs, mas resoluções melhores podem ser conseguidas. A questão de resolução é de grande importância já que um dos principais objetivos é a representação visual dos dados de forma acurada e realista.

Segundo Delingette e Ayache (2004), a qualidade do retorno visual é diretamente relacionada com a disponibilidade e performance de aceleradores gráficos. Nos últimos anos, o mercado de placas gráficas tem evoluído em três direções: aprimoramento da fração preço-performance, aumento da performance e surgimento de novos algoritmos de renderização.

2.3.3 Síntese Háptica

Quando um usuário humano toca diretamente um objeto real ou através de uma ferramenta, forças são impostas à pele do usuário. A informação sensorial associada, mediada por sensores na pele, juntas, tendões e músculos, é conduzida para o cérebro pelo sistema nervoso e leva à percepção háptica. Os comandos motores subsequentes lançados pelo cérebro ativam os músculos e resultam em movimentos corporais que modificam a informação sensorial de toque. Esse laço senso-motor continua tanto na exploração quanto na manipulação de objetos (SRINIVASAN, 2006).

Para criar a sensação de tocar objetos virtuais precisamos gerar a força de reação dos objetos aplicada à pele. O toque de um objeto real através de uma ferramenta é imitado pelo uso de um dispositivo de interface háptica que reflete força. Ainda de acordo com Srinivasan (2006), assim que o usuário manipula o braço do dispositivo háptico, a nova posição de orientação do braço são sentidas pelos sensores do dispositivo. Se nenhuma colisão entre o avatar simulado do braço e os objetos virtuais é detectada, o dispositivo de interface háptica permanece passivo e nenhuma força é refletida ao usuário. Se é detectado que houve colisão com um objeto, o modelo mecânico calcula a força de reação baseada na profundidade de penetração da caneta no objeto virtual. Os vetores de força calculados devem então ser modificados mapeando-os apropriadamente sobre a superfície do objeto para considerar detalhes da superfície. Os vetores de força modificados são então enviados de volta ao usuário através do dispositivo háptico. Esta sequência de detecção e resposta de colisão é chamada de laço háptico, que precisa rodar continuamente por volta de mil vezes por segundo; caso contrário, a superfície virtual fica frágil

ou pior, ao invés de sentir a superfície, o usuário sente como se o dispositivo háptico estivesse apenas vibrando em sua mão.

Um dos desafios constantes ao integrar hápticos em ambientes virtuais é a necessidade de dispositivos de interface háptica com os requisitos graus de liberdade, alcance, resolução e faixa de frequência, ambos em termos de forças e deslocamentos. As forças e movimentos envolvidos são pequenos mas requerem que as resoluções sejam boas e que o dispositivo seja mecanicamente transparente para que suas características afetem minimamente o retorno de força pretendido (BASDOGAN et al., 2004).

De acordo com Srinivasan (2006) e Basdogan et al. (2004), qualquer interação háptica deve especificar dois fatores importantes:

- Detecção de colisão
Detecção de colisões entre o ponto final do instrumento e os objetos da cena.
- Resposta de colisão
A resposta de colisão em termos de como as forças refletidas ao usuário são calculadas.

2.3.3.1 Processo de seleção e intersecção de objetos

Para uma apresentação háptica realista, um algoritmo para detecção de colisão com um tempo computacional constante é essencial. Esse é um problema conhecido e complexo em computação gráfica, pois quando uma restrição em tempo real é adicionada, a dificuldade é consideravelmente aumentada.

Segundo Pednekar e Kakadiaris (2000), com modelos físicos, a maioria das forças externas são forças de contato e em simulação cirúrgica, a deformação é principalmente guiada pelas interações do usuário de forma que se torne necessário um eficiente algoritmo de detecção de colisão.

Para conseguir retorno visual realista e fisicamente correto, colisões entre o instrumento cirúrgico e os objetos ao seu redor devem ser detectadas, ou melhor, uma vez que a posição do instrumento é conhecida, é necessário detectar possíveis colisões com estruturas anatômicas ao seu redor. A detecção destas colisões consiste de duas tarefas: encontrar os elementos da superfície (borda) interagindo com o instrumento cirúrgico e encontrar todo objeto que terá

contato com o instrumento. Segundo Bielser e Gross (2000), a primeira é encontrar elementos de superfície (borda) interagindo com a ferramenta cirúrgica (detecção de colisão de superfície) e a segunda consiste em encontrar todo tetraedro dentro do tecido que é cortado ou perfurado pelo instrumento (detecção de colisão de volume).

2.3.3.2 Comportamento de tecidos moles deformáveis

Com já foi dito acima, quando uma colisão é detectada, um conjunto de obstáculos geométricos e físicos são aplicados em modelos de tecidos moles. Com isso, técnicas de modelos baseados em física deformáveis para modelagem de tecidos moles estão sendo exploradas e desenvolvidas pela comunidade científica.

DiMaio e Salcudean (2002) afirmam que, considerando a inserção de uma agulha num volume de material mole, em geral, assim que a agulha penetra no tecido, forças são aplicadas tanto axial quanto lateralmente e o tecido sofre uma deformação, afetando o caminho da agulha e a própria distribuição de forças. A força resultante não fornece informações suficientes para determinar a deformação do tecido. A distribuição das forças ao longo da agulha desempenha um papel muito importante.

Segundo Delingette e Ayache (2004), para treinamento cirúrgico, exibição visual e háptica são mais importantes que acurácia na deformação de tecidos. No entanto, se a diferença de comportamento for muito grande para deformações consideráveis, pode resultar no aprendizado inadequado de procedimentos médicos.

2.3.3.3 Retorno de força

Maior realismo pode ser alcançado pela introdução de dispositivos que permitem melhor imersão no mundo virtual, por exemplo, a integração de sistemas de retorno de força para gerar tais sensações são de grande importância, quase tão importantes quanto o retorno visual. Quando obtidas computações precisas das forças, pode ser possível ao cirurgião sentir sensações hápticas perto da realidade. O dispositivo háptico é usado para fornecer retorno de força ao usuário.

Simuladores são considerados sistemas controlados pela força, enviando a posição do instrumento ao software de simulação e recebendo vetores de reação de força.

De acordo com Delingette e Ayache (2004), em simuladores cirúrgicos, os dispositivos hápticos servem para ao menos dois propósitos:

- **Cinestésico:** fornece a sensação de movimento ao usuário e melhora a performance cirúrgica;
- **Cognitivo:** ajuda a distinguir entre tecidos testando suas propriedades mecânicas.

Os benefícios do uso de dispositivos hápticos em simuladores para treinamento médico são reconhecidos por vários grupos de pesquisa e várias empresas que trabalham nesta área.

No caso da biópsia da espinha dorsal descrita em (RA et al, 2002; KYUNG et al., 2001; KWON et al., 2001), foram utilizados os dados do modelo humano tridimensional que contém os parâmetros de retorno de força dos órgãos perto do órgão de interesse para geração adequada de retorno de força. Quando a agulha acoplada ao dispositivo háptico articulado é movimentada, o mesmo captura os movimentos da agulha e estes são renderizados sobre o modelo humano tridimensional. De acordo com a posição da agulha, o usuário sente reflexão de forças diferentes.

Petersik et al. (2002) desenvolveram um simulador de cirurgia de osso duro e, neste caso, não existe a preocupação em relação à deformação de tecidos moles. Para alcançar resposta háptica realista, colisões entre o instrumento e a cena estática foram computadas e uma posição de colisão foi determinada. Depois, foi aplicada uma força que empurra o dispositivo na posição de colisão. Sempre que houver uma colisão entre o instrumento e objetos estáticos serão computados dois parâmetros: direção e magnitude da força de colisão, o que foi considerado suficiente neste caso para obter realismo na simulação.

Quando adicionando retorno de força numa simulação, a maior dificuldade está relacionada com limitações em tempo real impostas pelo sistema: para permanecerem realistas, as forças devem ser computadas numa frequência muito alta, podendo variar de acordo com a tenacidade dos tecidos e com o tipo de interação (COTIN; DELINGETTE; AYACHE, 1999).

Torna-se muito mais difícil alcançar o realismo desejado em simulação se deformações de tecidos moles devem ser considerados. O modelo deforma de acordo com o movimento induzido pelo cirurgião com o dispositivo de retorno háptico. Esta deformação nos permite computar a força de contato e atuadores mecânicos geram esta força. Neste caso, a simulação de comportamento de deformação deve ser incluída no sistema de planejamento.

Um cálculo de força muito versátil e simples de usar, segundo a empresa Sensable Technologies Co, (2005), é a força de mola (*spring*). É provavelmente a fórmula mais comum usada em renderização háptica. A força de mola pode ser computada aplicando a Lei de Hooke

$$\vec{F} = k \vec{x}$$

Equação 5: Equação de mola pela Lei de Hooke

onde **k** é a constante de rigidez (*stiffness*) e $\vec{x}$ é o vetor de deslocamento.

A mola é colocada entre uma posição fixa p_o e a posição do dispositivo p_l . A posição fixa é usualmente colocada na superfície do objeto que o usuário está tocando. O vetor de deslocamento $\vec{x} = p_o - p_l$ é tal que a força de mola é sempre direcionada na orientação da posição fixa. A força sentida é chamada de força de restauração de mola, já que a mesma está tentando se restaurar até seu comprimento de descanso, que neste caso é zero. A constante de rigidez dita o quão agressivamente a mola tentará se restaurar até seu descanso. Uma constante de rigidez baixa irá fornecer uma sensação mole, enquanto uma alta irá sentir rigidez.

Existe também uma força amortecedora (*damping*). Sua principal utilidade é para reduzir a vibração já esta força está sempre apontando na direção oposta ao movimento. Geralmente, a força amortecedora é proporcional à velocidade do efetuador-final. A equação de amortecimento padrão é

$$\vec{F} = -b \vec{v}$$

Equação 6: Equação de amortecimento

onde **b** é a constante de amortecimento e $\vec{v}$ a velocidade do efetuador-final.

Um algoritmo de retorno de força é descrito por Ra et al. (2002), Kwon et al. (2001) e Kyung et al. (2001). O mecanismo de reflexão de força para um simulador de biópsia por agulha está ilustrado na Figura 9. A Tabela 1 descreve todos os parâmetros utilizados. A força total $\vec{F}_T$ é representada com três componentes como

$$\vec{F}_T = \vec{F}_R + \vec{F}_C + \vec{F}_G$$

Equação 7: Equação da força total aplicada em (RA et. al, 2002)

$\vec{F}_T$	Força gerada pelo dispositivo háptico: $\vec{F}_T = \vec{F}_R + \vec{F}_C + \vec{F}_G$
$\vec{F}_R$	Força resistiva de punção
$\vec{F}_C$	Força corretiva para direção da agulha: $\vec{F}_C = -k * \vec{F}_C'$
$\vec{F}_G$	Força de compensação de gravidade
k	Escala de força: $k = \frac{l_1}{l_2}$
$\vec{F}_C'$	Força corretiva na ponta da agulha: $\vec{F}_C' = \vec{C} * const$
$\vec{C}$	Vetor de correção: $\vec{C} = \vec{V}_i - \vec{V}_C$
$\vec{V}_i$	Vetor de direção inicial d a inserção da agulha
$\vec{V}_C$	Vetor de direção atual da agulha

Tabela 1: Parâmetros utilizados no mecanismo de reflexão (RA et al., 2002)

Um cálculo interessante é o da força corretiva ($\vec{F}_C$) que é determinada para manter a agulha posicionada ao longo da direção do movimento e de acordo com Ra et al. (2002), foi verificado experimentalmente que esta força corretiva ajuda a manter a agulha na direção inicial desejada de inserção. A Figura 9 mostra $\vec{V}_C$ o vetor de direção atual da agulha (que precisa ser corrigido) e $\vec{V}_i$ com o vetor de direção inicial da agulha. $\vec{V}_i$ é derivado multiplicando o vetor unitário de agulha inserida com o comprimento da agulha. $\vec{V}_C$ é derivado do ponto atual da ponta e o ponto final da agulha ($l_1 + l_2$). A força corretiva na ponta da agulha $\vec{F}_C'$ é proporcional à diferença entre estes dois vetores.

$$\vec{F}_C' = \beta \vec{C} = \beta (\vec{V}_i - \vec{V}_C)$$

Equação 8: Equação da força corretiva na ponta da agulha

onde β é determinado assumindo que apenas músculo e gordura estão localizados entre a pele e o osso ($\beta = 0.5 \text{ N/mm}$). Logo, a força corretiva final $\vec{F}_C$ a ser aplicada pelo dispositivo háptico pode ser dado por:

$$\vec{F}_C = -\frac{l_1}{l_2} * \vec{F}_C'$$

Equação 9: Fórmula da força corretiva final

Outra forma de tentar controlar os movimentos da agulha após inserção nos tecidos seria como foi descrito por Gerovich, Marayong e Okamura (2004), onde a posição da agulha simulada é controlada pelo grau de liberdade único vertical. Foi criado um modelo semelhante ao descrito acima, com apenas quatro camadas de tecido (pele, gordura, músculo e osso), mas neste caso, os modelos simulados com forças mola-amortecimento, embora apenas as três primeiras camadas foram usadas no experimento. Coeficientes mola e de amortecimento foram atribuídos a cada camada para refletir a diferença relativa nas propriedades dos tecidos. O retorno de força ao usuário foi baseado em rigidez (*stiffness*) linear e deformação de tecido antes da punção, e em força de amortecimento (*damping*) durante a translação da agulha após punção.

Uma observação interessante deste método é que à medida que a agulha penetra mais fundo nas camadas, o usuário sente a força de amortecimento total acumulada das camadas de tecido acima (anteriores). Coeficientes de rigidez (*stiffness*) foram atribuídos para refletir diferenças entre densidades dos tecidos, e coeficientes de amortecimento (*damping*) para refletir a fricção entre o tecido e o eixo da agulha. O osso é considerado uma estrutura sólida (pela qual não pode haver penetração) com rigidez alta e nenhuma viscosidade.

A Tabela 2 apresenta o modelo de força implementado, onde k_s , k_f , k_m e k_o são os coeficientes de rigidez (*stiffness*) da pele, gordura, músculo e osso, respectivamente; b_s , b_f e b_m são coeficientes de amortecimento (*damping*) por unidade de largura da pele, gordura e músculo, respectivamente; y_s , y_f e y_m são as espessuras de cada camada; y é a quantidade de penetração da agulha com respeito à borda da camada corrente; e v é a velocidade da agulha.

Figura 10: Algoritmo para determinar a força resultante (KYUNG et al., 2001)

	No contato	Após perfuração
Pele	$F = k_s y$	$F = b_s y v$
Gordura	$F = k_f y + b_s y_s v$	$F = (b_s y_s + b_f y) v$
Músculo	$F = k_m y + (b_s y_s + b_f y_f) v$	$F = (b_s y_s + b_f y_f + b_m y_m) v$
Osso	$F = k_o y + (b_s y_s + b_f y_f + b_m y_m) v$	----

Tabela 2: Modelo implementado por Gerovich, Marayong e Okamura (2004)

2.4 Conclusão do Capítulo

A realidade virtual traz benefícios significativos à área médica. A RV proporciona visualização imersiva através do efeito de estereoscopia e interação do usuário com o mundo sintético, utilizando aparatos especiais como os dispositivos hápticos e a mesa de visualização.

O interesse da comunidade científica na aplicação de técnicas de realidade virtual na prática médica é justificado pela crescente pesquisa e desenvolvimento de simuladores cirúrgicos para treinamento, ensino e assistência, apresentados por grandes centros de pesquisa no mundo.

A arquitetura básica de um simulador cirúrgico de realidade virtual consiste nas etapas de modelagem, determinando quais os modelos tridimensionais a serem utilizados; retorno visual, pois a fidelidade visual torna um simulador cirúrgico realista; e síntese háptica, que determina a colisão entre objetos e retorna ao usuário as forças obtidas pelas características de cada um.

Neste Capítulo foi apresentado o estado-da-arte em simuladores cirúrgicos minimamente invasivos, descrevendo os conceitos de realidade virtual para o simulador cirúrgico apresentado nesta tese. Algumas aplicações de simuladores cirúrgicos de realidade virtual desenvolvidas por outros pesquisadores também foram descritas. Visando um maior entendimento em relação ao desenvolvimento de um simulador cirúrgico de realidade virtual, a descrição de uma arquitetura básica recebeu uma ênfase especial neste Capítulo.

3 O PROCEDIMENTO DE BIÓPSIA POR AGULHA DE NÓDULOS DA GLÂNDULA TIREÓIDE

Neste capítulo estão descritas as justificativas do estudo de caso e o procedimento de biópsia por agulha de nódulos da glândula tireóide, mostrando a relevância deste tipo de aplicação e a motivação que nos levou a propor um sistema para treinamento de biópsia de nódulos da tireóide.

Para desenvolver sistemas para aplicação na área médica, um fator muito importante é a realista descrição da anatomia humana, o que consiste no levantamento de todas as características anatômicas dos órgãos e estruturas de interesse. Neste Capítulo está apresentada uma descrição sobre a anatomia da glândula tireóide, já que o sistema proposto consiste no treinamento da biópsia por agulha de nódulos tireoideanos.

Os materiais necessários para a realização da biópsia por agulha são de baixo custo e seu procedimento técnico é prático e rápido. No entanto, podem ocorrer algumas complicações se não realizada adequadamente. Neste Capítulo estão descritos também os materiais e métodos envolvidos no procedimento da biópsia por agulha e alguns problemas que podem ser causados devido à uma má performance do profissional.

3.1 Justificativa do Estudo de Caso em Glândula Tireóide

Como já foi dito anteriormente, a técnica de biópsia por agulha é um procedimento comum e prático, sendo utilizada constantemente para obtenção de um diagnóstico acurado. Um dos casos mais comuns é a avaliação de nódulos da glândula tireóide. Este fato se justifica pela grande incidência de casos desta natureza, principalmente na população feminina.

Um nódulo tireoideano pode ser palpável ou não. Se pode ser visto a olho nu e o médico consegue segurá-lo, a biópsia pode ser realizada no próprio consultório médico sem maiores

preparações. O que pode ocorrer é que, devido à força e à posição de inserção da agulha, a mesa pode puncionar outros órgãos próximos desnecessariamente. Se atingir a traquéia por exemplo, pode causar algum desconforto respiratório e, perfurando alguma veia ou artéria, pode provocar uma hemorragia. No caso de nódulos não palpáveis, o paciente pode ser submetido à uma cirurgia invasiva para obtenção do diagnóstico.

Com isso, foi amadurecida a idéia de desenvolver um simulador de realidade virtual de biópsia por agulha de nódulos da glândula tireóide. Além de ser uma inovação, pode trazer muitos benefícios aos médicos e pacientes. Com treinamento adequado, o médico pode evitar perfurações errôneas e desnecessárias a órgãos próximos ao alvo. Praticando quantas vezes for preciso, o procedimento pode tornar-se mais trivial e acurado.

3.2 Descrição Anatômica da Glândula Tireóide

A tireóide é a maior glândula endócrina do ser humano. Encontra-se na base do pescoço, entre as 5ª e 7ª vértebras, abaixo do pomo de Adão no caso do homem. Envolve a face ântero-lateral da faringo-laringe, esôfago e traquéia.

A tireóide tem a forma de uma borboleta ou “H”, consiste de dois lobos de forma cônica unidos medial e inferiormente pelo istmo. Segundo Saito e Cerri (1999), um lobo extra, o piramidal, pode estar presente em menos de 50% da população. Esse se origina a partir da região superior do istmo ou ainda da porção mediana adjacente de cada lobo, mais freqüentemente do lado esquerdo, e ascende até o osso hióideo (Figura 11).

A unidade funcional básica da glândula tireóide é o folículo, composto por células (foliculares) que se reúnem em formações esféricas, em cujo centro se encontra o colóide (fluido), local de armazenagem da tireoglobulina, que contém os hormônios tireóideos. Adjacentes aos folículos encontram-se as células parafoliculares ou células C (Figura 12).

Figura 11: Localização da Tireóide (SAITO; CERRI, 1999)

Figura 12: Esquema demonstrando o parênquima tireoideano (SAITO; CERRI, 1999)

Ainda de acordo com Saito e Cerri (1999), as relações anatômicas da tireóide são:

- Medialmente: cada lobo se relaciona com a laringe e com a traquéia.
- Ântero-lateralmente a cada lobo: situam-se os músculos esterno-hióideo, esterno-tireóideo, omo-hióideo e esternocleidomastóideo, sendo que este último não entra em contato direto com a glândula.
- Pósterio-lateralmente: os lobos relacionam-se com os elementos da bainha jugulocarotídea (carótida comum, jugular interna e nervo vago).
- Pósterio-medialmente a cada lobo: situam-se as glândulas paratireóides e o respectivo músculo longo do pescoço.
- Na topografia retrotraqueal à esquerda encontra-se o esôfago (Figura 13).

Figura 13: Corte axial da tireóide demonstrando suas relações anatômicas (SAITO; CERRI, 1999)

O tamanho da tireóide é muito variado, mas geralmente pesa entre 20 e 30 gramas e é relativamente mais pesada nas mulheres e aumenta fisiologicamente nas gestações e períodos menstruais (DEVIDITIS; GUIMARÃES, 1999).

A tireóide é considerada encapsulada e, como descrito em (ROSA, 1974), está coberta pelos seguintes planos: superficiais (pele e tela subcutânea) e profundos (músculos esterno-hióideo, esterno-tireóideo, omo-hióideo, esternocleidomastóideo e as fáscias do pescoço).

A pele da região é relativamente mais fina que aquela situada superiormente (supra-hióidea). Os sulcos cutâneos superficiais primários (utilizados para orientação das incisões cirúrgicas) são finos, paralelos entre si, e em geral de direção transversal.

A tela subcutânea é extremamente fina e mantém conexões com a pele e com os músculos ao redor da boca. Nela encontramos os vasos e nervos superficiais. Os coletores venosos superficiais da região são constituídos pelas veias jugulares externas e anteriores, que são variáveis nas dimensões e trajeto, assim como são extremamente variáveis suas conexões superficiais e profundas.

A glândula tireóide é irrigada de forma extensiva por dois pares de artérias. As artérias tireóideas superiores que são o primeiro ramo da carótida externa e penetram no lobo através do seu ápice. A manipulação excessiva e inadequada deste vaso pode determinar também arritmias cardíacas, independentemente da tireóide. As artérias tireóideas inferiores são ramos que cruzam as carótidas comuns e veias jugulares posteriormente. Além das tireóideas, outras pequenas artérias provenientes da faringe e traquéia irrigam a tireóide.

A drenagem venosa é feita por três pares de veias, superiores, médias e inferiores. As veias superiores e inferiores drenam para as jugulares internas. As médias drenam os dois terços póstero-laterais e são curtas. As veias tireoideanas são as maiores e drenam para as veias bráquio-cefálicas. Em mais de 80% das vezes unem-se para drenar em um único vaso no mediastino superior e podem ser facilmente lesadas na manipulação da glândula (DEDIVITIS; GUIMARÃES, 1999).

A drenagem linfática da tireóide é realizada pelas cadeias de linfonodos pericapsulares, jugular interna, pré-traqueal, paratraqueal, pré-laríngea, nervo laríngeo recorrente, retrofaríngea e retroesofágica (SAITO; CERRI, 1999).

A função da glândula tireóide é produzir, armazenar e liberar hormônios tireoideanos na corrente sangüínea, que regulam ao metabolismo de diferentes órgãos. Estes hormônios, também conhecidos como T3 e T4, agem em quase todas as células do corpo, e ajudam a controlar suas funções. Se os níveis destes hormônios tireoideanos no sangue estão baixos denomina-se hipotireoidismo. Se existe um aumento dos níveis dos hormônios tireoideanos no sangue, denomina-se hipertireoidismo.

3.3 Punção Aspirativa por Agulha Fina

A punção aspirativa por agulha fina (PAAF) ou biópsia é um método simples, seguro e preciso. Auxilia no diagnóstico de massas tumorais, firmando-se como um procedimento conveniente e eficiente para esclarecer dúvidas diagnósticas sobre nódulos benignos e malignos. Uma de suas grandes vantagens se dá por ser uma técnica minimamente invasiva, causando o menor desconforto possível ao paciente.

3.3.1 Origem e Evolução

Embora a primeira referência de retirada de células de massas tumorais para exame microscópico através de agulha tenha sido relatada por Kun, em 1847, apenas a partir dos anos 30 essa técnica começou a ser gradualmente aceita. Nesta década, a biópsia por agulha foi utilizada no diagnóstico de tumores da cabeça e pescoço por Martin e Ellis no *Memorial Hospital for Câncer and Allied Diseases* na cidade de Nova York (CAMINHA; NETO; KUHL, 1996; FRABLE; FRABLE, 1982).

Sua prática foi pouco utilizada até as décadas de 40 e 50 e, embora tenha sido introduzida inicialmente nos Estados Unidos, o procedimento não obteve aceitação geral devido às complicações associadas aos diâmetros exagerados das agulhas utilizadas na época.

A biópsia aspirativa só foi amplamente utilizada quando a técnica foi modificada para agulhas mais finas. No entanto, o procedimento conhecido por punção aspirativa por agulha fina (PAAF), foi detalhadamente descrito e popularizado somente na década de 50 na Escandinávia (CARROLL; NACER; TIMON, 1998; RAMADAN; WAX; BOYD, 1997; MALINSKY et al., 2002).

Devido a experiências anteriores, clínicos nos Estados Unidos permaneciam relutantes em realizar biópsias aspirativas mesmo utilizando agulha fina. O número de procedimentos realizados no *Memorial Hospital* em Nova York declinou nos anos 60 (FRABLE; FRABLE, 1974), mas nesta mesma década, pesquisadores do Instituto Karolinska, em Estocolmo, e na França, conseguiram excelentes resultados com punção aspirativa por agulha fina, tornando o procedimento assunto de interesse geral. A partir daí vários autores passaram a publicar métodos diferenciados de punções por agulha fina de nódulos tumorais em diversos locais do organismo.

No Encontro da Região Sul da Sociedade Americana de Laringologia, Rinologia e Otologia, em janeiro de 1974, Frable e Frable (1974) apresentaram um relatório preliminar sobre a aplicação desta técnica a tumores de cabeça e pescoço. Em 1980, esta técnica passou a ser aplicada em massas da tireóide. A extensa experiência da Escandinávia com biópsia aspirativa para tumores em cabeça e pescoço tem demonstrado a simplicidade, acurácia, e segurança do procedimento, além da diminuição de custos para o paciente.

Segundo Ramadan, Wax e Boyd (1997), punção aspirativa por agulha fina em crianças foi descrito por em 1978, mas apenas em 1983 foi sugerido que, utilizando essa técnica, poderiam ser obtidos diagnósticos precisos de neoplasmas pediátricos.

3.3.2 Materiais Necessários e Custo

A biópsia por agulha é de grande destaque devido ao fato de que a anti-sepsia da pele é realizada no local da punção com álcool iodado, não necessitando de anestésico local.

Malinsky et al. (2002) afirmam que parece haver certo consenso na literatura quanto ao uso de agulhas calibre 21. No entanto, alguns autores indicam agulhas calibre 22 a 27 (gauge), sendo a de 25 gauge a mais utilizada (o comprimento varia conforme o órgão a ser puncionado) (Tabela 3). O importante é saber que quanto maior o diâmetro da agulha, maior a probabilidade de complicações e semeadura tumoral.

Gauge	Diâmetro externo	Diâmetro interno	Comprimentos disponíveis	Área do lúmen (corte)
20	0,89mm	0,58mm	25,38,76	0,26mm ²
22	0,71mm	0,41mm	19,25,38	0,13mm ²
23	0,64mm	0,33mm	6,19,25	0,09mm ²
25	0,51mm	0,25mm	16,25,32,38,51,58	0,05mm ²
27	0,41mm	0,20mm	13,19,38	0,03mm ²

Tabela 3: Especificações de tamanhos de agulhas

As agulhas podem ser acopladas a uma seringa descartável de plástico de 10ml ou 20ml. O que parece consensual é o fato da seringa estar presa a um suporte (manete ou pistola) que oferece maior apoio na aspiração. Esta pistola pode ser de ferro ou de plástico. No entanto, Shapiro e Batang (1990) afirmam que a pistola não é essencial.

A Figura 14 ilustra o material necessário para este tipo de procedimento.

Figura 14: Material necessário para realização da PAAF (SHAPIRO; BATANG, 1990)

A rapidez, facilidade e relação custo-benefício deste procedimento o tornam um método diagnóstico de primeira-linha na investigação de tumor de cabeça e pescoço (CAMINHA, NETO; KUHLE, 1996; MURUSSI et al., 2001). Em 1982, Frable e Frable (1982) demonstraram que o custo do material para punção aspirativa nos EUA era menor que 1 dólar, em comparação com o custo de uma biópsia excisional (aberta) que atingia em torno de 2300 dólares.

Segundo Saito e Cerri (1999), em centros que adotaram esse método como rotina houve redução de aproximadamente 25% nos custos do tratamento dos pacientes com nódulo de tireóide.

3.3.3 Procedimento Técnico

O procedimento pode ser realizado no consultório médico, com o paciente deitado numa maca. É essencial que o paciente seja posicionado com hiper-extensão cervical, flexionando a

cabeça para o lado oposto ao tumor de tal maneira que a massa fique proeminente à palpação e um mínimo de tecido mole precise ser perfurado no momento da introdução da agulha. Em crianças, a aplicação de um anestésico na pele pode ser feita uma hora antes da punção.

Após unir a seringa à agulha deve-se encaixá-la ao manete (Figura 15), que permite ao médico exercer pressão negativa com uma mão enquanto a lesão é captada com a outra, normalmente com o polegar e o indicador, e mantida numa posição no qual esteja fixa e estável. Deve-se então realizar a anti-sepsia da pele no local da punção com álcool iodado e inserir a agulha no nódulo (Figura 16A). A punção da massa pode ser testada movimentando um pouco a seringa e se a massa mover-se, significa que ela foi penetrada pela agulha.

Figura 15: Seringa presa a um suporte (FREITAS-JR, 2001)

Quando a lesão-alvo não é palpada por ser pequena ou profunda, Saito e Cerri (1999) afirmam que este procedimento deverá ser guiado pela ultra-sonografia, que orienta a localização precisa do nódulo e a agulha deve ser introduzida obliquamente ao transdutor.

Com a introdução da agulha, faz-se pressão negativa, puxando o êmbolo da seringa. A seringa é então movimentada algumas vezes para frente e para trás da massa em diferentes direções, para que as células desprendidas do tumor fiquem dentro da agulha (Figuras 16B e 16C, respectivamente). É importante que o material aspirado não seja diluído com sangue. Caso a amostra contenha grande quantidade de material hemorrágico (MURUSSI et al., 2001), pode-se optar por não aspirar, apenas introduzir a agulha e movimentá-la dentro da massa. A ação capilar

causa a movimentação de células para dentro da agulha. Frable e Frable (1974) enfatizam que não é necessário obter um pedaço do tecido, apenas células, e manter o material dentro da agulha.

Antes de retirar a agulha, deve-se suspender a pressão negativa na seringa, retirando todo o vácuo inicialmente aspirado, a fim de prevenir a possibilidade de semeadura de células ao longo do trajeto da agulha e para reter todo o material dentro da mesma (CAMINHA; NETO; KUHL, 1996), como mostrado na Figura 16D. Retira-se então a agulha (Figura 16E) e é realizado um pequeno curativo compressivo no local da punção para evitar a formação de hematomas. De acordo com Ward et al. (2001), um assistente mantém pressão sobre a área por um tempo mínimo de 5 minutos para prevenir sangramento e espalhamento do tumor.

Figura 16: Biópsia aspirativa de agulha fina da Tireóide (VAN HERLE et al., 1982)

Uma vez retirada a agulha, retira-se a seringa (Figura 17A), introduz-se ar (vácuo) na mesma (Figura 17B) e recoloca-se (Figura 17C) empurrando novamente o êmbolo, de forma a expelir o material coletado em lâminas de vidro e espalhando o material com uma lamínula,

como ilustrado na Figura 17D. Os esfregaços são preparados com 2 a 3 gotas do material aspirado numa lâmina de vidro, semelhantemente aos esfregaços sanguíneos (Figuras 17E e 17F). As lâminas podem ser fixadas com álcool 95% ou secas pelo ar e por fim são encaminhadas a um laboratório citopatológico.

Figura 17: Preparação na lâmina para avaliação citológica (VAN HERLE et al., 1982)

Quando a aspiração é realizada corretamente, consegue-se ótimos resultados, podendo inclusive recorrer a aspirações subseqüentes com mínimas complicações para o paciente.

3.3.4 Possíveis Complicações Causadas pela Biópsia

Aspiração por agulha fina tem risco mínimo. O mais freqüente é o hematoma. No entanto, hematomas extensos que causam desconforto ao paciente, e paresia (paralisia) do nervo da laringe ocorrem muito raramente. Hemorragia e semeadura de células malignas são problemas também raros, mas potenciais (CAMINHA; NETO; KUHLE, 1996; SAITO; CERRI, 1999).

Ainda segundo Caminha, Neto e Kuhl (1996), qualquer hemorragia subsequente à biópsia aspirativa é facilmente controlada com a pressão local, mesmo após aspiração de tumores vasculares. Não existe relato de sementeira de células malignas após aspiração de lesões de cabeça e pescoço. Estudos da histologia de linfonodos demonstraram que o trajeto da agulha desaparece em poucos dias e que a aspiração não provoca distorção significativa da arquitetura dos nódulos.

3.3.5 Biópsia por Agulha de Nódulos da Glândula Tireóide

De acordo com Shapiro e Batang (1990), nódulos da glândula tireóide são as massas tumorais mais comumente puncionadas do pescoço e cabeça. A biópsia por agulha pode reduzir o número de pacientes encaminhados desnecessariamente à cirurgia, não sendo uma substituta da mesma.

Após cuidadosa palpação da tireóide, o nódulo ou nódulos sujeitos à biópsia são identificados. Segundo Dedivitis e Guimarães (1999), a principal indicação para PAAF corresponde ao nódulo solitário da tireóide. E ainda, nódulos com crescimento rápido, tornando-se distintamente maior ou dominante ou com alteração de textura ou consistência, no contexto de uma glândula multinodular devem ser submetidos a uma punção aspirativa.

A PAAF de nódulos tireoideanos tem sido proposta como método de triagem pré-operatória, para selecionar os nódulos mais propícios à malignidade e reduzir o número de pacientes submetidos à cirurgia. Não deixa escoriações e não interfere na circulação linfática.

Uma grande preocupação na prática clínica é distinguir de forma acurada entre tumores malignos ou potencialmente malignos e nódulos inofensivos (benignos). Vários pesquisadores descrevem na literatura dados estatísticos e descritivos do quanto esta técnica de PAAF é considerada eficiente para a resolução deste problema (BRAUER; SILVER, 1984; GHARIB; GOELLNER, 1993; DEDIVITIS; GUIMARÃES, 1999; VAN HERLE et al., 1982; LENNQVIST, 1987; SHAPIRO; BATANG, 1990).

Dedivitis e Guimarães (1999) afirmam que durante o procedimento de biópsia por agulha, deve ser evitado transpassar a musculatura cervical, pois usualmente causa dor e o espasmo muscular pode dificultar o controle da orientação da agulha. E para uma biópsia com sucesso, o paciente deve ser orientado previamente a não falar, tossir ou engolir durante a realização da

mesma, para evitar a movimentação do nódulo. Um anestésico injetável local não é recomendado e em crianças pode ser utilizado um creme anestésico tópico.

Shapiro e Batang (1990) descrevem algumas implicações diagnósticas da biópsia por agulha de nódulos da glândula tireóide:

- 1) Fluido cístico quase sempre indica uma lesão benigna. Repetidas aspirações podem ser terapêuticas e o exame do conteúdo celular não tem sido útil;
- 2) A presença de colóide é quase certeza de indicação de uma condição benigna;
- 3) Células epiteliais foliculares tanto de massas benignas quanto malignas podem parecer citologicamente iguais;
- 4) Tireoidites são indicadas pela presenças de células inflamatórias;
- 5) Todos os elementos papilíferos apresentam carcinoma.

3.4 Conclusão do Capítulo

A grande incidência de casos de nódulos da glândula tireóide atualmente é um fator que justifica a aplicabilidade do sistema proposto no âmbito desta tese. Além disso, a riqueza de órgãos nobres encontrado no pescoço humano torna delicada a localização anatômica da glândula tireóide. Durante a biópsia da tireóide, para se ter acesso à glândula é preciso atravessar algumas camadas de tecidos, preocupando-se sempre em não atingir estruturas além das necessárias. Por isso é importante o estudo da anatomia da glândula tireóide, assim como sua localização no pescoço e sua relação com órgãos próximos a ela.

A biópsia por agulha de nódulos tireoideanos é considerada um procedimento simples, rápido, de baixo custo e minimamente invasivo. Os resultados obtidos da biópsia desta natureza são considerados ideais na obtenção de diagnósticos precisos. O profissional utiliza um aparato especial chamado citoaspirador ou manete acoplado à seringa para auxiliar na realização do procedimento. Neste Capítulo foi apresentado um estudo anatômico da glândula tireóide e sua localização em relação aos órgãos nobres que também se encontram no pescoço. Estão descritos também o procedimento técnico da biópsia por agulha, os materiais e métodos utilizados e as possíveis complicações que possam ser causadas pelo mal desempenho na realização do procedimento de biópsia por agulha.

4 PROPOSTA DE UM SIMULADOR DE PROCEDIMENTO DE BIÓPSIA POR AGULHA DE NÓDULOS DA GLÂNDULA TIREÓIDE

Como o desenvolvimento de técnicas minimamente invasivas reduziu a sensação de toque comparada às cirurgias abertas, cirurgiões devem confiar nas forças resultantes de interações ferramenta-tecido e precisam de mais treinamento para operar pacientes com sucesso.

Uma das grandes vantagens da realidade virtual no treinamento de procedimentos médicos consiste na simulação de eventos em tempo real manipulando um ambiente virtual, de forma que o médico possa realizá-los repetidamente sem causar nenhum dano ao paciente.

A biópsia de nódulos da tireóide consiste num procedimento comum e, o mal desempenho do profissional pode causar lesões em outros órgãos que não o de interesse, podendo causar maiores complicações ao paciente. Portanto, um melhor treinamento de profissionais pode proporcionar maiores acertos e menos problemas. Técnicas de realidade virtual fornecem todos os recursos necessários para a simulação deste procedimento que, em conjunto com dispositivos hápticos especiais, podem promover o treinamento dos profissionais na realização desta função.

O simulador de biópsia aspirativa aqui proposto está sendo desenvolvido especificamente para nódulos da glândula tireóide, já que a incidência deste tipo de anomalia tem aumentado. Com a ajuda deste sistema e após treinamento adequado, o procedimento poderá obter cada vez mais sucesso e eficiência para que a amostra celular recolhida seja adequada para um diagnóstico preciso.

Baseando-se nesta idéia, este sistema consiste na utilização de técnicas e dispositivos especiais de realidade virtual para o desenvolvimento de um simulador para treinamento de profissionais na realização do procedimento de biópsia de nódulos da glândula tireóide. Com isso, o médico pode adquirir experiência suficiente para realizar o procedimento.

4.1 Acompanhamento do procedimento de biópsia por agulha fina em campo

Como já foi dito anteriormente, o realismo é um fator fundamental para que um simulador médico seja considerado adequado para treinamento de profissionais. Por isso e, visando aumentar nossa base de conhecimento e entender na prática como é realizada a biópsia por agulha fina de nódulos da glândula tireóide, foi feito um levantamento em campo do procedimento de biópsia de casos reais, além de entrevistas com agentes de saúde para sanar dúvidas.

No dia 12 de janeiro de 2007 foi agendada uma visita ao Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP). Estivemos sob a atenção e cuidados dos agentes de saúde:

- Dra. Maria Cristina Chammas – radiologista – chefe do Serviço de Ultrassonografia do Instituto de Radiologia da FMUSP
- Dra. Adriana Gonçalves Juliano – médica ultrassonografista
- Dr. Bruno Ctenas – patologista

Foi realizada uma pesquisa sobre todo os processos médicos envolvendo o paciente com nódulos da glândula tireóide, desde o consultório médico até sua liberação após a realização de punção.

4.1.1 Procedimento hospitalar padrão

Durante exame físico de rotina, o médico apalpa o pescoço do paciente à procura de alguma nodulação. Se não houver nódulos, o paciente é liberado. Caso contrário, ele é encaminhado para um radiologista, que realiza o exame de ultrassom da tireóide para analisar o nódulo encontrado. Nesta etapa, o profissional determina o tipo (líquido, misto ou sólido) e a localização do nódulo.

De acordo com as características ultrassônicas do nódulo, o radiologista determina se o nódulo é suspeito para malignidade ou não e o paciente pode ser indicado para a punção por agulha fina ou apenas será mantido em observação para acompanhamento de sua evolução.

Geralmente, os pacientes encaminhados para a biópsia por agulha são aqueles que possuem nódulos mistos ou sólidos, pois a coleta de material celular é realizada apenas da parte sólida. Isto acontece porque menos de 1% dos nódulos líquidos são malignos, apesar de que há uma maior incidência de nódulos líquidos e mistos e 95% das massas puncionadas são consideradas benignas.

4.1.2 Procedimento de biópsia por agulha fina

Foram acompanhados três casos de punção por agulha de nódulos da tireóide. Em todos eles os pacientes eram do sexo feminino:

1. A paciente submetida à biópsia por agulha havia sofrido uma cirurgia para remoção da glândula tireóide. Neste caso, o procedimento era necessário devido à presença de um gânglio de aproximadamente 1cm nos linfonodos. O gânglio era do tipo carcinoma papilífero. Foram feitas duas tentativas de punção, mas devido ao nervosismo do paciente, as amostras coletadas não foram suficientes para determinar um diagnóstico acurado.
2. A paciente possuía um nódulo misto no lobo esquerdo da tireóide e um nódulo cístico no lobo direito. Através do ultrassom, a diferença entre os dois tipos de nódulos era facilmente verificada. Foi realizada a punção apenas do nódulo misto e foram necessárias três repetições do procedimento para a obtenção de uma amostra celular considerada suficiente para proporcionar um diagnóstico com sucesso.
3. A paciente sofria de leucemia e encontrava-se em tratamento quimioterápico. Neste caso, foi necessária uma checagem prévia do hemograma da paciente para constatar as condições das plaquetas. Após essa verificação, foi iniciado o processo de biópsia por agulha. A paciente possuía um nódulo misto de tamanho aproximado de 1cm e o procedimento foi realizado duas vezes.

Os materiais utilizados na realização do procedimento foram: aparelho de ultrassom, avental, luvas, agulha (25 gauge), seringa, manete ou citoaspirador – acoplado à seringa para auxiliar na manipulação, microscópio e material laboratorial (lâminas etc).

Estavam presentes na sala, no momento do procedimento a Dra. Adriana, o Dr. Bruno e uma assistente. Todos vestiam um avental e luvas. Neste dia, o Dr. Bruno que é médico-residente, estava treinando o procedimento, sob a supervisão e orientação da Dra. Adriana.

O paciente normalmente é posicionado deitado na maca na posição decúbito dorsal (barriga para cima) com hiper-extensão cervical, a Figura 18A mostra o paciente deitado de lado devido à localização do nódulo. Após assepsia do local a ser puncionado, um gel e álcool é derramado no pescoço do paciente, para possibilitar a melhor visualização do exame. O transdutor é então utilizado para localização do nódulo. Neste momento é ressaltada a importância do manete pois o profissional manobra a manete (com agulha/seringa acopladas) com a mão dominante e o transdutor com a outra (Figura 18B).

Através do monitor do aparelho de ultrassom, o médico consegue visualizar o nódulo. Através do *mouse*, o mesmo pode fazer medições na tela, como cálculo do tamanho do nódulo e também o percurso que a agulha deve percorrer da pele até o nódulo sem perfurar algum órgão nobre próximo. Através deste melhor trajeto selecionado, a distância entre a pele e a parte a ser puncionada do nódulo é calculada, para estimar o quanto da agulha deve ser inserida no pescoço. De acordo com a localização do transdutor no pescoço do paciente, a agulha é inserida num grau entre 45 a 90° perpendicular ao transdutor (Figura 18C e 18D).

Após inserção da agulha no pescoço do paciente, todo seu percurso é refletido no ultrassom de forma que o médico possa acompanhar e se orientar durante o procedimento (Figura 18E). Até o término da punção, a agulha não pode ser retirada do corpo humano. No caso de erro do trajeto, a mesma deve ser trazida até a superfície interna do pescoço e redirecionada para novo caminho. Movimentos e força na direção de inserção são feitos para que a agulha (através do bisel – ponta cortante) corte cada tecido até encontrar o alvo. Após ser inserida no nódulo, movimentos são feitos para que células sejam aspiradas para a agulha, que servirão como amostra para realização do diagnóstico. A assistente fica atenta ao procedimento durante sua realização para que não haja a presença de sangue na agulha. Caso seja verificada a presença de sangue, o profissional tem no máximo 30 segundos para encerrar o procedimento, já que o sangue coagula rapidamente e assim as células presentes ali morrem.

No próprio local, o médico que realizou a punção utiliza o microscópio para verificar se a amostra celular é boa o suficiente para fornecer um diagnóstico preciso (Figura 18F). É

importante que a amostra não tenha líquido ou colóide. Se a amostra for considerada adequada e suficiente, encerra-se então o procedimento. Caso contrário, nova punção deve ser realizada.

(A)

(B)

(C)

(D)

(E)

(F)

Figura 18: Realização do procedimento de biópsia

Quando do término da biópsia por agulha fina, faz-se pressão sobre o local em que a agulha foi inserida no pescoço do paciente para evitar aparecimento de hematomas. Comprovando a classificação da punção por agulha fina como um procedimento minimamente invasivo, o paciente é liberado sem nenhuma seqüela, podendo retornar às suas atividades rotineiras imediatamente.

4.1.3 Considerações sobre a capacitação e aptidão dos profissionais

De acordo com a Dra. Maria Cristina Chammas, o treinamento de biópsia por agulha fina de nódulos da glândula tireóide é realizado em casos de massas nodulares da mama. Este fato é justificado pela ausência de órgãos nobres na mama e neste caso o agente de saúde que está treinando não precisa se preocupar com perfurações errôneas, não causando assim danos à saúde do paciente. O treinamento é feito sempre com a supervisão de um médico responsável.

No Hospital das Clínicas da FMUSP, a partir da realização de 5 a 10 procedimentos na mama com supervisão, o profissional é considerado apto para realizar a punção por agulha em nódulos da glândula tireóide.

4.2 Análise e levantamento de requisitos

A visita ao Hospital das Clínicas foi importante para verificação, na prática, do procedimento médico-hospitalar de pacientes com nódulos da glândula tireóide e da realização da biópsia por agulha fina.

Foi possível observar algumas discrepâncias em relação ao procedimento de biópsia por agulha de nódulos da glândula tireóide na prática e o descrito na literatura, como posição do paciente, utilização do ultrassom, necessidade de utilização do manete e tipos de nódulos puncionados.

A punção por agulha pode ser realizada de duas formas: no caso de ser visível a olho nu, o paciente fica sentado e o nódulo pode ser localizado por palpação, caso contrário, o paciente fica deitado na posição supina (decúbito dorsal) e o profissional necessita ser guiado por

ultrassom. Um fator em comum é que em ambos os casos o paciente precisa se encontrar com hiper-extensão cervical.

Apesar de alguns autores considerarem o ultrassom um método de imagem de muito auxílio para orientação do profissional durante a realização da punção, só foi possível confirmar sua importância durante a visita ao hospital.

Desde o treinamento na mama, o agente de saúde usufrui das funcionalidades do ultrassom, contribuindo para o sucesso do procedimento. Durante a punção do nódulo da tireóide, alguns profissionais sequer olham para a mão dominante que está manipulando o manete, acompanhando apenas pela imagem de ultrassom, cujo transdutor está sendo manipulado por ele mesmo na outra mão.

Foi levantada uma questão quanto a melhor forma de imageamento a ser trabalhada no simulador aqui proposto: ultrassom (US), ressonância magnética (RM) ou tomografia computadorizada (TC), já que a imagem de ultrassom possui muito ruído e a qualidade de RM ou TC poderia ser melhor para visualização no nódulo. Segundo a Dra. Adriana Juliano, a opção pelas imagens de RM ou TC fornece maior nitidez e qualidade de visualização, mas tornaria o sistema menos realista pelo fato do treinamento e da própria prática da punção ser auxiliada por US.

O mesmo acontece em relação à visualização e reconstrução tridimensional do tumor de tireóide. No mundo ideal, se o agente de saúde pudesse visualizar o pescoço humano e localização do nódulo em três dimensões reconstruído por computador, sem dúvida que tornaria o sistema muito mais eficiente. No entanto, não é o que acontece na rotina médica-hospitalar. O profissional não conta com a ajuda de um modelo tridimensional do nódulo e sim uma imagem bidimensional de ultrassom. O profissional mais experiente consegue reconstruir o volume mentalmente.

O fato é que o simulador, para proporcionar um treinamento adequado e realista ao usuário, precisa considerar a realidade médica atual. Com isso, verificou-se que o treinamento virtual do procedimento também precisa ter acompanhamento via imagens de ultrassom. O simulador aqui proposto necessita então fornecer um treinamento adequado orientado por imagens de ultrassom.

Já que o simulador de treinamento aqui proposto será guiado virtualmente por ultrassom, é preciso se preocupar com o posicionamento do paciente. Apenas utilizando o monitor e o

Phantom Omni, fica difícil simular o procedimento real. É preciso determinar uma melhor forma de visualização e o hardware mais adequado para alcançar maior realismo na simulação, pois o agente de saúde precisa ter a ilusão de estar treinando num paciente real.

Para possibilitar um ambiente virtual tridimensional ideal, existem alguns dispositivos de realidade virtual que poderão proporcionar maior realismo ao ambiente virtual tridimensional, como o HMD, a mesa de visualização ou a mesa de projeção.

O uso do HMD poderia ser apropriado, já que o usuário estaria completamente imerso no ambiente. No entanto, não seria possível proporcionar um treinamento guiado por ultrassom, pois o agente de saúde deve visualizar o paciente e acompanhar sua performance através da imagem de ultrassom. Outra desvantagem é que, para um retorno visual adequado em simulação médica, o ideal seria um capacete de alta resolução causando um aumento significativo no seu custo.

A mesa de visualização tornaria o sistema mais barato, pois consiste de um monitor estéreo de 21 polegadas e um espelho semitransparente. Neste aparato, o paciente virtual seria visualizado na posição correta de um procedimento real ou seja, na posição decúbito dorsal (supino), e o dispositivo háptico ficaria abaixo do paciente. Para visualização tridimensional, é necessário o uso do óculos estereoscópicos.

Uma mesa de projeção poderia proporcionar um alto grau de realismo ao sistema. Da mesma forma que o paciente encontra-se deitado de barriga para cima no procedimento real, este dispositivo possibilita a projeção do paciente virtual na posição em um tampo de mesa com vidro semitransparente. Este aparato também necessita do uso do óculos estereoscópicos para visualização tridimensional e seu custo é mais elevado que a mesa de visualização.

Outro desafio encontrado é quanto à manipulação da seringa. O manete ou citoaspirador, é um dispositivo projetado especialmente para punção por agulha, visando facilitar o manejo da seringa durante o procedimento.

Segundo Shapiro e Batang (1990), o uso do manete não é essencial, contrariando a prática. A punção por agulha fina pode ser realizada sem o manete, mas como descrito no Capítulo 3, é necessário fazer pressão negativa, puxando o êmbolo da seringa. Para tanto, o profissional precisaria utilizar as duas mãos para realizar esta ação. Sendo guiado por ultrassom, o usuário dificilmente conseguiria realizar esta tarefa porque a mão não dominante estaria então manipulando o transdutor. Utilizando este dispositivo, ele não precisa se preocupar em manobrar a seringa e pode se concentrar em acertar o alvo, que no caso é o nódulo.

Durante o procedimento, o médico mostrou-se confortável ao trabalhar com o manete. Este fato pode ser explicado porque ele é familiarizado com o dispositivo desde o treinamento. O profissional treina o procedimento já com o auxílio do manete.

Durante a pesquisa em campo, foi possível verificar que a utilização do manete é imprescindível para um treinamento adequado e boa performance do profissional. Como no caso do sistema aqui proposto a seringa e agulha são simulados através da manipulação do *Phantom Omni*, nos deparamos com um desafio que é adaptar o manete para o dispositivo háptico. Precisa-se então cogitar a fabricação de um manete especialmente para manejo da seringa/agulha virtual.

Outro fator interessante que pôde ser observado durante a visita é o fato de a punção ser realizada na maioria das vezes apenas para nódulos mistos ou sólidos. A biópsia em nódulos císticos geralmente acontece aspirando o material líquido ou colóide do seu interior de forma que o nódulo diminua seu tamanho (murche) ou nem mesmo é necessária a punção, devido à pequena probabilidade de malignidade. Portanto, os nódulos a serem simulados nesta proposta deverão ser do tipo misto ou sólido.

4.3 Proposta do simulador

Esta proposta consiste no desenvolvimento de um simulador de realidade virtual para proporcionar o treinamento de profissionais ou estudantes na prática de biópsia por agulha de nódulos da glândula tireóide guiada por ultrassom.

O sistema também pode ser considerado uma ferramenta educativa. Além do treinamento, o usuário poderá estudar a anatomia da região do pescoço, visualizando todos os órgãos próximos à glândula tireóide. Será possível também manipular virtualmente um modelo tridimensional da glândula tireóide, para que o usuário consiga sentir sua textura.

4.3.1 Arquitetura e componentes do sistema

Baseando-se na arquitetura básica de simuladores médicos descrita na seção 2.3, o desenvolvimento do simulador consistirá de três módulos: modelagem de dados, retorno visual e síntese háptica.

O dispositivo háptico a ser utilizado será o *Phantom Omni*, apresentado na seção 2.1.2.1. É o dispositivo de melhor relação custo-benefício disponível atualmente (BURDEA, 2005). É portátil, compacto, de fácil utilização e possui sensores de posição com seis (6) graus de liberdade.

O sistema será implementado utilizando a linguagem C++ e as bibliotecas gráficas OpenGLTM e OpenHapticsTM Toolkit.

A OpenGLTM é uma biblioteca de rotinas gráficas de modelagem, manipulação de objetos e exibição tridimensional. Seus recursos permitem ao usuário criar objetos gráficos com qualidade, de modo rápido. Além de incluir recursos avançados de animação, tratamento de imagens e texturas, é possível ter visualização em vários ângulos.

A OpenHapticsTM Toolkit é uma biblioteca desenvolvida pela Sensable Technologies com o objetivo de facilitar a adoção de tecnologias hápticas, consistindo de uma flexível arquitetura em camadas: a HDAPI (*Haptic Device API* – API do Dispositivo Háptico) fornece funções de baixo nível para acesso ao dispositivo, úteis para sistemas desenvolverem renderizações hápticas; a HLAPI (*Haptic Library API* – API da Biblioteca Háptica) lida com detecção e resposta de colisão para renderização háptica de objetos e efeitos. É padronizada de acordo com o modelo da API da OpenGLTM, tornando-a familiar aos programadores gráficos e facilitando integração com aplicações OpenGLTM existentes (ITKOWITZ, HANDLEY, ZHU, 2005).

Para proporcionar um retorno visual tridimensional ao usuário, o sistema precisa apresentar o fenômeno de estereoscopia. Desta forma, torna-se indispensável o uso de óculos estereoscópicos, muito utilizado em aplicações científicas.

Quanto ao ambiente de treinamento e devido à posição do paciente na mesa, é necessária a fabricação da mesa de visualização. Este aparato proporcionaria o desenvolvimento de um sistema de baixo custo e apropriado para a simulação do treinamento de biópsia por agulha de nódulos da glândula tireóide.

A Figura 19 apresenta a estrutura organizacional do sistema proposto em termos dos equipamentos a serem utilizados e dos módulos do sistema a serem desenvolvidos. A mesa de visualização exibirá os modelos tridimensionais para: o estudo da tireóide, no qual o usuário poderá interagir usando o dispositivo háptico; visualização do modelo do pescoço com transparência, que poderá ser manipulado pelo teclado; e o modelo do paciente virtual, que o usuário também trabalhará com o auxílio do dispositivo háptico. Todos estes modelos serão

visualizados com estereoscopia através do uso dos óculos estereoscópicos. O usuário poderá usufruir das funcionalidades do ultrassom exibido no monitor extra através do *mouse* e, ao iniciar o treinamento, poderá acompanhar o rastreamento das posições do dispositivo háptico.

Figura 19: Estrutura organizacional do simulador proposto

Ao realizar a análise de requisitos funcionais do sistema, foi feito um levantamento de todas as funcionalidades que o simulador deverá oferecer ao usuário. As Figuras 20, 21, 22 e 23 apresentam os casos de uso para todos os quatro módulos do sistema, descritos na Figura 19.

Figura 20: Caso de uso para o módulo do ultrassom

Figura 21: Caso de uso para o módulo do modelo com transparência

Figura 22: Caso de uso para o módulo de estudo da tireóide

Figura 23: Caso de uso do módulo de simulação

4.3.2 Modelagem de Dados

Para um simulador médico ser considerado adequado para uso, o usuário tem que visualizar e manipular um ambiente virtual e se sentir como se fosse real, ou seja, quanto mais o simulador proporcionar imersão, mais realista ele é considerado. Por este motivo, os objetos tridimensionais a serem visualizados devem ser renderizados da forma mais realista possível, de acordo com a especificidade de cada ambiente do sistema.

Para que o médico se sinta num ambiente real e treinando o procedimento num paciente de verdade, os modelos tridimensionais devem ser de tamanhos proporcionais aos de um corpo humano real. A partir de estudos da anatomia humana, as medidas aproximadas de cada órgão foram estudadas e foram aplicadas no sistema.

Para proporcionar o estudo anatômico da região de interesse, é necessário fornecer a visualização de várias estruturas diferentes, portanto vários modelos 3D deverão ser sintetizados. O levantamento bibliográfico sobre anatomia da glândula tireóide serviu como base para a determinação de quais estruturas (órgãos) deveriam ser modeladas, de acordo com sua importância em relação à mesma.

A tireóide está intimamente ligada ou aproximada com órgãos como a traquéia, cartilagem cricóide, veia jugular, carótida e pulmões. Portanto, a visualização dessas estruturas tornaria o estudo mais interessante e realista. A modelagem destas estruturas individuais deve ser realizada para fornecer a visualização da anatomia.

Existem várias empresas que fornecem modelos 3D da anatomia humana. Desta forma, algumas das estruturas anatômicas acima citadas, incluindo o dorso humano, poderão ser obtidas a partir de modelos 3D prontos. Alguns modelos que temos acesso no momento são os fornecidos pelo View PointTM. Esta base de dados não possui modelos de todos os órgãos, por isso alguns, como a carótida, veia jugular e a própria glândula tireóide deverão ser modelados manualmente no 3DStudioMaxTM.

Aplicando transparência, o usuário terá então uma apresentação visual do dorso humano com os órgãos acima citados nas respectivas localizações de acordo com a anatomia humana. Isso fornecerá um objeto de estudo bastante importante e interessante na formação e treinamento de profissionais da área.

Para manipulação da glândula tireóide, a mesma modelada tridimensionalmente utilizando um modelo do View PointTM e ferramentas do 3DStudioMaxTM para o ambiente de

estudo anatômico deve ser utilizada. Para que o usuário possa manipulá-la, um dedo virtual será renderizado para simular o toque do usuário na glândula virtual.

Para criar um sistema de treinamento de biópsia de nódulos da tireóide, é preciso visualizar um pescoço virtual, para que a simulação do procedimento seja realista. Neste caso será renderizado um pescoço genérico modelado virtualmente e como resultado, teremos um dorso masculino tridimensional com um nódulo da glândula tireóide. Também será necessária a modelagem da agulha e seringa a serem utilizadas no procedimento. O modelo escolhido será baseado numa seringa de 20 ml e agulha de 25 gauge.

Os óculos estereoscópicos serão utilizados para prover sensação de profundidade ao usuário.

4.3.3 Retorno Visual

O sistema disponibilizará uma função na qual o usuário poderá visualizar as principais estruturas anatômicas relacionadas com o procedimento de biópsia da tireóide. Poderá ser focada e analisada a área de interesse (glândula tireóide).

A tireóide é uma glândula que se localiza na parte posterior do pescoço, envolta à traquéia. Existe então a possibilidade de médicos/alunos ultrapassarem o nódulo e a glândula e atingir acidentalmente a traquéia, além de perfurar veias importantes causando uma possível hemorragia. Para que isso não aconteça, o usuário poderá visualizar uma anatomia normalmente não visível a olho nu e analisar a relação da glândula com estruturas ao seu redor. Assim, durante a realização da biópsia, o usuário terá mais condições de acertar o alvo, no caso, a glândula tireóide. Se durante o procedimento a agulha atingir outros órgãos, várias complicações podem ser causadas ao paciente. O estudo anatômico pode servir de orientação para que isso não ocorra.

Através de um menu interativo, o usuário pode interagir com o modelo aplicando: zoom, translação, rotação, transparência e estereoscopia (com auxílio de óculos estereoscópicos). É disponibilizada também uma opção de Ajuda, onde o usuário tem acesso à todas as especificações do sistema.

A partir da reconstrução tridimensional do modelo a ser utilizado, o usuário pode analisar um modelo com transparência, de forma a visualizar a disposição de todos os órgãos internos do

pescoço e que também tenham relação com a glândula tireóide. Neste caso, o usuário poderá rotacionar dentro deste pescoço virtual, para que possa visualizar as estruturas internas de vários.

O menu oferecerá ao usuário uma opção para estudo da glândula tireóide. Além de visualizar a glândula, o usuário poderá também manipular a mesma. Ele poderá tocar o modelo 3D de forma que possa sentir sua textura e densidade. O objeto virtual será manipulado através do dispositivo háptico *Phantom* e para tanto, aplicação de retorno de força dever ser realizada para que o usuário se sinta totalmente imerso no ambiente e tenha a sensação de estar tocando uma tireóide real.

A velocidade de síntese e exibição de imagens deve ser rápida o suficiente para que o ângulo de visão e a localização da agulha possam ser mudados interativamente, em tempo real. Isso tudo sem ter auxílio de placas aceleradoras especiais.

O treinamento do procedimento de biópsia será possibilitado pelo uso do *Phantom Omni*. A caneta do dispositivo háptico irá simular a seringa/agulha usada na biópsia. O usuário estará manipulando o dispositivo e o mesmo retornará as reações de força adequadas para que o mesmo se sinta imerso no ambiente como se estivesse treinando num paciente real. A reflexão de forças está descrita na próxima seção.

O componente de retorno visual inclui a exibição da imagem interativa tridimensional do paciente virtual e da seringa/agulha a serem utilizadas no procedimento e a interação entre os dois deverá ser a mais realista possível.

À medida que o usuário for realizando o procedimento, alertas aparecerão automaticamente, de acordo com seu rendimento. Abaixo estão descritos os casos em que serão mostrados os informativos:

- Antes de iniciar o procedimento, um aviso aparecerá lembrando o usuário que no procedimento real ele terá que aplicar vácuo na seringa antes de iniciar.
- Um aviso também sempre alertará que precisa fazer a assepsia do local.
- Neste caso o nódulo não se movimentará, mas o sistema avisará o usuário que nesta simulação o nódulo será considerado imóvel, mas que na realidade ele terá que segurá-lo evitando que ele se movimente.
- Ao inserir a agulha no nódulo, o sistema mostrará um alerta caso a agulha ultrapasse os limites do nódulo.

- Depois que a agulha for inserida no nódulo, ela só poderá ser retirada quando terminar o procedimento. Portanto, durante a punção a agulha deverá ser movimentada de forma que a agulha não saia do nódulo.
- O sistema avisará o usuário caso esteja realizando a punção de forma mais rápida que o normal, podendo prejudicar o resultado do procedimento.
- O programa avisará, durante o procedimento de punção, se a agulha sair ou ultrapassar a tireóide, antes do momento certo.
- Caso o usuário (aluno e/ou médico) termine o procedimento com resultados positivos, um alerta lhe dará a notícia, dando-lhe os parabéns.
- Caso contrário, o mesmo terá que refazer o procedimento até conseguir realizá-lo corretamente.

4.3.3.1 Simulação de imagens de ultrassom

O uso do ultrassom durante o procedimento de biópsia por agulha é imprescindível para uma boa performance do profissional. Portanto, para que o agente de saúde saiba como usufruir destas imagens na hora da punção, nada mais apropriado que o uso do ultrassom para guiá-lo durante seu treinamento.

As imagens de ultrassom proporcionam ao usuário a possibilidade de realizar medidas como dimensões do nódulo e distância entre o nódulo e a pele, mostrando o melhor caminho a ser percorrido pela agulha. Além disso, é através do ultrassom que o médico acompanha o percurso da agulha dentro do pescoço do paciente, evitando perfuração de outros órgãos próximos.

A simulação do ultrassom poderia ser feita através de imagens estáticas. Neste caso, é necessário adquirir uma sequência de imagens de ultrassom. Durante procedimento real, vários fatores podem alterar a localização exata dos órgãos como respiração, nervosismo, deglutição de saliva, entre outros. Assim, para simular um movimento no ultrassom em tempo real, é preciso implementar uma repetição da sequência das imagens adquiridas, além da reflexão da agulha durante o procedimento. As medidas necessárias poderão ser feitas como na prática e o melhor caminho determinado pelo usuário poderá ser comparado com o melhor trajeto feito pelo médico no estudo de caso apresentado, já que as imagens serão de um caso real. Para melhorar e corrigir a performance do usuário, alertas serão mostrados a cada erro.

Com essas imagens e utilizando o *mouse*, o usuário poderá:

- Visualizar o trajeto da agulha em tempo real pois à medida que o usuário manipula a agulha, seu percurso é refletido na imagem de ultrassom;
- Fazer medidas (em centímetros) como distância entre nódulo e pele indicando o quanto a agulha será inserida para atingir o alvo e tamanho do nódulo, além de traçar o melhor trajeto para a inserção da agulha;
- Adicionar texto (fazer anotações) em qualquer lugar da imagem.

4.3.4 Síntese Háptica

A resposta háptica é de grande importância para se conseguir o máximo de realismo na simulação de procedimentos médicos. Quanto mais real o retorno de força ao usuário, mais imerso no ambiente ele se sentirá.

Algoritmos de renderização háptica detectam colisão entre instrumentos cirúrgicos e órgãos virtuais e renderizam respostas de força dos órgãos aos usuários através de dispositivos de interface háptica (BASDOGAN et. al, 2004).

Para criar a sensação de tocar objetos virtuais precisamos gerar a força de reação dos objetos aplicada à pele. O toque de um objeto real através de uma ferramenta é imitado pelo uso de um dispositivo de interface háptica que reflete força. Quando um usuário humano manipula o causador-final do dispositivo de interface háptica, sensores de posição do dispositivo envia a posição de sua ponta ao computador. Os modelos de objetos do computador calculam em tempo real os comandos do instrumento aos atuadores da interface háptica, tal que as forças reativas apropriadas são retornadas ao usuário, gerando percepção háptica de objetos virtuais (SRINIVASAN, 2006).

A Figura 24 descreve os processos de uma aplicação háptica. Quando o usuário move o dispositivo, o dispositivo rastreia a informação de posição no espaço virtual, e baseado no que está sendo tocado cálculos de retorno de força são feitos e aplicados ao usuário. Estes cálculos são as forças resultantes para cada objeto atingido, que no caso deste simulador são mostradas a seguir. As capacidades de interação de força de um dispositivo háptico não apenas fornece treinamento de habilidades cognitivas, mas também permitem avaliações de habilidades sensório-motoras (WATSON et al., 1999).

Figura 24: Processos de uma aplicação háptica (WATSON et al., 1999)

Para possibilitar o estudo da anatomia da região de interesse, o usuário contará com o dispositivo háptico *Phantom* para manipular (tocar e sentir) o modelo virtual da tireóide. Assim que o usuário começa a utilizar o dispositivo (retirando da posição de descanso), um objeto 3D torna-se disponível para visualização. No entanto, é preciso determinar a sobreposição do objeto com a ponta do dispositivo. Um comando da HLAPI fornece a posição da ponta do dispositivo, o que pode ser utilizado como parâmetro para renderizar a esfera na posição correta.

Para a implementação da interação háptica: detecção de colisão entre o ponto final (ponta) do dispositivo e os objetos do ambiente virtual, significando o quanto de força é refletida ao usuário. Na HLAPI existe um comando que determina toque em um ou todos os objetos da cena e toda vez que a ponta do dispositivo (esfera) toca o objeto virtual (no caso o modelo da glândula tireóide) é determinada colisão.

Algumas das mais interessantes interações de força vêm do fato de considerar o posicionamento do dispositivo efetuator-final (o final do dispositivo que você segura com a mão) e sua relação com os objetos do ambiente virtual. Quando força zero está sendo renderizada, o movimento do dispositivo efetuator-final deve se sentir relativamente livre e sem peso. Assim que o usuário vai movimentando o dispositivo no mundo virtual, o laço de renderização háptica comanda forças a uma taxa bastante alta (1000 vezes por segundo é um valor típico) que impede o efetuator-final de penetrar superfícies. Isto permite que o usuário eficazmente sinta o formato e textura dos objetos no mundo virtual (SENSABLE..., 2005). Um uso comum de forças num ambiente virtual é para determinar orientação, restringindo o movimento do usuário enquanto ele

está selecionando ou manipulando um objeto. O vetor de força é a unidade de saída para o dispositivo háptico.

De acordo com Schneider, Pedroni e Lomax (1996), a densidade da glândula tireóide é igual à densidade do músculo ($\rho = 1.05$). Como em Ra et. al (2002) a resposta de força para o músculo é de 4N, utilizaremos neste nosso módulo um retorno de força de 4N também. Como no outro sistema o dispositivo utilizado é o *Phantom Desktop* que suporta uma força máxima de 8.5N, é preciso transformá-la numa força compatível como o *Phantom Omni* que é utilizado neste nosso sistema, que é 3.3N.

$$\begin{array}{ccc} 4\text{N} & \text{-----} & 8.5\text{N} \\ F & \text{-----} & 3.3\text{N} \\ F = (3.3 \times 4) / 8.5 & \blacktriangleright & \mathbf{F = 1.553 N} \end{array}$$

Equação 10: Cálculo da rigidez da tireóide

Para ser implementado o retorno de força, uma função de propriedade de material chamada de rigidez (*stiffness*) dos modelos será aplicada, para sentirmos mais força com mais resistência, quando houver a necessidade de alguma penetração em uma das superfícies. Como essa força varia de 0.0 a 1.0 N, precisamos transformar a força resultante encontrada acima para uma força máxima de 1.0N.

$$\begin{array}{ccc} 1.553\text{N} & \text{-----} & 3.3\text{N} \\ F & \text{-----} & 1\text{N} \\ F = (1.553 \times 1) / 3.3 & \blacktriangleright & \mathbf{F = 0.470 N} \end{array}$$

Equação 11: Cálculo da rigidez da tireóide baseado na força total do dispositivo háptico

Logo, $F = 0.470 \text{ N}$ é a força resultante de rigidez (*stiffness*) que deverá ser exercida sempre que o usuário tocar a glândula, ou melhor, que o objeto virtual (*Phantom*) colidir com o modelo 3D da glândula virtual.

No caso da simulação da biópsia por agulha, o dispositivo háptico também será usado para fornecer retorno de força ao usuário através da agulha da biópsia durante a simulação. O braço do aparato simulará a seringa (a ponta será a ponta da agulha) e deverá fornecer o retorno háptico adequado para quando a agulha (sua ponta) tocar a pele e também quando a agulha tocar outros órgãos. Para geração de retorno de força adequado, utilizam-se os parâmetros de retorno

de força dos órgãos próximos ao caminho da agulha, baseados no modelo humano tridimensional. O usuário supostamente sente a força de um ambiente real.

Assim que o usuário manipula a seringa, a nova posição e orientação são sentidas pelos sensores do dispositivo háptico. Se nenhuma colisão entre a agulha e os objetos virtuais é detectada, o dispositivo de interface háptica permanece passivo e nenhuma força é refletida ao usuário. Se a agulha é detectada por ter colidido com um objeto, é calculada a força de reação baseada na profundidade de penetração da agulha no objeto virtual. Ainda segundo Srinivasan (2006), os vetores de força calculados devem então ser modificados mapeando-os apropriadamente sobre a superfície do objeto para considerar detalhes da superfície. Os vetores de força modificados são então enviados de volta ao usuário através do dispositivo háptico. Esta sequência de detecção e resposta de colisão é chamada de laço háptico, que precisa rodar continuamente por volta de mil vezes por segundo; caso contrário, a superfície virtual fica frágil ou pior, ao invés de sentir a superfície, o usuário sente como se o dispositivo háptico estivesse apenas vibrando em sua mão.

Existem numerosas formas de se calcular forças para gerar uma variedade de sensações e produzir efeitos diferentes.

No caso deste simulador de biópsia de nódulos da glândula tireóide e de acordo com a anatomia humana, a agulha deverá atravessar várias camadas de tecido, ilustradas na Figura 25.

Figura 25: Camadas de tecidos a serem ultrapassadas pela agulha

Analisando-se os dois modelos de força acima descritos, é possível determinar um método para cálculo de força aplicável ao nosso sistema. É imprescindível manter a agulha na posição correta, ou melhor, ao longo da direção do movimento, e neste caso não é possível trabalhar apenas com um dos graus de liberdade do *Phantom*, já que a agulha pode ser inserida em qualquer posição e direção, e não só a vertical. Portanto, o ideal seria readaptar o modelo força descrito em Gerovich, Marayong e Okamura (2004) adicionando a força corretiva F_C apresentada por Ra et al. (2002), Kwon et al. (2001) e Kyung et al. (2001).

Como mostra a Figura 25, o simulador aqui proposto possui mais camadas entre a pele e o osso (que neste caso é a cartilagem). Por isso, a implementação da força resistiva $\vec{F}_R$ seria de acordo com a Tabela 4, considerando a cartilagem a última camada, não podendo ser ultrapassada (perfurada):

	No contato	Após perfuração
Pele	$F_R = k_s y$	$F_R = b_s y v$
Gordura	$F_R = k_f y + b_s y_s v$	$F_R = (b_s y_s + b_f y) v$
Músculo	$F_R = k_m y + (b_s y_s + b_f y_f) v$	$F_R = (b_s y_s + b_f y_f + b_m y_m) v$
Tireóide	$F_R = k_t y + (b_s y_s + b_f y_f + b_m y_m) v$	$F_R = (b_s y_s + b_f y_f + b_m y_m + b_t y) v$
Nódulo	$F_R = k_n y + (b_s y_s + b_f y_f + b_m y_m + b_t y_t) v$	$F_R = (b_s y_s + b_f y_f + b_m y_m + b_t y_t + b_n y) v$
Tireóide	$F_R = k_t y + (b_s y_s + b_f y_f + b_m y_m + b_t y_t + b_n y_n) v$	$F_R = (b_s y_s + b_f y_f + b_m y_m + b_t y_t + b_n y_n + b_t y) v$
Cartilagem	$F_R = k_c y + (b_s y_s + b_f y_f + b_m y_m + b_t y_t + b_n y_n + b_t y_t) v$	----

Tabela 4: Cálculos da força resistiva a ser aplicada ao simulador proposto.

onde k_s , k_f , k_m , k_t , k_n e k_c são os coeficientes de rigidez (*stiffness*) da pele, gordura, músculo, tireóide, nódulo e cartilagem, respectivamente; b_s , b_f , b_m , b_t e b_n são coeficientes de amortecimento (*damping*) por unidade de espessura da pele, gordura, músculo, tireóide e nódulo, respectivamente; y_s , y_f , y_m , y_t e y_n são as espessuras de cada camada; y é a quantidade de penetração da agulha com respeito à borda da camada corrente; e v é a velocidade da agulha.

No entanto, a força total resultante F aplicada neste simulador de biópsia da tireóide será implementada de acordo com a fórmula abaixo:

$$\vec{F}_T = \vec{F}_R + \vec{F}_C$$

Equação 12: Fórmula para cálculo da força total resultante

onde a força resistiva $\vec{F}_R$ é calculada de acordo com a Tabela 4 e $\vec{F}_C$, que é a força corretiva para manter a agulha na direção do movimento é calculada por:

$$\vec{F}_C = -\frac{l_1}{l_2} * (\beta(\vec{V}_i - \vec{V}_c))$$

Equação 13: Formula para cálculo da força corretiva

onde β é determinado assumindo que apenas músculo e gordura estão localizados entre a pele e o osso ($\beta = 0.5 \text{ N/mm}$). $\vec{V}_c$ é o vetor de direção atual da agulha (que precisa ser corrigido) e $\vec{V}_i$ o vetor de direção inicial da agulha.

4.3.5 Avaliação Experimental

A proposta aqui descrita tem como público alvo profissionais, estudantes e residentes de medicina, de forma que possam treinar o procedimento de biópsia de nódulos da glândula tireóide sem causar danos ou qualquer desconforto ao paciente real. Portanto, a melhor maneira de avaliar o sistema seria apresentá-lo a estes usuários. Eles podem testar quantas vezes forem necessárias. Será feito um questionário baseado em normas de qualidade de *software* para a homologação do simulador.

4.4 Conclusão do Capítulo

Uma análise realista de biópsia por agulha de nódulos da glândula tireóide foi proporcionada após uma visita ao Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Foi possível acompanhar o procedimento algumas vezes e, com isso, foi feito um levantamento de requisitos para o simulador de realidade virtual para treinamento de biópsia de nódulos da glândula tireóide.

Neste Capítulo está apresentada, além de um relato completo sobre o estudo de campo no hospital, toda a proposta do simulador para treinamento de biópsia de nódulos da glândula tireóide, baseada na arquitetura básica de simuladores cirúrgicos de realidade virtual. Foram descritos todos os equipamentos de entrada e saída necessários, linguagem e bibliotecas de programação a serem utilizadas, os detalhes sobre o retorno visual e a síntese háptica, com ênfase no cálculo da força a ser retornada pelo dispositivo háptico.

Dentre as áreas de aplicação da RV na medicina descritas por Greenleaf (2005) e citados na sessão 2.2, este simulador de realidade virtual consistiria no treinamento cirúrgico e educação não cirúrgica, podendo ser futuramente aprimorado para planejamento e assistência cirúrgicos, pela fusão de imagens reais e virtuais.

5 CONSIDERAÇÕES SOBRE A IMPLEMENTAÇÃO DO SIMULADOR DE REALIDADE VIRTUAL

Neste Capítulo estão descritas as etapas de implementação do simulador de realidade virtual para treinamento de biópsia de nódulos da glândula tireóide. A linguagem, as bibliotecas e classes utilizadas, o pré-processamento de imagens e modelos, o desenvolvimento de funcionalidades das interfaces do sistema e a comunicação entre elas são assuntos abordados.

Como proposto no Capítulo anterior, o sistema foi desenvolvido utilizando a linguagem C++ e as bibliotecas gráficas OpenGLTM e OpenHapticsTM. Durante a etapa de implementação, constatou-se a necessidade de algumas classes de programação, descritas ao longo deste Capítulo.

O sistema consiste de duas interfaces: uma tridimensional com os modelos virtuais apresentados na mesa de visualização e outra com a simulação do ultrassom no segundo monitor.

5.1.1 Interface Tridimensional

A interface tridimensional oferece a visualização e a manipulação de todos os modelos tridimensionais com o efeito de estereoscopia na mesa de visualização. O processo principal desta interface consiste em opções do teclado para habilitar algumas funcionalidades (Figura 26).

Após habilitar e inicializar a biblioteca OpenGLTM e o dispositivo háptico a cena 3D é criada, gerando os modelos 3D e a janela inicial (Figura 27). O usuário pode optar por visualizar *menu* de ajuda, estudar a tireóide podendo toca-la e sentir sua textura, visualizar e rotacionar o modelo do pescoço e seus órgãos internos com transparência, iniciar o processo de treinamento através da simulação, finalizar a conexão com a interface do ultrassom ou sair do sistema.

Nas Figuras 28 e 29 estão descritas as pipelines para desenho dos objetos 3D e da simulação, repectivamente.

Figura 26: Pipeline principal da interface 3D

Figura 27: Pipeline do Processo de Inicialização

Figura 28: Pipeline do Processo de Desenho dos Objetos 3D

Figura 29: Pipeline do Processo de Conexão com o Ultrassom

A interface dos modelos tridimensionais do sistema apresentada na mesa de visualização, é refletida no espelho, como descrito na Seção 2.1.3. A placa gráfica utilizada fornece o recurso de rotação da tela, de forma que ela fique invertida verticalmente, mas não permite inverter a janela na direção horizontal. Por este motivo, foi preciso entender a pipeline de visualização da OpenGLTM para inverter todo o mundo tridimensional (Figura 30) por meio da programação. As coordenadas do objeto são transformadas em coordenadas do mundo pela matriz de modelagem (*ModelView*), combinando as transformadas de visualização e de modelagem. A matriz de visualização especifica a localização de uma câmera. A matriz de projeção (*Projection*) define o volume de visualização e os planos de recorte. As coordenadas X, Y e Z de recorte são divididas pela coordenada W de recorte para produzir coordenadas normalizadas do dispositivo. X, Y e Z são escaladas e transladadas pelos parâmetros da janela de visualização (*Viewport*) para determinar as coordenadas da janela.

Figura 30: Pipeline de visualização da OpenGLTM

Para conseguir a inversão das coordenadas da cena tridimensional a ser refletida no espelho foi necessário multiplicar a matriz de modelagem (*ModelView*) por uma matriz de espelhamento. Como neste caso foi preciso espelhar a imagem horizontalmente, foi aplicada a matriz de reflexão em relação ao eixo x (Equação 14). Desta forma inverteu-se também as coordenadas do dispositivo háptico.

$$M_E = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Equação 14: Matriz de reflexão (espelhamento) em relação ao eixo X

Como paciente virtual do simulador, foram adquiridos modelos poligonais tridimensionais criados no 3D Studio MaxTM, um programa profissional para modelamento, animação e renderização de objetos e cenas tridimensionais. Os modelos da ViewPointTM não foram suficientes, portanto novos foram adquiridos da empresa 21st Century Solutions Ltda. Cada órgão ou camada é um modelo no formato 3DS, podendo ser manipulado individualmente.

O primeiro passo foi encontrar e aplicar texturas adequadas para cada órgão, com o intuito de melhorar a aparência e aumentar o realismo na visualização destes modelos. Foi preciso também aumentar os tamanhos dos modelos de forma que ficassem de tamanho aproximado ao real. A modelagem de um nódulo também foi necessária.

Após trabalhar com os modelos, foi preciso utilizar uma nova biblioteca para gerá-los e desenhá-los quando implementando em C++ e OpenGL. Foi utilizada a 3D Studio Model Class desenvolvida por Matthew Fairfax, que consiste nas bibliotecas Model_3DS.h e GLTexture.h. É uma simples classe para gerar e visualizar arquivos de modelos do 3D Studio MaxTM (3DS). Suporta modelos com múltiplos objetos, que é o caso deste simulador, e várias texturas por objeto. A vantagem desta classe é que é de fácil aplicação, como mostra o código abaixo:

```
Model_3DS modelo;      //Declaração de uma variável “modelo” do tipo Model_3DS
modelo.Load("nomedomodelo.3ds"); // Gera o modelo
modelo.Draw();        // Desenha o modelo na tela
```

Código 1: Geração e desenho dos modelos 3D utilizando a biblioteca Model_3DS.h

Ao serem gerados, os modelos a serem visualizados são previamente classificados em estruturas simples, nobres, nódulo e pele, para referenciar os órgãos do pescoço:

- **SINGLE_STRUCT**: estruturas que devem ser perfuradas pela agulha, como músculos, tireóide e gordura;

- **PELE_STRUCT**: camada da pele. A partir desta camada o caminho da agulha deverá ser desenhado no ultrassom;
- **NOBLE_STRUCT**: estruturas nobres do pescoço que não devem ser perfuradas pela agulha, como veias, artérias, vasos e cartilagem;
- **NODULE_STRUCT**: classifica o modelo tridimensional como sendo o nódulo.

Com o intuito de prover ao usuário a possibilidade de estudar a anatomia interna do pescoço humano, uma opção para visualizar o modelo com transparência foi oferecida. Para aplicar a transparência, a biblioteca OpenGLTM oferece uma função de mistura (*blend*). No caso deste simulador, este recurso foi utilizado como descrito no código abaixo:

```
glBlendFunc(GL_ONE, GL_SRC_COLOR); // Determina o tipo da função de
                                   transparência ou mistura (blend)

if(m_bTransparent)    // Se SIM para transparência
{
    glEnable(GL_BLEND); // Habilita a função de transparência
    glDisable(GL_DEPTH_TEST); //Deve-se desabilitar esta função para ver o fundo
                              //do objeto, senão é desnecessário a transparência
}

if(!m_bTransparent)    // Se NÃO para transparência
{
    glDisable(GL_BLEND); // Desabilita a função de transparência
    glEnable(GL_DEPTH_TEST); // Habilita esta função de profundidade
}

}
```

Código 2: Código para geração dos modelos 3D com transparência

Quando o usuário iniciar a simulação, a transparência do modelo está desabilitada. Isto se deve ao fato de que, no procedimento real, o profissional possui apenas o ultrassom como guia acompanhando o caminho percorrido pela agulha através de sua reflexão nas imagens de ultrassom, sem visualizar internamente o pescoço do paciente. O treinamento utilizando este simulador não seria realista se não fosse similar ao ocorrido na prática médica. No entanto, o sistema fornecerá ao usuário um realismo através do efeito de estereoscopia.

No caso deste simulador, o método utilizado para obter estereoscopia foi projeção assimétrica de perspectiva por *frustum* com eixos paralelos. Para gerar imagens tridimensionais, o OpenGLTM possui uma habilidade de desenhar em dois *buffers*, o esquerdo e o direito. Uma visão separada é gerada pra cada olho usando as funções *gluLookAt*, que posiciona a câmera, e *glFrustum*, que determina o campo de visão da câmera. São exibidos objetos 3D nos *buffers* da direita e da esquerda, com sincronismo entre o buffer esquerdo e os óculos estereoscópicos controlado pela placa gráfica. Antes de gerar as imagens, o sistema verifica se o monitor utilizado suporta estereoscopia. Caso o sistema necessite ser executado em algum monitor não estéreo, o sistema avisa o usuário, desabilita este recurso e gera imagens sem estereoscopia.

Para aumentar a sensação de profundidade, foram feitas algumas pesquisas entre colegas de trabalho do laboratório sobre qual cor de fundo do sistema seria mais adequada. Foram testados os fundos nas cores preta, azul e cinza, sendo a terceira a mais votada. Além disso, os modelos apresentados com transparência também apresentaram maior destaque sobre esta cor de fundo.

5.1.1.1 Retorno de Força

Para se obter um retorno de força realista, foi necessário determinar as constantes de rigidez, amortecimento e fricção de cada tecido a ser perfurado pela agulha. Machado (2003) determinou os seguintes valores para a camada da pele:

Amortecimento	Fricção estática	Fricção dinâmica
0,25	0,6	0,6

Tabela 5: Valores para simular características da pele segundo Machado (2003)

Baseando-se nestes valores e nas densidades de cada tecido (SCHNEIDER, PEDRONI e LOMAX, 1996), a Tabela 6 mostra as constantes utilizadas neste simulador. Como calculado no Capítulo anterior, a constante de rigidez da glândula tireóide foi utilizada como parâmetro para determinar os valores dos outros tecidos. Foi um desafio determinar a densidade do nódulo, mas após pesquisa com alguns especialistas durante o estudo em campo no Hospital das Clínicas, o valor poderia ser considerado muito próximo ou até mesmo similar à da própria glândula tireóide.

Tecido	Densidade	Rigidez	Amortecimento	Fricção estática	Fricção dinâmica
Pele	1,09	0,49	0,25	0,60	0,60
Gordura	0,95	0,43	0,22	0,52	0,52
Músculo	1,05	0,47	0,24	0,58	0,58
Tireóide	1,05	0,47	0,24	0,58	0,58
Nódulo	1,05	0,47	0,24	0,58	0,58
Tireóide	1,05	0,47	0,24	0,58	0,58

Tabela 6: Constantes determinadas para cada tecido

Outro valor a ser aplicado no cálculo de retorno de força foi a espessura de cada camada a ser perfurada pela agulha. Os valores aproximados puderam ser determinados utilizando a própria função de régua do simulador de ultrassom. Desta forma, o sistema se tornaria mais real, já que temos imagens de ultrassom como referência. A Tabela 7 mostra as espessuras para cada camada de tecido.

Tecido	espessura (mm)
Pele	0,031
Gordura	0,188
Músculo	0,375
Tireóide	0,500
Nódulo	0,219
Tireóide	0,531

Tabela 7: Espessuras de cada camada de tecido a ser percorrida pela agulha

É possível observar que não foram obtidos constantes para a cartilagem. Isso se deve ao fato de que, como este simulador deve também orientar o usuário na realização do procedimento, alguns cuidados precisaram ser tomados, já que tanto a cartilagem quanto os órgãos nobres próximos à tireóide (veias, artérias e vasos) não podem ser perfurados. Desta forma, não foi aceita nenhuma perfuração destes órgãos.

Outro desafio foi aplicar o retorno de força no dispositivo háptico aqui utilizado *Phantom Omni*. Este aparato permite uma força máxima de 3.3N e, como as forças são aplicadas dinamicamente após cada camada puncionada, não foi possível aplicar o somatório das forças ao percorrer todas as camadas, e sim apenas calculando a força de mola (*spring*) e de amortecimento (*damping*) de cada tecido.

Ao criar cada objeto, é preciso determinar os eventos, ou melhor, quando cada evento específico acontece, uma função é chamada para o objeto específico.

```
hlAddEventCallback(HL_EVENT_TOUCH, m_uiIDObj, hlThread, OnTouchObject, this);
```

```
// Quando o objeto (m_uiIDObj) é tocado, a função OnTouchObject abaixo é chamada
```

```
void HLCALLBACK Object3DS::OnTouchObject(HLenum hlEvent, HLint hlIDObject, HLenum  
hlThread, HLcache * hlCache, void * vData)
```

```
{
```

```
Object3DS * tempObject = reinterpret_cast<Object3DS*>(vData);
```

```
tempObject->TouchMessage();           //Classifica o objeto como tocado
```

```
hduVector3Dd currentForce;           //Cria um vetor
```

```
//Armazena no vetor (currentForce) o valor da força corrente aplicada no dispositivo
```

```
hlGetShapeDoublev(tempObject->GetObjectID(),HL_REACTION_FORCE,currentForce);
```

```
hduVector3Dd posicaoAtual, velocidade, posicaoProxy, y;           //Criam quatro vetores
```

```
//Armazena em (posicaoProxy) as coordenadas da posição em que o dispositivo toca o objeto
```

```
hlGetDoublev(HL_PROXY_POSITION, posicaoProxy);
```

```
//Armazena em (posicaoAtual) as coordenadas da posição atual do dispositivo
```

```
hdGetDoublev (HD_CURRENT_POSITION, posicaoAtual);
```

```
//Armazena em y a quantidade de agulha inserida na camada
```

```
y= posicaoProxy - posicaoAtual;
```

```
//Calcula a força de mola
```

```
hduVector3Dd spring = (tempObject->GetStiffness())*y;
```

```

//Armazena no vetor a última velocidade aplicada no dispositivo
hdGetDoublev(HD_LAST_VELOCITY, velocidade);

//Calcula a força de amortecimento
hduVector3Dd forcadamping = -(tempObject->GetDamping())*velocidade;

//Calcula a força total pela soma das forças de mola e de amortecimento
hduVector3Dd forcatotal = spring + forcadamping;

//Soma a força total calculada com a força corrente aplicada no dispositivo
forcatotal = forcatotal + currentForce;

//Aplica no dispositivo a força total determinada
hdSetDoublev (HD_CURRENT_FORCE, forcatotal);
}

```

Código 3: Função para cálculo da força chamada quando existir colisão

No código acima, quatro vetores são criados: um para determinar a posição atual do *Phantom* (*posicaoAtual*), calcular a velocidade (*velocidade*), determinar a posição em que o *Phantom* colidiu com cada camada (*posicaoProxy*) e calcular o quanto de tecido foi perfurado pela agulha (*y*). Após determinar cada um destes vetores, são calculadas as forças de mola (*spring*) e de amortecimento (*damping*) e, somando-as, a força resistiva é determinada. O código acima descreve o cálculo da força resistiva (F_R), descrita no Capítulo anterior.

Já que não foi possível aplicar o somatório das forças das camadas, uma forma encontrada para contornar este problema foi utilizar um recurso do dispositivo chamado *pop-through* que, trabalhando como uma certa resistência de perfuração do tecido, seu valor entre 0 e 1 determina o quanto o tecido resiste antes de sua perfuração. De acordo com a Tabela 8, este recurso seria o cálculo da força quando no contato da camada. Seus valores foram calculados multiplicando o valor da constante de rigidez de cada tecido pela sua espessura. Como o valor aplicado é uma somatória das resistências dos outros tecidos, a tabela 8 também mostra os valores totais aplicados no modelo.

Tecido	Resistência à perfuração	Resistência total aplicada
Pele	0,015	0,015
Gordura	0,080	0,095
Músculo	0,176	0,271
Tireóide	0,235	0,506
Nódulo	0,103	0,609
Tireóide	0,250	0,859

Tabela 8: Valores de resistência à perfuração quando no contato de cada camada

Para a força corretiva ($\vec{F}_c$), foi ativado um efeito a ser aplicado no sentido contrário para as coordenadas x e y do dispositivo para manter a agulha na direção certa, já que a agulha após punção poderá apenas se movimentar na direção do movimento ou contrária a ele. A biblioteca *OpengraphicsTM* do dispositivo também oferece uma função para tentar controlar estes movimentos, limitando a tolerância do movimento angular do aparato (*HL_EVENT_MOTION_ANGULAR_TOLERANCE*).

5.1.2 Interface do Ultrassom

A implementação de um simulador de ultrassom é um processo complexo, já que as imagens são adquiridas e visualizadas em tempo real. Para contornar este desafio e adquirindo imagens de ultrassom estáticas de um pescoço sadio, que neste caso é de uma médica especialista em biópsia de tireóide, optou-se por criar um laço de visualização de imagens para simular o ultrassom em tempo real.

Primeiramente, foi preciso processar cada imagem para a inclusão de um nódulo, já que as imagens são de um pescoço sadio, e também para a retirada de toda e qualquer informação desnecessária como data, hora e dados do paciente.

Como imagens de ultrassom já apresentam perdas de qualidade, as imagens podem ser armazenadas com ou sem perdas na compressão. No caso deste simulador, as imagens encontram-se no formato Jpeg (*Joint Pictures Expert Group*), um método padrão de compressão de imagens. Para auxiliar na leitura e escrita deste tipo de imagens, foi preciso utilizar uma nova classe de chamada *JPEGLoader*. Esta classe torna simples a compressão e descompressão das

imagens. Foi criado então um laço para apresentação das imagens de ultrassom repetidamente, de forma a simular um vídeo de ultrassom.

Ao executar a janela do ultrassom, o nome do usuário será solicitado. Este nome será dado a um arquivo a ser salvo no diretório corrente que descreverá seu relatório de desempenho. Neste relatório constarão todas as mensagens apresentadas na janela do instrutor, além de um resumo, contendo o número de instruções enviadas para cada tipo de mensagem (de conformidade, de aviso ou de alerta). A partir deste momento, o tempo de execução do sistema será cronometrado.

As seguintes funcionalidades foram implementadas:

- **Régua:** utilizando a função *GL_LINES* do OpenGLTM, desenha uma reta na tela. Seu comprimento é determinado pela equação da distância entre dois pontos e as medidas em pixel foram convertidas em centímetros;
- **Texto:** função para imprimir um texto no local que o usuário determina na tela;
- **Caminho:** utiliza a mesma função da régua, mas a diferença de cor é fator diferencial entre as duas funções. O caminho é considerado adequado de acordo com a sua posição em relação ao nódulo previamente determinado. Se o caminho não acerta o alvo, que neste caso é o nódulo, ele é considerado inadequado.
- **Nódulo:** da mesma forma que a régua, o nódulo pode ser localizado utilizando a função *GL_LINES* mas neste caso para desenhar um quadrado como marcador;
- **Foto da Tela:** neste caso, foi preciso utilizar a biblioteca *wingdi.h*. Ela oferece funções como *CreateCompatibleBitmap* para criar uma imagem compatível com o dispositivo; *BitBlt* para fazer a transferência (cópia) dos dados especificados através do parâmetro *SRCCOPY*; e *GetDIBits*, uma função que recupera os bits da imagem especificada e a copia no *buffer*. A seguir, a biblioteca *JPEGLoader* descrita acima é utilizada para recuperar as informações armazenadas no *buffer* e salvá-las no formato Jpeg, criando assim uma lista de imagens do ultrassom;
- **Lista de Imagens:** esta função mostra a lista de imagens tiradas na função anterior;
- **Iniciar Procedimento:** estabelecer comunicação com a interface tridimensional a fim de iniciar o treinamento;
- **Sair:** finalizar o sistema.

Como o treinamento real dos profissionais é realizada sob a supervisão de um médico experiente, foi inserida um instrutor ao simulador. Este supervisor é uma janela que mostra as orientações e alertas necessários de acordo com a performance do usuário durante o treinamento.

5.1.3 Comunicação entre as duas interfaces

Para estabelecer a comunicação entre os dois módulos de programa, foram utilizadas *sockets*, que são pontos de conexão que permitem a conexão bilateral entre um ou mais processos. É possível criar *sockets* para conexões locais ou remotas, no caso deste sistema, a comunicação é local e foi necessário a utilização das classes *ServerConn* e *ClientConn*, para os processos do ultrassom (servidor) e dos modelos tridimensionais (cliente), respectivamente. A API (*Application Programming Interface* – Interface para Programação de Aplicação) do Windows para programação de *sockets* é a *WinSock*.

Servidores e Clientes possuem comportamentos diferentes, por isso o processo de criação de cada um é diferente. As chamadas usadas no uso de *socket* são (Microsoft..., 2007):

- ***socket()***: cria um *socket* usado para comunicação e retorna um descritor do *socket*
- ***connect()***: depois de criar um *socket* um cliente chama *connect* para estabelecer uma conexão com um servidor, usando o descritor do *socket*
- ***write()***: para enviar dados através de uma conexão TCP
- ***read()***: para receber dados através de uma conexão TCP
- ***close()***: para desalocar o *socket*
- ***bind()***: usado por servidores para especificar uma porta na qual ele irá esperar conexões
- ***listen()***: servidores chamam esta função para colocar o *socket* no modo passivo e torná-lo disponível para aceitar conexões
- ***accept()***: depois que um servidor chama a função *socket* para criar um *socket*, *bind* para especificar seu endereço e *listen* para colocá-lo no modo passivo, ele deve chamar o *accept* para pegar a primeira solicitação de conexão na fila.

A Figura 31 descreve o processo do uso dos *sockets*.

Foram escolhidas as seguintes constantes na implementação dos *sockets*: a família *AF_INET*, que usa IPs (*Internet Protocols* – Protocolos de internet), que é o endereço do computador na rede. É necessário também determinar o tipo de *socket*, que neste caso foi o

SOCK_STREAM, que indica que os dados serão transferidos por uma cadeia, uma corrente de caracteres, com TCP (*Transfer Control Protocol* – Protocolo de controle de transferência). Este tipo tem a habilidade de colocar na espera pedidos de conexão, quando estiver ocupado. Assim, *currSocket = socket(AF_INET, SOCK_STREAM, 0)* cria um socket internet para uso com TCP, o que foi feito tanto para o sistema servidor quanto para o cliente.

Uma vez criado o *socket*, é preciso associá-lo a uma porta em sua máquina. O número da porta é usado para ajustar um pacote que estiver recebendo a um determinado processo. A função *htons(valor)* converte *valor* para a ordem de bytes da rede TCP/IP, onde *valor* é um número de 16-bits da ordem de bytes da máquina.

O endereço IP para o servidor foi setado para *INADDR_ANY*, que permite que o sistema use o endereço IP da máquina em que o processo está sendo rodado ou, no caso de uma máquina com múltiplas interfaces de rede, permite que o servidor receba pacotes destinados de qualquer uma das interfaces. No caso do cliente, ele considera a lista de todos os endereços IP da máquina local.

Servidor (interface do ultrassom):

```
socketInfo.sin_family = AF_INET;           //Determina a família do socket
socketInfo.sin_port = htons(2500);         //Determina a porta de comunicação
socketInfo.sin_addr.s_addr = INADDR_ANY;    //Determina o endereço IP
```

Cliente (interface tridimensional):

```
infosSocket.sin_family = AF_INET;           //Determina a família do socket
infosSocket.sin_port = htons(2500);         //Determina a porta de comunicação
infosSocket.sin_addr = *((in_addr*)hostInfo->h_addr_list[0]); //Determina o endereço IP
```

Código 4: Criação dos sockets

Para estabelecer a conexão entre as duas interfaces, proporcionando assim a possibilidade de iniciar o treinamento de biópsia de nódulos da glândula tireóide, é preciso habilitar esta opção em cada interface do sistema.

Figura 31: Processo do uso de sockets

Primeiramente é preciso dar início ao procedimento através do menu do ultrassom. Desta forma, o *socket* servidor será criado.

```

ServerSocket.CreateSocket(hwnd); //Cria o socket servidor
ServerSocket.ListenConnections(); //Torna o socket servidor disponível para
//receber conexões
  
```

Código 5: Inicialização do socket servidor

Na interface tridimensional, ao pressionar a tecla <F5> do teclado, o usuário estará criando o socket e iniciando a conexão com o servidor.

```
ClientSocket.CreateSocket(hwnd);           //Cria o socket cliente
ClientSocket.ConnectToServer(hwnd);        //Estabelece conexão com servidor
```

Código 6: Inicialização do socket cliente

Estabelecida a conexão e criados os *sockets*, a cada colisão do dispositivo háptico com o modelo tridimensional do paciente virtual, dados são transferidos do cliente para o servidor (Figura 31). As informações a serem enviadas são: identificador, mensagem e coordenadas X, Y e Z do ponto de colisão.

```
Struct DataStruct                               //Cria uma estrutura
{
    int iID;                                     //Identificador
    char cMessage[256];                         //Mensagem
    float fXCoord, fYCoord, fZCoord; // Coordenadas X, Y e Z do ponto de colisão
};
DataStruct MessageInfo;                        //Cria uma variável do tipo DataStruct
```

Código 7: Criação de uma estrutura para transferência de dados

De acordo com o identificador, o sistema pode desenhar o caminho que está sendo percorrido pela agulha no ultrassom, enviar uma mensagem a ser apresentada na janela do instrutor ou terminar o procedimento. De acordo com a camada que a agulha está em contato, o sistema envia ao instrutor uma mensagem, descrevendo que camada está sendo tocada. O identificador pode ser:

Cliente (interface tridimensional):

- **DONTSTART:** quando ocorre um erro, avisa ao usuário que é impossível iniciar o procedimento, como no caso de não haver ainda conexão estabelecida;
- **STARTPROCEEDING:** a partir desta função, o sistema inicia a troca de dados entre os *sockets* cliente e servidor;

- **ENDPROCEEDING:** finaliza a comunicação entre as duas interfaces fechando o *socket* servidor.

Servidor (interface do ultrassom):

- **MOVEIT:** a partir desta opção, o *socket* cliente está enviando ao servidor as coordenadas do ponto de colisão e assim, o caminho percorrido pela agulha está sendo desenhada na tela, como uma linha vermelha;
- **STARTPROCEEDING:** a partir desta função, o sistema inicia a troca de dados entre os *sockets* cliente e servidor;
- **ENDPROCEEDING:** encerra a troca de informações, finalizando o *socket* cliente.

O algoritmo abaixo descreve a troca de dados como é feita a troca de dados:

Cliente (interface tridimensional):

```

if (modeloCompleto[2]->IsTouched()) //Se o objeto (neste caso é a tireóide) for tocado
{
    if(!fim)                //Se não for o fim, ou melhor, se o nódulo ainda não foi atingido
    {
        hlGetDoublev(HL_PROXY_POSITION, posicaoProxy); //Captura ponto de colisão
        MessageInfo.fXCoord = posicaoProxy[0];          //Determina coordenadas
        MessageInfo.fYCoord = 0.07;
        MessageInfo.fZCoord = posicaoProxy[2];
        endTime = clock();                               //Confere o tempo atual
        endTime = endTime/CLOCKS_PER_SEC;               //Transforma tempo em segundos
        if((endTime - beginTime)>60.0)                   //Verifica se o tempo ultrapassou 60
                                                         //segundos
        {
            //Se sim
            strcpy(MessageInfo.cMessage, "TEMPO ESGOTADO! SESSÃO ENCERRADA!\n\n");
            MessageInfo.iID = ENDPROCEEDING;            //Determina identificador
            fim = true;                                  //Encerra procedimento
        }
        else
            //Se não

```

```

{
    strcpy(MessageInfo.cMessage, "Tireóide atingida!\n"); //Determina mensagem
    MessageInfo.iID = MOVEIT;                               //Determina identificador
}
ClientSocket.FillStruct(MessageInfo);                      //Preenche a estrutura
ClientSocket.SendData();                                   //Envia dados ao servidor
ClientSocket.ClearStruct(MessageInfo);                     //Limpa a estrutura
Strcpy(MessageInfo.cMessage, "");                          //Limpa a mensagem
}}

```

Servidor (interface do ultrassom):

```

int comp;           //Cria uma variável
comp = strcmp(MessageInfo.cMessage, anterior); //Compara a mensagem atual com a anterior
if(comp != 0)       //Se as mensagens forem diferentes
{
    //Determina as coordenadas para desenhar a agulha
    needle->SetPoints(MessageInfo.fXCoord, MessageInfo.fYCoord, MessageInfo.fZCoord);
    //Envia mensagem ao instrutor
    SendMessage(InstructHwnd, WM_INSTRUCTOR, 0, (LPARAM)MessageInfo.cMessage);
    //Copia a nova mensagem na variável anterior
    strcpy(anterior, MessageInfo.cMessage);
}

```

Código 8: Transferência dos dados entre os sockets cliente e servidor

Neste simulador, o dispositivo háptico determina que toda face anterior e posterior de todo objeto pode ser tocada. Por este motivo, foi preciso fazer a comparação da mensagem atual e anterior para evitar o envio de mensagens repetitivas ao instrutor.

A partir do momento que o usuário toca a pele na região de interesse, é iniciada a cronometragem do tempo do procedimento. A sessão pode ser encerrada de duas maneiras: se o usuário toca o nódulo, que neste caso é o alvo; ou se o usuário excede o tempo de 5 minutos (300 segundos) na realização do procedimento.

5.2 Resultados da implementação

Para montar o ambiente interativo, foi construída uma mesa de visualização com um monitor CRT de 21 polegadas e um espelho semi-transparente, para fornecer o ambiente de interação adequado para aplicação do simulador desenvolvido. O usuário pode visualizar os modelos utilizando os óculos estereoscópicos e interagir com esta interface através do teclado e do dispositivo háptico. Para complementar os equipamentos, consta ainda um segundo monitor para manipulação do ultrassom com auxílio do *mouse* (Figura 32).

Figura 32: Ambiente interativo do simulador

Para fornecer um treinamento propício e realista aos profissionais de saúde, uma seringa foi adaptada para ser acoplada ao dispositivo háptico *Phantom Omni* e ao citoaspirador (manete), como mostra a Figura 33.

Figura 33: Seringa acoplada ao dispositivo háptico e ao manete

Como foi dito na seção anterior, o sistema consiste de duas interfaces: uma tridimensional para visualização e manipulação dos modelos virtuais e outra para interação com o ultrassom.

5.2.1 Interface Tridimensional

Ao ser executado, esta interface será apresentada diretamente no monitor da mesa de visualização. Ao iniciar o sistema, algumas instruções serão apresentadas para orientar o usuário quanto ao acesso aos recursos que o programa oferece (Figura 34). Nesta interface, apresentada na mesa de visualização, o usuário deverá utilizar o teclado para optar entre várias funcionalidades:

- <F1> - Habilidade ou não da ajuda;
- <F2> - Estudo da tireóide;
- <F3> - Modelo com transparência;
- <F4> - Modelo tridimensional do paciente virtual;
- <F5> - Fechar comunicação com o ultrassom;
- <ESC> - Sair

A Figura 35 mostra o menu de ajuda solicitado pelo usuário ao pressionar a tecla <F1>. Para desabilitar este menu de ajuda, é necessário teclar novamente <F1>.

Figura 34: Menu inicial

Figura 35: Menu de ajuda

Selecionando <F2>, o usuário pode realizar um estudo anatômico tanto da glândula tireóide quanto do pescoço humano. Nesta etapa, o usuário necessita utilizar o dispositivo

háptico. Desta forma, antes de iniciar, uma janela de ajuda será apresentada (Figura 36). Esta janela só será apresentada apenas na primeira vez que o usuário solicitar esta funcionalidade.

Figura 36: Janela de ajuda inicial para o estudo da tireóide

Após pressionar novamente a tecla <F2> o usuário, com auxílio do dispositivo háptico, consegue visualizar e tocar um modelo virtual da glândula tireóide para sentir sua textura, sua rigidez (Figura 37).

Figura 37: Função para estudo da glândula tireóide

Clicando em <F3>, uma janela de ajuda para esta etapa de manipulação do modelo com transparência é apresentada (Figura 38). Esta ajuda também será mostrada apenas na primeira vez que o usuário solicitar esta função. Pressionando novamente a mesma tecla <F3>, o usuário poderá visualizar o pescoço humano com transparência. Através das setas do teclado, o usuário pode rotacionar o modelo tridimensional da maneira que achar necessário (Figura 39).

Figura 38: Janela de ajuda inicial para manipulação do modelo com transparência

Figura 39: Modelo tridimensional com transparência

Optando por <F4>, o usuário estará a um passo de iniciar o treinamento, mas antes algumas tarefas precisam ser realizadas na interface do ultrassom. Para isso, uma janela de ajuda também é mostrada (Figura 40). Após cumpridas as tarefas no ultrassom, e clicando novamente em <F4>, a janela principal para o treinamento com o modelo do paciente virtual é apresentada e é iniciada a comunicação com o ultrassom. Ao manipular o dispositivo háptico, o usuário pode iniciar o procedimento (Figura 41).

Figura 40: Janela inicial de ajuda para iniciar o treinamento

Figura 41: Janela principal do treinamento

5.2.2 Interface do ultrassom

Ao iniciar esta interface, o nome do usuário será solicitado para criar o relatório de desempenho a ser gerado durante o procedimento (Figura 42).

Figura 42: Janela inicial solicitando nome do usuário

Como descrito na seção 5.1.2, as funcionalidades de ultrassom disponíveis são: régua (Figura 43); inserção de caixa de texto para anotações (Figura 44); localização do nódulo (Figura 45); determinação do melhor caminho entre pele e nódulo (Figura 46); obter cópias estáticas (fotos) da imagem de ultrassom e listar as imagens tiradas (Figura 47), podendo visualizá-las ou deletá-las.

Figura 43: Função régua do ultrassom

Figura 44: Função para inserir texto ao ultrassom

Figura 45: Função para localizar o nódulo

Figura 46: Função para determinar melhor caminho entre pele e nódulo

Figura 47: Função para visualizar ou deletar as fotos tiradas do ultrassom

Após localizar o nódulo e determinar o melhor caminho no ultrassom, é possível iniciar o procedimento, ou melhor, o treinamento. O usuário irá interagir com o paciente virtual na interface tridimensional na mesa de visualização enquanto é supervisionado e orientado de todos os seus passos na janela do instrutor, além de poder acompanhar o caminho da agulha pelo ultrassom.

5.3 Conclusão do Capítulo

Neste Capítulo estão descritos os principais tópicos e resultados relacionados com a implementação do simulador de realidade virtual para treinamento de biópsia de nódulos da glândula tireóide.

Foram implementadas duas interfaces:

- Interface tridimensional apresentando os modelos virtuais na mesa de visualização com estereoscopia e interação. Foi preciso processar os modelos tridimensionais e inverter o mundo virtual de forma que seja refletido no espelho da mesa. O usuário pode manipular os modelos através do teclado ou do dispositivo háptico.
- Interface do ultrassom, onde o exame é simulado, apresentando todas as funcionalidades que o médico utiliza em um exame real. As imagens foram pré-processadas para incluir o nódulo e retirar anotações feitas anteriormente. Uma janela de instrutor foi criada para substituir o supervisor durante o treinamento.

As duas interfaces se comunicam através de *sockets*, trocando informações como coordenadas e mensagens, já que o procedimento de biópsia é guiado por ultrassom. Assim que o dispositivo háptico toca algum órgão no modelo tridimensional, o usuário consegue saber tanto pela janela do instrutor quanto pelo desenho da agulha nas imagens do ultrassom.

O simulador desenvolvido abrange alguns elementos descritos na seção 2.2 por Satava e Jones (1999), como alta resolução gráfica, interatividade entre o objeto que representa a agulha e os órgãos e retorno sensitivo (tátil e de força) o que ajuda na diferenciação da punção dos diferentes tecidos, devido às características particulares de cada camada. Esta síntese tátil confirma também o papel do dispositivo háptico em simuladores cirúrgicos descrito por Delingette e Ayache (2004), pois também fornece uma sensação de realismo, melhorando a performance cirúrgica e atende aos princípios descritos por Srinivasan (2006) e Basdogan et al. (2004) na seção 2.3.3, no qual afirmam que qualquer interação háptica deve especificar dois fatores importantes, detecção de colisões entre o ponto final do instrumento e os objetos da cena e a resposta de colisão em termos de como as forças refletidas ao usuário são calculadas.

6 AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DO SIMULADOR DE REALIDADE VIRTUAL PROPOSTO

Para que o sistema pudesse ser avaliado e homologado de forma adequada, foi preciso realizar um levantamento sobre as normas brasileiras NBR e internacionais (ISO/IEC) sobre qualidade de software e ergonomia de sistemas. Este Capítulo apresenta estes padrões, que serviram como orientação para a elaboração de um questionário utilizado como forma de avaliação para a homologação do simulador.

Neste Capítulo serão apresentados os resultados da importante fase de validação do sistema. Serão descritos os comentários, sugestões e avaliações feitas sobre o simulador durante os testes. Foram determinadas duas amostras de usuários para que cada uma pudesse avaliar o sistema com pontos de vista diferentes. Os gráficos mostrando os resultados e as notas dadas pelos profissionais e os artigos publicados sobre o simulador proposto e desenvolvido no âmbito desta tese estão apresentados neste Capítulo.

6.1 Proposta de avaliação experimental

Nesta tese decidimos testar a qualidade do sistema estabelecendo critérios de avaliação baseados em padrões ou normas. A utilização de normas (regras) na realização de testes de programas (*software*) visa fornecer benefícios quantitativos e qualitativos através de uma linguagem comum estabelecida entre fornecedores e consumidores.

No Brasil, normas nacionais são editadas pela ABNT – Associação Brasileira de Normas técnicas. Internacionalmente, para o setor de *software*, os organismos normalizadores são a ISO – *International Organization for Standardization* e IEC – *International Electrotechnical Commission*. Na ABNT, as normas relacionadas com *software* estão subordinadas ao Comitê CB 21 – Computadores e Processamento de Dados.

Existem normas específicas para avaliação da qualidade de *software*, descritas na Tabela 9 e, a idéia é estabelecer requisitos de avaliação baseando-se em algumas características destes padrões através de um questionário.

NBR ISO/IEC 14598-1	Plano para avaliação de produtos de software
ISO/IEC 9126	Características de qualidade de produtos de software
NBR 13596	Versão brasileira da ISO 9126
NBR ISO/IEC 9241	Requisitos ergonômicos para o trabalho em escritório informatizado

Tabela 9: Normas ISO/IEC de qualidade de *software*

A ISO/IEC 14598 descreve todos os passos necessários para a avaliação de um *software*, levando em consideração três grupos de avaliadores: desenvolvedores, para melhorar a qualidade de seu próprio produto; consumidores, para determinar a qualidade do produto que irão adquirir; e certificadores, para emitirem um documento oficial sobre a qualidade de um *software*.

De acordo com a norma NBR ISO/IEC 14598-1, a primeira etapa na avaliação de um *software* refere-se à especificação do modelo de qualidade a ser adquirido, selecionando as características de qualidade relevantes. É necessário que este modelo represente a qualidade de *software* em diferentes características e os requisitos do produto expressem as necessidades do usuário para o produto considerado. Esta norma possibilita o uso de qualquer modelo de qualidade, mas a aplicação de seu processo de avaliação torna-se mais simples se for utilizado o modelo da ISO/IEC 9126-1.

A ISO/IEC 9126: 1991 ou NBR 13596: 1996 é baseada em características e subcaracterísticas de qualidade, como mostra a Figura 48. Para avaliação de um sistema específico, pode-se definir a medição somente das características consideradas determinantes para o produto desejado.

Figura 48: ISO/IEC 9126 ou NBR 13956 - Características e subcaracterísticas

A NBR ISO/IEC 9241 tem como objetivo promover a saúde e a segurança de usuários de computadores e garantir que eles possam operar estes equipamentos com eficiência e conforto. Considera o ponto de vista do usuário, seu contexto de uso e sua performance, mostrando o quanto a interação entre o usuário e o sistema é considerada satisfatória. A norma 9241-11 define a usabilidade com base em três parâmetros:

- Eficácia: deve ser medida pelo percentual de tarefas executadas corretamente em relação ao total de tarefas que devem ser realizadas;
- Eficiência: deve ser medida pela relação da eficácia e do tempo total gasto pelo usuário para completar a tarefa;

- Satisfação: identifica como determinados usuários realizam certas tarefas em um dado contexto de uso.

A NBR ISO/IEC 9241 fornece requerimentos e recomendações relacionados aos atributos de *hardware*, *software* e ambiente que contribuem para usabilidade, e os princípios ergonômicos referentes a eles. Este modelo de qualidade apresenta 17 partes abordando os assuntos descritos na Tabela 9:

Partes	Assunto
1	Introdução
2	Recomendações sobre requisitos da tarefa
5 e 6	Estação de trabalho e ambiente
3, 4, 7, 8 e 9	Ergonomia do <i>hardware</i>
10 a 17	Ergonomia da interface de <i>software</i>

Tabela 10: Partes e assuntos abordados pela ISO/IEC 9241

Analisando as normas acima descritas, foi possível determinar quais características poderiam ser avaliadas no simulador para treinamento de biópsia de tireóide descrito nesta tese. A Tabela 11 apresenta estas características ou subcaracterísticas, assim como suas descrições e a norma referente a cada uma.

O questionário para avaliação do simulador de biópsia de nódulos da glândula tireóide aqui descrito encontra-se anexo (ANEXO C). Foram feitos dois questionários, para dois grupos de avaliadores diferentes. A diferença entre as duas fichas está apenas na primeira pergunta, já que um grupo será formado por profissionais da saúde e outro por profissionais da área tecnológica. Os usuários, além das questões diretas de sim ou não, poderão avaliar o sistema dando notas que variam entre 0 e 5, sendo péssimo e ótimo, respectivamente. A escala está representada na Tabela 12. O avaliador pode também dar sugestões e fazer comentários sobre o que gostou ou não no sistema, contribuindo para o aprimoramento do simulador de biópsia de nódulos da glândula tireóide

Característica	Subcaracterística	Norma(s)	Definições
Funcionalidade		ISO/IEC 9126 e NBR 13596	Conjunto de atributos que evidenciam a existência de um conjunto de funções e suas propriedades especificadas.
	Adequação	ISO/IEC 9126 e NBR 13596	Atributos do software que evidenciam a presença de um conjunto de funções e sua apropriação para as tarefas especificadas.
	Acurácia	ISO/IEC 9126 e NBR 13596	Atributos do software que evidenciam a geração de resultados ou efeitos corretos ou conforme acordados.
Usabilidade		ISO/IEC 9126 e NBR 13596	Conjunto de atributos que evidenciam o esforço necessário para poder-se utilizar o software, bem como o julgamento individual deste uso por um conjunto de usuários.
	Apreensibilidade	ISO/IEC 9126 e NBR 13596	Atributos do software que evidenciam o esforço do usuário para aprender sua aplicação.
	Operacionalidade	ISO/IEC 9126 e NBR 13596	Atributos do software que evidenciam o esforço do usuário para a sua operação e controle da sua operação.
Eficiência		ISO/IEC 9126 e NBR 13596	Conjunto de atributos que evidenciam o relacionamento entre o nível de desempenho do software e a quantidade de recursos usados, sob condições estabelecidas.
	Comportamento em relação ao tempo	ISO/IEC 9126 e NBR 13596	Atributos de software que evidenciam seu tempo de resposta, tempo de processamento e velocidade na execução de suas funções.
Usabilidade		NBR ISO/IEC 9241	Conjunto de atributos que definem o quanto um produto pode ser usado por usuários específicos para alcançar objetivos específicos com eficácia, eficiência e satisfação em um contexto de uso.
	Eficiência	NBR ISO/IEC 9241	Precisão e completeza com que os usuários atingem seus objetivos, em relação à quantidade de recursos gastos.
	Eficácia	NBR ISO/IEC 9241	Precisão e completeza com que os usuários atingem objetivos específicos, acessando a informação correta ou gerando os resultados esperados.
	Satisfação	NBR ISO/IEC 9241	Precisão e completeza com que os usuários atingem seus objetivos, em relação à quantidade de recursos gastos.
Requerimentos dos dispositivos visuais (1992)		NBR ISO/IEC 9241	Especifica os requerimentos ergonômicos para telas de exibição garantindo que sejam lidas confortavelmente, com segurança e eficientemente na realização de tarefas.
Requerimentos posturais e de modelo da estação de trabalho (1998)		NBR ISO/IEC 9241	Determina os requerimentos ergonômicos da estação de trabalho de forma que o usuário realize tarefas com conforto e postura eficiente.
Requerimentos para dispositivos de entrada sem ser o teclado (2000)		NBR ISO/IEC 9241	Trata dos dispositivos de entrada que podem ser usados juntamente com o dispositivo de visualização.

Tabela 11: Características e subcaracterísticas consideradas para avaliação do simulador descrito nesta tese.

Nota	0	1	2	3	4	5
Conceito	Péssimo	Ruim	Regular	Bom	Muito bom	Ótimo

Tabela 12: Notas e conceitos de avaliação do simulador

6.2 Resultados da avaliação experimental

Para avaliar o simulador para treinamento de biópsia de nódulos da glândula tireóide, foram escolhidas duas amostras de usuários: uma de profissionais da saúde, de certa forma mais familiarizados com ultrassom e o procedimento; e outra de profissionais de tecnologia da informação, que conhecem novas tecnologias, mas leigos quando se tratando do procedimento e análise das imagens do ultrassom.

6.2.1 Amostra 1: Profissionais da área tecnológica

O sistema foi testado e avaliado por pesquisadores do Laboratório de Sistemas Integráveis, com experiência na área de tecnologia e inovação em saúde, mas sem conhecimento sobre o procedimento ou exames de ultrassom. A amostra consistiu de 5 (cinco) usuários, sendo 4 (quatro) do sexo masculino (um analista, um programador java, um engenheiro e um pesquisador) e 1 (um) do sexo feminino (gestora de projetos de telessaúde).

A proposta de apresentar este simulador para um grupo de profissionais fora da área da saúde tem o objetivo de avaliar os recursos tecnológicos e a usabilidade do sistema como ferramenta educativa e de treinamento.

A Figura 49 apresenta as respostas quanto ao perfil do usuário. Quanto aos equipamentos (hardware), as respostas estão representadas no gráfico da Figura 50. As respostas em relação ao programa (*software*) e ao sistema como um todo estão descritas nas Figuras 51 e 52, respectivamente. Todos os usuários disseram que o sistema não cansa os olhos.

Figura 49: Respostas quanto ao perfil do usuário

Figura 50: Respostas quanto aos equipamentos

Figura 51: Respostas quanto ao *software*

Figura 52: Respostas quanto ao sistema como um todo

As sugestões e os comentários feitos pelos usuários foram:

- “No modelo é possível ver sombras ainda”;
- “As instruções na interface do simulador deveriam ser mais amigáveis, utilizando recursos gráficos (como desenho dos menus) indicando exatamente onde deve ser clicado ou os passos que devem ser realizados”;
- “Incluir uma tecla para mostrar a região de interesse para orientar os mais leigos”;
- “Poderia ser colocado um menu transparente, disponibilizando as teclas de atalho. Melhorar o local do teclado, para que o usuário não tenha que desviar a atenção da mesa de visualização. A rota errada para o nódulo deveria ser retirada automaticamente ou colorida de outra cor, para identificar melhor”;
- “A funcionalidade do caminho da agulha deveria ser indicada no modelo tridimensional para ser iniciada. A janela de ajuda seria melhor posicionada no canto esquerdo superior da tela. Acertar sombra do modelo 3D. Há dificuldade na visualização da imagem do ultrassom com os óculos estereoscópicos”.

6.2.2 Amostra 2: Profissionais da área da saúde

O sistema foi levado para o ITACI (Instituto de Tratamento do Câncer Infantil) e apresentado aos agentes de saúde para que eles pudessem testar e homologar o simulador (Figura 53). A amostra consistiu de 6 (seis) usuários, sendo 4 (quatro) do sexo masculino (1 farmacêutico, 2 médicos oncologistas e 1 médico residente em oncologia) e 2 (dois) do sexo feminino (1 médica oncologista e 1 assistente social). Da amostra, 4 (quatro) avaliadores já praticaram punção por agulha, mas apenas 1 (um) já realizou a biópsia por agulha de nódulos da glândula tireóide.

Nos gráficos das Figuras 54, 55, 56 e 57 estão apresentadas as respostas quanto ao perfil do usuário, aos equipamentos (*hardware*), ao programa (*software*) e ao sistema como um todo, respectivamente. Dos 6 (seis) usuários, dois responderam que o sistema cansa os olhos.

As sugestões e os comentários feitos pelos usuários foram:

- “Novas aplicações: simulador para intubação, passagem de cateter, biópsia de medula”;
- “Noção de percurso precisa ser mais explícita”;

- “Tentar aproximar o máximo possível a simulação/ manipulação do phantom e a imagem no ultrassom”;
- “A imagem de ultrassom está invertida em relação ao que seria real caso o usuário estivesse segurando o transdutor do ultrassom”.

Figura 53: Médicos testando o simulador

Figura 54: Respostas quanto ao perfil do usuário

Figura 55: Respostas quanto aos equipamentos

Figura 56: Resultados quanto ao *software*

Figura 57: Avaliação do sistema

6.3 Conclusão do Capítulo

Para que o simulador de realidade virtual para treinamento de biópsia de nódulos da glândula tireóide pudesse ser avaliado de forma apropriada, foram estudadas normas técnicas NBR ISO/IEC. A partir da descrição de cada uma, apresentadas neste Capítulo, foi possível elaborar um questionário adequado para a obtenção de dados consistentes em relação à qualidade do simulador desenvolvido no âmbito desta tese.

Neste Capítulo, foram também apresentados os resultados dos testes, levando em consideração dois diferentes grupos de usuários. O primeiro foi formado por profissionais da área tecnológica, cujo foco consistiu na usabilidade e ergonomia da aplicação, já que os usuários não são familiarizados com o procedimento de biópsia ou com exames de ultrassom. O segundo consistiu de profissionais da área da saúde, conhecedores do procedimento ou de exames de ultrassom, mas sem familiarização com simuladores médicos ou tecnologias utilizadas. Este último é considerado importante pois nosso público alvo são os profissionais, estudantes e residentes da área médica, podendo então avaliar a própria aplicação, ou melhor, a simulação do procedimento de biópsia de nódulos da glândula tireóide.

7 CONCLUSÕES

Esta tese apresentou um simulador de treinamento de biópsia guiada por ultrassom de nódulos da glândula tireóide, que também oferece um ambiente para estudo da glândula tireóide e outro para visualização de estruturas internas do pescoço.

O sistema consiste de duas interfaces a serem manipuladas pelo usuário:

- **Interface tridimensional:** apresentada na mesa de visualização, provendo sensação de profundidade com auxílio de óculos estereoscópicos. O usuário pode interagir com os modelos 3D utilizando o dispositivo háptico no qual foram acoplados uma seringa com um manete (citoaspirador). Como um dos objetivos específicos deste trabalho, o sistema visa promover o ensino da anatomia do pescoço e da glândula tireóide. Assim, através desta interface, além de realizar o treinamento, é possível tocar um modelo 3D da glândula tireóide para sentir sua textura e também visualizar e rotacionar, através do teclado, um modelo 3D do pescoço com transparência, de forma a conhecer toda sua estrutura interna;
- **Interface do ultrassom:** apresentada num segundo monitor, oferece todas as funcionalidades que possui um sistema de ultrassom utilizado em um procedimento real (régua para medições, inclusão de anotações, localização do nódulo, determinação do melhor caminho a ser percorrido pela agulha, tirar fotos do ultrassom e apresentar uma lista das imagens obtidas).

Ao iniciar o treinamento, a comunicação entre as duas interfaces é estabelecida e, utilizando o dispositivo háptico para interagir com o modelo do paciente virtual numa interface, o usuário acompanha todo o caminho percorrido pela agulha no ultrassom, sendo guiado e também orientado através de uma janela chamada instrutor, que supervisiona todo o processo.

7.1 Resultados desta tese

Visando desenvolver métodos de visualização mais precisos, uma pesquisa foi feita para apresentar e manipular um volume reconstruído a partir de imagens do *Visible Human* na CAVERNA Digital. Foi feito um estudo sobre técnicas de segmentação de imagens e reconstrução volumétrica (SOUZA 2004; 2005). Esta pesquisa poderá ser mais realista quando incluirmos as imagens da base de dados do *Visible Human* no âmbito do simulador de biópsia de nódulos da glândula tireóide desenvolvido. As técnicas estudadas e desenvolvidas poderão também ser aplicadas em imagens de exames médicos.

Na elaboração desta tese foi feita uma pesquisa sobre os vários simuladores médicos desenvolvidos e apresentados à comunidade científica nos últimos anos. Visando atingir os objetivos desta tese, foi necessário fazer um levantamento sobre as várias aplicações da realidade virtual na medicina, os dispositivos mais utilizados e os resultados obtidos, descritos no Capítulo 2. Foi fundamental estudar a arquitetura básica de um simulador cirúrgico de RV, de forma a esclarecer quais são as principais etapas de desenvolvimento e determinar uma melhor proposta para este simulador para treinamento de biópsia de nódulos tireoideanos.

Esta proposta originou-se de uma idéia para simulação de biópsia de nódulos do pescoço e, após um estudo preliminar sobre o procedimento, foi possível observar a grande incidência de nódulos da glândula tireóide. Desta forma, o foco desta pesquisa voltou-se para punção de nódulos tireoideanos. Decidindo-se então por esta aplicação, foi feita uma pesquisa minuciosa sobre a anatomia da glândula, suas doenças e tipos de nódulos, além dos materiais e métodos necessários para a realização da biópsia por agulha de nódulos tireoideanos, apresentada no Capítulo 3.

Como descrito no Capítulo 4, foi feita uma pesquisa de campo no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, possibilitando um acompanhamento na realização da biópsia em alguns pacientes, provendo requisitos fundamentais para a idealização da proposta inicial do simulador de realidade virtual de biópsia por agulha de nódulos da glândula tireóide.

No Capítulo 5 estão descritos os detalhes sobre a implementação e os resultados do desenvolvimento deste simulador, mostrando suas interfaces e funcionalidades.

A proposta e os resultados da avaliação experimental estão apresentados no Capítulo 6. Foram criados dois questionários respondidos por duas amostras de usuário. Na primeira fase de

testes, realizada com profissionais da área de tecnologia, o simulador foi bem avaliado, sendo em sua maioria com notas entre 3 (três) e 5 (cinco), considerado um ótimo resultado.

Como os usuários não eram familiarizados com o procedimento de biópsia nem com o exame de ultrassom, suas avaliações foram consistentes em termos de usabilidade e ergonomia do sistema. As respostas foram positivas e um tópico apontado por praticamente todos os avaliadores foi quanto à ajuda ao usuário, para facilitar a utilização do sistema pelo público leigo. Foram feitas sugestões como inclusão de novos *menus* de ajuda, apresentação ou destaque da região de interesse e melhor orientação quanto ao caminho a ser percorrido pela agulha para atingir o nódulo. A mudança de posição do *menu* de ajuda já foi feita. Em termos de ergonomia, foi sugerido a utilização de um teclado alfa-numérico acoplado à mesa de visualização para que o praticante não precise desviar a atenção do simulador. Foi comentado também sobre o aparecimento de sombras nas imagens estereoscópicas, mas esse problema já foi corrigido.

Numa segunda etapa de validação, o sistema foi levado para o ITACI (Instituto de Tratamento do Câncer Infantil) com o propósito de ser testado por profissionais da saúde. Os usuários mostraram-se admirados pelo sistema e pela proposta e avaliaram com notas entre 4 (quatro) e 5 (cinco), excelentes resultados. Apesar de ainda precisar de alguns ajustes como o alinhamento das imagens do ultrassom com o modelo e explicitar o caminho da agulha para orientação, consideraram o sistema uma ótima ferramenta para treinamento e ensino. Sugeriram ainda novas aplicações como intubação e passagem de cateter.

Alguns detalhes de implementação ainda precisam ser feitos. A agulha, após inserida na pele, deve apenas fazer movimentação em direção ao nódulo e não para cima, baixo, esquerda ou direita. Como o retorno de força corretiva não foi suficiente para controlar isso, um desenvolvedor da biblioteca do *Phantom Omni* foi procurado. Sua sugestão foi a inclusão de uma linha desde a pele até o nódulo com *HL_SNAP_DISTANCE*, um recurso da biblioteca para a partir de certa distância da linha, o dispositivo é atraído para ela, aplicando uma resistência evitando que o mesmo saia de seu contato.

Precisa ser aprimorado o alinhamento das imagens do ultrassom com o modelo tridimensional. De acordo com alguns médicos que praticaram no sistema, o fato de mostrar no ultrassom o caminho que está sendo percorrido pela agulha no modelo tridimensional pode talvez eliminar a necessidade de controlar a movimentação irregular da agulha.

Para melhorar o controle do dispositivo háptico, o Prof. Dr. Grigore C. Burdea (renomado pesquisador em reabilitação virtual da *Rutgers University*), numa visita ao Laboratório de Sistemas Integráveis, sugeriu construir um aparato unindo dois *Phantom Omni*, de forma que o usuário consiga obter todos os graus de liberdade, ideal para procedimentos desta natureza.

A proposta e desenvolvimento deste sistema foi uma ótima oportunidade para a publicação de dois artigos, um no âmbito nacional e outro internacional.

- SOUZA, I.A.; ZUFFO, M.K. **Simulador para Treinamento de Biópsia por Agulha de Nódulos da Glândula Tireóide**. Anais do X CBIS – Congresso Brasileiro de Informática em Saúde, ISBN 85-60391-00-2, pp. 98 – 103. Florianópolis: Outubro, 2006.
- SOUZA, I.A.; ZUFFO, M.K. **Needle Biopsy Simulator of Thyroid Gland Nodules**. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer, pp. S161-S163, Vol. 2, Supplement 1, June, 2007.

7.2 Trabalhos Futuros

Como aprimoramento futuro e visando um maior realismo no treinamento e ensino de biópsia de nódulos da glândula tireóide, seria ideal utilizar as imagens do *Projeto Visible Human* para reconstrução tridimensional do modelo do paciente e também para visualização de fatias de imagens selecionadas pelo usuário.

Técnicas de segmentação deverão ser aplicadas para extrair a estrutura de interesse que no caso é a tireóide e depois deve-se reconstruí-la tridimensionalmente. Após esta fase, uma técnica de fusão de imagens deverá ser utilizada para unir os dois modelos da glândula: o construído a partir de modelagem geométrica e o reconstruído a partir das imagens do *Visible Human*. Numa próxima etapa, todo o modelo 3D deve ser reconstruído a partir das imagens do *Visible Human*. A Figura 58 mostra a pipeline para a manipulação do modelo 3D da glândula tireóide.

Complementando o estudo anatômico, a visualização de alguns cortes de imagens do corpo humano deverá ser fornecida. O modelo 3D do dorso humano deve ser renderizado. Neste caso, algumas posições de fatias deverão estar pré-marcadas no modelo para que os respectivos cortes de imagens do Projeto *Visible Human* de Tomografia Computadorizada (TC), Ressonância

Magnética (RM) ou coloridas (RGB) possam ser visualizados. Após selecionada uma determinada fatia, aparecerá à direita da janela do modelo uma área em que o usuário poderá visualizar duas imagens do mesmo corte: a imagem colorida (RGB), a de Tomografia Computadorizada (Figura 59a). O usuário poderá também optar por visualizar uma imagem de Ressonância Magnética (Figura 59b).

Figura 58: Pipeline para manipulação do modelo 3D da tireóide.

Ao longo da implementação deste simulador e verificando as melhores opções para otimizá-lo, pode-se incluir como pesquisa futura o desenvolvimento de um simulador de imagens de ultrassom. A proposta consiste na utilização de um dispositivo háptico para trabalhar como o transdutor e, em tempo real, imagens de ultrassom seriam apresentadas no monitor. Estas

imagens poderiam ser geradas a partir de um modelo tridimensional como o utilizado no simulador apresentado nesta tese, a partir do modelo obtido a partir das imagens do *Visible Human* ou até mesmo a partir do volume reconstruído de exames médicos de pacientes (ressonância magnética, tomografia computadorizada ou raios-x).

(a)

(b)

Figura 59: Protótipo do ambiente de visualização de fatias do corpo humano: a) Tomografia Computadorizada (TC) e Colorida (RGB); b) Ressonância Magnética (RM)

Após correção de alguns erros e também sua otimização de forma a ser considerado totalmente apto para a educação e treinamento de biópsia de nódulos da glândula tireóide, deve-se procurar novas aplicações para o sistema. O ideal seria aproveitar toda a tecnologia e técnicas desenvolvidas para o treino e ensino de biópsia de nódulos localizados em outros órgãos.

Outra proposta seria também ampliar o contexto do simulador para planejamento e assistência à biópsia de nódulos da glândula tireóide. Desta forma, o profissional poderia antecipadamente planejar o procedimento, treinando em modelos adquiridos a partir dos exames médicos e, utilizando técnicas de realidade aumentada, poderia realizar a biópsia real visualizando em tempo real a localização exata do nódulo através da sobreposição de imagens previamente segmentadas no corpo do paciente, através de dispositivos de realidade aumentada.

A investigação e desenvolvimento do simulador de realidade virtual atingiu a tese descrita no Capítulo 1, consistindo numa ferramenta para educação e treinamento de biópsia de nódulos da tireóide. O usuário pode estudar a anatomia da tireóide e de alguns órgãos adjacentes, além de

realizar repetidamente o procedimento sem precisar ter contato direto com um paciente real. O sistema foi desenvolvido utilizando técnicas e dispositivos especiais de realidade virtual e foi validado positivamente por alguns profissionais de saúde, considerando-o uma inovadora ferramenta cujo propósito é aprimorar o procedimento e melhorar a performance dos profissionais, tornando sua realização rápida e acurada.

REFERÊNCIAS

ABNT - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 13596 (ISO/IEC 9126):** Tecnologia de informação - Avaliação de produto de software, Características de qualidade e diretrizes para o seu uso. Rio de Janeiro, 1996.

ABNT - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR ISO/IEC 9241:** Requisitos ergonômicos para trabalho de escritório com computadores. Rio de Janeiro, 2000.

ABNT - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR ISO/IEC 14598-1:** Tecnologia da Informação - Avaliação de produto de software Parte 1 - Visão geral. Rio de Janeiro, 1993.

AGUS, M.; GIACHETTI, A.; GOBBETTI, E.; ZANETTI, G.; ZORCOLO, A. **Real-time haptic and visual simulation of bone dissection.** Presence: Teleoperators and Virtual Environments, IEEE VR 2003 Conference, Vol. 12, No. 1, p. 110 – 122, February, 2003.

AGUS, M.; GIACHETTI, A.; GOBBETTI, E.; ZANETTI, G.; ZORCOLO, A. **Adaptive techniques for real-time haptic and visual simulation of bone dissection.** Proceedings of Virtual Reality 2003 Conference, IEEE Computer Society, Los Angeles, CA, p. 102 – 109, March 2003.

AUER, L.; RADETZKY, A.; WIMMER, C.; KLEINSZIG, G.; SHROECKER, F.; AUER, D.; DELINGETTE, H.; DAVIES, B.; PRETSCHNER, D. **Visualization for planning and simulation of minimally invasive neurosurgical procedures.** Proceedings of Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'99), Cambridge, UK, p. 1199 – 1209, September 1999.

AYACHE, N. **Medical Image Analysis and Simulation.** Lecture Notes in Computer Science, LNCS 1345, Springer, pp. 4 – 17, December, 1997.

BASDOGAN, C.; DE, S.; KIM, J.; MUNIYANDI, M.; KIM, H.; SRINIVASAN, M. **Haptics in Minimally Invasive Surgical Simulation and Training.** IEEE Computer Graphics and Applications, pp. 56 – 64, March/April 2004.

BIELSER, D.; GROSS, M.H. **Interactive Simulation of Surgical Cuts.** Proceedings of Pacific Graphics 2000, IEEE Computer Society Press, pp. 116 – 125, 2000.

BRAUER R. J.; SILVER, C.E. **Needle Aspiration Biopsy of Thyroid Nodules.** Laryngoscope, 94: 38 – 42, January 1984.

BURDEA, G.C.; COIFFET, P. **Virtual Reality Technology.** Wiley-Interscience, Second Edition, 2003.

BURDEA, G. C. **Virtual reality and medicine:** Technology and applications. Disponível em <<http://www.caip.rutgers.edu/vrlab/index.html>>. Acesso em 23 março 2005, 2005.

CAMINHA, G.; NETO, J. L.; KUHL, G. **Punção aspirativa por agulha fina no diagnóstico de tumores de cabeça e pescoço.** Rev. Bras. De Otorrinolaringologia, v. 62(3), p. 246 – 250, 1996.

CARROLL, C. M. A.; NACER, U.; TIMON, C. I. **The accuracy of fine-needle aspiration biopsy in the diagnosis of head and neck masses.** Ir. J. Med. Sc., v. 167(3), p. 149 – 151, July/August/September 1998.

CHAMMAS, M.; LUNDBERG, J.; JULIANO, A.; SAITO O.C.AND MARCELINO, A.; CERRI, G. **Linfonodos cervicais:** um dilema para o ultra-sonografista. Radiol Bras, v. 37(5), p. 357 – 364, Setembro/Outubro 2004.

COTIN, S.; DELINGETTE, H.; AYACHE, N. **Real Time Volumetric Deformable Models for Surgery Simulation.** IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 5(1): 62-73, 1999.

DA ROSA, A.L.M.; SOUZA, I.A.; HIRA, A.Y.; ZUFFO, M.K. **Development of a Collaborative Environment applied to Pediatric Oncology.** Proceedings Of The 21st Acm Symposium On Applied Computing, Vol. 1, pp. 256 – 257, Dijon, France, April 2006.

DA ROSA, A.L.M.; SOUZA, I.A.; HIRA, A.Y.; ZUFFO, M.K. **Direct Volumetric Rendering Based on Point Primitives in OpenGL.** Proceedings Of The Medicine Meets Virtual Reality 14, IOS Press, pp 385-387, January 2006.

DELINGETTE, H.; AYACHE, N. **Soft Tissue Modeling for Surgery Simulation.** Computational Models for the Human Body, Handbook of Numerical Analysis (Ed : Ph. Ciarlet), pages 453-550. Elsevier, 2004

DIMAIO, S.P.; SALCUDEAN, S.E. **Needle Insertion Modelling and Simulation.** Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA 2002, pp. 2098-2105, May, 2002.

DINSMORE, M.; NOSHIR, L.; BURDEA, G.; LADEJI, J. **Virtual reality training simulation for palpation of subsurface tumors.** Proceedings of Virtual Reality Annual International Symposium, Albuquerque, New Mexico, p. 54 – 60, March 1997.

DWORZAK, J.; GU, L. **Combining progressive and non-progressive cutting for soft tissue surgery simulations.** International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer, Vol. 2, Supplement 1, June, 2007.

FRABLE, M.; FRABLE, W. **Fine-needle aspiration biopsy revisited.** Laryngoscope, v. 92, p. 1414 – 1418, December 1982.

FRABLE, W.; FRABLE, M. **Thin-needle aspiration biopsy in the diagnosis of head and neck tumors.** Laryngoscope, v. 84(7), p. 1069 – 1076, July 1974.

GEROVICH, O.; MARAYONG, P.; OKAMURA, A.M. **The effect of visual and haptic feedback on computer-assisted needle insertion.** Computer Aided Surgery, 9 (6): 243 – 249, 2004.

GHARIB, H.; GOELLNER, J.R. **Fine-Needle Aspiration Biopsy of the Thyroid: An Appraisal.** Annals of Internal Medicine, 118: 282 – 289, 1993.

HENG, P-A.; WONG, T-T.; LEUNG, K-M.; CHUI, Y-P.; SUN, H. **A haptic needle manipulation simulator for chinese acupuncture learning and training.** Proceedings of ACM Siggraph International Conference on Virtual Reality Continuum and its Applications in Industry (VRCAI'04), Singapore, p. 57 – 64, June 2004.

HODGES, L.F.; **Tutorial:** Time-Multiplexed Stereoscopic Computer Graphics. IEEE Computer Graphics and Applications, pp. 20-30, Vol. 12, Issue 2, March, 1992.

ITKOWITZ, B.; HANDLEY, J.; ZHU, W. **The OpenHaptics Toolkit:** A Library for Adding 3D Touch Navigation and Haptics to Graphics Applications. Proceedings of the First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptics Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems IEEE, pp. 590 - 591, 2005.

JOSKOWICZ, L.; MILGROM, C.; SIMKIN, A.; TOCKUS, L.; YANIV, Z. **Fracas:** A system for computer-aided image-guided long bone fracture surgery. Computer Aided Surgery, v. 3, p. 271–288, 1998.

KWON, D-S.; KYUNG, K-U.; RA, J.B.; PARK, H.W.; KANG, H.S.; ZENG, J.; CLEARY, K.R. **Realistic Force Reflection in a Spine Biopsy Simulator.** Proceedings of International Conference on Robotics & Automation, pp. 1358 – 1363, 2001.

KYUNG, K-U.; KWON, D-S.; KWON, S-M.; KANG, H.S.; RA, J.B. **Force Feedback for a Spine Biopsy Simulator with Volume Graphic Model.** Proceedings of the International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 1732 – 1737, 2001.

LENNQUIST, S. **The Thyroid Nodule:** Diagnosis and Surgical Treatment. Endocrine Surgery, Surgical Clinics of North America, Vol. 67, No. 2, p. 213 – 232, April, 1987.

LUCIANO, C.; BENERJEE, P.; LEMOLE Jr., G.M.; CHARBEL, F. **Second Generation Haptic Ventriculostomy Simulator Using the ImmersiveTouch™ System.** Medicine Meets Virtual Reality 14 (MMVR), J.D. Westwood et al (Eds.), IOS Press, pp. 343 – 348, 2006.

MACHADO, L. S.; **A Realidade Virtual no Modelamento e Simulação de Procedimentos Invasivos em Oncologia Pediátrica:** Um Estudo de Caso no Transplante de Medula Óssea. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2003.

MACHADO, L. S.; ZUFFO, M. K.; MORAES, R. M.; LOPES, R. D. **Modelagem tátil, visualização estereoscópica e aspectos de avaliação em um simulador de coleta de medula Óssea.** Anais do Symposium on Virtual Reality, Florianópolis/SC, pp. 23–31, Outubro 2001.

MALINSKY, R.; DALL'IGNA, D.; SMITH, M.; COSTA, S. **Punção aspirativa por agulha fina em tumores cervicais.** Rev. Bras. Otorrinolaringologia, v. 68(3), p. 395 – 398, Maio/Junho 2002.

MAUPU, D; VAN HORN, M.H.; WEEKS, S.; BULLITT, E. **3D Stereo Interactive Medical Visualization.** IEEE Computer Graphics and Applications, pp. 67-71, September/October, 2005.

MILGRAM, P.; KISHINO, F. **A Taxonomy of Mixed Reality Visual Displays.** IEICE Transactions on Information Systems, Vol E77-D, No.12, December 1994.

MURUSSI, M.; PEREIRA, C.; BRASIL, B.; TSCHIEDEL, B. **Punção aspirativa de tireóide com agulha fina em um hospital geral: estudo de 754 punções.** Arq. Bras. Endocrinol. Metab., v. 45(6), p. 576 – 583, Dezembro 2001.

PEDNEKAR, A.; KAKADIARIS, I. A. **Applications of Virtual Reality in Surgery.** Proc Indian Conference on Computer Vision, Graphics, and Image Processing (ICVGIP 2000), pp. 215-223, Bangalore, India, December 20-22, 2000.

PETERSIK, A.; PFLESSER, B.; TIEDE, U.; HÖHNE, K.H.; LEUWER, R. **Realistic Haptic Volume Interaction for Petrous Bone Surgery Simulation.** Proceedings of CARS 2002, CARS/Springer, 2002.

POTTS, A. **Phantom-Based Haptic Interaction.** Proceedings of the Computer Science Discipline Seminar Conference (CSCI 3901). University of Minnesota, Morris – Division of Science and Mathematics, Spring Semester, 2000.

RA, J.B.; KWON, S.M.; KIM, J.K.; YI, J.; PARK, H.W.; KYUNG, K-U.; KWON, D-S.; KANG, H.S.; KWON, S.T.; JIANG, L.; ZENG, J.; CLEARY, K.; MUN, S.K. **Spine Needle Biopsy Simulator Using Visual and Force Feedback.** Computer Aided Surgery, 7: 353 – 363, 2002.

RAMADAN, H.; WAX, M.; BOYD, C. **Fine-needle aspiration of head and neck masses in children.** American Journal of Otolaryngology, v. 18(6), p. 400 – 404, November/December 1997.

ROJESKI, M.T.; GHARIB, H. **Nodular Thyroid Disease: Evaluation and Management.** The New England Journal of Medicine, Vol. 313, No. 7, p. 428 – 436, August, 1985.

SANTO, F. D.; LLANOS, S.; M.O., A.; E.S., C.; J.T., L.; O.B., D.; A.G., P.; M.M., G.; E.G., P. **Surgery with computerized virtual reality for the automatic detection of tumors.** Rev Esp Enferm Dig, v. 91(7), p. 472 – 480, July 1999.

SATAVA, R.; JONES, S. **Medical applications of virtual reality**. Capítulo 55 do livro Handbook of Virtual Environment Technology, Lawrence Erlbaum Associates, Inc., February 1999.

SCHIJVEN, M.; JAKIMOWICZ, J. **Virtual reality surgical laparoscopic simulators**. Surg Endosc, v. 17, p. 1943–1950, 2003.

SCHILL, M.; WAGNER, C.; HENNEN, M.; BENDER, H.-J.; MÄNNER, R. **Eyesi** - a simulator for intra-ocular surgery. Proceedings of Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'99), Cambridge, UK, p. 1166 – 1174, September 1999.

SCHNEIDER, U.; PEDRONI, E.; LOMAX, A. **The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning**. Phys. Med. Biol., Vol. 41, pp. 111 – 124, UK, 1996.

SHAPIRO, M.J.; BATANG, E.S. **Needle Aspiration Biopsy of the Thyroid and Parathyroid**. Otolaryngologic Clinics of North America, Vol. 23, No. 2, April, 1990.

SINCLAIR, M.; PEIFER, J.; HALEBLIAN, R.; LUXENBERG, M.; GREEN, K.; HULL, D. **Computer-simulated eye surgery**: a novel teaching method for residents and practitioners. Ophthalmology, v. 102(3), p. 517–521, March 2000.

SOUZA, I.A.; SANCHES JÚNIOR, C.; LOPES, T. T.; BINATTO, M.B.; ZUFFO, M.K. **Direct Volume Rendering of the Visible Human Dataset on a Distributed Multiprojection Immersive Environment**. Anais do VII Symposium On Virtual Reality SVR'2004, Vol. 7, pp. 183-194, São Paulo: 2004.

SOUZA, I.A.; SANCHES JÚNIOR, C. LOPES, T.T.; TRAUTENMULLER, P.; DA ROSA, A.L.M.; ZUFFO, M.K. **Real Time Immersive Visualization and Manipulation of the Visible Human Data Set**. Proceedings of Brazilian Symposium of Bioinformatics, Lecture Notes in Computer Science, Vol. 3594, p. 251-256, São Leopoldo, RS, 2005.

SOUZA, I.A.; ZUFFO, M.K. **Simulador para Treinamento de Biópsia por Agulha de Nódulos da Glândula Tireóide**. Anais do X CBIS – Congresso Brasileiro de Informática em Saúde, ISBN 85-60391-00-2, pp. 98 – 103. Florianópolis: Outubro, 2006.

SOUZA, I.A.; ZUFFO, M.K. **Needle Biopsy Simulator of Thyroid Gland Nodules**. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer, pp. S161-S163, Vol. 2, Supplement 1, June, 2007.

SZÉKELY, G.; SATAVA, R. **Virtual reality in medicine**. British Medical Journal, v. 319, November 1999.

TOLSDORFF, B.; PETERSIK, A.; PFLESSER, B.; POMMERT, A.; TIEDE, U.; LEUWER, R.; HÖHNE, K.H. **Preoperative simulation of bone drilling in temporal bone surgery**. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer, Vol. 2, Supplement 1, June, 2007.

VAN HERLE, A. J.; RICH, P.; LJUNG, B-M. E.; ASHCRAFT, M.W.; SOLOMON, D.H.; KEELER, E.B. **The Thyroid Nodule**. Annals of Internal Medicine, UCLA Conference, 96: 221 – 232, 1982.

WATSON, K.; TEMKIN, B.; HEINRICHS, L.; KRUMMEL, T.M.; GORMAN, P.J. **Development of Stereoscopic-Haptic Virtual Environments**. 12th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems, pp. 29 – 34, 1999.

WEBER, S.; SODIAN, R.; MARKERT, M.; REICHART, B.; DAEBRITZ, S.; LUETH, T.C. **3D printing of anatomical heart models for surgical planning in cardiac surgery**. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer, Vol. 2, Supplement 1, June, 2007.

ZORCOLO, A.; GOBBETTI, E.; ZANETTI, G.; TUVERI, M. **A Volumetric Virtual Environment for Catheter Insertion Simulation**. In 6th Eurographics Workshop on Virtual Environment, June, 2000.

REFERÊNCIAS COMPLEMENTARES

ABSOLUT TECHNOLOGIES. Disponível em <<http://www.abs-tech.com>>. Acesso em: 29 agosto 2007, 2007.

ACR-NEMA. **DICOM** – Strategic Document. Version 7.1 (29 de março de 2007). Disponível em <<http://medical.nema.org/dicom/geninfo/Strategy.pdf>>. Acesso em: 01 de outubro de 2007.

BOA SAÚDE. Informações sobre saúde. Disponível em <<http://boasaude.uol.com.br>>. Acesso em: 10 Maio 2006, 2006.

BOMBEIROS Emergência. Disponível em <<http://www.bombeirosemergencia.com.br/faringe.htm>>. Acesso em: 04 abril 2005, 2005.

CORPO humano. Disponível em <<http://www.corpohumano.hpg.ig.com.br/respiracao/traqueia/traqueia.html>>. Acesso em: 23 março 2005, 2005.

DEDIVITIS, R.A.; GUIMARÃES, A.V. **Patologia cirúrgica da Tireóide**. Collectanea Symposium, Série Medicina & Saúde, Frôntis Editorial, 1^a Edição, Junho, 1999.

DIEHL, L. **Tireóide: Visão Geral**. Portal Endócrino. Disponível em <http://www.portalendocrino.com.br/tireoide_visaogeral.shtml>. Acesso em: 01 fevereiro 2007, 2007.

FREITAS-JR, R. **Punção aspirativa por agulha fina**: Estudo comparativo entre dois diferentes dispositivos para a obtenção da amostra citológica. Tese de Doutorado pela Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Ciências Médicas, 2001.

GERRITSEN, F. A. **Virtual reality in medical imaging for image-guided surgery**. XOOTIC Magazine, p. 31 – 39, Januari 2001.

GREENLEAF, W. **Head and neck tumors**. Baylor College of Medicine. Department of Otorhinolaryngology and Communicative Sciences. Disponível em <<http://www.bcm.tmc.edu/oto/studs/hnt.html>>. Acesso em 23 março 2005, 2005.

GREY, H. **Anatomy of the Human Body**. New York: Bartleby.Com., 2000.

KELLEY, D.J.; KIM, M. **Thyroid, Evaluation of Solitary Thyroid Nodule**. Disponível em <<http://www.emedicine.com/ent/topic541.htm>>. Acesso em: 10 maio 2006, 2006.

KISMET 3D-Simulation Software. Instituto Forschungszentrum Karlsruhe – Alemanha. Disponível em <<http://www-kismet.iai.fzk.de/>>. Acesso em: 30 agosto 2007.

LAYCOCK, S.D.; DAY, A.M.; **Recent Developments and Applications of Haptic Devices**. Computer Graphics Forum, pp. 115-132, Volume 22, no. 2, 2003.

MEDICINA Online Brasil. Disponível em <<http://molbr.vilabol.uol.com.br>>. Acesso em: 23 março 2005, 2005.

MICROSOFT. **About Winsock (Windows)**. Disponível em <<http://msdn2.microsoft.com/en-us/library/ms737523.aspx>>. Acesso em: 13 outubro 2007, 2007.

MIYAZAKI, M. **Future of telemedicine/telehealth/e-health**. Business Briefing: Hospital Engineering and Facilities Management. Disponível em <<http://devserver3.devstudios.com/ettri/admin/PDFs/12.pdf>>. Acesso em 23 março 2005, 2005.

MOLINE, J. **Virtual reality for health care: a survey**. Disponível em <<http://www.psicologia.net/pages/survey.htm>>. Acesso em: 22 março 2005, 2005.

REVIEW of Anatomy: The Neck. Disponível em <<http://www.bcm.edu/oto/studs/anat/neck.html>>. Acesso em: 23 março 2005, 2005.

ROSA, J. C. da. **Glândula Tireóide: funções e disfunções – Diagnóstico e Tratamento**. ESPE: Estudo e Pesquisa Editora Ltda., São Paulo: 1974.

SAITO, O.; CERRI, G. **Ultra-sonografia - Pequenas Partes**. São Paulo: Ed. Sarvier, 1999.

SENSABLE Technologies. Disponível em <<http://www.sensable.com>>. Acesso em: 22 março 2005, 2005.

SHERMAN, W.R.; CRAIG, A.B. **Understanding Virtual Reality: interface, application and design**. Morgan Kaufmann Publishers, 2003.

SINCLAIR, M.; PEIFER, J. **Socially correct virtual reality:** Surgical simulation. Virtual Reality World, p. 64–66, July/August 1994.

SRINIVASAN, M.A. **What is Haptics?** Disponível em: <http://sensable.org/support/phantom_ghost/datafiles/what_is_haptics.pdf>. Acesso em: 08 Novembro 2006, 2006.

STAUBESAND, J. **Sobotta** - Atlas da Anatomia Humana. Volume 1. Rio de Janeiro -RJ: Ed. Guanabara Koogan, 1993.

VISIBLE Human Project. Disponível em <http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html> Acesso em: 10 Maio 2006, 2006.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. **Diagnóstico Diferencial das Massas Cervicais.** Disponível em: <<http://hcnet.usp.br/otorrino/sem63.doc>>. Acesso em: 08 Novembro 2006, 2006.

WARD, W.; SAVAGE, P.; BOLES, C.; KILPATRICK, S. **Fine-needle aspiration biopsy of sarcomas and related tumors.** Cancer Control, v. 8(3), p. 232 – 238, 2001.

WATERWORTH, J. **Virtual reality in medicine:** A survey of the state of art. Disponível em <<http://www.informatik.umu.se/jwworth/medpage.html>>. Acesso em 23 março 2005, 2005.

ANEXOS

A Anatomia do Pescoço

O pescoço é um importante órgão de ligação entre a cabeça e o corpo humanos, sendo passagem de ar e alimento e possuindo uma grande quantidade de nervos e vasos sanguíneos, além da medula espinhal. Em nenhuma outra parte do corpo humano existem tantas estruturas vitais localizadas numa área tão restrita, nem existe qualquer outra parte que contenha estruturas tão representativas de tantos sistemas diferentes, as quais serão descritas a seguir:

A.1. Ossos

O pescoço é composto pela parte superior da coluna vertebral, contendo sete vértebras cervicais, cujas funções são permitir suporte e movimentação para cabeça e pescoço, fornecer informação essencial para equilíbrio e coordenação do corpo e proteger a medula espinhal e seus nervos associados.

O osso hióide é formado por um corpo e quatro asas, duas maiores e duas menores e normalmente não se apresenta articulado com nenhum outro osso (MEDICINA..., 2005). É o local onde se inserem os músculos supra e infra-hióideos e está ligado à sustentação da laringe. O osso hióide e as cartilagens traqueal e laríngea suportam os espaços aerodigestivos.

A.2 Músculos

São inúmeros os músculos existentes no pescoço. Estes músculos funcionam também como ligamentos, conectando o aparelho respiratório ao esterno e o osso hióide à língua, mandíbula e estilóide.

Os esternocleidomastóideos (ECM) são dois músculos da região anterolateral do pescoço, um de cada lado, em toda sua extensão. Eles se inserem distalmente no esterno e na clavícula, ascendem até a inserção na apófise mastóide do osso temporal. Exercem importantes funções na movimentação e postura da cabeça e pescoço entre si em relação ao tronco. Estes músculos dividem o pescoço em triângulos posterior e anterior, cada um com múltiplos triângulos menores, como mostra a Figura 60. Em geral, cada triângulo contém um conjunto de músculos, vasos sanguíneos e linfáticos, nervos e linfonodos.

Figura 60: Divisão anatômica do pescoço

1. Triângulo posterior do pescoço

Possui um maior número de músculos e é limitado posteriormente pelo músculo trapézio, anteriormente pelos músculos ECM e inferiormente pela clavícula. Camadas da fáscia {tecido conectivo que envolve nervos, ossos, artérias, veias e ductos assim como os músculos e é o maior organizador do corpo, conectando e separando toda e qualquer estrutura do corpo e organizando os músculos em unidades funcionais) formam o ápice e a base do triângulo, sendo cruzado pelo ventre inferior do músculo omo-hióideo (Figura 60), dividindo este triângulo em duas pequenas áreas (REVIEW..., 2005):

- Triângulo occipital: formado pelo ventre inferior do omo-hióideo, clavícula e ECM.
- Triângulo supraclavicular ou subclávio: formado pelo ventre inferior do omo-hióideo, trapézio e ECM.

2. Triângulo anterior do pescoço

É limitado lateralmente pelos músculos ECMs, superiormente pela mandíbula e medialmente pela linha média do pescoço. É cruzado pelos músculos digástrico, estilo-hióideo e ventre superior do omo-hióideo e, dependendo destes músculos, pode ser subdividido em quatro triângulos menores:

- Triângulo carotídeo: circundado pelo ventre posterior do músculo digástrico, o ventre superior do omo-hióideo e porção mediana do ECM.
- Triângulo submandibular: formado pela margem inferior da mandíbula, pelos dois ventres do digástrico, o complexo digástrico-estilohióideo e milohióideo.
- Triângulo Submental: limitado pelo corpo do osso hióide, pelo ventre anterior do digástrico e pela linha mediana anterior do pescoço.
- Triângulo muscular: limitado pelo ventre superior do omo-hióideo, borda anterior do ECM e a linha mediana do pescoço.

O trapézio é um músculo que se localiza na parte posterior do pescoço, que tem a forma de um triângulo e se dirige desde o occipital até a 12ª vértebra torácica e se liga na parte superior e lateral da clavícula, no acrômio e na espinha da escápula.

Platisma é uma faixa muscular que se estende na parte anterolateral do pescoço e localiza-se na tela subcutânea, isto é, superficial à fáscia cervical. Está ligado à fáscia e à pele. Insere-se na borda inferior da mandíbula e sobre os músculos ao redor da boca. Ele é innervado pelo ramo cervical do nervo facial. Sua função é diminuir a pressão sobre as estruturas abaixo dele, evitando que se forme uma concavidade na região lateral e anterior do pescoço.

Os músculos escalenos elevam a 1ª e 2ª costelas (músculos da inspiração), dobram e rodam lateralmente a coluna vertebral (porção cervical). São eles:

- Anterior: é totalmente coberto pelo ECM com origem nos tubérculos anteriores dos processos transversos das 3a à 6a vértebras cervicais e inserindo-se no tubérculo escaleno da borda interna da 1a costela.
- Médio: origina-se dos tubérculos posteriores dos processos transversos das últimas seis vértebras cervicais e insere-se na superfície superior da 1a costela.
- Posterior: em geral é ausente ou fundido com o médio. Origina-se dos tubérculos posteriores dos processos transversos da 4a a 6a vértebras cervicais inserindo-se na face externa da 2a costela.

Os músculos pré-vertebrais curvam a coluna vertebral cervical ou a cabeça para frente e, unilateralmente, inclinam e rodam a cabeça para o mesmo lado. São ativos durante a fala, a tosse e a deglutição. Juntos com ECM, atuam como antagonistas dos músculos profundos do dorso. Os músculos pré-vertebrais são:

- Longo da cabeça: origina-se nos processos transversos da 3a a 6a vértebras cervicais e insere-se na superfície inferior da parte basilar do osso occipital.
- Longo do pescoço: consiste em um fascículo vertical que se estende dos corpos três primeiras vértebras torácicas e três últimas cervicais aos corpos da 2a a 4a vértebras cervicais; e em fascículos oblíquos superior e inferior. Os fascículos oblíquos superiores correm dos tubérculos anteriores dos processos transversos da 3a a 5a vértebras cervicais até ao arco anterior do atlas; os inferiores vão desde a face lateral dos corpos das primeiras duas ou três vértebras torácicas até os tubérculos anteriores dos processos transversos, principalmente da 6a vértebra cervical.

Os músculos supra-hióideos conectam o osso hióide ao crânio. São eles:

- Digástrico: é dividido em dois ventres por um tendão intermediário, passa adiante do mastóide, conecta-se ao hióide e depois ascende à mandíbula anterior. Possui funções de abrir a boca e elevar (fixar) o osso hióide.
- Estilo-hióideo (estiloioídeo): é um músculo delgado perfurado pelo tendão intermediário do digástrico. Origina-se atrás do processo estilóide (osso temporal) e se

insere na junção da asa maior com o corpo do osso hióide. Fixa o osso hióide puxando-o para trás durante a deglutição.

- Milo-hióideo (miloioídeo): localiza-se acima do ventre anterior do digástrico e os músculos dos dois lados são unidos por uma rafe na linha mediana. Originam-se da linha miloióidea na superfície interna da mandíbula e ambos, juntos, formam uma lâmina (diafragma muscular) de lado a lado no arco da mandíbula, sustentando a língua. Insere-se na rafe milo-hióidea e corpo do osso hióide. Eleva o assoalho da boca ao engolir, abaixa a mandíbula e eleva o osso hióide.
- Genio-hióideo (genioioídeo): Situa-se acima do miloióideo e confina diretamente com os músculos da língua. Origina-se do tubérculo mental (mandíbula) e se insere na face anterior do corpo do osso hióide. Os músculos dos dois lados ficam juntos com um septo mediano entre eles. Ajuda o miloióideo na elevação da língua, eleva e fixa o osso hióideo e abaixa a mandíbula.

Enfim, os músculos infra-hióideos deprimem a laringe e o osso hióideo depois que foram elevados com a faringe na deglutição. Indiretamente fletem a cabeça e as articulações cervicais. Ajudam na inspiração (puxam o esterno cranialmente na inspiração):

- Esterno-hióideo (esternoióideo): origina-se na parte interna do manúbrio do esterno e articulação esternoclavicular e vai até a borda inferior do corpo do osso hióide.
- Omo-hióideo (omoioídeo): é um músculo pequeno que forma um ângulo de 90 graus com o ECM, indo do hióide à escápula. É formado por dois ventres carnosos unidos por um tendão central ligado à carótida.
- Esternotireóideo: situa-se sob o esternoióideo. Origina-se na face interna da 1ª cartilagem costal e manúbrio do esterno e insere-se face externa da cartilagem tireóide, oposto à origem do músculo tíreo-hióideo. Frequentemente tem uma interseção tendinosa transversal.
- Tíreo-hióideo (tireoióideo): são dois ventres carnosos unidos por um tendão central ligado à bainha da carótida e pode ser considerado uma continuação superior do

esternotireóideo. Origina-se na face externa da cartilagem tireóide e insere-se na borda inferior do corno maior do osso hióide.

É importante realçar que órgãos como a faringe e laringe possuem seu próprio conjunto de músculos, cada um tendo uma função particular específica de acordo com sua localização.

A Figura 61 ilustra a maioria dos músculos acima descritos. Outros podem ser visualizados nas Figuras 62, 63 e 64.

Figura 61: Musculatura do pescoço e assoalho da boca, vista posterior (STAUBESAND, 1993)

A.3 Nervos

O pescoço contém algumas das ramificações dos nervos craniais, assim como raízes cervicais.

1. Nervos craniais:

- Faciais (VII): o ramo mandibular desce para o pescoço na fáscia cobrindo a glândula submandibular. Em complemento com os músculos da expressão facial, ramos de nervos faciais inervam o platisma, o estiloíóideo e o ventre posterior do digástrico.
- Nervo glossofaríngeo (IX): emerge do bulbo e repousa sobre o tubérculo jugular do osso occipital, passando através da parte média do forame jugular, onde apresenta 2 gânglios, um superior (jugular) e um inferior (petroso). O nervo passa então entre a veia jugular interna e a artéria carótida interna, inervando principalmente as papilas gustativas no terço posterior da língua. Ramifica-se em nervos timpânico, comunicante, faríngeo, tonsilares, linguais, motor para o músculo estiloíóideo e ramo para o seio carotídeo.
- Nervo vago: tem uma extensa distribuição na cabeça, pescoço, tórax e abdome. Emerge do forame jugular e viaja dentro da bainha da carótida interna e depois da comum, próximo da veia jugular interna. No forame apresenta um gânglio superior (jugular) e um inferior (nodoso) e apresentam numerosas conexões com nervos cranianos, nervos cervicais e com o simpático. Suas ramificações são ramos meníngeo, auricular, faríngeos, laríngeo superior, depressores, cardíacos e laríngeo recorrente.
- Nervo acessório espinal: Supre o trapézio e ECM. É formado pela união de duas raízes, sendo uma craniana e a outra espinal. As raízes cranianas saem pelo forame jugular, próximo à bainha carotídea. Já as espinais formam um tronco que sobe pela medula espinal, ascendem pelo forame magno no espaço subaracnóideo e junta-se à raiz craniana. As porções, após passarem pelo forame jugular onde trocam fibras e se unem por uma curta distância, se separam. A raiz craniana se junta ao nervo vago e

com ele se distribui, enquanto a espinhal vai em direção posterior e inferior e se distribui ao trapézio e ECM.

- Nervo hipoglosso: É o principal nervo motor da língua, innervando os seus músculos. Sai do crânio por seu canal próprio, corre para baixo na bainha da carótida, depois se curva superficialmente à carótida ao nível da artéria occipital para atingir a língua.

2. Nervos cervicais (Figura 62):

O plexo cervical localiza-se na frente do levantador da escápula e do escaleno médio e é coberto pela veia jugular interna e pelo ECM. O plexo está disposto numa série irregular de alças, das quais surgem os ramos. Esta disposição resulta no suprimento cutâneo por mais de um nervo espinhal. Os ramos suprem a pele da cabeça, do pescoço, do ombro e, também certos músculos do pescoço e o diafragma (MEDICINA..., 2005).

- Ramos superficiais, de acordo com a Universidade de São Paulo (2005):
 - Nervo occipital menor: : faz a volta em torno do nervo acessório, ascende ao longo da borda posterior do esternocleidomastóideo, corre atrás da orelha e inerva a pele da face lateral da cabeça e da superfície craniana da orelha.
 - Nervo auricular magno: passa em torno da borda posterior do ECM e ascende obliquamente através deste músculo até a glândula parótida, onde se divide para inervar a pele sobre a glândula e sobre o processo mastóideo, juntamente com a superfície da orelha.
 - Nervo transverso do pescoço: passa em torno do ponto médio da borda posterior do ECM e cruza este músculo profundamente ao platisma. Ele se divide em ramos que inervam a pele lateral e anterior do pescoço.
 - Nervos supraclaviculares: emergem como um tronco comum abaixo da borda posterior do ECM. O tronco divide-se em nervos supraclaviculares anterior, médio e posterior, que descem cruzando a clavícula superficialmente, innervando a pele do ombro até o plano mediano.
- Ramos profundos, de acordo com Medicina Online Brasil (2005):

- Para o ECM
- Para o trapézio
- Para músculos pré-vertebrais
- Para músculos infra-hióideos pela alça cervical (exceto tireóideo): a alça cervical é uma alça situada na superfície da bainha carótidea. Apresenta uma raiz superior (ramo descendente do nervo hipoglosso) que a liga com o hipoglosso e uma raiz inferior (nervo cervical ascendente). A região inferior passa lateralmente com relação à veia jugular interna. A alça e suas raízes inervam os músculos infra-hióideos, com exceção do tireóideo, que recebe suas fibras diretamente do nervo hipoglosso.
- Para o diafragma pelo nervo frênico: o nervo frênico inerva o diafragma e as membranas serosas do tórax e abdome. Origina-se, principalmente do 4o nervo cervical. Normalmente tem 2 raízes de origem, uma principal do 4o e uma raiz acessória do 5º nervo cervical. Ocasionalmente, pode ter uma do 3o nervo. O nervo frênico é formado na borda lateral do músculo escaleno anterior. Corre verticalmente para baixo, cruzando a frente desse músculo, é coberto pela veia jugular interna e pelo ECM.

A.4 Artérias

As artérias carótidas são vasos sangüíneos que levam sangue arterial do coração para o cérebro. Cada indivíduo tem duas artérias carótidas. Elas têm sua origem no tórax (arco aórtico); passam através do pescoço, uma de cada lado, até alcançar o crânio.

As artérias carótidas comum direita e esquerda são as principais artérias do pescoço e cabeça. Cada uma se divide ao nível da 4ª vértebra cervical em carótida externa, que supre as estruturas do crânio, da face e da maior parte do pescoço e carótida interna, que supre as estruturas dentro da cavidade craniana e da órbita. Além dessas duas importantes artérias, existem duas artérias menores na parte posterior do pescoço que também levam sangue para o cérebro: as artérias vertebrais.

Figura 62: Ramos cutâneos e musculares do plexo cervical e vasos sangüíneos superficiais (STAUBESAND, 1993)

A artéria carótida comum direita tem origem na divisão do tronco arterial braquiocéfálico, enquanto a esquerda é ramo do arco aórtico. A esquerda, portanto, tem uma porção torácica antes de alcançar o pescoço atrás da articulação esternoclavicular esquerda.

O tamanho da carótida externa diminui rapidamente durante seu curso no pescoço, devido ao número e tamanho de suas ramificações. Que são:

- Artéria tireóidea superior: origina-se da frente da carótida externa, abaixo do nível da ponta da asa maior do osso hióide, onde é coberta pelo ECM e termina na glândula tireóide. De sua origem, corre para cima e numa curta distância adiante no triângulo carotídeo, onde é coberta pela pele, platisma e fâscia, passando então profundamente com relação ao omoióideo, esternoióideo e esternotireóideo. Além das artérias distribuídas aos músculos e à glândula tireóide, suas ramificações são: infra-hióidea, esternocleidomastóidea, laríngea superior e cricotireóidea.
- Artéria lingual: tem início na parte posterior da carótida externa e 5mm acima da ponta do corno maior do osso hióide e depois passa pelo nervo hipoglossal, pelo estiloíóideo e pelo ventre posterior do músculo digástrico. Ramifica-se em hióide, sublingual, lingual dorsal, lingual profunda.
- Artéria facial: também se origina na frente da carótida externa, normalmente em comum com a lingual, formando o tronco linguofacial. Sobe no triângulo carotídeo e entra no sulco sobre a borda posterior da glândula submandibular. Termina-se no ângulo medial do olho. Seu curso pode ser considerado em 2 partes: cervical (artéria palatina ascendente, ramo tonsilar, ramos glandulares e artéria submental) e facial (artéria labial inferior, artéria labial superior, ramo nasal lateral e artéria angular).
- Artéria occipital: origina-se na parte posterior da carótida externa, perto da borda inferior do ventre posterior do músculo digástrico, e termina na parte posterior do escalpo. Ramifica-se em muscular, esternocleidomastóidea, auricular, meníngea e descendente.
- Artéria auricular posterior: é pequena e tem início no dorso da artéria carótida externa, imediatamente acima dos músculos digástrico e estiloíóideo. Termina entre o processo mastóide e a cartilagem da orelha, dividindo-se em ramos auricular e occipital. Além destas duas e das várias ramificações glandulares, também origina o ramo estilomastóide.

- Artéria faríngea ascendente: é um pequeno vaso que se origina do lado medial da parte inferior da carótida externa, ascende verticalmente entre o lado da faringe e a artéria carótida interna até a superfície inferior ao crânio. Os ramos faríngeos ascendentes são irregulares e inconstantes, seguindo para faringe, músculos pré-vertebrais, ouvido interno e meninges.

A artéria carótida interna começa ao nível da borda superior da lâmina da cartilagem cricóide. Entra no crânio através do canal carotídeo no osso temporal e termina na fossa craniana média, dividindo-se nas artérias cerebrais anterior e média.

O seio carotídeo é uma dilatação, em forma de fusão, da carótida interna. A parede do seio carotídeo contém pressorreceptores que são estimulados por alterações na pressão sanguínea (MEDICINA..., 2005). O corpo carotídeo é uma pequena estrutura que se situa no ângulo da bifurcação da artéria carótida comum.

É parcialmente coberta pelo ECM, cruzada pelo nervo hipoglosso e artérias auricular posterior e occipital e é profunda em relação ao ventre posterior dos músculos digástrico e estiloiídeo. Seu curso pode ser considerado em 4 partes: cervical, petrosa, cavernosa e cerebral. Não existem ramificações da carótida interna no pescoço.

A Figura 63 mostra a camada profunda dos nervos e artérias do lado esquerdo do pescoço.

A.1.5 Veias

As veias do pescoço que devolvem o sangue da cabeça e do pescoço são:

- Veia jugular externa: localiza-se sobre a fáscia cervical, sobre o ECM e abaixo do platisma, e é a responsável por drenar parte do sangue do couro cabeludo e da face (Figura 64). É formada por 2 pares de válvulas, um na entrada de sua comunicação com a veia subclávia e outro mais ou menos 4cm acima da clavícula (REVIEW..., 2005). Geralmente, a porção da veia entre os dois pares de válvulas é dilatada e é chamada de sinus.
- Veia jugular interna: é a maior e mais importante veia do pescoço, pois é a responsável pela drenagem do encéfalo e da caixa craniana. Situa-se na porção

anterolateral à artéria carótida comum e está separada parcialmente dela, pela traquéia, e em seguida, pela glândula tireóide, laringe e faringe. Inicia ao passar pelo forame jugular na base do crânio, apresenta dilatações no seu início e final, denominadas bulbos superior e inferior, respectivamente. Ela é profunda ao músculo ECM e tem como relações a artéria carótida comum e externa, além do nervo vago. Vale destacar (MEDICINA..., 2005) que a jugular interna pode apresentar pulsação, já que está próxima à aurícula direita do coração. Apresenta na maioria dos casos 6 tributárias: seio petroso inferior, veias faríngeas, veia facial, veia lingual e veia tireóidea superior e média. É uma continuação do seio sigmóide.

- Veia jugular anterior: tem início perto do osso hióide pela confluência de várias veias superficiais da região sub-maxilar, dirige-se para baixo na parte anterior do pescoço até 1 ou 2 dedos do esterno, onde gira transversalmente drenando para a jugular interna.
- Veias vertebrais: são duas veias formadas no triângulo occipital que acompanham a artéria vertebral e um plexo simpático e percorrem os forames transversos das cinco ou seis primeiras vértebras cervicais, onde giram anteriormente drenando para um ramo posterior do tronco braquiocefálico. Unem-se a veias pequenas dos músculos profundos na parte superior da porção posterior do pescoço, e formam uma veia que entra no forame no processo transversal do atlas, e desce, formando um plexo denso em volta da artéria vertebral.

As veias descritas acima estão ilustradas na Figura 64.

Figura 63: Camada profunda dos nervos e artérias do lado esquerdo do pescoço (STAUBESAND, 1993)

Figura 64: Veias superficiais da região anterior do pescoço (STAUBESAND, 1993)

A.6 Coluna visceral

É formada pela faringe, laringe, traquéia e esôfago (Figura 65).

Figura 65: Secção sagital paramediana através da face, cabeça e pescoço (STAUBESAND, 1993)

- **Faringe:**

É um conduto músculo-membranoso comum aos sistemas digestivo e respiratório que está em contato com a laringe e se comunica com a boca, as fossas nasais, os ouvidos e o esôfago. Estende-se da base do crânio à borda inferior da cartilagem cricóide, continuando pelo

esôfago. O ar inspirado pelas narinas ou pela boca passa necessariamente pela faringe, que o conduz até a laringe. Constitui a passagem dos alimentos em direção ao esôfago.

A faringe (ou garganta) divide-se em três partes: faringe superior (nasofaringe ou rinofaringe); faringe bucal (orofaringe); faringe inferior (hipofaringe, laringofaringe ou faringe esofagiana), como mostra a Figura 66.

Figura 66: Divisão anatômica da faringe (BOMBEIROS..., 2005)

- **Laringe:**

A laringe é um curto canal que se encontra no pescoço adiante do esôfago, sustentado por peças de cartilagem articuladas (Figura 67). Tem origem acima pela faringe e é continuada embaixo pela traquéia. O pomo-de-adão, que aparece como uma saliência na parte anterior do pescoço, logo abaixo do queixo, é uma das peças cartilaginosas da laringe.

Figura 67: Vias de acesso do ar nos pulmões: 1)Laringe; 2)Traquéia; 3)Brônquio esquerdo; 4)Brônquio direito (CORPO..., 2005)

A entrada da laringe é chamada glote. Acima dela existe uma espécie de "lingüeta" de cartilagem, denominada epiglote, que funciona como uma válvula. Quando engolimos, a laringe sobe, e sua entrada é fechada pela epiglote de modo a impedir que o alimento engolido penetre nas vias respiratórias. A laringe é unida por meio de ligamentos ao osso hióide, situado na base da língua.

A função da laringe não é só dar passagem ao ar que se dirige aos pulmões ou que deles sai, mas também de emitir a voz. Tal tarefa é desempenhada pelas cordas vocais que se acham no interior do canal laríngeo. As cordas vocais são constituídas por duas pregas músculo-membranosas dispostas horizontalmente, e que fecham em parte o canal laríngeo. A vibração que o ar procedente dos pulmões provoca neste par de cordas, produz a formação de sons, amplificados pela natureza ressonante da laringe. Os sons produzidos na laringe são modificados pela ação da faringe, da boca, da língua e do nariz, o que nos permite articular palavras e diversos sons.

- **Traquéia:**

A traquéia é uma parte do aparelho respiratório, localizada no pescoço, que se estende à laringe. É conduto músculo-membranoso, na forma de um cilindro, cujas paredes são reforçadas por anéis cartilagosos, apresentando uma seqüência de relevos e de depressões unidos entre si por tecido fibroso.

Aproximadamente a metade da traquéia está no pescoço e a outra metade no tórax, e termina ao nível do esterno, dividindo-se em dois brônquios, como mostra a Figura 67. Estes são dois tubos curtos, também reforçados por anéis de cartilagem, que conduzem o ar aos pulmões.

A traquéia está destinada unicamente à passagem do ar (CORPO, 2005). A sua porção cervical pode ser sede de uma conhecida intervenção cirúrgica chamada traqueotomia.

Esta operação tem a finalidade de restabelecer a passagem do ar quando as vias respiratórias estão obstruídas ao nível da laringe. A traquéia e os brônquios estão revestidos no seu interior por uma mucosa, cujas células têm a característica de serem ciliadas, que se opõem à entrada de eventuais partículas estranhas. Estas são expulsas das vias respiratórias pela tosse. A laringe e faringe estão juntas, mas cada uma tem uma função especial. A laringe permite a passagem de ar para os pulmões e a faringe a passagem de alimentos para o esôfago.

- **Esôfago:**

O esôfago é um canal muscular situado na linha mediana, na frente da coluna vertebral, que recebe os alimentos e os conduz ao estômago. É a parte mais estreita do tubo digestivo.

Ao entrar os alimentos pelo esôfago, os músculos começam a realizar uma série de contrações muito suaves chamadas movimentos peristálticos, que vão empurrando o bolo alimentar até o estômago. No extremo do esôfago, existe uma válvula que funciona como um esfíncter, que é um músculo que se abre e fecha para permitir a passagem do bolo alimentar pouco a pouco ao estômago. Esta válvula se chama cárdia (Figura 68).

Figura 68: Anatomia da coluna visceral (CORPO..., 2005)

A.7 Glândulas paratireóides

Existem quatro glândulas paratireóideas, duas de cada lado, localizadas imediatamente por trás de cada um dos pólos superiores e inferiores da tireóide. Cada glândula paratireóidea tem aproximadamente 6mm de comprimento, 3mm de largura e 2mm de espessura, com o aspecto macroscópico de um tecido adiposo marrom-escuro, por esta razão, as glândulas paratireóideas são de difícil visualização.

Têm a função de regular o metabolismo de cálcio e fósforo e, conseqüentemente têm importante ação na formação e manutenção de todas as estruturas ósseas do corpo humano.

A.8 Vasos linfáticos

Os linfonodos, também conhecidos como glândulas linfáticas, são órgãos de filtração situados em intervalos variados ao longo dos vasos linfáticos, interrompendo, dessa forma, seus trajetos. Em pontos específicos, podem estar agrupados (como na cabeça, pescoço, axila, hilo do pulmão, mesentério e região inguinal), enquanto outras regiões (como nos membros) podem ser

privadas de linfonodos ou podem ter apenas poucos deles. Estes grupos e as áreas que drenam são particularmente importantes quando localizando e analisando uma massa cervical ou possível malignidade.

A classificação dos linfonodos não é consensual, havendo duas mais utilizadas:

1. Segundo Chammas et al. (2004), os glânglios linfáticos cervicais podem ser divididos em seis grupos de acordo com as áreas anatômicas definidas na Figura 69:
 - Nível I - Entre o osso hióide e o músculo milo-hióideo. Subdividido em IA (entre os ventres anteriores do m. digástrico) e IB (pósterio-lateral ao IA).
 - Nível II - Da base do crânio à borda inferior do osso hióide, posteriormente à glândula submandibular, anteriormente ao músculo ECM e acima do bulbo carotídeo. Subdividido em IIA (anterior, lateral, medial ou posterior à veia jugular interna) e IIB (posterior à veia jugular interna, com plano gorduroso).
 - Nível III - Da margem inferior do osso hióide à margem inferior da cartilagem cricóide, anteriormente ao músculo ECM; ou seja, do bulbo carotídeo ao istmo da tireóide, e anterior ao músculo ECM.
 - Nível IV - Da margem inferior da cartilagem cricóide (istmo da tireóide) à clavícula, lateralmente às artérias carótidas.
 - Nível V - Posteriormente ao músculo ECM, da base do crânio à clavícula. Subdividido em VA (da base do crânio ao istmo da tireóide) e VB (do istmo da tireóide à clavícula).
 - Nível VI - Entre as artérias carótidas, do osso hióide ao manúbrio esternal (regiões pré e paratraqueais, do bulbo carotídeo à fúrcula esternal).
 - Nível VII - Entre as artérias carótidas, abaixo do topo do manúbrio (mediastinal - difícil acesso ultra-sonográfico).

Figura 69: Divisão dos linfonodos segundo (CHAMMAS et al. , 2004)

2. De acordo com Grey (2000), os linfonodos do pescoço englobam os seguintes grupos (Figura 70):
 - Linfonodos submandibulares: são de três a seis e estão localizados abaixo do corpo da mandíbula no triângulo submandibular, e descansa na face superficial da glândula salival submandibular. Seus aferentes drenam a junção medial da pálpebra, a bochecha, a lateral do nariz, o lábio superior, a parte lateral do lábio inferior, a gengiva e a parte anterior da ponta da língua; seus eferentes passam às glândulas cervicais profundas superiores.
 - Linfonodos submentais ou supra-hióides: estão situados entre os ventres anteriores do digástrico. Seus aferentes drenam as porções centrais do lábio inferior e assoalho da boca e ponta da língua; seus eferentes passam parcialmente às glândulas submandibulares e parcialmente à glândula do grupo cervical profundo situado na veia jugular interna ao nível da cartilagem cricóide.

- Linfonodos cervicais superficiais: encontram-se no triângulo posterior, ao lado do trajeto da veia jugular externa e no triângulo anterior ao longo da veia jugular anterior. Os tecidos superficiais do pescoço drenam para os linfonodos occipital, submandibular, submental e cervical profundo.
- Linfonodos cervicais anteriores: formam um grupo inconstante e irregular na frente da laringe e da traquéia. Podem se dividir em conjunto superficial, localizado na veia jugular anterior e conjunto profundo, que é subdividido em prelaríngeo (no ligamento cricóide do meio) e pré-traqueal (na frente da traquéia). Este grupo profundo drena a parte inferior da laringe, da glândula tireóide, e da parte superior da traquéia.
- Linfonodos cervicais profundos: são numerosos e grandes. Incluem vários grupos, sendo o principal uma cadeia ao longo da veia jugular interna coberta, em sua maior parte, pelo ECM. São descritos em dois grupos: superior, localizado abaixo do ECM bem próximo ao nervo acessório, veia jugular interna e algumas glândulas que os circundam; inferior, estendido além da margem posterior do ECM no triângulo subclavicular, onde estão próximos ao plexo braquial e veia subclávica.

Figura 70: Linfonodos e trajeto dos vasos linfáticos da cabeça e pescoço (STAUBESAND, 1993).

B Doenças da Glândula Tireóide

Cerca de 10% das mulheres acima de 40 anos e em torno de 20% das que têm acima de 60 anos manifestam algum problema na tireóide. Algumas estatísticas demonstram que 1 em cada 5 mulheres que procuram seus ginecologistas para iniciar a terapia de reposição hormonal apresenta, na verdade, problemas tireoideanos (BOA SAÚDE..., 2006).

B.1 Anomalias Funcionais da Glândula Tireóide

B.1.1 Hipertireoidismo

O hipertireoidismo ou tireotoxicose é uma condição caracterizada pelo aumento da secreção dos hormônios da tireóide e pode originar-se de várias causas. Em sua forma mais leve, pode não apresentar sintomas facilmente reconhecíveis ou apenas cursar com sintomas inespecíficos, como sensação de desconforto e fraqueza. Mas o hipertireoidismo pode ser uma doença grave e séria e até mesmo colocar em risco a vida da pessoa.

B.1.2 Hipotireoidismo

O hipotireoidismo – tireóide pouco ativa – ocorre quando a glândula tireóide não produz quantidade suficiente dos seus hormônios. Pode potencialmente afetar o funcionamento de todo o corpo. A taxa de funcionamento normal do corpo diminui causando lentidão mental e física. Os principais fatores de risco são idade superior a 50 anos, sexo feminino, obesidade, cirurgia de retirada da tireóide e exposição prolongada a radiação.

B.1.3 Bócio

É o aumento da glândula tireóide de origem não inflamatória ou neoplásica. É popularmente conhecido como papo e possui bastante colóide. Pode ser:

- Difuso: envolve toda a tireóide, não possuindo nódulos. Pode ser tóxico ou simples, conforme a presença ou ausência de excesso de liberação de tiroxina, o hormônio da tireóide.
- Nodular: nódulos são porções circunscritas de tecido tireóideo de aspecto, consistência e caracteres histológicos diferentes do tecido não nodular vizinho, do qual é separado (assim como de outros nódulos) por faixas de adensamento do tecido conjuntivo, formando cápsula irregular e por vezes, incompleta (ROSA, 1974). Pode ser uninodular ou multinodular, conforme o número de nódulos e tóxico ou simples.

B.1.4 Tireoidite

É a inflamação da glândula tireóide, podendo ser classificada em:

- Aguda: doença inflamatória rara, geralmente de etiologia bacteriana.
- Subaguda (de Quervain): é de origem provavelmente viral e costuma acometer geralmente mulheres. Não tem causa conhecida e é caracterizada por inflamação importante da tireóide, que resulta em um aumento doloroso da glândula e na liberação de grandes quantidades de hormônio no sangue.
- Crônica (T. de Hashimoto, T. auto-imune): é de grande importância prática devido à sua grande prevalência particularmente nas populações com alta ingestão de iodo. O quadro clínico varia desde um pequeno bócio com função glandular normal ao outro extremo de quadros graves de hipotireoidismo. Os sintomas são os decorrentes da função tireóidea alterada. O sinal principal é a presença de um bócio indolor. Menos freqüentemente pode haver um quadro clínico inicial de tireotoxicose. Ela incide preferentemente no período pós parto.
- Tireoidite de Riedel: é de etiologia desconhecida e caracteriza-se por fibrose extensa.

B.1.5 Nódulos Tireoideanos

Os nódulos podem ser caracterizados de várias formas. Podem possuir contornos regulares ou irregulares, conter ou não calcificações e podem ser causados pelo crescimento excessivo de algumas células (formando nódulos sólidos) ou pelo acúmulo de líquido no interior da tireóide (formando cistos, ou nódulos císticos). Podem ser únicos ou múltiplos, apresentando maior probabilidade de serem cancerosos quando é detectada a presença de apenas um nódulo ao invés de vários.

B.1.5.1 Cistos Tireoideanos

Não são incomuns, consistindo de 15 a 20% de todos os nódulos da tireóide. Raramente indicam doenças malignas (menos de 1%), porém há risco aumentado quando sua dimensão ultrapassa 3 (três) cm. Podem ser muito tensos e duros.

Biópsia aspirativa surgiu como uma técnica ideal para esse tipo de nódulo, podendo encontrar a cura sem a necessidade do procedimento cirúrgico e também identificando-o como benigno ou maligno. Aspirando o conteúdo do cisto, o mesmo deve ser esvaziado o mais completo possível, diminuindo seu tamanho e em certos casos até desaparecendo. Os cistos pequenos (menor que 4 centímetros) podem ser aspirados, enquanto a excisão cirúrgica é sugerida para os cistos maiores que 4 (quatro) centímetros ou que recuam posteriormente, pois ambos podem ser associados como um grande risco de câncer (GHARIB; GOELLNER, 1993).

B.1.5.2 Adenomas da Tireóide

Constituem proliferação benigna do parênquima glandular contido por uma cápsula fibrosa (tecido homogêneo distinto dentro da cápsula), na qual se localizam os vasos sanguíneos que se dirigem para o centro da lesão. Um adenoma normal tem folículos de tamanho normal cheios de colóide. Histologicamente, estão divididos em folicular e papilífero, sendo os primeiros mais comuns (SAITO; CERRI, 1999).

- Folicular: surgem a partir dos epitélios foliculares dentro da glândula tireóide (KELLEY; KIM, 2006). São mais comuns que os não-foliculares e são tipicamente tumores homogêneos, solitários e encapsulados, histologicamente

distintos dos tecidos tireóideos adjacentes. O padrão citológico folicular de um nódulo, obtido através da punção por agulha fina, não pode determinar a natureza benigna ou maligna da lesão, sendo necessária para tanto a remoção cirúrgica (SAITO; CERRI, 1999).

- Não folicular: são os tipos menos comuns de adenomas tireoideanos.

B.1.5.3 Tumores Malignos

São os tumores mais freqüentes da tireóide. A aparição de um novo nódulo e o rápido crescimento de um nódulo existente são sintomas freqüentes em pacientes apresentando uma lesão maligna (ROJESKI; GHARIB, 1985).

Um nódulo tem maior chance de ser canceroso (maligno) quando apresenta uma ou (principalmente) várias das características abaixo (DIEHL, 2006):

- crescimento rápido (semanas – poucos meses);
- consistência sólida, firme, endurecida;
- provoca dificuldade para engolir ou para respirar;
- pouco móvel, ou fixo;
- provoca rouquidão com muita freqüência;
- dor local importante;
- presença de gânglios linfáticos (linfonodos) aumentados e endurecidos no pescoço;
- história de irradiação na região do pescoço, por qualquer motivo;
- outros membros da família já apresentaram câncer da tireóide.

De acordo com Saito e Cerri (1999) e Van Herle et al. (1982), podem ser classificados como mostra a Figura 71.

Figura 71: Classificação dos Tumores Malignos

- **Carcinoma Papilífero:**

Representa cerca de 80 a 90% dos tumores da tireóide e possui crescimento muito lento e por esta razão é pouco agressivo. Pode incidir em qualquer idade, com prevalência no sexo feminino, adolescentes e adultos mais jovens e pico de incidência entre 30 e 50 anos de idade. Sua ocorrência está associada à radiação ionizante e à dieta rica em iodo. Pode apresentar dimensões normais ou aumentadas, ter aparência cística ou hemorrágica ou mesmo conter calcificações. Consistem de pouco ou nenhum colóide, sendo normalmente sólidos.

Os nódulos que possuem menos de 2 cm de diâmetro são removidos juntamente com o tecido tireoideano circunjacente, embora alguns especialistas recomendem a remoção de toda a glândula. Quase sempre a cirurgia cura esses pequenos cânceres. Como o câncer papilífero pode responder ao hormônio estimulante da tireóide, são administradas doses suficientemente elevadas para suprimir a secreção do hormônio estimulante da tireóide e para auxiliar na prevenção da recorrência. O câncer papilar é quase sempre curado.

- **Carcinoma Folicular:**

O câncer folicular é o segundo tumor mais freqüente da tireóide, representa aproximadamente 15% de todos os cânceres de tireóide e é mais comum entre os indivíduos idosos. O câncer folicular também é mais comum em mulheres que em homens. No entanto, assim como no câncer papilar, um nódulo em um homem apresenta maior probabilidade de ser canceroso e consistem de pouco ou nenhum colóide.

Habitualmente, não apresenta microcalcificações ou metástases para linfonodos cervicais. Seno assim, seu diagnóstico é um dos mais difíceis dentre os tumores malignos.

Muito mais agressivo que o câncer papilar, o câncer folicular tende a propagar-se através da corrente sangüínea, disseminando células cancerosas a várias partes do corpo (metástases).

Na forma minimamente invasiva, o tumor apresenta uma cápsula e, somente à histologia, pode-se fazer o diagnóstico de invasão da cápsula por vasos sanguíneos, sendo essa a única característica que o diferencia do adenoma folicular

O tratamento do câncer folicular exige a remoção do máximo possível da tireóide e a subsequente destruição do tecido tireoideano remanescente, incluindo as metástases, com iodo radioativo.

- **Carcinoma Medular:**

Deriva das células parafoliculares ou células C. Representa em torno de 5% dos tumores malignos da tireóide (DEDIVITIS; GUIMARÃES, 1999; SAITO; CERRI, 1999). É relativamente raro e apresenta taxa de mortalidade mais alta que o folicular e papilífero. Por ter origem nas células parafoliculares, secreta calcitonina, um hormônio produzido por certas células tireoideanas, diminuindo o nível de cálcio. Os carcinomas que produzem calcitonina (80 a 90%) têm um melhor prognóstico. Possuem o padrão celular disperso, com variações marcantes no tamanho das células, contendo bastante citoplasma granular.

O tratamento exige a remoção total da tireóide. Uma cirurgia adicional pode ser necessária para permitir ao médico determinar se houve disseminação do câncer para os

linfonodos. Quando o câncer medular de tireóide ocorre isoladamente, as chances de sobrevivência não são tão boas.

- **Carcinoma Anaplásico:**

O câncer anaplásico representa menos de 10% dos cânceres de tireóide e ocorre mais comumente em mulheres idosas. Ele cresce muito rapidamente (bastante agressivos) e, normalmente, produz um grande tumor no pescoço, havendo compressão e invasão das estruturas adjacentes como da traquéia, do esôfago, dos vasos e dos músculos do pescoço. Apresentam o pior prognóstico e a expectativa de vida é baixa sendo que aproximadamente 80% dos indivíduos com câncer anaplásico morrem em um ano. Geralmente têm células misturadas com material necrosado (VAN HERLE et al.,1982).

- **Carcinoma Metastático:**

O processo metastático para a tireóide é raro, sendo a incidência em 2 a 4% dos pacientes que morrem por neoplasia maligna. Os tumores que mais freqüentemente metastizam para tireóide são o carcinoma broncogênico e o carcinoma de células renais. As metástase de tumores renais podem apresentar sangramento e representam 50% dos casos detectados clinicamente.

- **Linfoma:**

Apresenta-se como massa tireoideana solitária (80%) ou múltiplos nódulos (20%), algumas vezes com áreas de necrose em seu interior. História prévia de tireoidite de Hashimoto está quase sempre presente. Acomete mais freqüentemente mulheres de idade superior a 50 anos com queixa de surgimento de massa cervical. Os pacientes com linfoma apresentam rápido crescimento de lesão tumoral cervical, com sintomas obstrutivos relacionados à compressão das vias aéreas e digestivas. Respondem variavelmente a quimioterapia e radioterapia e o prognóstico depende da fase da doença em que foi realizado o diagnóstico.

C Fichas de Avaliação

FICHA DE AVALIAÇÃO

Data: ____/____/____

Profissão: _____

Sexo: ☐ Feminino ☐ Masculino

Quanto ao usuário:

1) Já realizou uma biópsia?	☐	Sim	☐	Não
2) Já realizou uma biópsia da tireóide?	☐	Sim	☐	Não
3) Já interagiu com algum simulador médico?	☐	Sim	☐	Não
4) Já manipulou algum dispositivo háptico (phantom)?	☐	Sim	☐	Não

Quanto ao hardware:

5) Como você avalia sua interação com o phantom?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
6) Como você avalia o ambiente interativo como um todo (mesa de visualização, monitor, phantom e óculos estereoscópicos)?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5

Quanto ao software:

7) Como você avalia sua interação (utilização) e seu controle sobre o sistema?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
8) Como você avalia os <i>menus</i> e funcionalidades?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
9) Como você avalia o tempo de resposta do sistema em relação à interação?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
10) Como você avalia a ilusão de realidade?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
11) Como você considera o retorno (sensação) de força?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
10) O sistema cansa os olhos?	☐	Sim	☐	Não								

Quanto ao sistema como um todo:

13) Como você avalia o sistema como uma ferramenta educativa?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
14) Como você avalia o sistema como uma ferramenta de treinamento de biópsia da tireóide?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
15) Qual nota você daria para o simulador de biópsia da tireóide?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5

SUGESTÕES (Comente o que mais gostou ou não e suas sugestões):

FICHA DE AVALIAÇÃO TÉCNICA

Data: ____/____/____

Profissão: _____

Sexo: ☐ Feminino ☐ Masculino

Quanto ao usuário:

1) Já interagiu com algum simulador de Realidade Virtual?	☐	Sim	☐	Não
2) Já manipulou algum dispositivo háptico (phantom)?	☐	Sim	☐	Não
3) Já utilizou os óculos estereoscópicos?	☐	Sim	☐	Não

Quanto ao hardware:

4) Como você avalia sua interação com o phantom?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
5) Como você avalia o ambiente interativo como um todo (mesa de visualização, monitor, phantom e óculos estereoscópicos)?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5

Quanto ao software:

7) Como você avalia sua interação (utilização) e seu controle sobre o sistema?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
8) Como você avalia os <i>menus</i> e funcionalidades?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
9) Como você avalia o tempo de resposta do sistema em relação à interação?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
10) Como você avalia a ilusão de realidade?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
11) Como você considera o retorno (sensação) de força?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
10) O sistema cansa os olhos?	☐	Sim	☐	Não								

Quanto ao sistema como um todo:

13) Como você avalia o sistema como uma ferramenta educativa?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
14) Como você avalia o sistema como uma ferramenta de treinamento de biópsia da tireóide?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5
15) Qual nota você daria para o simulador de biópsia da tireóide?	☐	0	☐	1	☐	2	☐	3	☐	4	☐	5

SUGESTÕES (Comente o que mais gostou ou não e suas sugestões):