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

Rosiane Wolf Luz

SisFetus: Sistema de Representação e Manipulação de Estruturas Fetais a Partir de Imagens Bidimensionais de Ultra-Som

> Marília 2004

LUZ, Rosiane Wolf.

SisFetus: Sistema de Representação e Manipulação de Estruturas Fetais a Partir de Imagens Bidimensionais de Ultra-Som / Rosiane Wolf Luz; orientadora: Fátima de Lourdes dos Santos Nunes Marques . Marília, SP: [s.n.], 2004.

97 f.

Dissertação (Mestrado em Ciência da Computação) - Centro Universitário Eurípides de Marília - Fundação de Ensino Eurípides Soares da Rocha.

CDD: 006

Rosiane Wolf Luz

Utilização de Técnicas de Realidade Virtual para Representação e Manipulação de Estruturas Fetais a Partir de Imagens Bidimensionais de Ultra-Som

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado do Centro Universitário Eurípides de Marília, mantido pela Fundação de Ensino Eurípides Soares da Rocha, para obtenção do Título de Mestre em Ciência da Computação.

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

Marília 2004

AGRADECIMENTOS

Agradeço

A Deus – porque me sustentou até aqui.

A minha família e, em especial a minha mãe – pelo carinho e paciência.

Ao meu querido Gustavo - incentivo e carinho.

Aos "Fora da Curva" – com o apoio e, principalmente a amizade de vocês, a caminhada é mais suave.

A professora Dra. Fátima de Lourdes dos Santos Nunes – dedicação, simpatia e amizade.

Aos professores Dr. José Remo Ferreira Brega, Dr. Antônio Carlos Sementille, Dr. Jorge Luiz e Silva e Dr. Marcos Luiz Mucheroni, pelos ensinamentos e atenção.

A todos que, sem medir esforços, forneceram informações de grande valor para a pesquisa, meus sinceros agradecimentos.

RESUMO

A visualização de dados através de imagens tridimensionais e o desenvolvimento de aplicações de Realidade Virtual têm crescido na área da saúde. Os profissionais da área médica necessitam que as imagens sejam nítidas, com alto nível de detalhes para análise de estruturas e obtenção de diagnósticos precisos. Este trabalho apresenta a implementação de um sistema que segmenta estruturas fetais de imagens bidimensionais de Ultra-som, a fim de representa-las através de objetos sintéticos tridimensionais e permitir o emprego de técnicas de Realidade Virtual para possibilitar a interação do usuário com as imagens, criando uma alternativa de baixo custo para a identificação e visualização tridimensionais das estruturas fetais.

ABSTRACT

The visualization of three-dimensional images and the development of Virtual Reality's applications have grown in the health area. The medicine needs to visualize clear images with high level of details for analysis of structures and obtainment of accurate diagnosis. In order to that, the quality of the analysed image is a factor of great importance. The objective of this work was to achieve a study on the state of the art of three-dimensional visualization and Virtual Reality in Ultrasound, proposing the implementation of a system that identifies fetal structures from Ultrasound images. The system will have to be able to model sintetic objects and overlap them to the real images, obeying the standing of the identified structures through the process of segmentation of the two-dimensional image. It is also foreseen the interaction of the user with the images that takes effect through the movimentation of the modeled objects, creating this way, an alternative of lesser cost for the identification and three-dimensional visualization of the fetal structures.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.1 - Representação de transformações de imagens tridimensionais de um sistema de coordenadas. Fonte: (BUENO, 1995)
Figura 1.2 - Exame mamográfico: (a) posição crânio-caudal; (b) posição médio-lateral- oblíqua. Fonte: (http://www.ghc.com.br)
Figura 1.3 - Reconstrução 3D da mama. (a) Imagem CC; (b)imagem MLO; (c) Traçados paralelos à mama elaborados para reconstrução da mama. Fonte: (HIGHNAM et al.,1998)
Figura 1.4 - Etapas da Implementação do trabalho de Reconstrução Tridimensional da Mama. Fonte: (HIGHNAM et al., 1998)25
Figura 1.5 - Ligação entre os contornos (a) 1:1; (b) 1:N e (c) N:M. Fonte: (SOUZA et al, 2002)
Figura 1.6 - Processo de triangulação; (a) geração das faces triangulares; (b)triangulação entre dois contornos adjacentes. Fonte: (SOUZA et al, 2002)
Figura 1.7 - Mandíbula reconstruída pelo método de Prototipagem Rápida. Fonte: (SOUZA et al (2002)
Figura 1.8 - (a) Cólon reconstruído; (b) crânio 3D; (c) artérias do coração; (d) simulação do nascimento de um bebê; (e) o foco de um US. Fonte: (http://www.crd.ge.com/esl/cgsp/projects/medical/)
Figura 1.9 - Visão dos feixes de radiação durante uma sessão de radioterapia. Fonte: State et al (1994)
Figura 1.10 - Intestino reconstruído. Fonte: (VINING, 1997)
Figura 1.11 - Comparação da imagem fetal. (a) Imagem de US. (b) Reconstrução pelo Sistema InViVo-ScanNT. (c) Foto do bebê após 24 horas no nascimento. Fonte: (http://www.igd.fhg.de/igd-a7/projects/invivo/medicine/scannt.doc)
Figura 2.1- Equipamento de Ultra-Som. Fonte: (http://www.isr.ist.utl.pt/~jsm/teaching/TFC0102.html)
Figura 2.2 - Funcionamento do equipamento de US, durante um exame obstétrico fetal. Fonte: (http://eletronics.howstuffworks.com/ultrasound2.htm)

Figura 2.3 - Visualização do ultra-som 3D. (a) Antes da 26ª semana de gestação. (b) Após 26ª semana de gestação. Fonte: (PEDREIRA, 2000)	a 44
Figura 2.4 - Aspecto de meningomielocele. (a) Ultra-Som convencional 2D. (b) Ultra-Som 3D. Fonte: (PEDREIRA, 2000).	ı 44
Figura 2.5 – (a) Representação de um médico realizando um exame utilizando óculos para visualização 3D. Fonte: http://www.cs.unc.edu/Research/us/; (b) Procedimento de U guiado por dispositivo não convencional. Fonte: http://www.cs.unc.edu/~azuma/azuma_AR.html	'S 46
Figura 2.6 - Imagem fetal gerada pelo Sistema de RA. Fonte:(http://www.cs.unc.edu/~chen/ultrasound.html)	47
Figura 2.7 - Médico usando o equipamento de RA durante um exame. Fonte: (http://www.siggraph.org/conferences/siggraph96/core/conference/papers/f130b.3.htr	nl) 49
Figura 2.8 - Visão do HMD durante uma biópsia. (a) Visão do olho esquerdo. (b) Imagem fusão das duas visões. (c) a visão do olho direito. Fonte: (http://www.siggraph.org/conferences/siggraph96/core/conference/papers/f130b.3.htr	da nl) 49
Figura 2.9 - Procedimento de Laparoscopia: (a) Laparoscopia no modo tradicional. (b) Exemplo do Procedimento de Laparoscopia em RA. Fonte: (http://www.cs.unc.edu/~us/laparo.html)	50
Figura 2.10 - A visão do abdômen de um paciente através do sistema de RA. Fonte: (http://www.cs.unc.edu/~us/laparo.html)	51
Figura 3.1- Exemplo de uma máscara 3x3.	56
Figura 3.2 - Máscara que pode ser usada para detecção de pontos isolados em Imagens con fundo constante	n 57
Figura 3.3 - Máscaras utilizadas para a detecção de linhas	57
Figura 3.4 - (a) Template 3x3 para a aplicação dos operadores de Sobel; (b) Máscara para determinar bordas verticais, (c) Máscara para determinar bordas horizontais	58
Figura 3.5 – Máscara para a aplicação dos Operadores de Laplaciano	59
Figura 3.6 – Máscara para a aplicação do Operador de Roberts	59

 Figura 3.7 - Exemplo de aplicação da técnica de "crescimento de região" (a) Escolha do pixel semente, (b) Início do processo de crescimento. (c) Região com 50% de crescimento. (d) Processo concluído e a região de interesse em destaque. Fonte: Gonzalez (1987)61
Figura 3.8 – Códigos da técnica <i>peak-and-valley</i> 62
Figura 3.9 - Máscara aplicada no algoritmo "core area"63
 Figura 3.10 - (a) a imagem original; (b) a imagem após a aplicação do algoritmo <i>peak-and-valley;</i> (c) início da aplicação da técnica <i>threshold</i>; (d) a imagem binarizada; (e) contorno obtido com o sistema; (f) o contorno foi obtido manualmente
Figura 4.1-Escopo geral do Projeto67
Figura 4.2- Etapas do funcionamento do projeto69
Figura 4.3 Etapas iniciais de implementação do projeto71
Figura 4.4- Códigos usados para a equalização da imagem do US Fetal72
Figura 4.5 - (a) imagem original e (b) imagem equalizada72
Figura 4.6 – Trecho do código usado para a Binarização da imagem do US Fetal73
Figura 4.7 - (a) Imagem equalizada usada para a binarização; (b) Imagem fetal binarizada74
Figura 4.9 – Seqüência de algoritmos utilizados para obter a Segmentação Fetal76
Figura 4.10 – Algoritmo do crescimento de região77
Figura 4.12 – Fómula do Desvio Padrão80
Figura 4.13 – Fórmula da Distância Euclidiana80
Figura 4.14 - Braço fetal modelado82
Figura 5.1 Interface do sistema
Figura 5.2 – Menu de visualização do braço esquerdo
Figura 5.3 – Braço esquerdo 3D modelado
Figura 5.4 – Objetos 3D Modelados. (a) Braço; (b) Perna; (c) Cabeça; (d) Tronco

Figura 5.5 - (a) Imagem Equalizada; (b) Resultado da aplicação da técnica de Sobel	87
Figura 5.6 - Crescimento de região por pixels vizinhos	88
Figura 5.7 – Resultados em imagem do antebraço. (a) Antebraço equalizado; (b) Antebraço binarizado.	90
Figura 5.8 – Testes em imagens de Fêmur. (a)Imagem original; (b) Imagem equalizada; (c) Resultado da binarização	90
Figura 5.9 – Testes com a imagem do Fêmur. (a) Imagem original; (b)Imagem equalizada; Resultado do Threshold	(c) 90

LISTA DE ABREVIATURAS

- 2D = Bidimensional
- 3D = Tridimensional
- 4D = Tetradimensional
- CC = Crânio-Caudal

FASU = A Full Automatic Segmenting System for Ultrasound Image

- HMD = Head Mounted Display
- MLO = Médio-Lateral-Oblíqua
 - PC = *Personal Computer* (Computador Pessoal)
 - RA = Realidade Aumentada
 - RM = Ressonância Magnética
 - RV = Realidade Virtual
 - TC = Tomografia Computadorizada
- TEP = Tomografia por Emissão de Positron
- TRM = Tomografia por Ressonância Magnética
 - US = Ultra-Som
- USa = Ultra-Sonografia
- US3D = Ultra-som tridimensional
- NASA = *National Aeronautcs and Space Administration* (Agência Espacial Americana).
- InViVo = Interactive Visualization of Volume Data

SUMÁRIO

RESUMO	5
ABSTRACT	6
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	7
LISTA DE ABREVIATURAS	11
INTRODUÇÃO	14
CAPÍTULO 1	17
A INFORMÁTICA NA MEDICINA	17
1.1 O Computador e as Imagens Médicas	17
1.2 Evolução das Técnicas Radiológicas	18
1.3 Imagem Tridimensional	19
1.4 Aplicações de Imagens Tridimensionais na Medicina	21
1.4.1 Reconstrução Tridimensional de Imagens Mamográficas	22
1.4.2 Modelagem Tridimensional de Dados Tomográficos Utilizando Prototipagem Rápic	la 26
1.4.3 Atlas Digital do Corpo Humano	29
1.5 Realidade Virtual na Medicina.	31
1.5.1 Simulação em Cirurgia	32
1.5.2 Exames Virtuais	32
1.5.3 Planejamento de Radioterapia	33
1.5.4 Colonoscopia	34
1.5.5 Tecnologia InVivo-ScanNT	35
CAPÍTULO 2	37
III TR A-SOM	37
2 1 Considerações Iniciais	
2.2 Produção da Imagem	39
2 3 Ultra-Som 3D	41
2.4 Ultra-Som 3D em Obstetrícia	43
2.4 Aplicações de RV em Imagens de US.	
2.4.1 Obstetrícia	
2.4.2 Biópsia de Mama	
2.4.3 Laparoscopia	49
CAPÍTULO 3	
PROCESSAMENTO DE IMAGENS DE ULTRA-SUM	52
2.1.1 Técnicos de Processamento de Imagens	33 4 ح
5.1.1 recnicas de Processamento de imagens para Realce e Suavização Ruidos	
2.1.2 Téonicos de Drocessemente por Segmenterão	
5.1.2 recincas de Processamento para Segmentação	33

3.1.3 Operadores Para Detecção de Bordas	
3.1.4 Crescimento de Região	59
3.2 Aplicações de Processamento de Imagens em US	61
CAPÍTULO 4	66
METODOLOGIA	66
4.1 Considerações Iniciais	66
4.2 Estrutura Física do Sistema.	70
4.3 Metodologia Utilizada	71
4.3.1 Equalização	71
4.3.2 Threshold	73
4.3.3 Limiarização	74
4.3.4 Segmentação	75
4.3.3.1 Crescimento de Região	76
4.3.3.2 Extração de Medidas das Estruturas Fetais.	78
4.4 Rotina de Formação da Estrutura Fetal 3D	
CAPITULO 5	
RESULTADOS	
5.1 Considerações Iniciais	
5.2 Resultados e Discussões	
5.3 Conclusão	91
CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	
6.1 Conclusões	
6.2 Trabalhos Futuros	94
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	95
Bibliografia Complementar	99

INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de aplicações que proporcionam a criação e a visualização de imagens e objetos tridimensionais tem crescido nos últimos anos. Essas ferramentas têm auxiliado inúmeros profissionais que necessitam de nível maior de detalhes nos objetos ou imagens que utilizam. A área médica, em especial, dispõe dos mais variados tipos de exames que resultam em imagens bidimensionais (2D) e tridimensionais (3D) utilizadas para análise de estruturas a fim de obter-se diagnósticos mais precisos.

As imagens tridimensionais permitem investigação de objetos a partir de diversos ângulos e, por esse motivo, muitas aplicações têm sido desenvolvidas para esse fim. Porém, reconstruir e modelar realisticamente um objeto tridimensional não é uma tarefa muito fácil principalmente se houver a necessidade de análise interna dos objetos, pois existem muitos detalhes que devem ser considerados.

A Realidade Virtual (RV), também chamada de Realidade Artificial, é mais uma aliada na área médica a partir da última década, que foi marcada pelo desenvolvimento tecnológico e pela integração entre o real e o virtual. Algumas aplicações de Realidade Virtual já estão sendo usadas na área médica. Merecem destaque os projetos que envolvem a simulação cirúrgica, o ensino de anatomia, as cirurgias minimamente invasivas e os sistemas que auxiliam o procedimento de exames como Tomografia Computadorizada (TC), Ressonância Magnética Nuclear (RMN) e Ultra-Som (US). O Ultra-Som é uma modalidade de exame que muito contribui para a medicina por fornecer imagens de órgãos como mama, bexiga, rim, coração e útero. Dentro dessa modalidade, a área que mais tem se beneficiado com essa tecnologia é a obstetrícia e a cardiologia.

O objetivo deste trabalho é apresentar a implementação de um sistema que segmenta estruturas fetais de imagens bidimensionais de Ultra-som, e representa-las através de objetos sintéticos tridimensionais, e permitindo o emprego de técnicas de Realidade Virtual para possibilitar a interação do usuário com as imagens, criando uma alternativa de baixo custo para a identificação e visualização tridimensionais das estruturas fetais.

Além desta introdução, esta dissertação está dividida em seis capítulos, apresentados a seguir.

No capítulo 1, são apresentados os conceitos básicos sobre a integração da informática com a área de saúde, a evolução das técnicas radiológicas e a formação da imagem digital, destacando-se as imagens médicas 3D, o seu uso e as condições necessárias para uma imagem exibir todos os efeitos e detalhes realísticos exigidos para sua análise. Também são abordadas as definições de Realidade Virtual e as aplicações existentes na área médica, destacando-se os sistemas em Simulações de Cirurgias, Exames Virtuais, Planejamento de Radioterapia e Colonoscopia.

Detalhes sobre o US, a produção da imagem e o uso do US aplicado à obstetrícia são abordados no capítulo 2, destacando-se as aplicações de RV em imagens de US.

No Capítulo 3 são comentadas as Técnicas de Processamento de Imagens aplicadas em imagens de US, destacando as aplicações de US na reconstrução e visualização de imagens fetais.

No Capítulo 5 descreve-se a metodologia utilizada para a implementação do projeto.

Os resultados obtidos com a aplicação, como também as limitações e dificuldades encontradas, são comentados no capítulo 6.

Na conclusão evidenciam-se as vantagens da visualização de imagens 3D e da aplicação de Realidade Virtual em Ultra-Som fetal.

Nas Referências Bibliográficas são citadas todas as pesquisas utilizadas para o desenvolvimento da dissertação.

CAPÍTULO 1

A INFORMÁTICA NA MEDICINA

1.1 O Computador e as Imagens Médicas

Observando as pesquisas de Bronson (2002), Pedreira (2000) e Manssour (1998), nota-se que a atividade médica busca constantemente constante de um diagnóstico preciso e da seleção da terapêutica adequada. Para esse fim o médico serve-se de uma grande variedade de técnicas de produção de imagens, como os métodos radiológicos (raios-X simples e contrastado), TC, RMN, imagens de medicina nuclear, Tomografia por Emissão de Positron (TEP), US e Ecocardiografia. Além de imagens, são usados exames de micrografias, endoscopias, análises cromossomiais, fotografias e exames relacionados a especialidades e em particular a oftalmologia. É importante ressaltar que a necessidade de manipulação das informações em larga escala e as altas velocidades dos equipamentos mais recentes, levaram os médicos e administradores hospitalares ao uso intenso de computadores, fazendo com que atualmente grande quantidade de aplicações de informática estejam disponíveis na área médica. O trabalho com imagens médicas pode ser dividido em quatro categorias: geração de imagens, análise de imagens, gerenciamento de imagens e gerenciamento de informações. Em cada uma dessas tarefas é possível - e muitas vezes indispensável - o uso de computadores.

O processamento de imagens por computador é no momento um dos ramos da computação que mais tem crescido. Atualmente, o desenvolvimento deve-se fundamentalmente à produção de componentes eletrônicos mais potentes e menores, que permitem o aumento das investigações nesse campo, que antes estavam limitados a grandes instituições de países do primeiro mundo.

1.2 Evolução das Técnicas Radiológicas

A história do Ultra-som inicia-se em 1877 com a publicação da Teoria do Som por Strush e Rayleigh, e fundamenta-se com a descoberta do efeito piezoelétrico¹, em 1880 e 1881, por Jacques e Pierre Curie, no entanto somente em 1916, durante a primeira guerra mundial, que Chilowsky e Langevin usaram um gerador de alta freqüência para localizar objetos submersos.

Dussik foi quem primeiro aplicou as técnicas de detecção por US no estudo do cérebro humano, em 1942, na Áustria. Porém não obteve muito sucesso. Mais tarde, Wild em 1950, Howrry e Bliss em 1952, desenvolveram o *Compound Scanning*, ultra-sonografia bidimensional que tornou possível o registro seletivo de sons refletidos de porções anatômicas dentro do corpo humano.

Em 1956, Thompson iniciou seus estudos em ginecologia e obstetrícia, utilizando o mesmo equipamento. A partir desta década, muitos estudiosos puderam observaram, através de US, quase todos os órgãos do corpo humano, num rápido crescimento de pesquisas nas mais diversas especialidades. Tecnicamente, uma significante melhora da precisão ocorreu com a introdução no comércio, em 1971, do equipamento eletrônico e a conversão da imagem para uma tela de televisão em escala de cinza em 1973, marcando a segunda geração de instrumentos. A terceira já usa subsistema para computador melhorando a qualidade da imagem.

O primeiro tomógrafo computadorizado comercialmente viável surgiu em 1970, possibilitando visualizar as estruturas internas do corpo através de seções transversais. Após ele, outros equipamentos de reprodução de imagens surgiram.

Os exames tradicionais passaram a ser processados através do computador, formando a imagem digital e, conseqüentemente, criando um novo campo na medicina, chamado de radiologia digital.

1.3 Imagem Tridimensional

Udupa (1991) relata que enquanto a imagem bidimensional é formada por *pixels*², a imagem (3D) é composta por *voxels*, que são elementos de volume.

Quando se modela e se visualiza uma cena tridimensional, há muito mais considerações além de se incluir valores para as três dimensões. Contornos de objetos podem ser construídos com várias combinações de superfícies planas e curvas, e muitas vezes são necessárias especificações de informações sobre o interior dos objetos. Pacotes gráficos freqüentemente oferecem rotinas para mostrar componentes internos de objetos sólidos. Algumas transformações geométricas estão mais envolvidas em espaços tridimensionais que bidimensionais. Por exemplo, é possível rotacionar um objeto sobre um eixo com uma orientação no espaço tridimensional. Rotações bidimensionais por outro lado, estão sempre ao lado de um eixo que é perpendicular ao plano *xy*.

O uso de imagens 3D na medicina traz muitos benefícios, pois permite uma avaliação mais detalhada das estruturas; possibilita o armazenamento volumétrico, permitindo que imagens possam ser reconstruídas e trabalhadas por outros especialistas e no caso do US

¹ Propriedade dos elementos que apresentam tensão quando sujeitos à deformação e conseguem emitir ondas acústicas na faixa do Ultra-som (usados em transdutores ultra-sônicos)

fetal, pode auxiliar na visualização de má formações de uma maneira clara, identificando precocemente os problemas e garantindo melhores resultados nos tratamentos indicados.

Udupa (1991) define que em sistemas 3D são utilizados quatro diferentes sistemas de coordenadas: o sistema de coordenadas do espaço da cena, o sistema de coordenadas do espaço do objeto, o sistema de coordenadas do espaço da imagem e o sistema de coordenadas de espaço de tela ou visualização. A Figura 1.1 ilustra a representação esquemática de transformações de imagens tridimensionais de um sistema de coordenadas para outro.



Figura 1.1 - Representação de transformações de imagens tridimensionais de um sistema de coordenadas. Fonte: (BUENO, 1995)

Vários profissionais necessitam de ferramentas que os auxiliem na visualização de imagens ou objetos tridimensionais com precisão. Por isso o desenvolvimento de aplicações com esta finalidade vem crescendo e está sendo requisitado em diferentes áreas como saúde, educação, cartografia e engenharia. Bueno (1995) afirma que estudos comprovam que este

² Pixel é a contração de "elemento de imagem" (*picture element*). É o menor elemento que pode ser controlado em uma tela do computado. Jacobson (1994).

crescimento ocorre devido à necessidade de se obter efeitos realísticos e precisos em situações nas quais o profissional dispõe apenas de fotografias ou filmes e encontra algumas barreiras para identificar as características relevantes do objeto analisado, uma vez que dispõe apenas de dados bidimensionais.

A utilização de imagens tridimensionais, na medicina surgiu da necessidade de analisar estruturas do corpo e dar diagnósticos precisos visualizando as estruturas e os órgãos humanos como realmente eles são, auxiliando, assim, o trabalho médico, que necessita de dados precisos.

1.4 Aplicações de Imagens Tridimensionais na Medicina

A medicina é uma área que tem investido muito em tecnologia digital. Encontram-se aplicações de reconstrução, visualização e manipulação de imagens em mamografias, tomografias, ultra-sonografias, colonoscopias, oncologia, ortopedia e nos mais variados exames que utilizam imagens no auxílio ao diagnóstico, no acompanhamento de tratamentos e no planejamento de cirurgias. Também encontram-se implementadas aplicações para próteses ortopédicas e criação de imagens tridimensionais a partir de imagens bidimensionais para auxiliar simuladores de procedimentos.

Neste item são mostrados alguns exemplos de aplicações que usam imagens tridimensionais reconstruídas na área da saúde destacando-se o envolvimento da Realidade Virtual. São enfatizados exemplos em mamografia, tomografia, ultra-sonografia obstétrica e simulações para o ensino, enfocando as técnicas adotadas e os benefícios oferecidos.

1.4.1 Reconstrução Tridimensional de Imagens Mamográficas

O trabalho de Highnam et al. (1998) propôs a reconstrução tridimensional da mama a partir da composição de mamografias visualizadas nas posições crânio-caudal (CC) e mediolateral oblíqua (MLO) com o objetivo de detectar o câncer de mama e facilitar a avaliação médica.

Segundo Nunes (2002), o exame mamográfico geralmente inclui quatro aquisições de imagens que fornecem duas incidências de cada mama: uma médio lateral ou oblíqua (MLO) e uma crânio-caudal (CC). As imagens mamográficas CC e MLO são relacionadas com a posição da mama que foi registrada pelo mamógrafo. Um exemplo do exame mamográfico considerando essas posições é ilustrado na figura 1.2, que mostra em (a) uma paciente sendo submetida ao exame na posição CC e em (b) um exame na posição MLO.



Figura 1.2 - Exame mamográfico: (a) posição crânio-caudal; (b) posição médio-lateral-oblíqua. Fonte: (http://www.ghc.com.br).

Na pesquisa de Highnam et al. (1998), três questões importantes foram verificadas: geometria das mamografias, reconstrução 3D da mama e compressão.

Em relação à Geometria dos Mamogramas a técnica desenvolvida considerou o sistema de equação da projeção das câmeras de Raios-X , no qual a fonte de Raio-X é considerada o ponto de emissão de raios que passam através do objeto sofrendo ou não atenuações e, então, formando uma imagem plana. Se for escolhido como origem o ponto do filme abaixo da fonte de Raio-X e determinando *Y* como o eixo ao longo da parede do peito (tórax) da imagem plana, *X* será o eixo perpendicular à parede do peito, *Z* e Z' os eixos para a fonte de Raio-X. Assim, os pontos tridimensionais (*X*, *Y*, *Z*) na mama são calculados em *x* e *y*, conforme mostram as equações 1.1 e 1.2, onde F é a distância da origem da fonte do Raio-X.

$$X = \frac{FX}{F - Z}$$
(1.1)
$$Y = \frac{FY}{F - Z'}$$
(1.2)

Para a primeira suposição usou-se como ponto de origem a parede da mama, que está perpendicular ao mamilo, localizado aproximadamente no meio das placas de compressão utilizados no exame mamográfico (Figura 1.3). Determinando H como a espessura da mama, então com H/2 pode-se calcular a medida da parede do peito até mamilo. Os pesquisadores salientam que os equipamentos mamográficos não conseguem registrar a espessura que a mama foi comprimida. Por isso, esses valores são determinados calibrando-se a imagem através de técnicas de análise de imagens.

Para a reconstrução 3D da mama primeiro é necessário descomprimir a imagem. O método dos pesquisadores usa as bordas da imagem crânio-caudal e médio-lateral removendo a parte da imagem referente ao músculo peitoral. No sentido paralelo à mama

seções cruzadas fornecem 4 pontos e 2 bordas que devem encontrar-se na superfície da mama, podendo determinar duas semi-elipses para reconstruir uma mama 3D, conforme ilustra a figura 1.3.



Figura 1.3 - Reconstrução 3D da mama. (a) Imagem CC; (b)imagem MLO; (c) Traçados paralelos à mama elaborados para reconstrução da mama. Fonte: (HIGHNAM et al.,1998).

O grau de compressão de uma mama depende da composição da mesma e do profissional responsável pelo exame. A média de compressão geralmente está entre 4,5 a 5,5 cm. Três conceitos foram propostos no trabalho de comprimir e descomprimir a mama. Com a compressão há somente movimento com o plano perpendicular ao tórax. O plano através do mamilo, que é paralelo às placas utilizadas nos exames mamográficos, não é deformado com a compressão. Para que os pontos de coordenadas 3D no plano não mudem com a visão, considerando que tecidos da mama esticam e encolhem uniformemente, é necessário marcar a metade da distância ao longo da curva do tecido da mama.

A implementação da técnica foi realizada em cinco passos, conforme ilustra a figura 1.4.

 A) Marcar um ponto na imagem CC para a linha perpendicular à parede da mama, na imagem da mama 3D comprimida.

B) Descomprimir a linha, criando uma curva na imagem mamográfica.

C) Rotacionar a curva para simular a imagem MLO que, então, será comprimida.

- D) Obter a imagem MLO.
- E) Projetar a curva 3D sobre a imagem bidimensional.

Os autores analisaram uma base de imagens com 32 ocorrências de mamogramas CC e MLO e as apresentaram a dois radiologistas identificando objetos de interesse. Pediram a eles para marcar uma linha no traçado da imagem MLO onde eles esperavam que os objetos aparecessem. De maneira geral, a média da distância mínima da linha dos radiologistas para a posição atual foi de 9,46 a 11,04 mm, enquanto o método pesquisado teve a média de distância mínima de 6,48 mm. Assim concluíram que o projeto atendeu as expectativas dos pesquisadores, pois permitiu a maior aproximação na localização das estruturas analisadas nos exames mamográficos do que os métodos tradicionais usados pelos especialistas.



Figura 1.4 - Etapas da Implementação do trabalho de Reconstrução Tridimensional da Mama. Fonte: (HIGHNAM et al., 1998)

1.4.2 Modelagem Tridimensional de Dados Tomográficos Utilizando Prototipagem Rápida

A Tomografia Computadorizada (TC) é uma das técnicas usadas pela medicina para se obter informações sobre detalhes da anatomia de pacientes. Quando são aplicadas a estas técnicas recursos que podem contribuir para a visualização e, conseqüentemente a análise de estruturas, os diagnósticos provavelmente terão um índice maior de resultados satisfatórios.

De acordo com Souza et. al. (2002), as abordagens atuais existentes para reconstruir imagens 3D a partir de imagens médicas são os métodos baseados em volume e métodos baseados em superfície.

Os métodos baseados em volumes são representados por um conjunto de *voxels*. A principal vantagem deste método é a alta qualidade dos modelos criados. Em contrapartida, o seu custo é alto porque requer grande quantidade de memória computacional.

Os métodos baseados em superfície extraem de cada seção transversal um conjunto de contornos que descrevem os limites do objeto. Estes métodos são divididos em duas classes: ótimos e heurísticos. O método ótimo oferece a melhor triangulação³, baseando-se em grafos que descrevem os possíveis arranjos de faces de triangulação. O método heurístico baseia-se em critérios locais para a geração de malha triangular. Este último método é computacionalmente mais barato e possui grande possibilidade de aplicação devido à velocidade de processamento.

O trabalho de Souza et al (2002) trata da técnica de reconstrução 3D denominada Prototipagem Rápida para produzir imagens 3D a partir de imagens tomográficas. Ele relata que prototipagem Rápida é uma técnica relativamente nova para produzir objetos tridimensionais de formas complexas diretamente de dados tridimensionais".

³ Ligar pontos segundo algum critério de forma a estabelecer uma subdivisão do espaço que ocupam.

Os dados obtidos pela tomografia são conjuntos de fatias paralelas que representam seções transversais do objeto analisado. Enquanto a espessura das imagens tomográficas varia de 1 a 5 mm, as fatias das imagens prototipadas medem 0,25 mm. A solução para estas diferenças é a conversão da imagem.

Utilizando imagens tomográficas, a técnica heurística de triangulação gera superfície entre contornos de cada seção transversal. A reconstrução 3D é realizada aproximando contornos nas seções transversais adjacentes ao objeto analisado. Três situações podem ocorrer durante o mapeamento do contorno: a primeira situação é a ligação de um contorno em cada seção transversal (1:1); a segunda refere-se à ligação de um contorno em uma fatia com vários contornos em outra fatia (1:N) e a terceira ocorre quando há a ligação de múltiplos contornos em ambas as seções transversais (N:M). A Figura 1.5 ilustra os casos mencionados.



Figura 1.5 - Ligação entre os contornos (a) 1:1; (b) 1:N e (c) N:M. Fonte: (SOUZA et al, 2002).

Antes da triangulação é necessário identificar as estruturas relevantes para a construção do modelo. Para isso é realizada a segmentação de imagens. Em seguida é aplicado um processo de limiarização que transforma a imagem em níveis de cinza em uma imagem binária. Então, um algoritmo de detecção de bordas é aplicado às fatias produzindo um conjunto de pontos e, assim, definindo o contorno.

Assim que todos os contornos dos cortes transversais são extraídos e registrados, a superfície entre eles pode ser reconstruída, conforme indica a figura 1.6. O processo inicia-se

através de uma aresta P1Q1, onde P1 é um ponto pertencente ao contorno superior e Q1 é o ponto do contorno inferior. Conforme a figura 1.8 (a) pode-se observar que há duas possibilidades de se criar o primeiro triângulo, escolhendo-se a aresta P1Q2 ou P2Q1. Desse modo, as duas faces triangulares candidatas são P1Q1Q2 e P2Q1Q2. O triângulo P1Q1Q2 é selecionado pelo fato de ter a menor diagonal. O processo é repetido para o segundo triângulo, ou seja, P1P2Q2 ou P1Q2Q3. Desta vez, o triângulo P1P2Q2 é selecionado, pois a aresta P2Q2 possui comprimento menor que P1Q3.



Figura 1.6 - Processo de triangulação; (a) geração das faces triangulares; (b)triangulação entre dois contornos adjacentes. Fonte: (SOUZA et al, 2002)

Após a aproximação das faces triangulares, os objetos podem ser processados pela máquina de prototipagem rápida, gerando os modelos físicos.

Segundo os pesquisadores, esse método pode ser aplicado na fabricação de próteses, nos modelos para diagnósticos e ainda para guiar cirurgias e planejar o tratamento de tumores. Na oncologia, destaca-se a confecção de próteses. A figura 1.7 ilustra uma mandíbula reconstruída por este método.



Figura 1.7 - Mandíbula reconstruída pelo método de Prototipagem Rápida. Fonte: (SOUZA et al (2002).

1.4.3 Atlas Digital do Corpo Humano

Segundo Banvard (2002), North (1996) e Ackerman (1995), o Atlas Digital do corpo humano foi criado pela Biblioteca Nacional de Medicina, através do projeto "*Visible Human*" desenvolvido pelo Centro de Ciências e Saúde da Universidade do Colorado, nos Estados Unidos. Este projeto engloba uma coleção de vídeo clipes exibindo várias reconstruções de imagens médicas, como a RMN e a TC. Os conjuntos de dados (imagens 2D) são digitalizados e segmentados para separar os vários tecidos representados. Um algoritmo é aplicado para criar a representação 3D das estruturas. Uma vez que o modelo 3D está criado, um pacote de animação denominado LYMB é usado para fazer a visualização e animação da imagem.

O trabalho foi desenvolvido em uma máquina Onyx Reality Engine 2 (Silicon Graphics, Mountain View, CA). E os softwares usados foram o Mrx, Surf3d, Softreformat, Cubes e LYMB. O Mrx é um pacote de imagens, usados para armazenar imagens médicas em formatos variados. O Surf3D é um programa usado para especificar pontos e marcar todos os voxels que foram relacionados e que satisfazem uma pesquisa. Softreformat é um programa de construção de volumes usado em interpolações de volumes de dados. Cubes é um software

usado para implementar os algoritmos e criar triangulação de volumes de dados. Esta implementação pode processar todo o volume ou somente aqueles voxels trabalhados com o *Softreformat. LYMB* é um sistema orientado a objetos desenvolvido em C. Os objetos no *LYMB* são módulos que implementam métodos dos procedimentos em C.

Um dos objetos implementa o algoritmo de triangulação, reduzindo o número de triângulos do modelo criado por Cubes. O LYMB também pode ser usado para renderizar e visualizar subsistemas. Como resultados várias imagens foram criadas pelo sistema.

A Figura 1.8 apresenta exemplos de estruturas criadas com o sistema Atlas Digital do Corpo Humano. Em (a) apresenta-se o cólon de um paciente reconstruído a partir de imagens de tomografia computadorizada. A imagem de crânio ilustrada em (b) é o resultado da visualização 3D de dados tomográficos, no qual somente a pele e os ossos foram selecionados para a visualização. O modelo de dados 3D visualizado na figura (c) foi obtido através de estudos em cadáveres. Com o objetivo de pesquisas e simulações, o modelo pode ser utilizado na possível verificação de problemas nas artérias. Foi elaborado também um modelo com a simulação de um bebê passando através da pélvis, ilustrado na figura (d); para a visualização foram usadas técnicas automatizadas, através do software *LYMB*, já mencionado anteriormente. O modelo da figura (e) exibe o foco atingido pelo Ultra-Som, com o objetivo de verificar a sua extensão em diferentes partes do corpo. Assim é possível identificar como a energia do Ultra-Som alcança o corpo e, conseqüentemente verifica se realmente está atingindo possíveis tumores durante um tratamento.





(a)

(b)





(d)



(e)

Figura 1.8 - (a) Cólon reconstruído; (b) crânio 3D; (c) artérias do coração; (d) simulação do nascimento de um bebê; (e) o foco de um US. Fonte: (http:// www.crd.ge.com/esl/cgsp/projects/medical/).

1.5 Realidade Virtual na Medicina.

A Realidade Virtual (RV), também chamada de Realidade Artificial é mais uma aliada na área médica a partir da última década, marcada pelo desenvolvimento tecnológico e da integração do real com o virtual. Para melhor detalhar essa aplicação, é importante primeiro se definir Realidade Virtual.

Burdea e Coiffet (1994) afirmam que Realidade Virtual é uma simulação na qual a computação gráfica é usada para criar uma visão de um mundo real, entretanto, o mundo sintético não é estático, mas responde às entradas de usuários como gestos, comandos verbais, etc. Isto define a característica chave da Realidade Virtual, que é a interatividade em tempo real.

Aukstakalnis e Blatner (1992), definem Realidade Virtual como uma forma das pessoas visualizarem, manipularem e interagirem com computadores e dados extremamente complexos. Complementam afirmando que nesta técnica avançada de interface, o usuário pode realizar imersão, navegação e interação em um ambiente sintético tridimensional gerado por computador, utilizando canais multi-sensoriais.

Para aplicar a Realidade Virtual na medicina, é necessário muito mais do que a reconstrução e modelagem tridimensional. É preciso criar um ambiente sintético onde o usuário possa interagir com imagens reais, buscando sempre extrair as informações mais relevantes dos dados analisados. Boa parte das aplicações nessa área já está, de fato, sendo usada. Outros projetos ainda estão em fase de desenvolvimento ou testes. A seguir, são apresentados alguns desses projetos.

1.5.1 Simulação em Cirurgia

Kirner (1997) comenta que o sistema desenvolvido por *Silas Hayes Army Community Hospital* em *Fort Old* (CA), o "Cadáver Virtual", pode ser usado tanto como uma ferramenta de ensino como para treinamento de procedimentos cirúrgicos.

O sistema consiste da modelagem dos órgãos abdominais que podem ser manipulados, permitindo, assim, uma excelente interatividade com o usuário, como também a possibilidade da análise de detalhes das relações anatômicas e a navegação ao redor ou até dentro dos órgãos modelados.

As cirurgias minimamente invasivas também são projetos relevantes. State et al (1994), State et al (1996), Fuchs et al (1996) e Fuchs et al (1998) desenvolveram pesquisas na área e, sistemas como Biópsia de Mama e Laparoscopia Virtual são exemplos de trabalhos implementados. Detalhes dessas aplicações encontram-se no Capítulo 2.

Fuchs et al (1998) comentam que existem no mercado equipamentos especializados, baseados em Realidade Aumentada, que permitem o treinamento de suturas, inserção de cateter na veia subclávia, discotomia vertebral laparoscópica, colecistectomia laparoscópica, treinamento em trauma de guerra, simulação de cirurgias craniofaciais e outros.

1.5.2 Exames Virtuais

As imagens resultantes da maioria dos exames são exibidas da forma bidimensional e a possibilidade de visualizar tridimensionalmente e de manipular o que antes era apenas uma imagem, proporcionou aos especialistas a sensação de realismo, garantindo uma investigação mais detalhada e a obtenção de diagnósticos mais precisos. Vários projetos foram criados com esse objetivo - auxiliar na obtenção de diagnósticos - como exemplo pode-se citar os projetos da Universidade da Carolina do Norte que, segundo State et al (1994) e Fuchs et al (1998), permitem que um médico utilize a tecnologia de Realidade Aumentada e possa ver diretamente dentro do paciente em tempo real. Essa ferramenta auxilia os médicos em procedimentos de laparoscopia, obstetrícia, em exames fetais e biópsias de vários órgãos do corpo humano que podem ser visualizados através do US.

1.5.3 Planejamento de Radioterapia

Um grupo de pesquisadores da Universidade da Carolina do Norte relata em State et al (1994) o desenvolvimento de um método alternativo para o planejamento das sessões de radioterapia: um médico usando um *HMD* caminha ao redor do modelo gráfico do paciente, analisando as áreas de interesse, a partir do melhor ângulo do ponto de vista clínico e é capaz de ver a posição dos feixes de radiação e onde eles vão passar, como ilustra a figura 1.9, garantindo, assim, menores efeitos colaterais ao paciente e mais eficiência no tratamento do câncer.



Figura 1.9 - Visão dos feixes de radiação durante uma sessão de radioterapia. Fonte: State et al (1994).

1.5.4 Colonoscopia

Uma técnica de diagnóstico por imagens associada a técnicas computadorizadas de reconstrução tridimensional tem revolucionado a triagem e o diagnóstico de câncer de intestino, reduzindo o risco, o desconforto e a duração do tradicional exame de colonoscopia. Segundo Vining (1997), utiliza um tomógrafo computadorizado de varredura helicoidal para tomar imagens seqüenciais do abdômen de um paciente que foi submetido a uma ligeira dilatação do intestino grosso. Em seguida o paciente é removido e as imagens são transportadas para uma estação de trabalho gráfica de alta resolução, onde o intestino é reconstruído detalhadamente em três dimensões, conforme ilustra a Figura 2.2.

O programa de computador simula uma "endoscopia" virtual, reproduzindo na tela exatamente a visão que um tubo endoscópico teria ao avançar pelo trato intestinal, com a vantagem de que o médico tem controle total sobre o grau de "zoom", manipulação do direcionamento da sonda e extração de parâmetros de imagem. Deste modo, a existência de tumores e outras lesões pode ser verificada com grande exatidão e facilidades. O TC helicoidal dá grande resolução de imagem e não necessita de radiocontraste intracavitário para obter um grau satisfatório de detalhe anatômico da mucosa.



Figura 1.10 - Intestino reconstruído. Fonte: (VINING, 1997).

A equipe do Dr. Hiro Yoshida do Departamento de Radiologia da Universidade de Chicago também desenvolveu pesquisas e criou um sistema aplicado a Colonoscopia Virtual que poderá ser realizada em muitas outras formas de endoscopia.

1.5.5 Tecnologia InVivo-ScanNT

InVivo-ScanNT é um sistema que permite a aquisição, processamento e visualização de Ultra-som 3D (US3D). Segundo Sakas (1999), o sistema caracteriza-se por oferecer baixo custo em relação a outras técnicas de US3D

O equipamento da tecnologia *InVivo-ScanNT* consiste de um vídeo de entrada e saída de US convencional que é conectado com um cartão à placa de captura de imagem de vídeo no PC. Durante a aquisição dos dados, imagens US modo-B são digitalizadas através da placa de captura de imagem de vídeo e armazenadas na memória principal. O posicionamento e a orientação do transdutor são adquiridos através de um dispositivo de rastreamento adicionado à sonda do US.

Conforme relata Sakas (1999), o armazenamento de uma seqüência de dados ocorre em dez segundos. A reconstrução 3D e a visualização final são executadas pelo software *InViVo (Interactive Visualization of Volume Data)*, que além de gerar imagens 3D, também oferece ferramentas para tratamento de possíveis ruídos e artefatos. A figura 2.2 exibe a imagem de um feto reconstruída pelo sistema. Na Figura 1.11 (a) é mostrada a imagem de US convencional, a Figura 1.11(b) apresenta a imagem reconstruída e na Figura (c) mostra a fotografia do bebê vinte e quatro horas após o seu nascimento.



Figura 1.11 - Comparação da imagem fetal. (a) Imagem de US. (b) Reconstrução pelo Sistema InViVo-ScanNT. (c) Foto do bebê após 24 horas no nascimento. Fonte: (http://www.igd.fhg.de/igda7/projects/invivo/medicine/scannt.doc)

Sakas (1999) afirma que o sistema pode ser aplicado em várias áreas da medicina, dentre as quais, destaca-se a obstetrícia e imagens fetais, cardiologia e urologia. Afirma ainda que os resultados são relevantes, podendo ser considerado uma ferramenta de visualização médica em procedimentos que permitam a aquisição de imagens através de US.
CAPÍTULO 2

ULTRA-SOM

2.1 Considerações Iniciais

Segundo Manssour (1998) a Ultra-sonografia, que também é chamada de ecografia, é um dos métodos para diagnóstico de imagens mais importantes na ginecologia e obstetrícia. Sua aplicação tem crescido em outras áreas, incluindo a geração de imagens cardíacas, vasculares, mamas e olhos. O motivo do crescimento de sua aplicabilidade se dá pelo fato do Ultra-som ser um método não invasivo, de rápida execução e baixo custo quando comparado a exames como a tomografia ou ressonância magnética. Produz resultados em tempo real, não utiliza radiação e, portanto, não oferece riscos e contra-indicações, além de gerar imagens em todos os planos.

Tão relevante é a sua importância e aplicação que John T. Queenam, repetiu: "Ultrasom, ultra-som, ultra-som", quando foi questionado sobre quais foram os três maiores desenvolvimentos tecnológicos em obstetrícia e ginecologia nas últimas três décadas. Bronson (2002).

Para a execução do exame ultra-sonográfico é necessária a utilização de um aparelho específico. O equipamento de ultra-sonografia é portátil como mostra a figura 2.1. As imagens geradas são armazenadas em memória digital, videocassete, ou diretamente no filme através de uma câmera multiformato. É importante destacar que ruídos de outros equipamentos podem ser captados pelo aparelho de ultra-som gerando faixas lineares ou pontos na imagem, criando certas deformações e irregularidades capazes de dificultar a análise do exame.

Manssour (1998) também salienta que as imagens são geradas pelo aparelho em preto e branco e em tempo real e o seu tamanho é uma matriz de 512x512 pixels. O número de imagens geradas por caso é aproximadamente 40.



Figura 2.1- Equipamento de Ultra-Som. Fonte: (http://www.isr.ist.utl.pt/~jsm/teaching/TFC0102.html)

2.2 Produção da Imagem

Para formar a imagem, o US utiliza faixas de ondas sonoras com freqüências acima das audíveis, ou seja, acima de 20.000 ciclos por segundo, ou 20.000 Hertz (Hz). Segundo Manssour (1998), para a aplicação em diagnósticos médicos, são usadas também freqüências entre 1 a 10 MHz.

Um equipamento de US é constituído de Transdutor de sonda, Unidade Central de Processamento, Transdutor de controle de pulsos, vídeo, teclado, dispositivos para armazenamento e impressora e o seu funcionamento pode ser explicado basicamente através da função de cada dispositivo que o compõe. A Figura 2.1 expõem um modelo de um equipamento de US.

Transdutor de sonda é o periférico responsável por enviar as ondas sonoras e receber os ecos, usando o princípio chamado de efeito piezoelétrico, e o Transdutor de controle de pulsos é o dispositivo que altera a amplitude, a freqüência e a duração dos pulsos emitidos pelo Transdutor de sonda. O Vídeo exibe as imagens dos dados de US processados pela Unidade Central de Processamento, que é o "cérebro " do equipamento de US. Na UCP é que se localiza a memória, o processador e o *software* que recebe os dados (pulsos elétricos) do Transdutor de controle de pulsos e do teclado, executa os procedimentos lógicos necessários para gerar a imagem e pode tanto armazenar a imagem gerada em disco, exibi-las de US no monitor ou enviá-las para a impressora. A Figura 2.2 ilustra o funcionamento do equipamento de US, durante um exame obstétrico fetal. Os ecos podem ser representados de três formas: Modo-A (amplitude), Modo-B (brilho) e Modo-M (oscilações).

O Modo-A registra picos verticais com amplitude diretamente proporcional à intensidade dos ecos, em uma linha correspondente à distância do refletor ao transdutor. O modo-B projeta uma imagem bidimensional através de pontos luminosos de intensidade proporcional à do eco, em escala de cinza e o modo-M oferece registros de oscilações referentes ao movimento de uma estrutura de tempo.



Figura 2.2 - Funcionamento do equipamento de US, durante um exame obstétrico fetal. Fonte: (http://eletronics.howstuffworks.com/ultrasound2.htm).

2.3 Ultra-Som 3D

O US3D é uma modalidade de ultra-som que permite a captação da imagem do corpo humano através de seções adquiridas por imagens geradas pelo modo-B. A diferença do US3D em relação ao 2D é que o exame é realizado com um transdutor especial para captar as imagens que, juntamente com um programa contido no aparelho de US transforma as informações em imagens tridimensionais.

Na década de 80 adicionaram às imagens do modo-B, as formas de ondas do fluxo sangüíneo, o que permite a mudança de freqüência do som refletido quando a estrutura refletora está em movimento, recurso este denominado de efeito *Doppler*. A adição da cor também trouxe muitos benefícios, pois permite a melhor identificação do sentido e freqüência das partículas em movimento. O desenvolvimento de *softwares* destinado à tradução de velocidades e sentidos dos fluxos tornou esta modalidade de exame mais rápida e segura.

As vantagens que a utilização que o US3D trouxe para a medicina são:

? permite uma avaliação melhor, com melhor entendimento das imagens em comparação à visão bidimensional, o que é fundamental em casos de malformações fetais. Neste sentido auxilia melhor compreensão do ultrasonografista;

? possibilita o armazenamento volumétrico de imagens, que poderão ser reconstruídas e trabalhadas por outros ultra-sonografistas e especialistas viabilizando que o exame seja "realizado" por outro profissional sem a necessidade de que o paciente se submeta a um segundo exame;

? sua capacidade de armazenamento permite a avaliação das imagens mesmo após a saída do paciente. Assim, é possível uma análise mais detalhada das imagens, possibilitando a visualização de malformações de uma maneira mais clara e, em casos de exames fetais, identificar precocemente certos problemas, garantindo melhores resultados em tratamentos;

? permite uma avaliação volumétrica mais detalhada de órgãos como mama, bexiga, útero e fetos.

Porém, ainda existem certas limitações do US3D que precisam ser mencionadas:

? O US3D é um método que depende muito do operador, havendo necessidade das mesmas habilidades exigidas pelas técnicas de ultra-som convencionais e ainda facilidade de visualização de imagens em três planos ortogonais.

? Alguns órgãos como abdômen podem ser obscurecidos pelos intestinos, atrapalhando a visualização. A presença de tecidos adiposos também interfere na exibição real dos órgãos.

? O tipo de equipamento influencia positiva ou negativamente na qualidade do resultado final.

? A posição fetal deve ser adequada, pois a interposição de outras estruturas como, por exemplo, membros e cordão sobre a estrutura a ser examinada poderão gerar artefatos e impedir uma adequada visualização. Neste sentido, a imagem bidimensional da estrutura a ser observada deve ser excelente para que a sua reconstrução em 3 dimensões também seja de boa qualidade.

De acordo com Braia (2000), a mais moderna aparelhagem nos tempos de hoje, é o ultra-som 4D que é capaz de projetar imagens em uma velocidade de 16 quadros por segundo, o que dá um aspecto de imagem quadro a quadro (*slow-motion*) e aproxima-se muito da imagem em tempo real, possibilitando a visualização dos movimentos fetais no interior do útero.

2.4 Ultra-Som 3D em Obstetrícia

Segundo Bronson (2002), Manssour (1998) e Pedreira (2000), o US3D apresenta vantagens sobre o método tradicional, pois permite uma reconstituição mais fiel e mais nítida da imagem. Novos ângulos de visão favorecem a visualização dos órgãos internos do corpo, favorecendo até intervenções cirúrgicas.

Na Obstetrícia o US é feito inicialmente pelo modo bidimensional, para avaliar o crescimento e morfologia do feto e só depois são feitas as reconstruções tridimensionais. O US3D não substitui nenhum dos exames que devem ser realizados de rotina durante o prénatal que são: a ultra-sonografia morfológica do primeiro trimestre (translucência nucal) e a ultra-sonografia morfológica do segundo trimestre (morfológico). No entanto, Pedreira (2000) acredita que a experiência que as imagens tridimensionais proporcionam aos pais vai acabar introduzindo a ultra-sonografia tridimensional na rotina obstétrica. Para que se possa aliar o desejo dos pais à boa prática clínica, deve-se indicar o US3D em momento obstétrico adequado, por exemplo: antes da 26^a semana, as estruturas que mais sobressaem são as estruturas ósseas, dando ao esqueleto fetal um aspecto muito evidente, podendo impressionar os leigos que esperam visualizar, muitas vezes, a fisionomia e o sexo do bebê. A figura 2.3 (a) ilustra a imagem de um exame de um feto com menos de 26 semanas, e a figura 2.3 (b) a imagem do exame de um feto após a 26^a semana de gestação.



Figura 2.3 - Visualização do ultra-som 3D. (a) Antes da 26ª semana de gestação. (b) Após a 26ª semana de gestação. Fonte: (PEDREIRA, 2000).

Esse exame aplicado à obstetrícia destaca-se na avaliação da malignidade de uma lesão, da necessidade ou não de uma biópsia, na sua utilização para guiar a agulha em procedimento de uma punção e até em procedimentos cirúrgicos, inclusive em fetos, além dos exames de rotina para verificação do desenvolvimento fetal.

Algumas malformações fetais de difícil diagnóstico no segundo trimestre, como as cardiopatias, as obstruções intestinais e a hidrocefalia, são melhores identificadas e avaliadas de acordo com o grau da deformidade, se comparadas ao exame 2D. A figura 2.4 mostra a diferença na visualização entre o ultra-som convencional, exibido na imagem 2.4 (a) e o US3D, ilustrado na figura 2.4 (b), enfatizando que a análise e o reconhecimento de algumas anormalidades podem torna-se mais evidentes no método 3D.



Figura 2.4 - Aspecto de meningomielocele. (a) Ultra-Som convencional 2D. (b) Ultra-Som 3D. Fonte: (PEDREIRA, 2000).

Segundo Pastore (1997), o US fetal é de grande importância no segundo e terceiro trimestre da gestação e os critérios para a análise fetal incluem a avaliação anatômica e biométrica, que incluem a observação dos batimentos cardíacos em tempo real; a demonstração da situação, apresentação e posição fetal; a avaliação do número de fetos por gestação; uma estimativa do volume do líquido amniótico; a localização placentária.; a avaliação da idade gestacional por diferentes parâmetros de biometria fetal, o especialista ressalta que a avaliação do crescimento fetal é de grande importância e deve ser realizado por US, para demonstrar a evolução ponderal do feto e, a avaliação da anatomia fetal visando excluir malformações congênitas.

2.4 Aplicações de RV em Imagens de US.

Estudos nos mostram que a aplicação de RV na medicina, utilizando o US, foi ampliada. Nesta área merece destaque o uso de Realidade Aumentada⁴ e, em especial, a sobreposição de imagens. Conforme relatam Ohbuchi (1992), State et al (1994), State et al (1996) e Fuchs et al (1996), um ultra-sonografista ou um neurocirurgião, usando óculos 3D, pode visualizar uma imagem de um órgão ou parte do cérebro sobreposta em tempo real sobre a parte do corpo correspondente do paciente. Por exemplo, o médico pode visualizar o feto dentro do útero, tudo em 3D, o que dá uma orientação espacial muito maior para auxílio ao diagnóstico ou até para cirurgias guiadas por imagem, como mostra a Figura 2.5. Comentam também que existem no mercado equipamentos especializados, baseados em Realidade Aumentada, que permitem o treinamento de suturas, inserção de cateter na veia

subclávia, discotomia vertebral laparoscópica, colecistectomia laparoscópica, além das outras especialidades médicas que usam outras modalidades como técnica para aquisição de imagem.



Figura 2.5 – (a) Representação de um médico realizando um exame utilizando óculos para visualização 3D. Fonte: <u>http://www.cs.unc.edu/Research/us/</u>; (b) Procedimento de US guiado por dispositivo não convencional. Fonte: <u>http://www.cs.unc.edu/~azuma/azuma_AR.html</u>.

As áreas que mais têm explorado aplicações de RV em US são a obstetrícia, cardiologia, laparoscopia e biópsias de mama.

2.4.1 Obstetrícia

Dentro do estado da arte de US aplicado em RA, merece destaque o Sistema *UNC Ultrasound Medical Augmented Reality Research*, desenvolvido na Universidade da Carolina do Norte. Consiste de um sistema de visualização de US com capacidade de exibir um feto sobreposto à imagem real no abdômen da mãe. OhBuchi (1992) e State et al (1994) afirmaram que o sistema inicial consistia em um equipamento de US padrão, de uma estação gráfica de trabalho denominada *Pixel-Planes 5*, de um *Head Mounted Display (HMD)* e de uma

⁴ Realidade Aumentada é uma variação da RV que permite ao usuário ver o mundo real, com objetos sobrepostos

miniatura da câmera de vídeo, utilizando técnicas *Chroma-Keying*⁵, que combinava dados de US renderizado, com imagens digitalizadas de vídeo obtidas do HMD. Porém o alinhamento era deficiente, devido ao sistema e equipamento de rastreamento. As imagens não eram claras e não havia percepção das formas 3D.

O sistema foi aperfeiçoado através de um algoritmo que reconstruía fatias individuais de dados de US em volume e fez uso de uma estação gráfica de alta performance com os dispositivos não convencionais.

Segundo State el al (1994) o projeto permite que um médico possa ver a imagem diretamente dentro do paciente em tempo real, tal como ilustra a Figura 2.6. Usando a tecnologia da Realidade Aumentada, que combina computação gráfica com imagens do mundo real, é possível construir uma ferramenta para auxiliar médicos durante vários procedimentos da obstetrícia, exames e também exames e biópsias em vários órgãos do corpo humano.



Figura 2.6 - Imagem fetal gerada pelo Sistema de RA. Fonte:(http://www.cs.unc.edu/~chen/ultrasound.html)

ou compostos com o mundo real. É a combinação do ambiente real com o ambiente Virtual (Azuma,1995). ⁵ *Chroma-key* é uma técnica de processamento de imagens cujo objetivo é eliminar o fundo de uma imagem para isolar os personagens ou objetos de interesse que posteriormente são combinados com uma outra imagem de fundo. (TONIETTO, 2001).

2.4.2 Biópsia de Mama

Fuchs et al. (1996) e State et al.(1996) também desenvolveram uma aplicação utilizando imagens de US, voltada para procedimentos de biópsia de mama, na qual um vídeo estereoscópico em tempo real é aplicado ao procedimento médico de biópsia da mama com US guiado por sonda.

Os autores afirmam que o sistema pode ser usado por um médico durante o exame não invasivo da mama, servindo para dar a localização precisa dos instrumentos utilizados, como a agulha, e também da lesão a ser analisada. No caso de uma biópsia, a ferramenta deverá guiar o médico em relação à localização da agulha até o cisto, proporcionando um procedimento minimamente invasivo.

O sistema reúne dados de US em tempo real e elementos geométricos com imagens do paciente feitas por vídeo. O médico vê o volume de dados do US diretamente sob a sonda, registrando os dados do paciente e a localização da agulha de biópsia.

É um sistema híbrido de localização que alcança registros de imagens sintéticas e reais, contando com técnicas para calibrar o sensor magnético. O médico utiliza um HMD equipado com câmeras para o exame do paciente. A sonda do US é presa ao braço de rastreamento mecânico. Essas particularidades do aplicativo podem ser conferidas na Figura 2.7.



Figura 2.7 - Médico usando o equipamento de RA durante um exame. Fonte: (http://www.siggraph.org/conferences/siggraph96/core/conference/papers/f130b.3.html)

A figura 2.8 apresenta imagens exibidas pelo HMD durante uma biópsia, mostrando a inserção da agulha na mama. A imagem (a) e (c) mostram as visões dos olhos esquerdo e direito respectivamente; a Figura 2.8 (b) é a imagem resultante das duas visões, ou seja, a visão real que o médico precisa ter para executar o exame. O procedimento consiste em fazer uma abertura sintética na mama e guiar a inserção da agulha até a lesão exibindo as imagens em tempo real. A biópsia da mama requer alto nível de precisão. Por esse motivo, esse sistema usa a combinação de sensores mecânicos e magnéticos calibrados.



Figura 2.8 - Visão do HMD durante uma biópsia. (a) Visão do olho esquerdo. (b) Imagem da fusão das duas visões. (c) a visão do olho direito. Fonte: (http://www.siggraph.org/conferences/siggraph96/core/conference/papers/f130b.3.html)

2.4.3 Laparoscopia

Laparascopia é um procedimento médico que permite a visualização da cavidade abdominal mediante o uso de um instrumento denominado laparoscópico, que é introduzido através da parede abdominal. Esse procedimento também foi implementado por uma equipe de pesquisadores da Universidade da Carolina do Norte que desenvolveram a Cirurgia Laparoscópica com tecnologia de Realidade Aumentada. Em Fuchs et al (1998) relata-se o projeto como sendo uma técnica criada para guiar a trajetória dos instrumentos dentro do corpo humano, de uma forma minimamente invasiva, podendo ser considerado como uma ferramenta de visualização para as intervenções cirúrgicas.

A laparoscopia tradicional oferece algumas limitações quanto à visão do cirurgião e o freqüente ajuste da câmera. Também exige muita coordenação entre as mãos e a visualização do procedimento executado obtida através de um monitor posicionado na frente do médico, conforme mostra a imagem 2.9 (a).



(a)

(b)

Figura 2.9 - Procedimento de Laparoscopia: (a) Laparoscopia no modo tradicional. (b) Exemplo do Procedimento de Laparoscopia em RA. Fonte: (<u>http://www.cs.unc.edu/~us/laparo.html</u>)

Segundo Fuchs et al (1998) o projeto faz uso de imagens de US, imagens laparoscópicas, HMD e uma estação gráfica potente para gerar as imagens que combinam computação gráfica e as imagens reais do paciente.

O sistema pode mostrar imagens de US ao vivo como também usar o laparoscópico que registra em tempo real os dados da parte do corpo do paciente que será analisado. Este sistema pode ser usado para auxiliar e guiar médicos durante vários tipos de US e procedimentos laparoscópicos. Utilizando os recursos da RA, as limitações de visão e coordenação do cirurgião são solucionadas, tal como mostra a imagem 2.10 (b). Com o uso de HMD é possível visualizar as imagens 3D geradas e conduzidas até o visor dos óculos, permitindo a interação. A imagem é captada por US, tratada e trazida até o visor do HMD. A Figura 2.10 ilustra a visão do abdômen de um paciente através do sistema de RA.



Figura 2.10 - A visão do abdômen de um paciente através do sistema de RA. Fonte: (http://www.cs.unc.edu/~us/laparo.html)

Segundo Fuchs (1998) os resultados obtidos desse projeto foram positivos, pois o sistema é capaz de extrair automaticamente as informações das imagens internas de um paciente, gerar e exibir dados tridimensionais, auxiliando procedimentos médicos. Os Projetos que foram desenvolvidos na Universidade da Carolina do Norte, conforme foi relatado em State el al (1994), State el al (1996), Fuchs et al (1996), Fuchs et al (1996) e OhBuchi (1992) continuam sendo aprimorados, os resultados e os projetos futuros são apresentados na página da Universidade.

CAPÍTULO 3

PROCESSAMENTO DE IMAGENS DE ULTRA-SOM

3.1 Conceitos Básicos de Processamento de Imagens

Conforme foi detalhado no capítulo1, os pesquisadores trabalharam muito nas primeiras décadas de 1900 com o intuito de separar estruturas sobrepostas e chegaram a desenvolver modelos analógicos que não apresentaram os resultados esperados, levando-os à conclusão de que seria necessário um computador para limpar os borrões formados nas imagens e que modelos matemáticos seriam necessários para a sua reconstrução.

Segundo Gonzalez (1987), a formação da imagem ocorre quando um sensor registra a radiação que interagiu com objetos físicos. A imagem é a representação do objeto físico que pode ser armazenada, manipulada e interpretada de acordo com as necessidades do interessado.

No espaço bidimensional a imagem é matematicamente representada por f(x,y), sendo x e y as coordenadas espaciais e f a função da intensidade luminosa, pois indica o brilho da imagem no ponto especificado. Nas imagens digitais, a representação é formada por um vetor de valores discretos e os valores de cada pixel são quantificados em um número de uma escala de variados níveis de cinza, onde é atribuído zero à cor mais escura e o maior valor se refere a cor mais clara da escala.

Para verificar a qualidade de uma imagem digital alguns parâmetros são usados, como a resolução espacial, a resolução de contraste e a resolução temporal. A resolução espacial se refere à quantidade de pixels por área de imagem. A resolução de contraste é verificada pelo número de bits por pixel, que indica basicamente quantas cores ou tons de cinza podem ser representados. Finalmente, a resolução temporal indica o tempo necessário para formar a imagem. É importante ressaltar a importância do tempo na formação da imagem, pois uma imagem gerada com uma taxa inferior a 30 quadros por segundo pode resultar na impossibilidade de distinguir algumas estruturas.

Em Gonzalez (1987), denomina-se "Processamento de Imagens" ao vasto conjunto de operações que podem ser aplicadas em uma matriz que representa uma imagem, como também se define como a manipulação e análise da informação pictorial pelo computador.

Para a manipulação e análise de imagens digitais existe um conjunto de técnicas agrupado segundo o nível da operação aplicado ao sistema de análise. O processamento de imagens divide-se em três níveis de processamento: o Baixo Nível, que é formado por procedimentos que são aplicados na imagem com o intuito de melhorar a sua qualidade, remover dados indesejáveis e realçar os dados importantes. Como exemplo pode-se citar as técnicas: *Threshold* (binarização), Quantização, *Splitting*, e Equalização; o Nível Médio, que reúne procedimentos para a extração e caracterização de componentes como a identificação de formas significantes em uma imagem, utilizando um conjunto de técnicas denominadas Segmentação. O Alto Nível requer um conjunto de procedimentos para o reconhecimento e interpretação de dados extraídos nos níveis anteriores, com técnicas de reconhecimentos de padrões e representação e é responsável pela ligação da imagem com algum banco de conhecimento.

3.1.1 Técnicas de Processamento de Imagens para Realce e Suavização Ruídos

3.1.1.1 Thresholding

O histograma é a função que fornece a freqüência de cada nível de cinza na imagem. O valor do histograma em um nível de cinza é obtido através do cálculo da quantidade de pixels com aquele nível de cinza. Várias técnicas de processamento de baixo nível são aplicadas com base no valor do histograma da imagem, por exemplo, para tornar uma imagem mais clara ou mais escura, define-se um valor constante e soma-se ou subtrai-se a constante em todos os pixels da imagem.

Thresholding ou Binarização é a técnica que transforma a imagem em uma matriz com somente dois níveis de cinza: menor valor de intensidade (0) e maior valor de intensidade (255). O procedimento usado é o seguinte: primeiro determina-se um valor de limiar, a partir do qual são definidos os valores dos pixels na imagem, os pixels com valores abaixo do limiar são transformados em zero e os pixels com valores iguais ou superiores ao limiar é atribuído o máximo valor de intensidade.

Segundo Gonzalez (1997), a técnica de Splitting permite o aumento do contraste de uma imagem com base no seu histograma. O algoritmo consiste em dividir os pixels em dois grupos distintos de níveis de cinza.

A Equalização, também conhecida como Linearização de Histograma, tem como objetivo obter através do espalhamento da distribuição dos níveis de cinza da imagem. É uma operação muito utilizada para recuperar imagens que apresentam muitos ruídos e borrões. Gonzalez (2002).

3.1.2 Técnicas de Processamento para Segmentação

Segmentação é um conjunto de técnicas de processamento de imagens responsável por identificar as formas de interesse à pesquisa de uma imagem a fim de fornecer informações para a sua análise. Gonzalez (1987) define segmentação como "o processo que subdivide uma imagem em suas partes ou objetos constituintes". Para que a imagem possa ser analisada, ela tem que estar segmentada em regiões, que são agrupamentos de pixels resultantes do processo de segmentação. Uma das tarefas mais difíceis da visão computacional é realizar a segmentação de uma forma robusta, ou seja, de uma forma eficiente para todos os tipos de imagens. Em geral, as técnicas de segmentação são bastante limitadas, trazendo bons resultados para certo conjunto de imagens e falhando consideravelmente para outros tipos de imagens. Uma segmentação não eficiente compromete todo o processamento posterior.

Alguns tipos de segmentação utilizam *templates*, que são definidas para a realização de operações na vizinhança de um pixel. É uma matriz, na qual o elemento central é o pixel em questão, a partir do qual são aplicadas operações aritméticas, indicados nas posições correspondentes da matriz. Uma máscara de tamanho 3x3 pode ser representada de acordo com a figura 3.1.

t1	t2	t3
t4	t5	t6
t7	t8	t9

Figura 3.1- Exemplo de uma máscara 3x3.

Considerando ti, i=1,...,9, os coeficientes da máscara em questão e xi, i=1,...,9,os valores dos pixels sob a máscara, o resultado que será atribuído ao pixel central será: t1x1+t2x2+t3x3+t4x4+t5x5+t6x6+t7x7+t8x8+t9x9.

Muitos algoritmos de técnicas processamento de imagens, utilizam máscaras para produzir a imagem final.

A detecção de pontos isolados, por exemplo, é útil para remoção de ruídos e análise de partículas. Para uma imagem com um valor de fundo constante, efetua-se a detecção com o uso de uma máscara exibida através da Figura 3.2.

-1	-1	-1
-1	8	-1

Figura 3.2 - Máscara que pode ser usada para detecção de pontos isolados em Imagens com fundo constante.

De forma semelhante podem ser utilizadas as máscaras demonstradas na figura 3.3 para a detecção de linhas nas direções horizontal, 45°, vertical e –45°, respectivamente. O cálculo do valor do pixel central é realizado conforme já demonstrado.

-1	-1	-1	-1	-1	2	-1	2	-1	2	2	-1
2	2	2	-1	2	-1	-1	2	-1	-1	2	-1
-1	-1	-1	2	-1	-1	-1	2	-1	-1	-1	2

Figura 3.3 - Máscaras utilizadas para a detecção de linhas.

A importância do processo de realce de bordas se deve ao fato de que, ao se detectar uma borda, é possível destacar os objetos de interesse de uma imagem, extraindo-se propriedades como formas e medidas, possibilitando o cálculo de área, perímetro, entre outros. Em Gonzalez (1997), afirma-se que uma borda é o limite entre duas regiões com propriedades distintas de nível de cinza. Uma borda é parte da imagem onde há uma maior ou menor mudança abrupta dos níveis de cinza.

A detecção de bordas é uma técnica para detectar regiões com contraste de imagens. A mais simples situação de detecção de bordas é definida em imagens binárias. Neste caso, somente dois níveis estão presentes na imagem, sendo um para o nível de cor dos pixels do objeto e o outro nível para os pixels do fundo da imagem. Há diferentes algoritmos que podem ser usados para se detectar bordas binárias. O mais simples é baseado no fato de que um pixel do limite é um pixel que pertence ao objeto e tem ao menos um vizinho que é um pixel do fundo. Para cada pixel da imagem procura-se seus vizinhos, p(x,y+1), p(x,y-1), p(x+1,y) p(x-1,y) e se algum for , por exemplo 0, então o pixel é da borda.

Para detectar bordas em imagens com pixels em diferentes níveis de cinza, um operador ou máscara é usado para a aplicação das técnicas de detecção de borda. Nestes métodos, como a borda é definida por uma mudança no nível de cinza, a máscara que percebe esta mudança funciona como um detector de bordas. Ao se detectar a borda, o procedimento deve, então, realçá-la, destacando, assim, o objeto.

3.1.3 Operadores Para Detecção de Bordas

O operador de Sobel utiliza-se de um *template* de tamanho 3x3, conforme mostra a Figura 4.4 (a) na elaboração do algoritmo Gradiente que determina os valores das bordas verticais e horizontais com as fórmulas respectivamente apresentadas em G(x) e G(y), sendo Gx = (x7+2x8+x9)-(x1+2x2+x3) e Gy = (x3+2x6+x9)-(x1+2x4+x7), conforme ilustram as máscaras representadas pelas figuras 3.4 (b) e 3.4 (c) respectivamente.

x1	x2	x3			-1	-2	-1		-1	0	1
x4	x5	x6			0	0	0		-2	0	2
x7	x8	x9			1	2	1		-1	0	1
L	(a)	1	I	ļ		(b)		1		(c)	

Figura 3.4 - (a) Template 3x3 para a aplicação dos operadores de Sobel; (b) Máscara para determinar bordas verticais, (c) Máscara para determinar bordas horizontais.

Percorre-se toda a imagem calculando-se a soma dos pixels com as máscaras. O valor calculado é definido como limiar destacando-se o pixel.

O operador Laplaciano utiliza somente uma máscara para a detecção das bordas. Tomam-se o pixel central da imagem multiplicado por -4 e seus vizinhos por 1. A soma do resultado da multiplicação do pixel central com seus vizinhos é o valor do novo pixel.

0	1	0
1	-4	1
0	1	0

Figura 3.5 - Máscara para a aplicação dos Operadores de Laplaciano

O operador de Roberts é a técnica de detecção mais simples e a mais antiga dos algoritmos de detecção de bordas. Utiliza uma matriz 2x2 para encontrar as mudanças nas direções x e y, como mostra a figura 3.6. A operação é realizada com a multiplicação de P(x,y) por P(x+1, y+1) e de P(x,y+1) por (x+1, y+1).



Figura 3.6 - Máscara para a aplicação do Operador de Roberts

3.1.4 Crescimento de Região

Segundo Gonzalez (1997), Crescimento de Região é um método que consiste em agregar conjuntos de pixels em regiões maiores. A aproximação de processamento mais simples é a agregação de pixels, isto é: escolhe-se um pixel ou um conjunto de pixels denominados "sementes" e faz-se o crescimento da região através da agregação de pixels vizinhos às sementes que possuem propriedades similares (intensidade, cor, textura etc). O processo continua até se atingir uma condição pré-estabelecida de parada, como por exemplo, um determinado nível de cinza ou uma distância específica.

A vantagem é que a imagem não precisa ser homogênea, pois as suas características são previamente analisadas e incluídas nos descritores de semelhança e é um algoritmo de rápida execução.

As principais desvantagens são:

? dificuldade na seleção dos pixels sementes (a aplicação deve ser conhecida);

? dificuldade para selecionar as propriedades de semelhança (a aplicação e os tipos de dados da imagem devem ser conhecidos) e;

? estabelecer as condições de parada, pois as mesmas vão depender da análise da imagem.

A figura 3.7 apresenta um exemplo de segmentação de imagem realizado com a técnica de crescimento de região.







(b)



Figura 3.7 - Exemplo de aplicação da técnica de "crescimento de região" (a) Escolha do pixel semente, (b) Início do processo de crescimento. (c) Região com 50% de crescimento. (d) Processo concluído e a região de interesse em destaque. Fonte: Gonzalez (1987)

3.2 Aplicações de Processamento de Imagens em US

A capacidade do exame de US gerar estruturas anatômicas em tempo real tem focalizado duas aplicações importantes na medicina. Como já mencionado nesse trabalho, uma imagem gerada por US apresenta ruídos, artefatos e outros problemas que dificultam o trabalho de análise e de reconhecimento de estruturas de interesse. Baseando-se nisso foi que Subramanian et al (1997) desenvolveram um trabalho para segmentar e analisar imagens 2D de US fetal, utilizando dois algoritmos: Crescimento de Região e uma variação do algoritmo *Split e Merge* para segmentar seqüência de imagens.

A técnica de Split e Merge (dividir e fundir) consiste em dividir uma imagem de acordo com similaridades de características definidas e depois fundir obedecendo às características definidas no algoritmo.

O sistema apresentado por Subramanian et al (1997) explorou a combinação de técnicas e a coerência das imagens quadro-a-quadro, acelerando o processo de segmentação e tornado-se uma robusta técnica de detecção de características.

As etapas para a execução do sistema foram:

? Aquisição de imagens: as imagens são obtidas por US e convertidas para um formato de vídeo.

? **Processamento e Segmentação**: são usadas técnicas de suavização para diminuir ruídos e artefatos presentes na imagem. Após a suavização, um usuário pode segmentar a seqüência de imagens, o que é realizado através da aplicação dos algoritmos das técnicas Crescimento de região e *Split e Merge*, sucessivamente. Se o resultado for satisfatório, o usuário passa para a próxima seqüência de imagens, senão executa novamente o processo.

Segundo Hiransakolwong e Windyga (2002) é mais difícil segmentar a imagem de US do que as imagens obtidas em qualquer outra modalidade de exame, pois as mesmas apresentam muitos ruídos e artefatos, dificultando a visualização das estruturas de interesse.

O projeto FASU (*A Full Automatic Segmenting System for Ultrasound Image*), de Hiransakolwong e Windyga (2002), desenvolvido para segmentar imagem de US automaticamente foi elaborado em três etapas.

Primeiro aplica-se um filtro para eliminar os ruídos das imagens. O filtro utilizado no sistema foi o "*peak-and-valley*", que consiste em varrer todos os pixels da imagem usando a curva de Hilbert, com o objetivo de encontrar um valor máximo de intensidade dos pixels e substituir os valores dos pixels com menor valor entre os pontos analisados conforme mostra o algoritmo representados na Figura 3.8, onde P(i) é o valor original analisado, P' (i) é a nova intensidade calculada e j a posição que inicia-se com 0 variando até k-1, e k é o total de pixels analisados.

$$P'(i+j) = \min(P(i-1), P(i+k))$$

if $P(i+j) < P(i-1)$ and $P(i+j) < P(i+k)$
$$P'(i+j) = \max(P(i-1), P(i+k))$$

if $P(i+j) > P(i-1)$ and $P(i+j) > P(i+k)$
$$P'(i+j) = P(i+j)$$
 else.
? $j = 0, 1, 2, ..., k-1$

Figura 3.8 – Códigos da técnica peak-and-valley.

Na segunda etapa aplica-se uma adaptação da técnica de *Threshold* para binarizar a imagem, preparando-a para o próximo passo.

A terceira etapa consiste em separar as estruturas com o algoritmo "*core area*" e detectar as áreas de interesse nos objetos com as características obtidas e analisadas. No algoritmo "*core area*" objetos são selecionados e agrupados por critérios pré-definidos. Como imagens de USO possuem muitos ruídos, não é possível identificá-los usando as características normais como área, forma ou textura, Por esse motivo o sistema define uma área, sobre a qual aplica a comparação das características dos pixels, como mostra a máscara na figura 3.9, na qual A representa o pixel analisado e os pixels B,C e D são os vizinhos comparados.

D	В
С	А

Figura 3.9 - Máscara aplicada no algoritmo "core area".

Segundo os autores, o sistema FASU apresentou resultados satisfatórios quando aplicado numa base de imagens de US e trouxe bons resultados na identificação e segmentação nas estruturas de interesse, a figura 3.10 ilustra a aplicação do sistema em imagens de US ginecológico.



Figura 3.10 - (a) a imagem original; (b) a imagem após a aplicação do algoritmo *peak-and-valley;* (c) início da aplicação da técnica *threshold*; (d) a imagem binarizada; (e) contorno obtido com o sistema; (f) o contorno foi obtido manualmente.

Hanna e Youssef (1997) desenvolveram um sistema que consiste em extrair automaticamente as medidas da cabeça do feto, pois segundo os pesquisadores, as medidas da circunferência da cabeça fetal e do comprimento do fêmur são essenciais para se estimar a idade fetal, mas devido ao ruído natural e os borrões da imagem de US, técnicas manuais de observação e extração de medidas estão sujeitas a interferências que dificultam o trabalho dos especialistas.

Segundo Hanna e Youssef (1997), as diferenças entre as estruturas de cada parte dos membros fetais consistem em dificuldades na aplicação das mesmas técnicas em membros diferentes, por esse motivo os pesquisadores concentraram-se seus estudos na extração de medidas da cabeça fetal, utilizando técnicas de segmentação.

As técnicas usadas foram: primeiro aplica-se o Threshold para eliminar os ruídos produzindo uma imagem binária, o valor do threshold é obtido da análise do histograma dos níveis de cinza da imagem.

Depois, a imagem é submetida a um Operador Gradiente usado para auxiliar na detecção das bordas. Como a utilização desse operador sozinho não foi suficiente para a definição das bordas, porque além da existência de ruídos, a borda da estrutura analisada nem sempre estava bem definida, foi necessário aplicar morfologia matemática.

Os pesquisadores afirmam que o sistema levou cerca de 4 minutos para completar todas as etapas e forneceu bons resultados. Comparando o processo manual de extração de medidas com o sistema desenvolvido pelos pesquisadores, obtiveram os coeficientes (margem de acerto) de variação em relação aos resultados reais de 0,994 e 0,985, que são considerados normais para valores de meses de gestação, o que resultou em valores significantes para a obstetrícia.

CAPÍTULO 4

METODOLOGIA

4.1 Considerações Iniciais

O Ultra-Som é uma das modalidades de exames mais importantes para a Obstetrícia. Pastore (1997) comenta que o US é indispensável para o acompanhamento da gestação e para a execução de todos os procedimentos da análise fetal. Bronson (2002) destaca o fato da técnica ter sido considerada uma das modalidades de exame que apresentou, nas últimas décadas, um grande desenvolvimento tecnológico.O US 3D e o US 4D, que já foram detalhados no capítulo 3, são exemplos de técnicas avançadas de US que muito auxiliam os especialistas durante os exames visualizado estruturas 3D em tempo real. Mas é importante lembrar o que também foi relatado em capítulos anteriores por Braia (2000), Manssour (1998), Pedreira (2000) e Subramanian et al (1997) entre outros, quando declaram que tanto o US convencional como as técnicas mais modernas 3D e 4D apresentam algumas limitações, que podem resultar em dificuldades na identificação das estruturas de interesse e obtenção de diagnósticos precisos, além do custo do exame que é o caso das modalidades 3D e 4D. Baseando-se nos fatos apresentados, buscou-se desenvolver um estudo sobre o US fetal, analisando os vantagens que esta especialidade de exame apresenta, como também as suas limitações, sobre as quais objetivou-se a construção de uma ferramenta capaz de auxiliar os profissionais da área da saúde, e em especial os médicos obstetras, nos procedimentos de

biometria fetal e visualização 3D, minimizando os problemas acarretados pelas limitações já mencionadas.

Neste Capítulo apresenta-se a Metodologia utilizada no sistema que utiliza técnicas de Processamento de Imagens e técnicas de RV para a representação e manipulação das estruturas fetais a partir de imagens de US 2D, detalhando cada etapa e técnicas utilizadas na composição do projeto.

O sistema apresentado faz parte de um escopo maior composto por duas fases distintas: a primeira fase, que compreende o tratamento e segmentação da imagem de USO fetal e a extração de características relevantes para a execução da segunda fase, que é a Modelagem 3D da imagem analisada e a interação com o usuário, o escopo geral é exibido na figura 4.1.



Figura 4.1-Escopo geral do Projeto

A primeira etapa do projeto foi dividida em três etapas:

? Aplicação de técnicas de Processamento de Imagens para tratar a imagem de USO fetal 2D com o intuito de reduzir os ruídos e artefatos e destacar a estrutura de interesse a pesquisa;

- ? Segmentação e extração das características da imagem segmentada;
- ? Integração e elaboração de rotina que modela partes de estruturas fetais, a partir de dados extraídos na etapa anterior.

A segunda etapa, desenvolvida num projeto paralelo a este, consiste num Programa desenvolvido com a linguagem Java que gera códigos-fontes que foram elaborados na linguagem VRML e, cria as estruturas 3D que podem ser manipuladas e visualizadas em diferentes ângulos. Assim, o feto pode ser visualizado em posições que inicialmente não foram obtidas nas imagens bidimensionais, podendo auxiliar na percepção de deformidades físicas. A fim de auxiliar na visualização de deformidades, o sistema fornece ao usuário uma estrutura idêntica àquela que ele solicitou, mas com os parâmetros de um feto normal, de acordo com a semana de gestação, permitindo que uma comparação entre o feto normal e o gerado possa ser realizada a partir das medidas fornecidas.

As imagens de US são provenientes de um filme, o que obriga o operador do equipamento de US a captar e selecionar as imagens mais relevantes, aquelas que exibem estruturas nítidas e interessantes para a análise. Conforme já mencionado anteriormente, obter boas imagens é uma tarefa que exige habilidade do médico, qualidade técnica do equipamento e sorte, pois o feto no momento do exame precisa estar numa posição adequada e também não pode se movimentar muito. Portanto, a seleção de quadros relevantes e um estudo sobre os aspectos técnicos da imagem de US é o ponto inicial do projeto. O projeto é formado por etapas, conforme ilustra a Figura 4.2.

O projeto inicia-se com a seleção de imagens relevantes de US. Com as imagens selecionadas, realiza-se uma pesquisa detalhada das estruturas fetais a partir dos seis meses, bem como o posicionamento e os movimentos do feto, técnicas de processamento de imagens são aplicadas para realçar a imagem e suavizar os ruídos, facilitando a identificação de cada estrutura para a aplicação das técnicas de segmentação necessárias para destacar as regiões de

interesse da imagem, que serão posteriormente aos testes, representadas por objetos sintéticos 3D. No esquema apresentado no diagrama 4.2, o item 7 faz parte de um trabalho (Hermosilla, 2004) que visa a modelagem 3D de estruturas fetais.



Figura 4.2- Etapas do funcionamento do projeto.

4.2 Estrutura Física do Sistema.

Um dos objetivos do sistema é permitir a visualização e a manipulação de estruturas fetais com uma ferramenta de baixo custo, para concretizar os objetivos foi preciso fazer um levantamento sobre quem seriam os usuários do sistema e sobre os recursos necessários para a aplicação das técnicas de processamento de dados e para visualizar eficientemente a modelagem 3D, que faz parte do projeto de Hermosilla (2004). Portanto, o equipamento utilizado para o desenvolvimento foi um PC, processador Pentium III, com 128 MB, com o Sistema Operacional Windows por ser uma configuração muito próxima dos equipamentos utilizados pelos futuros usuários do sistema, os especialistas em obstetrícia e também os futuros pais. Além de que, com as placas aceleradoras gráficas e processadores encontrados atualmente no mercado é possível obter um desempenho satisfatório de aplicações gráficas nesse tipo de equipamento.

A linguagem de programação escolhida para a implementação foi o Java 2 Plataforma SDK, versão 1.4.1, pois em Deitel (2001) e Sebesta (2000) definem-se a Linguagem Java como uma linguagem completamente orientada a objetos, tendo sido projetada para ser confiável e ser executada em qualquer plataforma, podendo ser usada para a programação da World Wide Web, além de que, o seu sistema compilador/interpretador é gratuito e de fácil obtenção na Web.

A base de imagens utilizada para os teste, foi fornecida pelo Instituto de Radiologia de Presidente Prudente. Imagens obtidas pelo equipamento *GE*, modelo *Logiq 200 Alpha*, que gera imagens em diferentes formatos.

4.3 Metodologia Utilizada

Para implementar o projeto foram usadas imagens de USO fetal a partir dos seis meses de gestação com os formatos JPEG e GIF. As imagens originais foram recortadas em quadros de 250 X 250 pixels.

As técnicas utilizadas para tratar a imagem, aumentar o contraste e binarizar, foram: Equalização e Threshold e, para segmentar a estrutura de interesse, um algoritmo foi elaborado utilizando-se as técnicas de Crescimento de Região.

As técnicas de processamento de imagens aplicadas nas etapas iniciais da implementação do projeto são exemplificadas com a figura 4.3.



Figura 4.3 Etapas iniciais de implementação do projeto

4.3.1 Equalização

A equalização é aplicada sobre as imagens originais que necessitam de um realce das estruturas com o espalhamento dos níveis de cinza, o algoritmo utilizado é apresentado abaixo, sendo que *TamanhoImagem* é a variável que recebeu a quantidade total de pixels da imagem; *QTDPixelNivel* é a variável que recebe o cálculo de TamanhoImagem dividido por 256, que é o total dos níveis de cinza, obtendo então a quantidade de níveis para o espalhamento dos níveis de cinza da imagem. Para obter-se os novos níveis de cinza, utiliza-se dos códigos apresentados na Figura 4.4, na qual para o Histograma variando de 0 a 255, o *NovoNivel* recebe o valor do nível de cinza obtido pela divisão do total dos novos níveis acumulados por *QtdPixelNivel*, subtraído de 1.

Figura 4.4- Códigos usados para a equalização da imagem do US Fetal.

A Figura 4.5 exibe o resultado do processo de equalização aplicado a uma imagem de um antebraço obtida por USO. Em 4.5 (a) exibe-se à imagem original e em 4.5 (b) o resultado do antebraço fetal equalizado.



Figura 4.5 - (a) imagem original e (b) imagem equalizada.
4.3.2 Threshold

A técnica Threshold foi aplicada sobre a imagem resultante da equalização. A importância de a binarização ocorrer após o processo de equalização se deve ao fato de que binarizar a imagem original pode resultar numa imagem com os ruídos e artefatos destacados de tal forma que a estrutura de interesse fique ainda mais ruidosa e misturada com os borrões, dificultando o processo de segmentação.

A metodologia da técnica inicia-se com o usuário indicando o valor do Limiar, a partir desse valor, imagem inteira é percorrida verificando a cor dos pixels. Para os valores maiores ou iguais ao Limiar, atribui-se o valor de intensidade máxima na escala de cinza, o branco (255) e, para valores menores que o Limiar, atribui-se o preto (0). A Figura 4.6 exibe um trecho do código usado para binarizar a imagem, a figura 4.7 mostra uma imagem fetal binarizada.

```
for (int t = 0; t<TamanhoImagem; t++) {
    if((Pixels[t])>= Limiar) {
      Pixels[t] = 255;
      NovoPixel[t] = Pixels[t];
    }
    if((Pixels[t])< Limiar) {
            Pixels[t] = 0;
            NovoPixel[t] = Pixels[t]; }
}</pre>
```

Figura 4.6 – Trecho do código usado para a Binarização da imagem do US Fetal.





(a)

Figura 4.7 - (a) Imagem equalizada usada para a binarização; (b) Imagem fetal binarizada.

Com a imagem binarizada a estrutura fetal tornou-se mais evidente, porém, muitos ruídos que apresentam a cor com a mesma intensidade da estrutura de interesse na imagem equalizada, destacam-se também, dificultando a execução do próximo passo do projeto, que seria a segmentação da estrutura fetal. A solução foi o desenvolvimento de um algoritmo de Crescimento de Região, tendo como ponto inicial, coordenadas escolhidas pelo usuário, obtidas através de um clique do mouse sobre uma região dentro da estrutura de interesse para segmentação.

4.3.3 Limiarização

(Fátima, este item não esta legal...)

Esta técnica é aplicada para espalhar os níveis de cinza baseando no valor do limiar, a partir do qual divide-se a concentração dos níveis de cinza. Percorre-se a imagem inteira comparando a intensidade do nível de cinza com o limiar e se o pixel possuir a cor com o valor da intensidade maior ou igual ao limiar, acrescenta-se mais 50 a cor do pixels e se o valor for inferior ao limiar, retira-se 50 da sua cor. A aplicação é realizada na imagem original, quando o espalhamento dos níveis de cinza, com a técnica de Equalização não destaca a estrutura de interesse como o desejado. A figura 4.8 apresenta a aplicação do sistema em um fêmur e exibe-se em (a) a imagem de US original, em (b) a aplicação da limiarização e em (c) o resultado da aplicação do threshold sobre a imagem limiarizada.



Figura 4.8 – Aplicação do sistema com a imagem do fêmur. (a) imagem original; (b) aplicação da limiarização; (c) aplicação do threshold.

4.3.4 Segmentação

Para a execução dessa fase, foi necessário aplicar um conjunto de técnicas, que iniciou-se com a elaboração de uma rotina de crescimento de região a partir de um algoritmo que identificasse um ponto escolhido manualmente pelo usuário através do mouse.

O objetivo da etapa de Crescimento de Região foi criar linhas, iniciando do ponto obtido com o mouse até a borda, destacando a imagem e obtendo as coordenadas das bordas (pontos de encontro das linhas com a borda) que são dados essenciais para a definição concreta das bordas, facilitando o processo de segmentação fetal. A seqüência dos algoritmos é apresentada na figura 4.9.



Figura 4.9 - Seqüência de algoritmos utilizados para obter a Segmentação Fetal

4.3.3.1 Crescimento de Região

O processo de Segmentação iniciou-se com a aplicação das técnicas de Crescimento de Região e processou-se da seguinte forma: primeiro, o usuário escolhe uma região na imagem, dentro da estrutura de interesse, e clica com o mouse. Com os métodos *getX()* e *getY()* da classe *MouseClickHandler* obteve-se a localização do clique, na imagem, com as coordenadas dos eixos X e Y. A partir dos valores obtidos nas coordenadas, inicia-se o crescimento. A técnica consiste em desenhar linhas a partir da posição inicial que é definida com os valores dos eixos X e Y. A equação usada para determinar às coordenadas (linha, coluna) para desenhar cada ponto na formação das linhas são apresentadas nas equações 4.1 e 4.2 respectivamente, sendo 4.1 o cálculo da posição do eixo X e 4.2 o cálculo da posição do eixo Y. A quantidade de linhas criadas para demarcar a imagem, é definida através do valor do ângulo, em graus, pois baseando-se no fato de que uma circunferência é formada por 360°, basta estipular um valor para o ângulo e este definirá direção do crescimento e conseqüentemente, a subdivisão das linhas enquanto calcula cada ponto que formará as linhas

de crescimento da mesma, conforme mostra as equações 4.1 e 4.2. O valor usado para o ângulo, no sistema foi 10.

linha = linha_inicial+sen_ângulo.	(4.1)
coluna = coluna_inicial+cos_ângulo.	(4.2)

O crescimento dos pontos é executado até que seja verificada uma mudança brusca de cor, ou seja, a imagem esta binarizada e a sua borda normalmente apresenta um agrupamento de pixels com a cor branca, como mostra a figura 4.7 (b), e se ocorrer uma mudança da cor branca para a preta e se a freqüência da ocorrência for maior que cinco, então significa que a borda acabou e o crescimento naquela direção pode ser encerrado. A técnica utilizada está representada na Figura 4.10.

Para (\hat{a} ngulo = 0 até 360, \hat{a} ngulo +10) faça
Inicio_Para
linha = linha_inicial+sen_ângulo;
coluna = coluna_inicial+cos_ângulo;
linha_inicial = linha;
coluna = coluna_inicial;
Vetorlinha [posição] = linha;
Vetorcoluna[posição]=coluna;
Se $COR[linha, coluna] = 0$ então
Inicio_SE
ContadorMudançadeCor = ContadorMudançadeCor +1;
Fim_SE
Fim_Para

Figura 4.10 - Algoritmo do crescimento de região

Após o crescimento, a imagem é demarcada com linhas que se iniciam no ponto estabelecido pelo usuário e vão até a condição de parada, que é à borda da estrutura. Uma rotina é aplicada para ligar os pontos das bordas, destacando a imagem de interesse e facilitando o processo de segmentação do fundo da imagem. A metodologia utilizada consistiu em desenhar linhas ponto a ponto para delimitar a borda da estrutura, mas como em algumas imagens, devido à existência de artefatos, as bordas não são bem nítidas, ou seja, não possuem um bom agrupamento de pixels na cor branca, aplicou-se uma rotina para verificar se à distância entre um ponto e outro é maior que à distância média entre os pontos das bordas, então a média entre os dois pontos vizinhos, o anterior e o posterior ao valor verificado, passa a ser o novo valor para a localização do ponto. Como normalmente as imagens obtidas com US contém muitos artefatos, é possível que alguma condição de parada tenha avançado o ponto da borda, sendo então necessário utilizar tal procedimento comentado.

Com pontos da borda armazenados, foram desenhadas linhas com o método *drawline* unindo os pontos da bordas facilitando o processo de segmentação. A técnica de segmentação ficou mais simples, pois consistiu em percorrer a imagem inteira verificando a cor dos pixels, pois a imagem, antes da aplicação do algoritmo de crescimento de região foi binarizada, possuindo duas tonalidades de cores a branca e a preta. Nas linhas que foram usadas para marcar os pontos das bordas, usou-se a cor na tonalidade cinza claro, portanto iniciando-se da posição (linha 0 e coluna 0) e percorrendo linha a linha alterando a cor dos pixels para 0 (preto) e quando encontra a cor cinza para e muda para a próxima linha até encontrar o final de imagem. O mesmo procedimento é realizado do outro lado da imagem (linha 0, tamanho_coluna), até encontrar o final da imagem. Desssa forma segmentou-se a estrutura da imagem, como mestra a figura 4.11.

4.3.3.2 Extração de Medidas das Estruturas Fetais.

Com a imagem segmentada, foi possível a aplicação das rotinas de extração de medidas das imagens. Segundo Hanna e Youssef (1997), o processo de extração de medidas fetais é de extrema importância na obstetrícia, pois permite aos médicos acompanhar o

desenvolvimento fetal, e as medidas mais importantes são as da circunferência cefálica e a medida do comprimento do fêmur. Complementa Pastore (1997) afirmando que a avaliação do crescimento fetal deve ser realizada por meio de US para demonstrar a evolução ponderal do feto e que os parâmetros de biometria incluem, no mínimo, circunferência cefálica, comprimento do fêmur, circunferência cefálica comparada à circunferência abdominal.

O sistema utilizou um procedimento genérico para extrair as medidas das estruturas fetais. O procedimento implementado consistiu em calcular o desvio padrão dos raios criados com o processo que já foi mencionado, o crescimento de região a partir das coordenadas da imagem fornecidas pelo usuário através de um clique do mouse. O valor do desvio padrão obtido foi comparado ao valor de um limiar para indicar as diferenças no tamanho dos raios, pois se o valor do limiar for maior ou igual a 2,0, indica que a estrutura analisada tem altura e largura diferentes, ou seja, apresenta um formato geométrico com base e altura, como é o caso do antebraço, fêmur, tíbia. Quando o valor do limiar for menor do que 2,0, indica que a estrutura analisada tem os raios com os valores iguais ou com pequenas diferenças, caracterizando imagens de estruturas fetais como cortes cefálicos e abdominais.

A fórmula do desvio padrão é apresentada na figura 4.12, sendo que a variável distanciaEucliana é calculada com a fórmula apresentada na figura 4.13, e representa o tamanho de cada raio obtido na etapa de crescimento de região. O cálculo da distância euclidiana é realizado subtraindo a posição final de x (linha) da sua posição inicial e ao resultado é aplicado o quadrado. O mesmo cálculo é realizado nas coordenadas de coluna, a posição inicial é subtraída da final e calcula-se o quadrado do resultado. O resultado de X e Y (coordenadas das posições das linhas e colunas) é somado e extraído a raiz quadrada. Este procedimento é aplicado para calcular o tamanho de cada raio.

A fórmula do desvio padrão extrai a raiz quadrada da somatória da distância euclidiana, menos a média dos raios, ao quadrado.



Figura 4.12 – Fómula do Desvio Padrão.



Figura 4.13 – Fórmula da Distância Euclidiana

Comparando o valor obtido no desvio padrão com um limiar, sabe-se se o tamanho dos raios são equivalentes ou se existe muita diferença e a partir dessas informações temos a altura, ou seja, o comprimento e o posicionamento das estruturas.

Para estruturas como braço, antebraço, fêmur, são extraídos o comprimento e a posição do membro, verificando o tamanho dos maiores raios, e a posição de inclinação da imagem obteve-se comparando os ângulos obtidos com as posições dos raios.

Para estruturas como a cabeça e tronco são observados os tamanhos dos raios, e depois calculado a circunferência. No caso da medida cefálica, usa-se a imagem cefálica de US com o corte transversal na altura do fosso nasal e a medida é extraída somando as distâncias entre a parte de trás da cabeça até a altura do fosso nasal e a distância de orelha a orelha, que é exatamente a 90° do fosso nasal, multiplicado por 1.62, segundo Pastore (1997). Para a circunferência abdominal, utilizou-se de imagens de US do corte transversal do abdome e a fórmula usada para o cálculo somou as distâncias entre espinha e altura do umbigo e a posição de 90° graus, que corresponde à altura da cintura. As fórmulas

correspondentes ao cálculo das medidas cefálica e abdominal são representadas nas equações 5.1 e 5.2.

X + Y * 1.62	(5.1)

$$X + Y * 1.57$$
 (5.2)

Informações fornecidas pelo usuário, como a idade gestacional e o tipo de estrutura analisada complementam os dados necessários para a modelagem 3D.

Com o crescimento de região foi possível segmentar a imagem e, também obter as medidas da estrutura de interesse e definir as características do posicionamento, armazenando os dados em vetores.

Para o processo de reconstrução fetal, um menu é apresentado ao usuário, tendo como opções às partes do corpo fetal para que o usuário escolha a opção de acordo com a imagem segmentada. São fornecidos manualmente pelo usuário, a idade gestacional do feto e o tipo de estrutura para a modelagem. Um algoritmo de modelagem tridimensional é chamado e os dados extraídos juntamente com os fornecidos pelo usuário são passados, por parâmetros e em tempo de execução, à rotina de construção fetal 3D.

4.4 Rotina de Formação da Estrutura Fetal 3D

A modelagem 3D de estruturas fetais foi implementada num projeto paralelo ao da primeira fase de desenvolvimento e foi elaborado com a linguagem VRML.

Um programa em Java foi construído para gerar um código-fonte em VRML, o qual constrói uma estrutura de 3D a partir das medidas extraídas durante o processo de segmentação. Uma vez construídas, as estruturas fetais podem ser manipuladas a fim de permitir a visualização das estruturas em ângulos diversos.

O programa fonte resultante (em VRML) pode ser gravado separadamente para cada estrutura ou em um único bloco, formando o corpo inteiro do feto. A partir do momento que uma estrutura está modelada, esta poderá ser manipulada através de ações do usuário, utilizando um *browser* em conjunto com um *plug-in* adequado como o Cortona ou Cosmos. Um exemplo de estrutura fetal 3D modelada é exibida na figura 4.14



Figura 4.14 - Braço fetal modelado

CAPÍTULO 5

RESULTADOS

5.1 Considerações Iniciais

O projeto "Utilização de Técnicas de Realidade Virtual para Representação e Manipulação de Estruturas Fetais a Partir de Imagens Bidimensionais de Ultra-Som", conforme tratado no capítulo anterior, faz parte de um escopo maior composto por duas fases distintas: A primeira, desenvolvida nesse projeto, que compreende o tratamento e a segmentação da imagem de USO fetal e a extração de características relevantes para a execução da segunda fase, que é a Modelagem 3D da imagem analisada, permitindo a visualização das estruturas em ângulos não disponíveis com a imagem 2D e a manipulação do feto. A modelagem tridimensional é uma etapa essencial para o desenvolvimento de um sistema de RV, porém durante o estudo do estado da arte de aplicações de RV em imagens de US foi observado que a aplicação de técnicas de processamento de imagens é essencial para o tratamento da imagem, preparando-a para o processo de obtenção das suas características, que são essenciais para a etapa de modelagem 3D. Além de que o projeto permitiu a interação com o usuário, que é uma característica da RV que se faz presente nos objetivos propostos por este sistema.

Neste capítulo serão comentados os dados resultantes da primeira fase, que compreende os resultados obtidos no estudo das técnicas de segmentação de estruturas fetais em imagens de USO 2D e do processo de extração de medidas para o processo de modelagem 3D da estruturas segmentadas.

5.2 Resultados e Discussões

O projeto que objetivou ser uma ferramenta de baixo custo para a segmentação e extração de características em imagens fetais para a modelagem 3D das estruturas, atingiu os resultados esperados. Quanto ao baixo custo, alcançou-se o resultado, pelo fato do sistema ser

sido desenvolvido com a linguagem Java2 Plataforma SDK, versão 1.4.1, o que garantiu a sua utilização em qualquer ambiente computacional, pois a portabilidade é uma característica da linguagem Java, além de ser um software gratuito e de não exigir configurações robustas para ser executado, tanto que foi implementado e todos os teste foram realizados num PC com o processador Pentium III, com 128 MB RAM. Destacam-se também como características da linguagem, o fato de ser completamente orientada a objetos, a confiabilidade, a capacidade de poder ser usada para a programação da World Wide Web, e também de possuir um sistema compilador/interpretador gratuito e de fácil obtenção na Web.

Outro fator que garantiu o baixo custo é que a ferramenta utiliza dispositivos convencionais para a manipulação das imagens, permitindo que a sua manipulação possa ser realizada com dispositivos convencionais de RV.

Outra vantagem oferecida pelo projeto, que vem de encontro com os objetivos propostos é que com a utilização do sistema, o usuário visualiza e manipula as imagens fetais 3D e pode perceber visualmente a presença de alguma malformação fetal.

O processo de extração de medidas fetais (avaliação biométrica), muito contribui para a avaliação da idade gestacional e para a análise de malformações fetais.

Com a utilização do sistema, um dos problemas do US 3D, a presença de artefatos é resolvida. O US 3D reflete tudo o que há no ventre materno, o que dificulta a visualização das estruturas do feto, e tudo o que se reflete, exceto o feto, é considerado um artefato ou ruído. E o maior problema é que os ruídos podem até emitir uma imagem deformada, diferente da realidade, parecendo até que o feto possui alguma malformação.

O sistema utilizou imagens fetais de US, a partir do 6º (sexto) mês de gestação, pois esta é a fase em que o corpo deve estar totalmente formado, permitindo a visualização de toda estrutura do feto e a análise de deformações físicas, se ocorrerem. A idade gestacional ideal para a visualização fetal vai da 26ª semana a 32ª, pois a partir da 32ª semana, a redução do líquido amniótico e o tamanho do feto, poderão prejudicar a visualização.

脸 Sishetus				
		ANT		ANELE
	Equaliza	Thresh	nold Limiar	Segmenta
		Arquivo	Formação do Corpo	
			Cabeça	
			Braço Direito	
			Braço Esquerdo	
			Estatura	
			Perna Direita	
			Perna Esquerda	
			Gerar Feto Completo	

O sistema em funcionamento pode ser observado na Figura 5.1.

Figura 5.1 Interface do sistema

🌺 Estrutura do Braço Esquerdo	
Semana de Gestação Posição	40 ▼ 90
Visualizar	

Figura 5.2 – Menu de visualização do braço esquerdo



Figura 5.3 – Braço esquerdo 3D modelado

Observa-se que após tratar a imagem de US 2D e extrair as medidas, é chamada a rotina de reconstrução, passando os valores como comprimento e posição obtidos após o crescimento de região e segmentação da imagem. As imagens sintéticas 3D, resultantes da rotina de modelagem e desenvolvidas num projeto paralelo a este em Hermosilla (2004), são apresentados na Figura 5.4.



Figura 5.4 – Objetos 3D Modelados. (a) Braço; (b) Perna; (c) Cabeça; (d) Tronco.

Na fase de implementação foram encontradas algumas dificuldades que resultaram em alterações em algumas técnicas de processamento previstas na idealização do sistema.

A primeira dificuldade ocorreu no momento em que foi aplicada a Técnica de Sobel na imagem equalizada, exibida na figura 5.5 (a). O resultado não foi o esperado, pois a técnica que consiste em ser poderosa para recuperar imagens consideradas até perdidas por motivo de ruídos e baixa visualização de estruturas, não atingiu os resultados esperados, pelo contrário destacou as bordas de todas as estruturas encontradas – inclusive dos ruídos e dos artefatos, como mostra a figura 5.5(b). Através do resultado da técnica de Sobel, foi possível constatar o que já foi mencionado em capítulos anteriores, quando foram citadas as limitações do US fetal e também o que foi relatado em Hiransakolwong e Windyga (2002) que comenta que a imagem de US é o tipo de imagem mais difícil de se processar pelo fato de apresentar muitos ruídos e artefatos, dificultando a visualização e em alguns casos, até a definição das estruturas de interesse.



Figura 5.5 - (a) Imagem Equalizada; (b) Resultado da aplicação da técnica de Sobel.

Além disso, foi verificado que devido à movimentação fetal nem sempre é possível captar imagens em posições ideais para a análise e também que as bordas das imagens, na maioria das vezes, são descontínuas, dificultando o processo de definição de medidas fetais. Um exemplo disso ocorreu durante o Crescimento de Região, onde a maior dificuldade foi estabelecer a condição de parada, pois tanto o órgão pesquisado como os ruídos apresentam a mesma tonalidade de cinza, além das estruturas não apresentarem uma borda bem definida. Para solucionar o problema, foi necessária a intervenção manual do usuário, que define um

ponto inicial para o crescimento, coordenadas X e Y na estrutura de interesse, obtido por um clique com um mouse. A técnica foi detalhada no capítulo anterior.

A primeira técnica utilizada para o Crescimento de Região depois de implementada apresentou problemas, pois o intervalo entre um os pontos obtidos nas bordas dificultou a ligação dos mesmos alterando, em muitos casos, a forma da estrutura analisada, o resultado é apresentado na figura 5.6. A técnica de Crescimento de Região utilizada baseou-se em pixels vizinhos: máscara 3X3. A implementação consistia em verificar os pixels vizinhos iniciando-se com os dados: X5 é a coordenada inicial L (linha) e C (coluna) e os pixels vizinhos x1, x2, x3, x4, x6, x7, x8 e x9, representados por (L-1, C-1), (L-1, C), (L-1, C+1), (L, C-1), (L-1, C+1), (L+1, C-1), (L+1, C), (L+1, C+1) respectivamente, determinam a direção do crescimento. A condição de parada baseava-se pela mudança brusca da intensidade da cor branca para a preta. A técnica foi aplicada sobre a imagem binarizada e foi usada uma tonalidade de cinza para as linhas. Com essa técnica obteve-se uma imagem demarcada com linhas que se iniciavam do ponto obtido com o mouse, pelo usuário, e cresciam até a condição de parada (borda). Porém os pontos obtidos na borda da imagem ficaram distantes e quando ligados não representaram o contorno ideal da estrutura fetal e em alguns casos até deformaram a imagem.



Figura 5.6 - Crescimento de região por pixels vizinhos.

Outra observação importante que foi detectada durante a implementação é que a aplicação de técnicas de processamento de imagens em órgãos de estruturas diferentes apresenta resultados distintos. Um exemplo que pode ser mencionado é a utilização da Técnica de Crescimento de Região por pixels vizinhos: em estruturas fetais que possuem formas homogêneas como cortes transversais de abdome e cefálicos foi possível obter resultados mais próximos da realidade, porém em estruturas não homogêneas como pernas, braços e antebraços o resultado não atingiu os objetivos, como já foi relatado.

Outro problema encontrado foi à definição do posicionamento fetal, dificultando até, em alguns casos, a extração de medidas. Lembrando que a imagem de US provém de um filme e que o feto encontra-se em movimento, um órgão como o antebraço, por exemplo, dependendo do seu posicionamento o que pode ser considerado altura, pode ser largura em outra posição, ou uma mão que pode estar aberta, fechada ou muito próxima a outro órgão, dificultando a extração de informações para o processo de modelagem 3D. Portanto observouse que antes da aplicação das técnicas é necessário selecionar detalhadamente as imagens de Us fetal que apresentam estruturas relevantes para a visualização.

As imagens de US apresentam uma grande variação da intensidade de cinza e por este motivo, uma mesma técnica apresenta resultados variados e muitas vezes até não satisfatório em imagens distintas, para solucionar o problema, o usuário pode equalizar a imagem original, para depois aplicar o threshold, para obter as estruturas de interesse em destaque, como é o caso da imagem do antebraço, apresentada na Figura 5.7 ou aplica-se na imagem original a limiarização e sobre o resultado da limiarização, o threshold, como é exemplificado na Figura 5.8. Na Figura 5.9, temos o resultado da aplicação da equalização da imagem do fêmur, mostrado que a imagem ficou muito clara e as estruturas de interesse se misturaram com os artefatos quando foi binarizada.



Figura 5.7 - Resultados em imagem do antebraço. (a) Antebraço equalizado; (b) Antebraço binarizado.



Figura 5.8 – Testes em imagens de Fêmur. (a)Imagem original; (b) Imagem equalizada; (c) Resultado da binarização.



(a) (b) (c) Figura 5.9 – Testes com a imagem do Fêmur. (a) Imagem original; (b)Imagem equalizada; (c) Resultado do Threshold

5.3 Conclusão

Baseando-se nas limitações da ultra-sonografia e nas dificuldades encontradas durante a implementação, o objetivo desse trabalho foi a representação sintética tridimensional dos órgãos fetais, obedecendo ao posicionamento das estruturas que são identificadas pelo processo de segmentação da imagem bidimensional. O projeto também proporciona a interação do usuário com a imagem fetal, que se efetiva através da movimentação dos objetos modelados, criando assim, uma alternativa de menor custo para a identificação e visualização tridimensional das estruturas fetais. O sistema mostrou ser uma ferramenta de visualização e manipulação fetal 3D que pode ser utilizada tanto por especialistas, como por leigos.

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

6.1 Conclusões

A área da saúde incorporou os recursos da informática de forma que certos procedimentos médicos necessitam diretamente do uso do computador para a sua execução.

O desenvolvimento de técnicas para visualizar tridimensionalmente os tradicionais exames e a incorporação da RV, resultou em grandes benefícios aos especialistas e também para os pacientes, como a melhor visualização das imagens, a obtenção de diagnósticos mais precisos e resultados mais rápidos, detecção precoce de anomalias em locais de difícil acesso e, ao paciente menos desconforto em determinados procedimentos e menos contato com a radiação. Com o armazenamento digital das imagens é possível que o especialista possa reavaliar um resultado de um exame sem a necessidade de realizar um novo procedimento com o paciente.

Neste trabalho foram destacadas as aplicações em Ultra-sonografia, envolvendo a aquisição de imagens bidimensionais e as etapas de tratamento e extração de características realizadas com o processamento de imagens, visualização tridimensional de imagens, realidade virtual e realidade aumentada, enfocando, principalmente, as imagens fetais. Notase que o objetivo dos projetos apresentados focalizam a melhoria da visualização de estruturas internas do corpo humano, obtendo, assim, diagnósticos de exames mais precisos e auxílio em

procedimentos cirúrgicos. No entanto, nesses projetos há uma preocupação com o alto custo que as técnicas de reconstrução de imagens exigem, por utilizarem estações de trabalho com potente configuração.

Observa-se que a qualidade e nitidez de uma imagem de US são de extrema importância para o profissional que a analisa e fornece um diagnóstico através dela. As técnicas de processamento de imagens e principalmente a técnica de segmentação vêm contribuir com este trabalho, uma vez que elimina ruídos e outros problemas relacionados à aquisição da imagem e também detecta e destaca com bastante sucesso as regiões de interesse preparando assim a imagem para o processo de reconstrução 3D, que é um procedimento fundamental para a criação de um ambiente de Realidade Virtual.

No campo da pesquisa nota-se que existem áreas da medicina onde as técnicas de reconstrução de imagens 3D podem ser aplicadas, como nas áreas de ginecologia e obstetrícia para as quais os diagnósticos são fornecidos com a análise de imagens de US.

O objetivo deste trabalho foi, a partir de estudos sobre US2D, técnicas de processamento de imagens, o estado da arte de visualização tridimensional e RV em US, desenvolver uma aplicação capaz de tratar e destacar estruturas fetais em imagens de US, segmentando-as e extraindo suas medidas, com a finalidade de chamar uma rotina para executar a modelagem de objetos sintéticos que possam representar essas estruturas. O sistema projetado é capaz de chamar uma rotina e exibir imagens sintéticas 3D, baseando-se nos dados das medidas extraídas das estruturas fetais, que são destacadas através do processo de segmentação da imagem bidimensional. A interação do usuário com o feto, que se efetiva através da movimentação dos objetos modelados, garante a visualização das estruturas fetais em ângulos diferentes, auxiliando os especialistas no acompanhamento do desenvolvimento fetal, como também na detecção de alguma malformação congênita.

O sistema é uma alternativa de menor custo para a identificação e visualização das estruturas fetais, um item que garante essa característica é o fato do sistema utilizar dispositivos convencionais, que possuem preço bem menor do que os dispositivos nãoconvencionais, sendo assim mais fácil de ser adquirido, garantindo que sua utilização seja possível a usuários que não possuem equipamentos não convencionais de RV, atingindo diferentes tipos de usuários. O sistema atende a especialistas da área de obstetrícia, como a leigos, que é o caso dos pais interessados em visualizar as características do bebê. Além de especialistas da área de processamento de imagens e RV.

6.2 Trabalhos Futuros

O sistema foi apresentado em alguns eventos científico e publicado em Luz, (2003) e Luz, (2004), para os quais foram identificadas algumas sugestões de melhorias tanto computacionais quanto de funcionalidades, dentre os quais é importante destacar:

- ? Aprimorar as técnicas para segmentar e extrair automaticamente as medidas de qualquer estrutura fetal;
- ? Estudos filtros para o melhoramento de imagens e aplicação da segmentação e construção 3D para outros tipos de imagens de USO 2D, órgãos como bexiga, rim ou coração, são alguns exemplos.
- ? Utilização de dispositivos não convencionais e a disponibilização do sistema na Web.
- ? Utilização de dispositivos não convencionais com o intuito de proporcionar aspectos mais realísticos a modelagem e oferecer maior envolvimento e interação ao usuário.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ACKERMAN, Michael J. Accessing the Visible Human Project. Office of High Performance Computing and Communications National Library of Medicine, Bethesda, MD. D-Lib Magazine. Outubro de 1995.

AUKSTAKALNIS, S; BLATNER, D. Silicon Mirage: The Art and Science of Virtual Reality. Berkeley, CA: Peatchpit Press, 1992.

AZUMA, Ronald T. **Developing Advanced Virtual Reality Applications.** ACM SIGGRAPH, Los Angeles, CA: 20-38. Agosto de1995.

BANVARD, Richard A. **The Visible Human Project Image Data Set From Inception to Completion and Beyond.** Proceedings CODATA 2002: Frontiers of Scientific and Technical Data, Track I-D-2: Medical and Health Data, Montréal, Canada, October, 2002.

BRAIA, Gláucia Oliveira. **Avaliação Ultra-Sonográfica Tridimensional.** Notas do Curso: Medicina Fetal. Boletim Médico do Fleury. Centro de Medicina Diagnóstica Fleury. Ano1, n.2 Março de 2000.

BRONSON, Judith Gunn. Ultrasound in Women's Helth: The View in 2002. Medical Imaging. Volume 15, n° 5, Maio de 2002. Págs 42-45.

BUENO, Josiane Maria. **Reconstrução e Visualização Tridimensional de Imagens Tomográficas Baseda no Uso de Transformada de Fourier**. Universidade De São Paulo, Instituto De Ciências Matemáticas De São Carlos. São Carlos, Março De 1995. 130 Pags. 2-9-11.

BURDEA, Grigore; COIFFET, Philippe. Virtual RealityTechnology. New York, NY : John Wiley & Sons, 1994. pag 2.

DEITEL, H. M; DEITEL P. J. **Java: Como Programar.** Trad. Edson FurnanKiewics, 3^a Edição, Porto Alegre: BooKman, 2001.

FUCHS, Henry; Andrei State, Etta D. Pisano, William F. Garrett, Gentaro Hirota, Mark A. Livingston, Mary C. Whitton, and Stephen M. Pizer. (Towards) Performing Ultrasound-Guided Needle Biopsies from within a Head-Mounted Display. Proceedings of *Visualization in Biomedical Computing 1996*, (Hamburg, Germany, September 22-25, 1996), pgs. 591-600.

FUCHS, Henry, Mark A. Livingston, Ramesh Raskar, D'nardo Colucci, Kurtis Keller, Andrei State, Jessica R. Crawford, Paul Rademacher, Samuel H. Drake, and Anthony A. Meyer, MD. **Augmented Reality Visualization for Laparoscopic Surgery**. *Proceedings of First International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI '98)*, 11-13 October 1998, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA, USA.

GONZALEZ, Rafael C. **Digital Image Processing.** Addison-Wesley Publishing Company, 1987. Second Edition, 503 p.

HANNA, Christine W.; YOUSSEF, A. Bakr M. Automated Measurements in Obstetric Ultrasound Images. Proceedings of the International Conference on Image Processing (ICIP '97) 0-8186-8183-7/97. IEEE 1997.

HERMOSILLA, L.G.; NUNES, F.L.S.; SEMENTILLE, A.C.; BREGA, J.R.F.; RODELLO, I. A. **A Virtual Reality System for dynamic generation of fetus structures from ultrasound images** In: ACM SIGGRAPH International Conference on Virtual Reality Continuum and its applications in industry, 2004, NTU. Proceedings of ACM SIGGRAPH International Conference on Virtual-Reality Continuum and its Applications in Industry. 2004.

HIGHNAM, R., et al. **Determining Correspondence Between Views**. Medical Vision Laboratory, Engineering Science, Oxford University. 1998.

HIRANSAKOLWONG, Nualsawat, Piotr S. WINDYGA, Kien A. Hua. **FASU: A Full Automatic Segmenting System for Ultrasound Images**. Proceedings of the IEEE Workshops on Applications of Computer Vision (WACV'02) 0-7695-1858-3/02. IEEE 2002.

JACOBSON, Linda. **Realidade Virtual em Casa.** Trad. Sheila Barreto C. Pires. Rio de Janeiro: Berkley, 1994.446 pg.

KIRNER, Cláudio. **Realidade Virtual: Dispositivos e Aplicações.** Fundação Eurípides Soares da Rocha, Marília, SP, Faculdade de Informática. Curso de Pós-Graduação em Ciência da Computação. [2001]. Notas de Aula. Introdução à Realidade Virtual: Mini-Curso. 1º Workshop de Realidade Virtual – WRV´97. Departamento de Computação, Universidade Federal de São Carlos. São Carlos, Novembro de 1997.

LUZ, R.W. Hermosilla, L.G.; NUNES, F. L. S., DELAMARO, M.E., SEMENTILLE, A. C. ; BREGA, J.R.F.; RODELLO, I.A. Aplicação de técnicas de RV para representação de fetos a partir de imagens bidimensionais de ultra-som. IV Workshop de Informática Médica, 31 de maio de 2004, Brasília (DF).

LUZ, R.W.; NUNES, F. L. S., , SEMENTILLE, A. C. ; BREGA, J.R.F.; RODELLO, I.A. Aplicação de técnicas de RV para representação de fetos a partir de imagens bidimensionais de ultra-som. VI SRV - Symposium on Virtual Reality. 14-18 de outubro de 2003. Ribeirão Preto. SP.

MANSSOUR, Isabel Harb. **Visualização Colaborativa de Dados Científicos com Ênfase na Área Médica.** Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Instituto de Informática. Curso de Pós-Graduação em Ciência da Computação, Exame de Qualificação. Porto Alegre,1998.

NORTH, Chris et al. User Controlled Overviews of an Image Library: A Case Study of the Visible Human. ACM 0-89791-830-4/96/03. 1996.

NUNES, Fátima de Lourdes dos Santos. **Investigações em processamento de imagens mamográficas para auxílio ao diagnóstico de mamas densas**. Tese (Doutorado)- Instituto de Física de São Carlos, 2001. 208 p.

_____ Tópicos Especiais de Realidade Virtual. Fundação Eurípides Soares da Rocha, Marília, SP. 2002. Notas de aula.

OHBUCHI, R., et al. Incremental Volume Reconstruction and Rendering for 3D Ultrasound Imaging. Visualization in Biomedical Computing 1992. Chapel Hill, 1992. 312-323.

PASTORE, Ayrton Roberto; CERRI, Giovanni Guido. Ultra-Sonografia: Obstetrícia Ginecologia. São Paulo, Brasil: Sarvier, 1997.

PEDREIRA, Denise Araújo Lapa; MARIA, Roberto dos Santos. Perspectivas em Cirurgia Fetal: bordagem Sono-Endoscópica. *Acta Cir. Bras.*, Sept. 1999, vol.14, n.3, ISSN 0102-8650.

PEDREIRA, Denise A. Lapa. **Ultra-Sonografia Tridimensional em Obstetrícia**. Boletim Médico do Fleury. Centro de Medicina Diagnóstica Fleury. Ano1, n.3. Março de 2000.

SAKAS, Georgios. InViVo-ScanNT: Freehand 3D Ultrasound Acquisition, Processind, and Visualization. CG topics, n°1,1999. Págs 43-44.

SEBESTA, Robert W. **Conceitos de Linguagens de Programação**; trad. José Carlos Barbosa dos Santos. 4. edição. Porto Alegre: Bookman, 2000.

SOUZA, Mauren Abreu et al. **Modelagem Tridimensional de Dados Tomográficos Utilizando Prototipagem Rápida**. Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba-PR, Brasil. 2002.

STATE, Andrei, et al. Case Study: Observing a Volume-Rendered Fetus within a Pregnant Patient. Proceedings of IEEE Visualization '94, october 1994, pgs. 364-368.

STATE, Andrei, Mark A. Livingston, Gentaro Hirota, William F. Garrett, Mary C. Whitton, Henry Fuchs, and Etta D. Pisano (MD). **Technologies for Augmented-Reality Systems: realizing Ultrasound-Guided Needle Biopsies**. Proceedings of SIGGRAPH 96 (New Orleans, LA, August 4-9, 1996). In *Computer Graphics* Proceedings, Annual Conference Series 1996, ACM SIGGRAPH, pgs. 439-446.

STATE, Andrei et al. VISTAnet: Radiation Therapy Treatment Planning Through Rapid Dose Calculation and Interactive 3D Volume Visualization. Proc. Visualization in Biomedical Computing 1994 (Rochester, MN, Oct 4-7, 1994), pp. 484-492

SUBRAMANIAN Kalpathi R. et al. Interactive Segmentation and Analysis of Fetal Ultrasound Images. New York: Springer Computer Science, Springer Verlag, 1997.

_____ Eighth Eurographics Workshop on Visualization in Scientific Computing, Boulogne, France. 1997.

TONIETTO, Leandro. **Análise de Algoritmos para Chroma-Key.** Universidade do Vale do Rio dos Sinos, UNISINOS. Disponível em: http://www.inf.unisinos.br/~marcelow/ensino/tc/ckey/ckey.html). Atualizado em:21 de

<<u>nup://www.ini.umsinos.or/~marcelow/ensino/ic/ckey/ckey.num</u>>. Atuanzado em:2 agosto de 2001. Acessado em: 14 de março de 2003.

UDUPA, J. K; Herman, G. T. 3D Imaging in Medicine. CRC Press, 1991.

VINING, D.J. **Virtual colonoscopy**. In: Wiersema MJ, ed. Gastrointestinal Endoscopy Clinics of North America. Philadelphia: W.B. Saunders. Abril, 1997.

Bibliografia Complementar

DEITEL, H. M; DEITEL P. J. Java: Como Programar. Trad. Edson FurnanKiewics, 3ª Edição, Porto Alegre: BooKman, 2001.

JAVA: Documentação – SUN, disponível em: http://java.sun.com/j2se/1.4.2/docs/api/java/lang/Class.html

LYON, Douglas A. Image Processing in Java. NJ, USA: Prentice-Hall, 1999.

OLIVEIRA, Isaura Nelsivânia Sombra. **Ultra-Som.** Seminário Apresentado para a Disciplina: Fundamentos Físicos no Processo de Formação de Imagens. Universidade de São Paulo. 1995

PASTORE, Ayrton Roberto; CERRI, Giovanni Guido. Ultra-Sonografia: Obstetrícia Ginecologia. São Paulo, Brasil: Sarvier, 1997.

RUSS, John C. The Image Processing Handbook. Florida, USA: CRC Press, 1995.

UDUPA, J. K. Computer Aspects of 3D Imaging in Medicine: A Tutorial. CRC Press, 1993.

UNIVERSIDADE DA CAROLINA DO NORTE – http://www.unc.edu

NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE (U.S.) Board of Regents. Electronic imaging: Report of the Board of Regents. U.S. Department of Health and Human Services, Public Health Service, National Institutes of Health, 1990. NIH Publication 90-2197.