

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
INSTITUTO DE INFORMÁTICA
CURSO DE CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO

FRANCIS MBUYI MWANZA

**INTERFACE 3D PARA SIMULAÇÃO DA
ULTRASSONOGRAFIA**

Monografia apresentada como requisito
parcial para a obtenção do grau de Bacharel
em Ciência da Computação

Orientador: Prof. Dr. Anderson Maciel
Co-orientador: Me. Jerônimo Gustavo
Grandi

Porto Alegre
2015

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

Reitor: Prof. Carlos Alexandre Netto

Vice-Reitor: Prof. Rui Vicente Oppermann

Pró-Reitor de Graduação: Prof. Sérgio Roberto Kieling Franco

Diretor do Instituto de Informática: Prof. Luis da Cunha Lamb

Coordenador do Curso de Ciência de Computação: Prof. Raul Fernando Weber

Bibliotecária-chefe do Instituto de Informática: Beatriz Regina Bastos Haro

"Il y a bien des moyens de ne pas réussir, mais la plus sûre est de ne jamais prendre de risque". Benjamin Franklin

AGRADECIMENTOS

Especial agradecimento para minha mãe, Charlotte Tshilanda Mwanza (*in memoriam*) por me mostrar e me ensinar o caminho dos estudos. Ela teria orgulho da minha caminhada esforçada. Obrigado, mãe.

Agradeço aos meus irmãos, Gaelord Kalonji Tshibumbu, Carmelle Tshibumbu, Francine Tshibumbu e Tabitha Tshibumbu, pelo carinho e apoio constantes, mesmo à distância, e a minha tia, Bernadette Mujani Mwanza, pelo papel incondicional de mãe e protetora.

Ao meu orientador e ao meu coorientador, Anderson Maciel e Jerônimo Grandi, por acreditarem em mim e pela paciência, obrigado.

A minha namorada Ionita Késia Pereira, pelo incentivo, companheirismo e compreensão, suportando minhas muitas horas de estudo.

A todos os amigos e colegas que me acompanharam nessa longa caminhada, em especial aos meus conterrâneos do Congo, e a todos que de alguma maneira contribuíram para meu sucesso, o meu muito obrigado.

RESUMO

A visualização das imagens médicas de forma eficiente e intuitiva tornou-se um dos desafios e linha de pesquisa na área da computação. Por isso, realizou-se esse trabalho, que apresenta um simulador do método de diagnóstico por imagem conhecido como ultrassonografia, diferenciando-se este por apresentar como resultado final as imagens em 2D adquiridas através do fatiamento em ângulo arbitrário dos dados tridimensionais da tomografia computadorizada e por simular o transdutor ultrassonográfico através de um sistema ótico de captura de posição e orientação. Trata-se, portanto, de um algoritmo de simulação em 3D da parte do corpo examinada, exibindo-se, em uma tela, uma imagem de entrada, preliminarmente à apresentação final do exame, em uma segunda tela, que se dá por imagem bidimensional de saída. Para a realização do trabalho, usou-se diferentes ferramentas e tecnologias disponibilizadas pelo instituto, dentre estas, cita-se o sistema ótico Bratrack, que tem como objetivo a localização da posição e orientação do transdutor simulado, que é representado por um artefato composto de marcadores esféricos agrupados em uma estrutura rígida e capturados pelas câmeras. Utilizou-se também alguns dataset de imagens reais da tomografia computadorizada para fazer-se a simulação dos membros do corpo de um ser humano. A linguagem usada, portanto, para desenvolver o algoritmo foi C++, juntamente com a biblioteca OpenGL, para manipulação e renderização das imagens em 2D e 3D, através de técnicas da computação gráfica, a fim de se obter imagens bidimensionais, em tempo real, de qualquer secção desse volume. Buscou-se, então, como resultado chegar a um diagnóstico mais preciso e prático, facilitando-se assim, a visualização da imagem em 2D de qualquer parte do corpo simulado.

Palavras-chave: . Ultrassonografia. Simulação em 3D. Bidimensional. Bratrack. Transdutor simulado.

ABSTRACT

The visualization of medical images in an effective and intuitive way has become one of the challenges and a line of research in computer science. That is the reason for carrying out this work, which presents a diagnostic method simulator known as ultrasound imaging. It is a singular method because it presents as a final result the 2D images acquired by slicing in arbitrary angle of three-dimensional data of computed tomography and by simulating the ultrasound transducer through an optical system of position capture and guidance. It is, therefore, a simulation algorithm in 3D of the examined body. It shows on a screen an input image, the final presentation of the preliminary examination, on a second screen, which gives a two-dimensional image output. To carry out the work, different tools and technologies offered by the institute were used, like the optic system Bratrack, which has as an objective the location of the position and orientation of the simulated transducer, which is represented by an artifact composed by spherical markers grouped into a rigid structure and captured by the cameras. Some true image dataset of computed tomography were also used in order to make a simulation of the members of the body of a human being. Therefore, the language used to develop the algorithm is C ++, along with the OpenGL library used for handling and rendering 2D and 3D images, through techniques of computer graphics, as means to obtain two-dimensional images in real time, of any section of this volume. What was intended in this paper was to achieve a more accurate and practical diagnosis and possible to make easier the process of image display 2D anywhere in the simulated body.

Keywords: . Ultrasonography. 3D simulation. Two-dimensional. Bratrack. Simulated transducer.

LISTA DE FIGURAS

2.1	Aplicação de diferentes filtros para a mesma imagem. A imagem original (a), e no (b) a imagem suavizada com o filtro Median, (c) imagem filtrado com o filtro adaptativo e (c) usa o filtro <i>geometric adaptative</i> e o <i>edge sharpened</i>	15
2.2	Esquema básico do funcionamento de um aparelho de ultrassom.	16
2.3	Comparação entre imagem de ultrassom e imagem de tomografia computadorizada.	16
2.4	Máquina de tomografia computadorizada. (a) TC tradicional. (b) TC de feixe cônico.	18
2.5	Exemplo de software de visualização das imagens de TC.	20
2.6	Diferentes tipos de sistemas de captura de posição e orientação. (a) Sistema acústico. (b) Sistema magnético. (c) Sistema mecânico. (d) Sistema ótico.	22
2.7	Simulador ultrassonográfico com manequim	23
2.8	Transdutor simulado	24
3.1	Câmera anexada a uma placa de LEDS - Bratrack	26
3.2	Esquema de um sistema de rastreamento - Bratrack	27
3.3	Representação do pacote de dados gerado pelo Bratrack	27
3.4	Arquitetura do sistema Bratrack	28
3.5	Plano axial, sagital e frontal	29
3.6	Obtenção das imagens em 3 eixos diferentes, a) axial; b) frontal; c) sagital	30
3.7	Imagem em plano oblíquo com perda de informações	31
3.8	Algoritmo da aquisição da imagem 2D em plano arbitrário	32
3.9	Matriz da transformação	32
3.10	Obtenção das imagens em plano arbitrário	33
3.11	Mapeamento de textura	34
3.12	Algoritmo de visualização da imagem de ultrassom	35
3.13	Processo de transformação da imagem 2D adquirida. a) Imagem inicial; b) Geometria implementada; c) Imagem adaptada à geometria da ultrassom B-mode; d) Geração dos ruídos speckle sobre a imagem inicial	35
3.14	Os 3 estágios da renderização do volume baseada em textura	36
3.15	Renderização de volume baseada em textura	37
4.1	Exemplo de um dos volumes de entrada Bucky	38
4.2	Artefato criado para testes, simulando um transdutor ultrassonográfico.	39

LISTA DE TABELAS

2.1	Atenuação dos tecidos comuns x dB/cm/Mhz.	14
2.2	Quadro comparativo entre TC tradicional e TC de feixe cônico.	17
2.3	Escala de hounsfield	19

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

US Ultrasonografia

TC Tomografia computadorizada

DICOM Digital Imaging and Communications in Medicine

GPU Graphics Processing Unit

2D Bidimensional

3D Tridimensional

FPS Frame per second

SUMÁRIO

RESUMO	4
ABSTRACT	5
1 INTRODUÇÃO	11
2 CONCEITOS BÁSICOS E TRABALHOS RELACIONADOS	13
2.1 ULTRASSONOGRAFIA	13
2.1.1 Imagens ultrassonográficas	13
2.1.2 Funcionamento de um aparelho de ultrassom	14
2.2 Tomografia computadorizada	15
2.2.1 Tipos de tomografia computadorizada	17
2.2.2 Aquisição das imagens	18
2.2.3 Armazenamento, transferência e manipulação das imagens	19
2.3 Sistema de captura de posição e orientação	20
2.4 Simulação de ultrassonografia	22
3 PROTOTIPAGEM E DESENVOLVIMENTO	25
3.1 Bratrack	25
3.2 Geração e visualização das imagens em 2D	28
3.2.1 Abordagem preliminar sobre os planos axial, sagital e frontal	28
3.2.2 Plano arbitrário	30
3.2.3 Visualização e tratamento	34
3.3 Renderização do volume	36
4 AVALIAÇÃO E EXPERIMENTO	38
4.1 Configurações dos dados de entrada	38
4.2 Manuseio do artefato simulando um transdutor	39
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	40
5.1 Limitações do sistema implementado	40
5.2 Trabalhos futuros	40
REFERÊNCIAS	42

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, os meios de realização de diagnóstico por imagem apresentaram uma grande diversidade de métodos na composição das imagens médicas, a fim de se obter informações relevantes sobre a anatomia, fisionomia e patologia do corpo humano. No intuito de se usar esta gama de informações disponíveis de maneira eficiente, estas imagens precisam ser extraídas, analisadas, e interpretadas. Esta última ação depende muito da qualidade das imagens exibidas e da forma como elas estão sendo adquiridas. Sendo assim, existem vários métodos de aquisição e visualização das imagens médicas, sendo um deles a ultrassonografia, método utilizado nesta pesquisa.

A ultrassonografia tem se afirmado como um dos métodos de diagnóstico mais utilizados na atualidade, de aplicação relativamente simples, auxiliando no diagnóstico médico, tanto humano quanto veterinário. A exemplo disto, está o acompanhamento médico que se faz durante a gravidez, quando através desta técnica, pode-se avaliar aspectos morfofuncionais do feto, estando este ainda no útero materno, pois apresenta a anatomia em imagens seccionais ou bidimensionais, adquiridas em qualquer ângulo, que possibilitam uma visualização do volume analisado com riqueza de detalhes.

A utilidade das imagens em 2D depende da orientação física do seu plano em relação a estrutura de interesse. Precisa-se de técnicas de geração e visualização eficientes das imagens em 2D a partir das imagens em 3D, permitindo que a orientação das imagens em 2D resultantes sirvam claramente, sem restrição da visualização de alguns recursos importantes.

O presente trabalho, portanto, se propõe a apresentar uma ferramenta de visualização das imagens médicas, qual seja, um aparelho de ultrassom simulado, que obtem imagens que simulam as capturadas em uma cena real de ultrassonografia. Estas imagens são adquiridas de forma seccional, em 2D e em ângulo arbitrário, através de imagens 3D de tomografia computadorizada, devendo ser tratadas e exibidas em tempo real, com características das obtidas em exame ultrassom, sem se fazer uso deste aparelho especificamente. A localização e a orientação da fatia do volume que se deve exibir são determinadas pelo transdutor ultrassonográfico simulado, implementado por um dispositivo ótico de captura de posição e orientação, conhecido como Bratrack.

No desenvolvimento do tema proposto, dividiu-se o trabalho em três capítulos. No primeiro, procurou-se apresentar conceitos dos métodos e tecnologias utilizados ao longo do desenvolvimento do projeto. As noções básicas sobre a ultrassonografia são apresentadas, tal como as noções e objetivo de um sistema simulado de ultrassom. Além disso, foram apresentados os conceitos sobre as imagens da tomografia computadorizada, como elas são adquiridas e as justificativas para sua utilização ao longo do projeto. Finalmente, são mostrados os diferentes tipos de sistemas de captura de posição e orientação, bem como as vantagens e desvantagens de cada um deles.

Posteriormente a isto, no próximo capítulo, é feita uma abordagem aprofundada do tema

central da pesquisa, explicitando-se os métodos de implementação do protótipo, que faz uso de um algoritmo criado especificamente para possibilitar o fatiamento do volume; a renderização do volume de entrada em 3D; e a apresentação do resultado que vem a ser o corte seccional em ângulo arbitrário do volume. Utilizou-se do sistema ótico Bratrack para se chegar ao objetivo do trabalho, na obtenção de localização e orientação da fatia do volume.

E por fim, fez-se uma avaliação de desempenho do sistema, oferecendo diferentes modelos de dados de entrada com características diversas, com o objetivo de testar a funcionalidade do sistema implementado, buscando-se detectar as possíveis falhas e dificuldades, tanto no funcionamento do sistema quanto no manuseio da técnica de fatiamento do volume, uma vez que, na pesquisa, fez-se uso de um simulacro de transdutor e de parte de um corpo (volume) simulado virtualmente.

O desenvolvimento deste projeto é motivado pela grande importância de se aperfeiçoar a técnica de obtenção e visualização de imagens - ultrassonografia - fornecendo, assim, uma fonte de dados para pesquisadores da área de processamento gráfico que não dispõem de um aparelho de ultrassonografia em seus laboratórios.

2 CONCEITOS BÁSICOS E TRABALHOS RELACIONADOS

Neste capítulo, serão apresentados os conceitos básicos sobre ultrassonografia e seu funcionamento (2.1), imagens computadorizadas (2.2), sistemas de tracking e captura de posições/orientações (2.3). Finalmente, na seção 2.4, é apresentada uma seleção de trabalhos relacionados à ultrassonografia simulada.

2.1 ULTRASSONOGRAFIA

A ultrassonografia é um procedimento indolor e não invasivo de diagnóstico por imagem, que permite a visualização de estruturas e órgãos internos, sem que haja a necessidade de sedação ou anestesia, em caso de realização do exame em pacientes vivos. As pesquisas realizadas no sentido de se fazer uso deste método tiveram início em 1794, quando se verificou que os morcegos se orientavam pela audição e não pela visão. No início, os estudos sobre ultrassom eram para as áreas militares e industrial (SOUZA; SZEJNFELD; NICOLA, 2007), e somente depois da Segunda Guerra Mundial foi que as pesquisas na área médica iniciaram. A partir de 1980, portanto, a ultrassonografia (US) foi impulsionada pelo desenvolvimento tecnológico, o que tornou esse método no importante dispositivo de diagnóstico que vem a ser até a presente data. A ultrassonografia tem como fundamento ondas acústicas, portanto, os equipamentos de ultrassonografia são unidades de emissão e recepção de ondas sonoras produzidas por um dispositivo chamado transdutor, que posicionado sobre a superfície do corpo, emite um som em determinada frequência. Este transdutor gera uma onda sonora que se propaga no interior do corpo examinado e, assim que atinge as diversas interfaces de que são formados os diferentes tecidos de um corpo, esta onda retorna ao transdutor (ecos), fazendo-o vibrar, gerando pulsos elétricos que, processados por um scanner, transformam-se em uma imagem digital, representada no monitor em escala de cinza. Diferente de outros métodos como CT ou MRI, a visualização da ultrassonografia ocorre em tempo real com a interação do usuário.

2.1.1 Imagens ultrassonográficas

Os ecos utilizados para construir as imagens de ultrassom contêm componentes dispersos da transmissão das ondas, fazendo com que as imagens fiquem completamente dependentes desse fenômeno. A interação também causa uma atenuação das ondas transmitidas, e isso limita o campo de visão do sistema ultrassônico. Em tecidos moles, a absorção acústica é responsável por mais de 90% dessa atenuação, enquanto na interface entre os tecidos moles e outras substâncias, uma considerável parte das ondas pode ser refletida (SHAMS; HARTLEY; NAVAB, 2008). Particularmente, áreas com grande atenuação são responsáveis por algumas sombras nas imagens (BUSHBERG; BOONE, 2011). O fenômeno da atenuação é o resultado de uma combinação de efeitos como absorção, reflexão e espalhamento (*scattering*) e depende

da frequência da insonação do transdutor. A atenuação determina a eficiência da penetração das ondas de ultrassom nos diferentes tipos de tecidos (SOUZA; SZEJNFELD; NICOLA, 2007). A tabela 2.1 mostra este fenômeno de atenuação nos tecidos comuns em *decibel* (dB).

Tabela 2.1: Atenuação dos tecidos comuns x dB/cm/Mhz.

<i>Substância</i>	<i>Valor em decibel</i>
Ar	12,00
Gordura	0,63
Água	0
Rins	1,00
Sangue	80
Fígado	0,94
Osso	5,00
Músculo (paralelo)	1,30
Músculo (transverso)	3,30
Tecidos moles	0,70

Fonte: (SOUZA; SZEJNFELD; NICOLA, 2007)

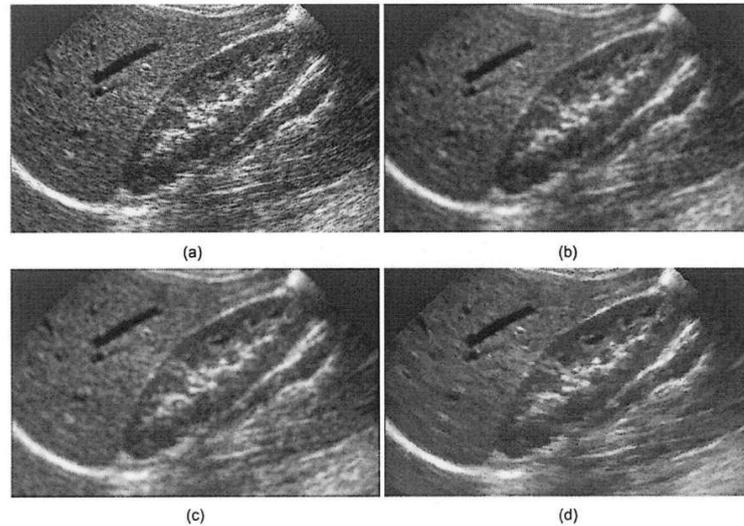
A qualidade da imagem ultrassonográfica tem uma grande importância no diagnóstico do paciente. Portanto, é preciso entender como essa imagem é formada e quais são as suas limitações. De acordo com (SOUZA; SZEJNFELD; NICOLA, 2007), existe um limite na avaliação das imagens, e esta limitação está relacionada à capacidade de diferenciar duas estruturas próximas como sendo distintas, chamada de *resolução espacial*. Várias pesquisas realizadas estudam métodos para melhorar a qualidade da imagem ultrassonográfica reduzindo os ruídos, aplicando técnicas de processamento de imagens. O tradicional ruído *speckle* é responsável pela danificação do contraste, dificultando a distinção entre pequenas mudanças da imagem representada no monitor em escala de cinza (ROSA, 2012). A figura 2.1 mostra uma comparação entre diferentes filtros aplicado na mesma imagem de ultrassom.

2.1.2 Funcionamento de um aparelho de ultrassom

O som é a propagação de ondas de pressão via algum meio físico. Normalmente o meio é o ar. As ondas de pressão são geradas a partir de algum tipo de perturbação mecânica (energia mecânica), que é convertida em uma forma de onde se irradia energia ao longo da perturbação. Portanto, vibrações mecânicas se tornam pressão ondular, enquanto transferem energia ao meio e para objetos que estão no alcance dos contatos das ondas.

Sendo assim, o aparelho de ultrassom funciona convertendo pulsos elétricos em vibrações sonoras de alta frequência, as quais são transmitidas e direcionadas para um corpo, e através

Figura 2.1: Aplicação de diferentes filtros para a mesma imagem. A imagem original (a), e no (b) a imagem suavizada com o filtro Median, (c) imagem filtrado com o filtro adaptativo e (d) usa o filtro *geometric adaptative* e o *edge sharpened*.



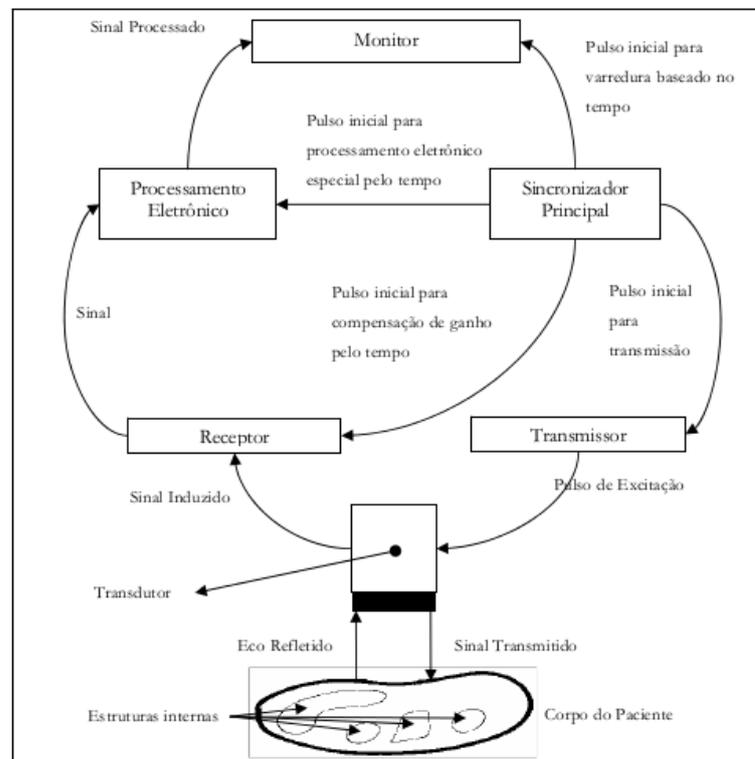
da captação dos ecos de retorno dessa vibração sonora são novamente convertidas em pulsos elétricos. Os sinais do eco são diferentes dos sinais emitidos devido às diferentes estruturas presentes no corpo, que resultam também em diferentes tipos de sinais, sendo que estes dependem das estruturas que as ondas sonoras atravessam e refletem durante o trajeto (GOES, 2007). Na Figura 2.2, pode-se observar o esquema básico do funcionamento de um aparelho de ultrassom.

A emissão de pulsos de ultrassom interage com os tecidos e os ecos refletidos são transformados em energia elétrica pelo transdutor e processados pelo equipamento para formação da imagem em 2D. Esta forma de aquisição das imagens por ecos é chamada modo-B (brilho). Além desta forma de processamento dos ecos, existem outras como os gráficos de amplitude (modo-A, muito utilizado em oftalmologia), gráficos de movimentação temporal (modo-M, muito utilizado em ecocardiografia). A ultrassonografia tridimensional (3D) tem vantagens em relação ao método tradicional (2D) porque apresenta uma visualização mais fiel e mais realista da imagem. Quanto à ultrassonografia das imagens tridimensionais em movimento (4D), permite o acompanhamento da movimentação fetal em tempo real e de forma mais precisa.

2.2 Tomografia computadorizada

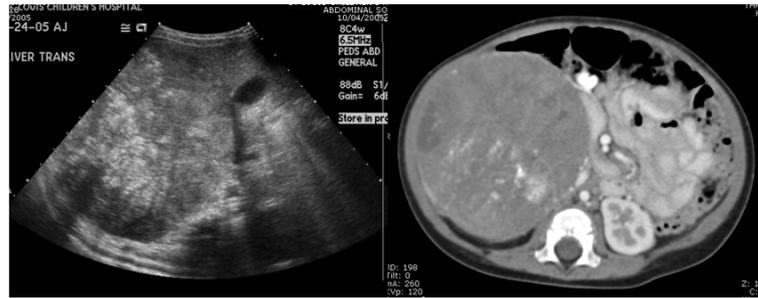
A tomografia computadorizada (TC) é uma modalidade de obtenção das imagens capaz de produzir em alta qualidade, em três dimensões, o interior de um objeto. Diferentemente das radiografias convencionais, que projetam em um só plano todas as estruturas atravessadas pelos raios-x, a TC evidencia as relações estruturais em profundidade, mostrando imagens em "fatias" do corpo humano. A TC permite enxergar todas as estruturas em camadas, principalmente os tecidos mineralizados, como ossos, com definição refinada, permitindo a delimitação

Figura 2.2: Esquema básico do funcionamento de um aparelho de ultrassom.



Fonte: (HEDRICK; HYKES, 1995)

Figura 2.3: Comparação entre imagem de ultrassom e imagem de tomografia computadorizada.



Fonte: Richard Held MD, and Keith Fischer MD

de irregularidades tridimensionalmente Garib et al. (2007).

2.2.1 Tipos de tomografia computadorizada

A TC se divide em dois principais tipos (GARIB et al., 2007): a tomografia computadorizada tradicional e a tomografia computadorizada de feixe cônico (cone-beam computed tomography-CBCT). As principais diferenças entre os métodos são compiladas na tabela 2.2.

Tabela 2.2: Quadro comparativo entre TC tradicional e TC de feixe cônico.

-	<i>CT Tradicional</i>	<i>CT de feixe cônico</i>
dimensão do aparelho	- grande - permite exame do corpo inteiro	- mais compacto - permite apenas exame da região de cabeça e pescoço
aquisição da imagem	- diversas voltas do feixe de raio-X em torno do paciente - cortes axiais	- uma volta do feixe de raio-X em torno do paciente - imagens base semelhantes à telerradiografia
tempo de escaneamento	- 1 segundo multiplicado pela quantidade de cortes axiais necessários - exposição à radiação ininterrupta	- 10-70 segundos de exame - 3-6 segundos de exposição à radiação
dose de radiação	- alta	- menor, aproximadamente 15 vezes reduzida em relação à TC helicoidal.
custo financeiro do exame	- alto	- reduzido
recursos do exame	- reconstrução multiplanar e em 3D	- reconstrução multiplanar e em 3D, além de reconstrução de radiografia bidimensionais convencionais
qualidade da imagem	- boa nitidez - ótimo contraste - validação das avaliações quantitativas e qualitativas	- boa nitidez - baixo contraste entre tecido duro e mole - boa acurácia
produção de artefatos	- muito artefato na presença de materiais metálicos	- pouco artefato produzido na presença de metais

Fonte: (GARIB et al., 2007)

Figura 2.4: Máquina de tomografia computadorizada. (a) TC tradicional. (b) TC de feixe cônico.



(a)



(b)

2.2.2 Aquisição das imagens

De acordo com (MEURER et al., 2008), na aquisição das imagens é desejável a obtenção de um volume único de todo o segmento a ser estudado, utilizando-se cortes finos. Cumpre salientar que a exposição do paciente examinado à radiação é um fator que limita o uso de alguns métodos, sendo responsabilidade do profissional da radiologia escolher o melhor protocolo de obtenção das imagens, buscando-se, assim, um equilíbrio entre qualidade do protótipo e a dose de radiação. Desta forma, alguns cuidados são necessários no intuito de se aperfeiçoar a aquisição das imagens para o pós-processamento computadorizado:

- Para uma boa reconstrução 3D, a espessura de corte deve ser a menor possível (com espessura de 1mm obtêm-se excelentes resultados).
- Em modo helicoidal, o aumento do *pitch* pode permitir a obtenção de um volume com maior extensão, mantendo-se cortes finos, sobretudo nos aparelhos com múltiplas camadas de detectores. Esta é uma solução melhor do que o aumento da espessura de corte.
- O *field of view* (FOV) deve englobar toda a região de interesse. Para face e crânio, por exemplo, um FOV em torno de 250 mm é suficiente. Quanto menor o FOV, maior a qualidade da imagem, pois assim aplica-se matriz disponível a uma área menor, diminuindo o tamanho do *pixel* e, conseqüentemente, o efeito de volume parcial (CÁCERES, 2005).
- A utilização de filtros de imagem durante a aquisição é controversa, sendo assim, alguns estudos tem reportado maior formação de artefatos com o emprego de filtro para osso durante a aquisição (CHOI et al., 2002).

A imagem por TC é um mapeamento do coeficiente linear de atenuação da seção do corpo humano em estudo. A imagem é apresentada como uma matriz bidimensional em que, a cada

elemento desta matriz - o pixel - é atribuído um valor numérico, denominado número de TC. Este é expresso em unidades Hounsfield (UH) e está relacionado ao coeficiente linear médio de atenuação do elemento de volume, voxel, no interior do corte que o pixel representa. O grau da qualidade da imagem liga-se à fidelidade com que o conjunto de números de TC reproduz as pequenas diferenças em atenuação entre os tecidos (resolução de baixo contraste ou resolução de sensibilidade) e os pequenos detalhes das estruturas (resolução de alto contraste ou resolução espacial) (CARLOS, 2002). A tabela 2.2 a seguir mostra a relação entre os tecidos do corpo humano com o coeficiente de Hounsfield.

Tabela 2.3: Escala de hounsfield

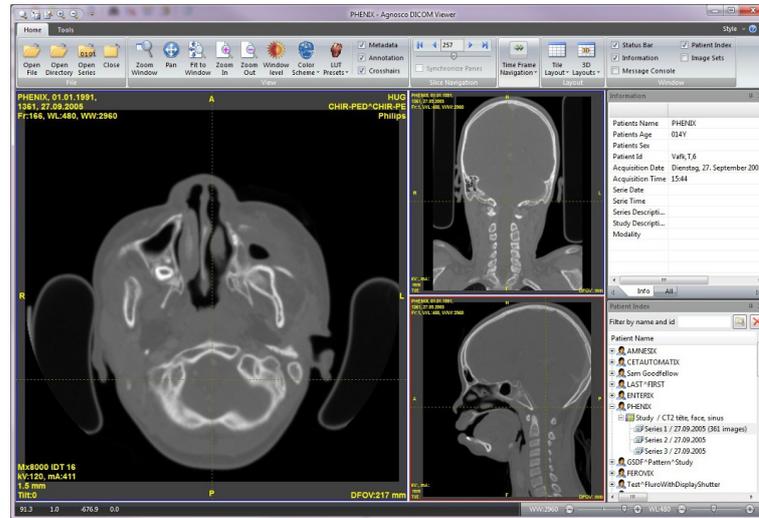
<i>Tecido</i>	<i>Unidades Hounsfield</i>
Ar	-1.000
Pulmão	-900 a -400
Gordura	-110 a -65
Água	0
Rins	30
Sangue normal	35 a 55
Sangue coagulado	80
Músculo	40 a 60
Fígado	50 a 85
Osso	130 a 250
Osso denso	1.000 a 2.000

Fonte: (CARLOS, 2002)

2.2.3 Armazenamento, transferência e manipulação das imagens

A falta de padronização dos formatos de imagem é um dos problemas que pode ser encontrado. O formato DICOM (*digital imaging and communications in medicine*) é hoje um padrão da indústria de equipamentos médicos e, por ser mundialmente aceito, é o que confere maior interoperabilidade entre sistemas computacionais e equipamentos médicos (ASSOCIATION; RADIOLOGY et al., 1998). Os arquivos podem ser armazenados em qualquer mídia disponível, desde que esta apresente capacidade para grandes volumes de dados. Na transferência dos arquivos de imagem, o volume de dados pode ser um problema. Cada imagem em formato DICOM, com a matriz de aquisição de 512 x 512 *pixels*, gera um arquivo de 512 Kbytes por corte. Uma TC de crânio, cumprindo as exigências para a construção de um software, pode gerar um volume de dados próximo a 100 Mbytes. Assim, ferramentas de compactação podem ser úteis no momento da transferência (MEURER et al., 2008).

Figura 2.5: Exemplo de software de visualização das imagens de TC.



Fonte: Agnosco Viewer, free software

Para realizar o diagnóstico, é preciso visualizar as informações contidas dentro do volume da TC adquirido. Vários softwares de visualização científica de uso livre ou comercial oferecem a possibilidade de renderizar e explorar as imagens de TC. Estes softwares (conhecidos com o nome de DICOM Viewer) geralmente permitem a realização das operações básicas e complexas tal como *Zoom*, ajuste de brilho e contraste, comprimento do segmento, rotações (90, 180 graus), fatiamento (3D *slice*), etc. Por exemplo, o software Agnosco Viewer (Figura 2.3) é de uso livre e oferece uma ampla quantidade de operações de visualizações. Hoje em dia, o avanço dos *hardware* gráficos e suas capacidades de programação permitem a aplicação das texturas nos volumes renderizados com alta qualidade e melhor desempenho.

2.3 Sistema de captura de posição e orientação

Sistemas de captura de movimento permitem que sistemas de realidade virtual possam monitorar a posição e a orientação de uma parte do corpo do usuário. Basicamente, estes sistemas podem ser classificados em 4 grupos: acústico, mecânico, magnético e ótico. Cada um destes sistemas possui vantagens e desvantagens, e usa tecnologias diferentes para determinadas aplicações específicas (BARATOFF; BLANKSTEEN, 1993).

Para captura de movimento no sistema acústico, são colocados no usuário transmissores que emitem o som, enquanto receptores de áudio na sala de captura medem o tempo que leva para que o som vá dos transmissores até ao receptor (GOMIDE et al., 2009). Por triangulação, localizam-se os transmissores, que em geral são colocados nas articulações do sujeito. Estes sistemas estão sujeitos a diversos problemas. Por exemplo, é difícil de obter a descrição correta das coordenadas em um instante desejado devido ao caráter sequencial dos disparos dos

sensores. Outro problema que essa tecnologia apresenta vem a ser o fato dos sons externos ou reflexos dos sons emitidos pelos sensores poderem afetar o processo de captura e destruir dados obtidos.

Já os sistemas de rastreamento magnético são baseados no cálculo de campos magnéticos, sendo assim, utilizam-se bobinas tanto no emissor quanto no receptor, dispostas ortogonalmente entre si (JR; SOUZA; MACHADO, 2009). As bobinas são colocadas sob corrente elétrica e acabam gerando campos magnéticos, que serão captados por estas bobinas. Feito isso, as informações sobre a posição e orientação dos sensores serão calculadas e passadas pelo controlador, que as enviará mais tarde para um computador. Tais sistemas devem ser utilizados em ambientes sem interferências magnéticas e em aplicações com necessidade de boa precisão e mobilidade. Algumas vantagens dos sistemas magnéticos são o baixo custo computacional para processamento dos dados, maior precisão dos dados (problemas de oclusão inexistente) e o baixo custo dos equipamentos. Os sistemas conseguem uma captura de posição e movimento a uma taxa de amostragem que gira em torno de 100 FPS (frame por segundo) facilitando assim, a captura dos movimentos mais simples. Como desvantagem, pode-se citar o fato desse tipo de sistema ter vários cabos que conectam os receptores, que dificultam o movimento do ator, não permitindo, deste modo, que os movimentos complexos e rápidos sejam executados naturalmente. Hoje em dia, já existem empresas que desenvolvem sistemas magnéticos que não possuem cabos, por exemplo, o Motion Star, da Ascension. Outra dificuldade encontrada no processo magnético é a interferência que qualquer objeto de metal em torno do local de captura pode causar, uma vez que campos magnéticos são extremamente sensíveis a objetos metálicos. Os sistemas de captura mecânica funcionam graças a sensores mecânicos, tal como os potenciômetros colocados em um exoesqueleto construído em cima do elemento que se deseja capturar e cuja cada articulação é associada a um codificador angular (KAUFMANN, 2013). Sabendo a posição relativa de cada codificador, utiliza-se um software para reconstituir os movimentos complexos de um esqueleto composto geralmente de várias articulações. A técnica oferece uma grande precisão e velocidade, porém ela é limitada por causa dos equipamentos pesados que o usuário deve vestir, limitando assim seus movimentos. Essa tecnologia se popularizou através da indústria cinematográfica, que a utiliza nos atores para captura de movimentos e animações (SILVA et al., 1997).

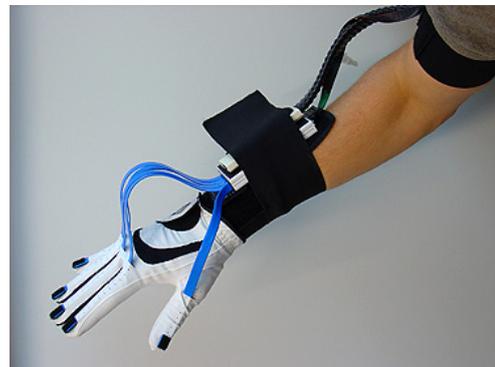
Por último, os sistemas óticos de captura usam luz para medir posição e orientação de um alvo (WORKS, 2007). Tipicamente, um sistema ótico é construído por um conjunto de LEDs infravermelhos e duas ou mais câmeras capazes de capturar a luz emitida pelos refletores. As câmeras capturam e gravam os sinais de pulsos gerados pelos LEDs e em seguida enviam essas informações à unidade de processamento do sistema (computador). Esse por sua vez, pode então processar os dados para determinar a posição e orientação do alvo. Os sistemas óticos são muito utilizados porque tem uma taxa alta de *upload* e os problemas de latências são minimizados. Uma das desvantagens dessa tecnologia é o problema de oclusão, ou seja, não pode ter interferência de visão entre a câmera e o alvo (BARATOFF; BLANKSTEEN, 1993). Os

sistemas óticos, por conseguirem capturar movimentos muito complexos e rápidos do usuário, são os mais indicados. Possuem uma taxa maior de amostragem. No presente projeto, foi utilizado um sistema ótico de captura de posição e orientação, chamado Bratrack, que usa duas câmeras para capturar a posição e a orientação dos reflectores posicionados sobre um transdutor simulado. No capítulo 3, encontra-se as especificações e detalhes do funcionamento do Bratrack. As figuras abaixo mostram a utilização dos diferentes tipos de sistemas de captura de posição e orientação (VIEIRA; CAVALCANTI,).

Figura 2.6: Diferentes tipos de sistemas de captura de posição e orientação. (a) Sistema acústico. (b) Sistema magnético. (c) Sistema mecânico. (d) Sistema ótico.



(a)



(b)



(c)



(d)

Fonte: (HERMANN; HÖNER; RITTER, 2006); ShapeHand Data Glove; Gypsy Motion Capture System; Bratrack System

2.4 Simulação de ultrassonografia

Os sistemas simulados de ultrassonografia são usados geralmente para darem apoio didático a alunos e profissionais da saúde em treinamento, no aprendizado do uso de um sistema real de ultrassom no corpo orgânico (WEIDENBACH et al., 2005) . O bom posicionamento do trans-

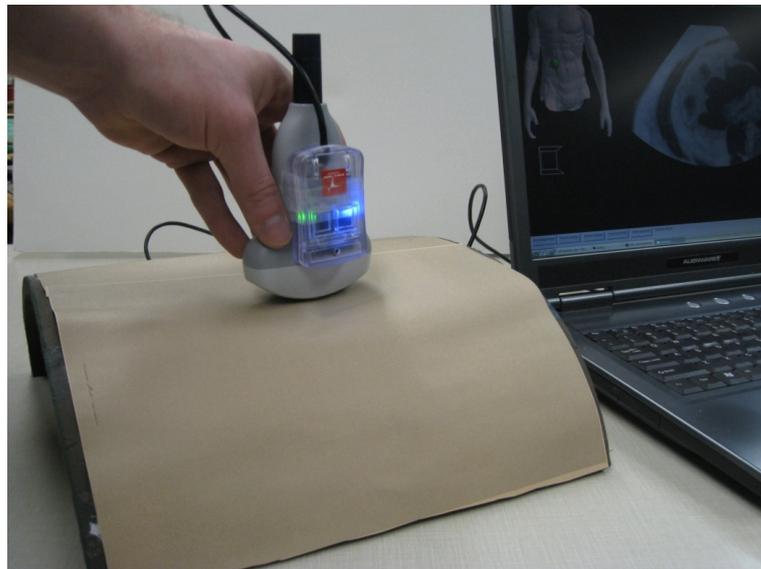
Figura 2.7: Simulador ultrassonográfico com manequim



Fonte: SIMULAB Corporation

ductor em cima do corpo, a interpretação das imagens, bem como a adaptação dos profissionais da área da saúde com o uso da tecnologia, são os principais fatores que ampliaram o uso e a demanda do simulador ultrassonográfico. O ideal desses sistemas é aquisição das imagens em duas dimensões, combinando-as com as informações do transdutor, tanto da posição quanto do movimento do mesmo, a fim de visualizar a forma e o movimento da estrutura dentro do corpo. Estas características aumentam cada vez mais a demanda de sistemas ultrassonográficos simulados para o treinamento, e na última década, muitos deles foram desenvolvidos para esse propósito (MAUL et al., 2004). Geralmente, são usados manequins para se simular o corpo inteiro ou parte de um corpo humano. Os sistemas mais simples usam um transdutor simulado que se utiliza da computação gráfica. As imagens adquiridas em outras modalidades de aquisição das imagens médicas (tomografia computadorizada, ressonância magnética,...), em três dimensões, servem para simular os órgãos internos do corpo. Porém, sistemas mais complexos simulam o funcionamento do transdutor, imitando as ondas de som e os efeitos destas ondas no resultado final. Os órgãos, os tecidos e seus movimentos são simulados a fim de oferecerem a sensação de uma cena real de um ambiente ultrassonográfico, o que é demonstrado na figura 2.5.

Figura 2.8: Transdutor simulado



Fonte: Worcester Polytechnic Institute

3 PROTOTIPAGEM E DESENVOLVIMENTO

O presente capítulo apresenta as técnicas usadas para aquisição, manipulação e visualização das imagens seccionadas em 2D, apresentadas como resultado final deste trabalho. A ideia principal é mostrar um ambiente virtual onde um corpo humano é simulado em 3D usando as técnicas de visualização de volume em computação gráfica. Para a aquisição da fatia do volume, um transdutor responsável pelo fatiamento do volume é simulado cujas coordenadas de posição e a orientação são obtidas através de uma matriz de transformação gerada pelo sistema ótico Bratrack. A seção 3.1 do presente capítulo apresenta o Bratrack, mostrando-se como o pacote de dados vindo do Bratrack é recebido, tratado e utilizado para aplicar as transformações necessárias. Já na seção 3.2 apresenta a técnica e algoritmo usados para renderização do volume que simula o corpo humano. Um plano de corte também é apresentado para mostrar exatamente onde o volume está sendo fatiado. Na seção 3.3, é apresentado o algoritmo usado para gerar e obter as imagens 2D, resultado do seccionamento do volume de acordo com a posição e orientação do transdutor. A visualização e o tratamento da imagem extraída são apresentados na seção 3.4. O tratamento da imagem é necessário para simular uma tela real de ultrassom.

3.1 Bratrack

Bratrack é um dispositivo de captura de posição e orientação de forma ótica que utiliza, no mínimo, um par de câmeras USB (universal serial bus) monocromáticas (Figura 3.1) equipadas com um filtro de luz que permite a passagem apenas de luz infravermelha, sendo as câmeras anexadas a uma placa de LEDs, que emitem flashes estroboscópios infravermelhos. Marcadores esféricos, revestidos por um material que reflete luz infravermelha, são agrupados em uma estrutura rígida, cujas coordenadas de posição e orientação são rastreadas e enviadas para uma aplicação do cliente (PINTO et al., 2008). É possível rastrear mais de um artefato ao mesmo tempo, permitindo assim, uma ampla flexibilidade para implementar aplicações que precisam da captura de mais de um objeto. A arquitetura (Figura 3.2) do Bratrack é composta de diferentes módulos (software ou hardware) e cada um se responsabiliza para uma determinada tarefa específica. As câmeras USB, LEDs infravermelhos e placas eletrônicas específicas constituem os módulos físicos. *"A captura de imagens por todas as câmeras é sincronizada por software. Um pré-processamento em 2D identifica marcadores visíveis em cada câmera. Logo depois, um módulo de reconstrução em 3D localiza marcadores correlacionados visíveis em mais de uma câmera e identifica artefatos previamente registrados no sistema"*(GRANDI et al., 2012). Com uma velocidade de captura de 60 FPS, um canal de comunicação baseado no protocolo UDP é usado para transmissão do pacote de dados capturados pelo Bratrack. Nesse pacote, encontram-se as informações tal como o *time stamp* (o tempo no qual um novo *frame* é capturado pelas câmeras) e uma lista dos artefatos, sendo que cada elemento contém um número ID (identificação) e as coordenadas do artefato (PINTO et al., 2008).

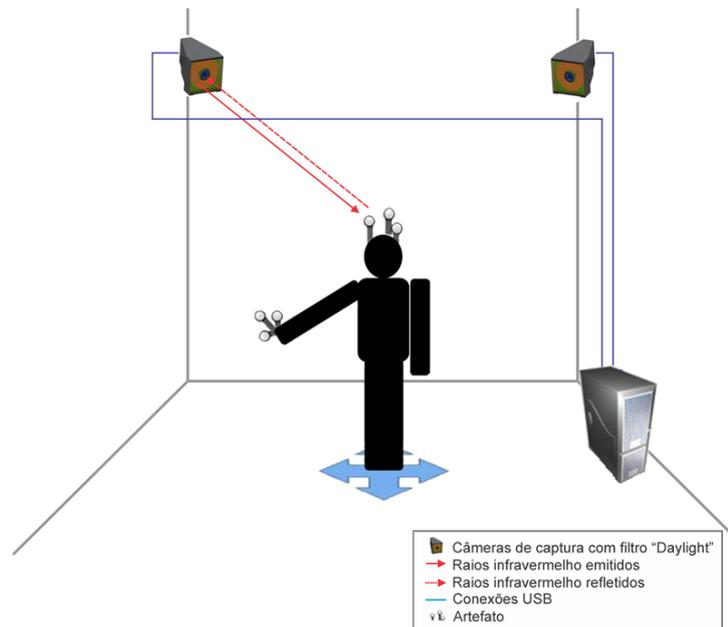
Figura 3.1: Câmera anexada a uma placa de LEDS - Bratrack



Ao configurar o sistema instalado, o usuário deve selecionar as duas câmeras para iniciar o rastreamento e a calibração do sistema. Os marcadores precisam estar fixados em um artefato previamente montado, assim cada artefato será cadastrado no sistema, e poderá ser usado várias vezes sem a necessidade de uma nova calibração. A posição e orientação do artefato são capturadas pelas duas câmeras e são enviadas via uma conexão UDP para um computador cliente identificado pelo seu endereço IP. A aplicação cliente recebe um pacote de dados, devendo descompactá-lo e parseá-lo. O artefato é identificado pela ID, e sua posição e orientação são representadas em forma de uma matriz de transformação, ou seja, as rotações e as translações (Figura 3.3). Assim, estas informações podem ser aplicadas em um objeto 2D ou 3D na aplicação do cliente, possibilitando desta forma, que as informações de localização do mundo real são aplicadas no mundo virtual.

Quando um marcador não é visualizado por nenhuma das câmeras, por ter sido, por exemplo, movido pelo usuário, para alguma posição fora do alcance destas, ocorre o que se chama de oclusão. Reduz-se essa falha com a utilização de um maior número de câmeras, o que nunca foi testado. Faz-se alusão a este recurso apenas teoricamente, acreditando-se que se o marcador escapa ao campo de visão de uma câmera, as demais seriam capazes de captar o movimento executado pelo usuário, a fim de que o rastreamento do artefato não restasse prejudicado. Já o processo de calibração é realizado com o uso de um padrão com marcadores reflexivos como base, que são medidos e posicionados, no padrão de calibração manualmente, utilizando régua e trenas. No intuito de se alcançar precisão na calibração, faz-se uma medição digital, com

Figura 3.2: Esquema de um sistema de rastreamento - Bratrack



Fonte: (PINTO et al., 2008)

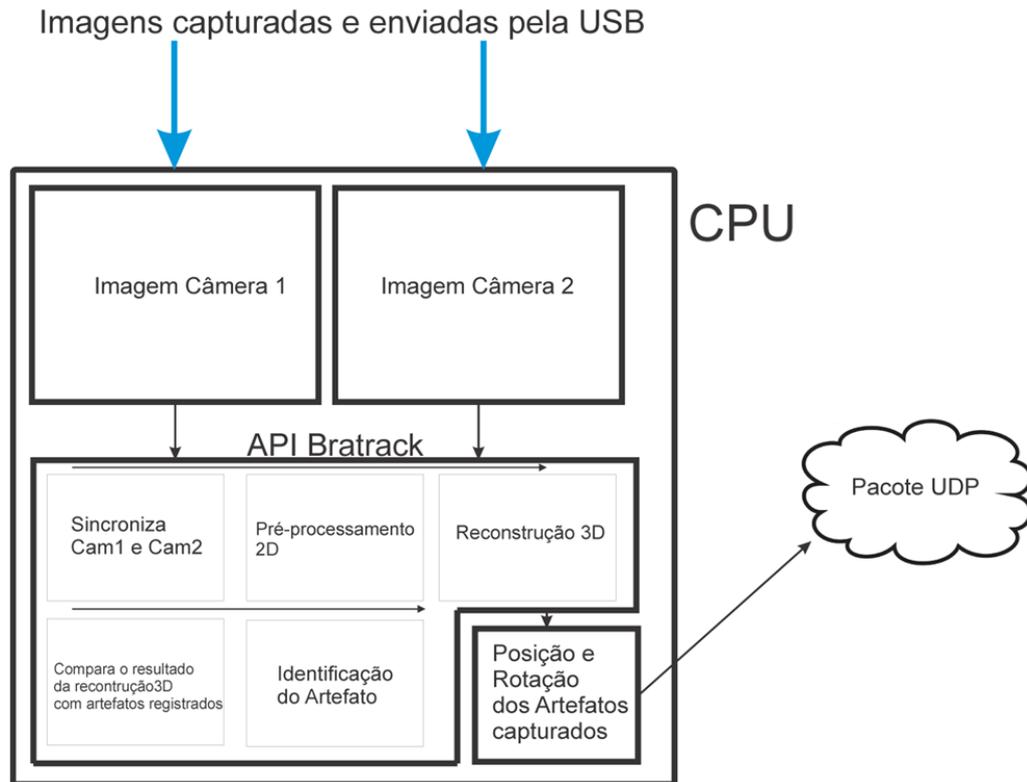
Figura 3.3: Representação do pacote de dados gerado pelo Bratrack

Time Stamp	A	R	T	I	F	A	C	T	1	R1X	R1Y	R1Z	R2X	R2Y	R2Z	R3X	R3Y	R3Z	TX	TY	TZ	
8	1	1	1	1	1	1	1	1	1	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8

Fonte: (PINTO et al., 2008)

escaneamento em alta precisão da posição dos marcadores em 3D. O aumento da precisão geral do sistema é obtido com a utilização de marcadores menores no padrão de calibração (de 20 mm para 10 mm de diâmetro), pois aumenta-se também a precisão da posição do centro das esferas (GRANDI et al., 2012).

Figura 3.4: Arquitetura do sistema Bratrack



3.2 Geração e visualização das imagens em 2D

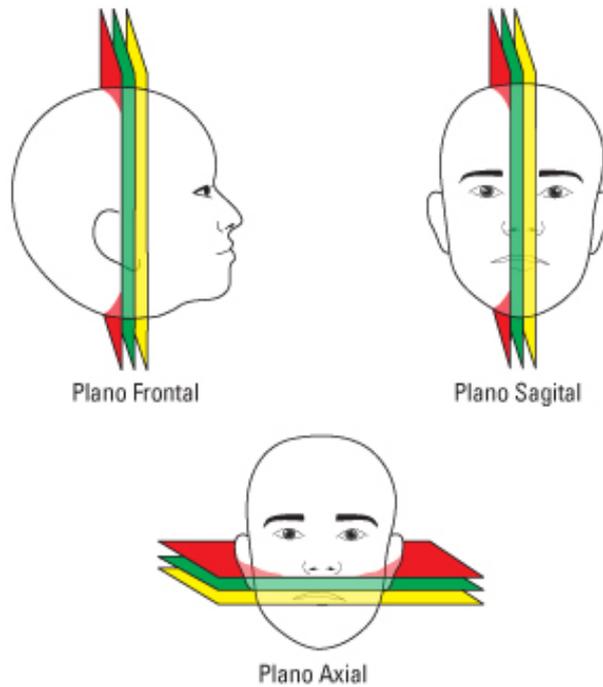
A maioria dos sistemas de visualização das imagens biomédicas permite somente visualização das imagens em 2D em ângulo restrito (ROBB, 1999), ou seja, em orientação axial, sagital e frontal. O objetivo principal desta etapa é apresentar as fatias das imagens em 2D em ângulo arbitrário sem restrição, permitindo assim, uma análise visual de qualquer parte do corpo analisado.

3.2.1 Abordagem preliminar sobre os planos axial, sagital e frontal

A primeira abordagem para gerar as fatias das imagens em 2D, a partir das imagens 3D de entrada é trivial, bastando criar um plano com a fórmula da equação geral do plano, ou seja, $Ax + By + Cz = d$, e finalmente aplicar a sua interseção com o volume. Existem várias maneiras de se gerar um plano através desta fórmula, e uma delas é usando um ponto e um vetor. Este último é chamado de vetor normal do plano, uma vez que é perpendicular ao plano (HU, 2008). Para determinar seus valores, é necessário escolher um ponto P conhecido dentro do volume e um vetor normal, especificado pelo usuário. Tendo um ponto $P(X_0, Y_0, Z_0)$ e um vetor normal $N(a,b,c)$, a representação do plano é feita desta forma:

$$a(x - X_0) + b(y - Y_0) + c(z - Z_0) = 0$$

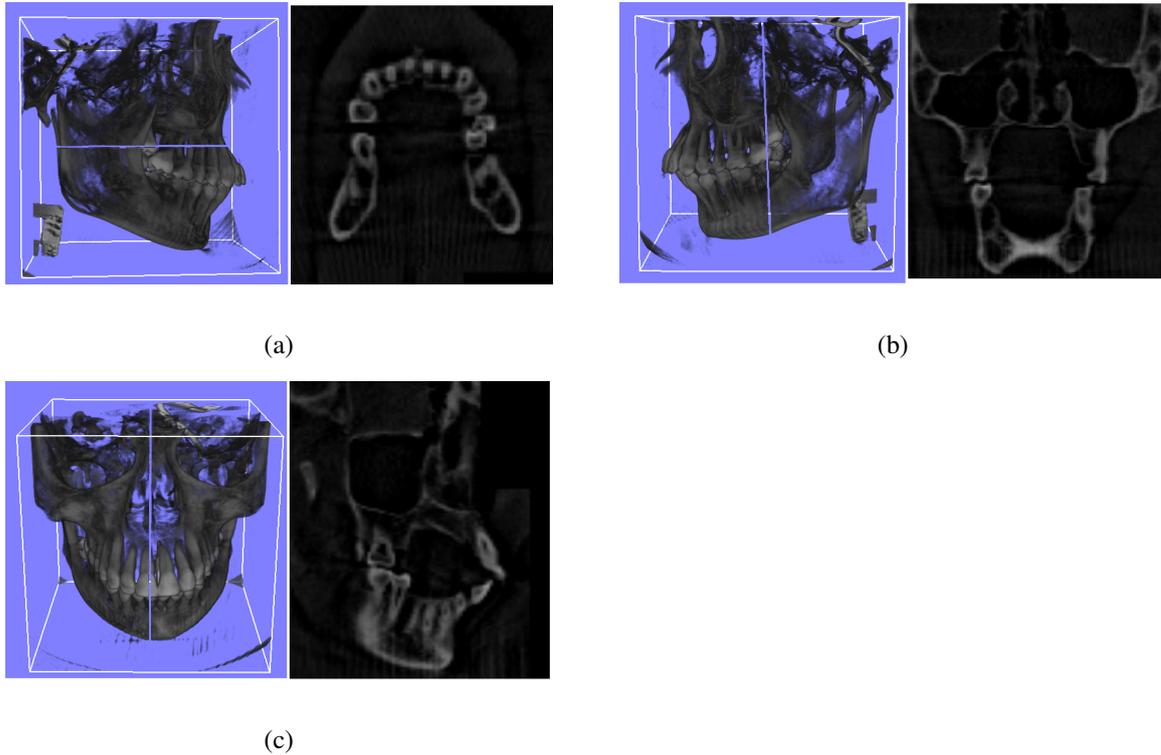
Figura 3.5: Plano axial, sagital e frontal



Fonte: Revista Dental Press

O plano gerado é infinito, sem delimitação. Portanto, para obter o resultado esperado, é necessário percorrer a matriz tridimensional do volume para encontrar os pontos de interseção com o plano. O vetor N e o ponto P são responsáveis por determinar a orientação e a posição do plano, respectivamente. A combinação de cada uma das variáveis do vetor gera planos em diferentes orientações, e a combinação das variáveis do ponto, gerou planos em diferentes posições. A Figura 3.2 ilustra os resultados obtidos.

Figura 3.6: Obtenção das imagens em 3 eixos diferentes, a) axial; b) frontal; c) sagital

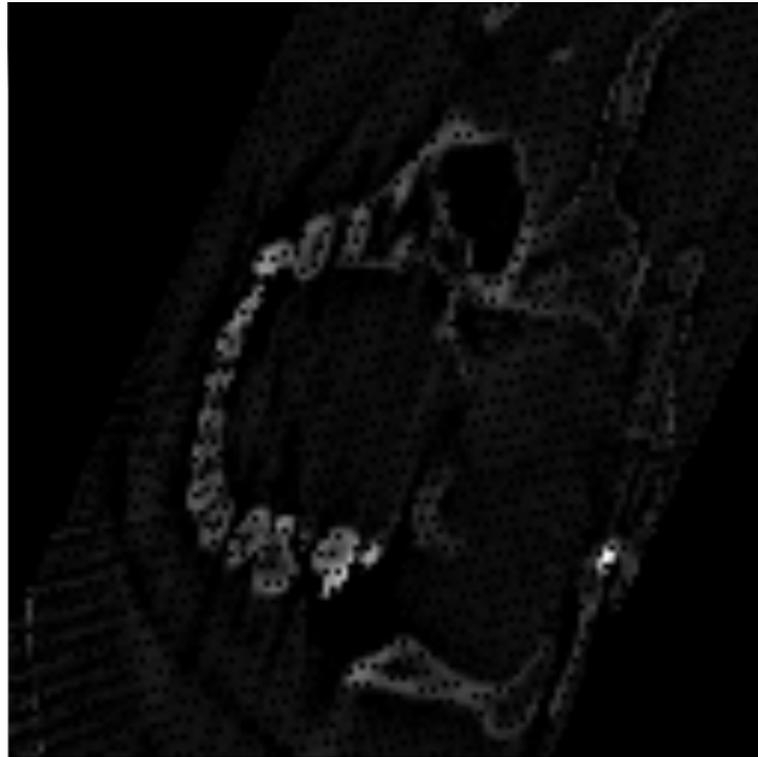


Esta abordagem permitiu obter resultados diretos e intuitivos, porém, só foi possível a geração dos planos retos (plano axial, sagital e frontal). Para se chegar ao resultado final do projeto, precisa-se gerar planos arbitrários usando outras técnicas.

3.2.2 Plano arbitrário

É de extrema importância a obtenção das imagens em planos arbitrários nesse trabalho, uma vez que se precisa, além de visualizar imagens em planos retos, como mencionado na subsecção anterior, visualizar as imagens em planos oblíquos. Porém, imagens oblíquas são menos intuitivas e mais complicadas de se implementar computacionalmente (ROBB, 1999), pois copiando os voxels da interseção do volume com o plano em uma determinada ordem, não se geram imagens oblíquas tal como esperado. Por exemplo, usando a técnica utilizada na seção 3.1 para gerar imagens oblíquas, obtém-se um plano 2D com imagem distorcida devido a perda de informação (Figura 3.3). Esta perda ocorre na hora de copiar os voxels dos pontos 3D (x, y, z) do volume para seus correspondentes pontos 2D (x, y) do plano. Devido ao caráter interativo do sistema, a escolha da posição e do ângulo de corte do volume é dinâmica, dificultando a possibilidade de estabelecer uma ordem fixa da cópia dos voxels. Além disso, o uso da equação do plano baseada apenas no vetor normal gera um plano infinito e sem restrições nos demais eixos; o plano é livre para girar em torno da normal. Portanto, a solução foi de estabelecer uma técnica de obtenção das imagens em planos arbitrários.

Figura 3.7: Imagem em plano oblíquo com perda de informações



Para obter as imagens em 2D e visualizá-las corretamente, criou-se um sistema de referência local para o plano e para o volume, e os dois foram colocados no mesmo sistema de coordenadas, ou seja, no mesmo mundo virtual. A representação dos dois objetos foi da seguinte forma:

- plano $(x,y,0)$, onde $0 \leq x \leq N$ e $0 \leq y \leq M$
- volume (x,y,z) , onde $0 \leq x \leq N$; $0 \leq y \leq M$ e onde $0 \leq z \leq T$

E onde as constantes N , M e T determinam respectivamente a largura, altura e profundidade do volume. Por uma questão de simplicidade, o volume encontra-se fixo na origem no mundo, ou seja, no ponto $(0,0,0)$. Ocorre que isso faz com que o volume (corpo simulado) permaneça fixo e estável, facilitando muito a implementação do sistema. Basta carregar o volume, fazendo a leitura correta de cada voxel e colocá-lo em uma matriz. De outro lado, a posição e a orientação do plano são condicionadas pelas coordenadas do transdutor simulado. Estas coordenadas são fornecidas pelo Bratrack e representadas em forma de uma matriz de transformação. Tendo-se os dois objetos no mesmo espaço e sabendo as suas respectivas coordenadas, conclui-se que existem duas bases vetoriais compartilhando o mesmo espaço. Desta forma, pode-se aplicar as transformações necessárias em um ponto que está na base A, a fim de se obter as coordenadas correspondentes do mesmo ponto na base B. Seguindo esta lógica, utilizou-se as coordenadas do plano $(x,y,0)$ para obter-se suas correspondentes coordenadas dentro do volume. A Figura 3.8 abaixo mostra como este algoritmo é implementado e a Figura 3.9 mostra a matriz de mudança

de base usada.

Figura 3.8: Algoritmo da aquisição da imagem 2D em plano arbitrário

```

1  for (int x = 0; x < volumeWidth; ++x){
2      for (int y = 0; y < volumeHeight; y++){
3
4          vector = {x,y,0}
5
6          resultVector = multMatrixVector(matrixTransformation, vector)
7          newX = resultVector.x
8          newY = resultVector.y
9          newZ = resultVector.z
10         plane2D[x][y] = volume3D[newX][newY][newZ];
11     }
12 }

```

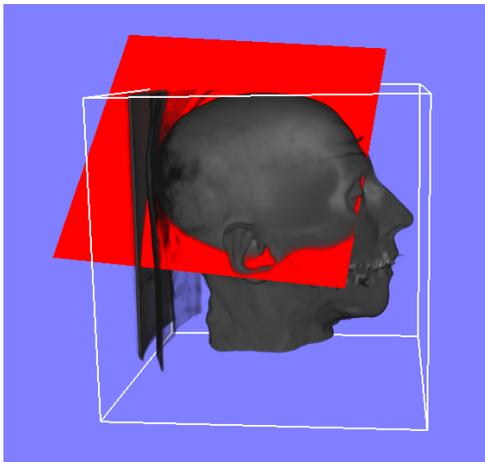
Figura 3.9: Matriz da transformação

$$\begin{array}{c} \begin{matrix} X \\ Y \\ Z \\ W \end{matrix} \end{array} * \begin{array}{c} \begin{matrix} R1X & R2X & R3X & TX \\ R1Y & R2Y & R3Y & TY \\ R1Z & R2Z & R3Z & TZ \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{matrix} \end{array} = \begin{array}{c} \begin{matrix} X' \\ Y' \\ Z' \\ W' \end{matrix} \end{array}$$

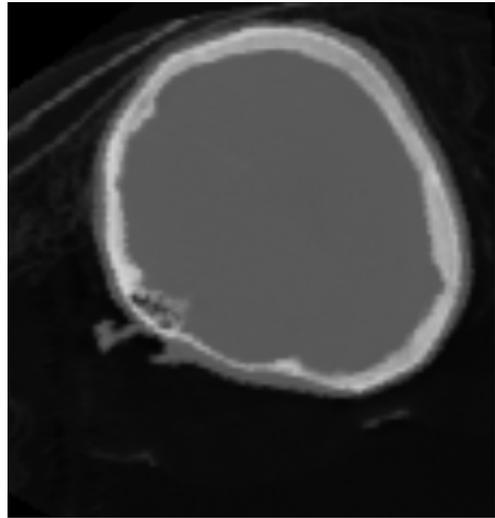
Input vector
Transformation matrix
output vector

Foi desta forma que se obteve as imagens em 2D em ângulos arbitrários, sem perda de informações. Ao transladar ou rotar o transdutor, é possível a visualização das imagens em vários ângulos. A figura 3.10 mostra os resultados obtidos.

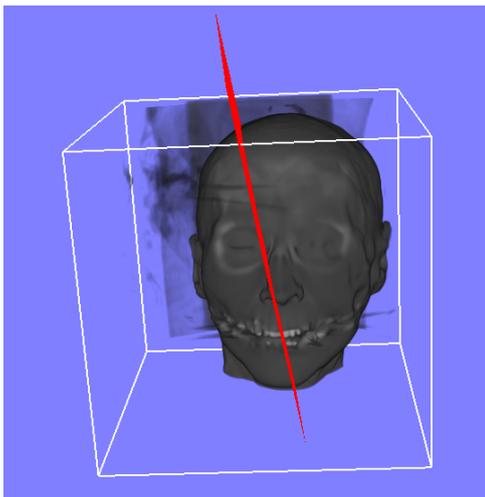
Figura 3.10: Obtenção das imagens em plano arbitrário



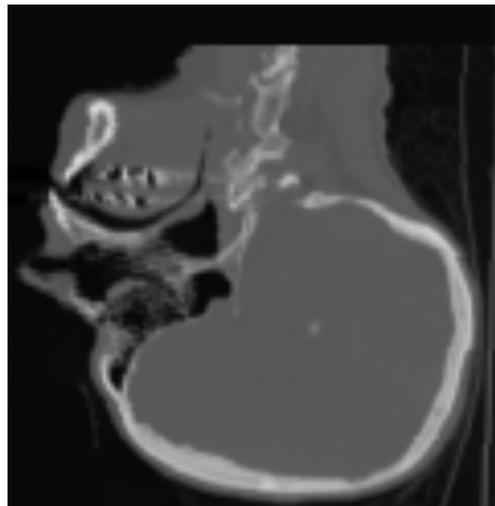
(a)



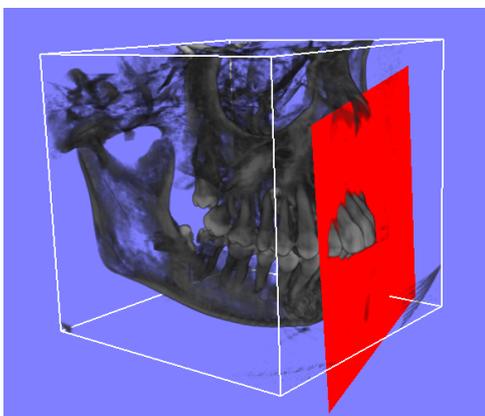
(b)



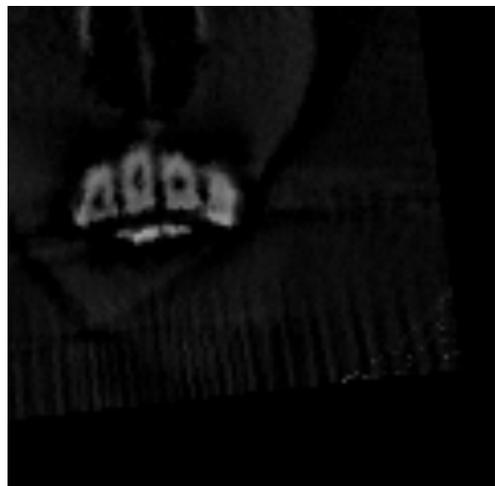
(c)



(d)



(e)



(f)

3.2.3 Visualização e tratamento

Uma vez que se obteve um plano contendo a imagem desejada, é possível aplicar e visualizá-la diretamente como textura, usando recursos de visualização de textura 2D em OpenGL. Para isso, precisa-se fazer uso de uma primitiva geométrica sobre a qual a textura será aplicada. Em um primeiro momento, utilizou-se um quadrado (GLQUADS) para facilitar a visualização inteira da imagem adquirida. Depois disso, o objetivo é conseguir transformar esse quadrado no formato de uma imagem de ultrassonografia real, chamado de B-modo. Para se chegar no resultado esperado, o método utilizado por (STEELMAN, 2012) foi usado. Ele consiste, basicamente, de desenhar vários quadrados lado a lado, onde dois vértices de cada quadrado estão sempre na origem e os outros dois estão sempre a uma distância r da origem, e desenhados de esquerda à direita. Como dois vértices de cada quadrado estão sempre no mesmo ponto de origem, a textura será esticada na origem e ampliada na base. Definidos todos quadrados, as coordenadas da textura são mapeadas para cada vértice, conforme a Figura 3.7 abaixo. O algoritmo mostrado na Figura 3.8 demonstra como os quadrados e as coordenadas das texturas estão definidos.

Para que as imagens adquiridas através do algoritmo sejam parecidas com imagens reais de ultrassom, fez-se necessário fazer a manipulação destas imagens. As imagens de ultrassom tem uma característica específica, que vem a ser um tipo de ruído conhecido como *Speckle*, gerado pela própria máquina. Em definição de C. D. Maciel e W. A. Pereira:

Do ponto de vista físico, o *Speckle* é o resultado do somatório dos sinais espalhados pelas partículas do meio (Healey et alii, 1994; Li et alii, 1992; Dutt et alia, 1994; Wagner et alii, 1983), quando irradiado com um sinal coerente, sendo, as dimensões da região investigada, comparáveis ao comprimento de onda da irradiação. O sinal refletido por cada partícula no meio terá a sua fase e amplitude dependentes da posição das partículas no mesmo. Desta forma, a soma de todos os sinais refletidos por elas podem interagir construtiva ou destrutivamente.

Figura 3.11: Mapeamento de textura

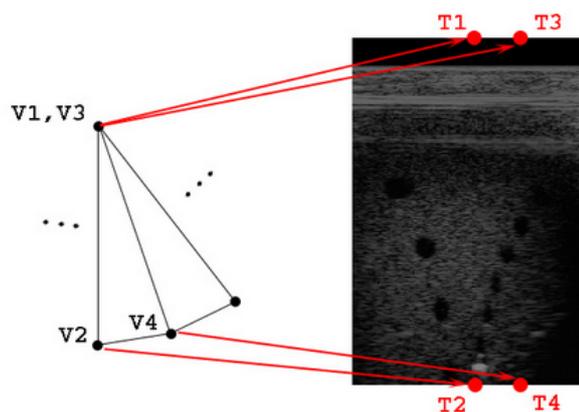


Figura 3.12: Algoritmo de visualização da imagem de ultrassom

```

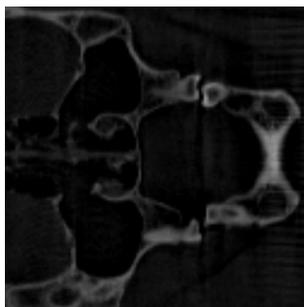
const float MIN_ANGLE = -PI/8;
const float MAX_ANGLE = PI/8;
const float SECTOR_RAD = PI/2;

glBegin(GL_QUAD_STRIP);
int x1 = 0; //origin of sector array
int y1 = 0;
int xIni = 0;
float radius = 4.0;
float t = 333.0;
//Need to loop through A-lines and specify end then start for vertices
for(float angle = 3*PI/2 + MIN_ANGLE; angle <= (3*PI/2 + MAX_ANGLE + (SECTOR_RAD/t)); angle += SECTOR_RAD/t)
{
    float vnorm = 1.5 - ((angle - PI - MIN_ANGLE)/SECTOR_RAD);
    glTexCoord2f(vnorm, 0.7);
    glVertex2f(x1,y1); //beginning of A-line in image
    glTexCoord2f(vnorm, 0.0);
    glVertex2f(x1 + cos(angle)*radius, y1 + sin(angle)*radius); //end of A-line in image
}
glEnd();

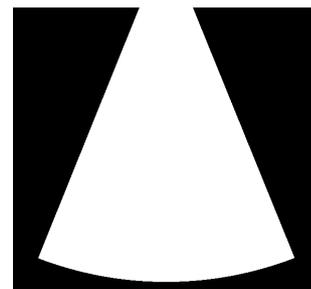
```

Desta forma, foi implementado um algoritmo que gera este tipo de ruído com a finalidade de tornar a imagem gerada o mais próxima possível de uma imagem real de ultrassom (Figura 3.9). Existem outros elementos que influenciam na formação da imagem de ultrassom, que não foram levados em consideração na implementação deste sistema, devido à alta complexidade do estudo dos mesmos, mas que considerados, tornariam a imagem simulada ainda mais semelhante à verdadeira.

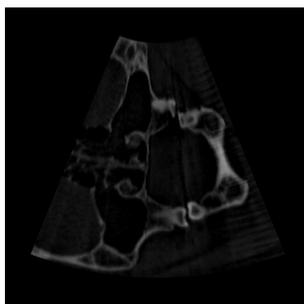
Figura 3.13: Processo de transformação da imagem 2D adquirida. a) Imagem inicial; b) Geometria implementada; c) Imagem adaptada à geometria da ultrassom B-mode; d) Geração dos ruídos speckle sobre a imagem inicial



(a)



(b)



(c)



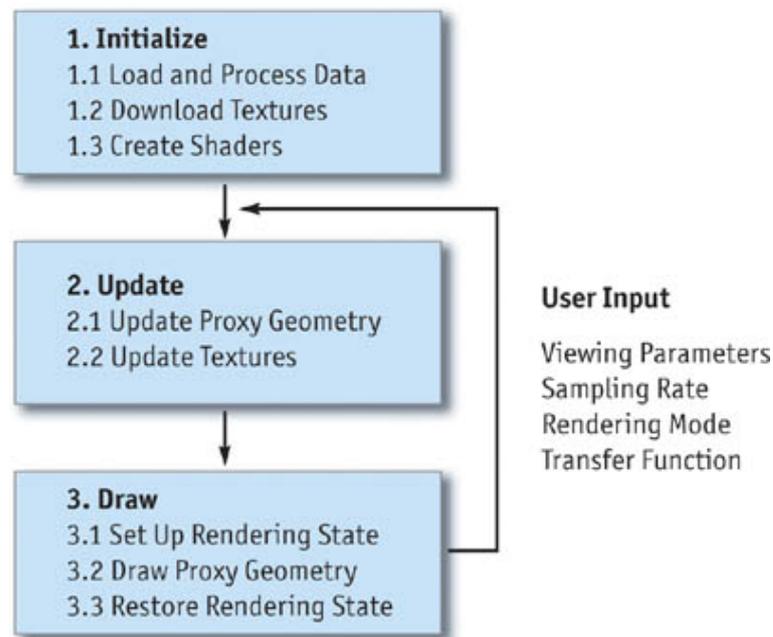
(d)

3.3 Renderização do volume

Para simular ultrassonografia, não é necessário renderizar os dados de entrada como volume. No entanto, a implementação desta etapa foi realizada para poder servir de referência visual ao usuário na hora de manuseio do transdutor para aplicar o corte. Sem esta referência, é difícil saber exatamente em qual parte do corpo a imagem exibida pertence. Por isso, utilizou-se de técnicas de renderização de volume em 3D e, na mesma cena, utilizou-se um plano 3D que se move de acordo com a posição e a orientação do transdutor simulado.

De acordo com (IKITS et al., 2004), o processo de renderização baseada em textura, tal como é o caso em estudo, pode ser dividido em 3 estágios: *inicialização*, *atualização* e *deseenho*. Estes são ilustrados na figura 3.10. No estágio de inicialização, o volume é processado e armazenado como uma textura OpenGL na GPU. Este estágio é geralmente executado uma única vez durante o tempo de vida do sistema. Na atualização, o sistema recebe novos dados de entrada vindos da interação do sistema com o usuário. Os estágios de atualização e de desenho são sempre executados em sequência, pois depois de cada atualização, deve-se renderizar um novo desenho, de acordo com os novos dados de entrada.

Figura 3.14: Os 3 estágios da renderização do volume baseada em textura

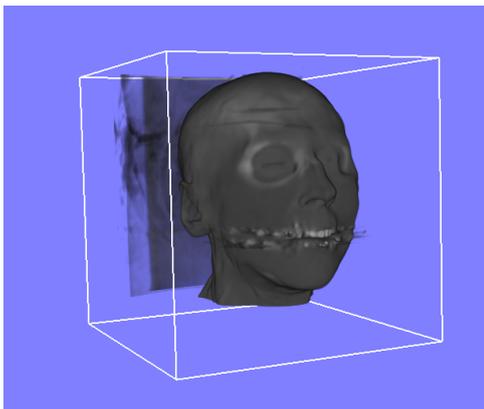


Fonte: (IKITS et al., 2004)

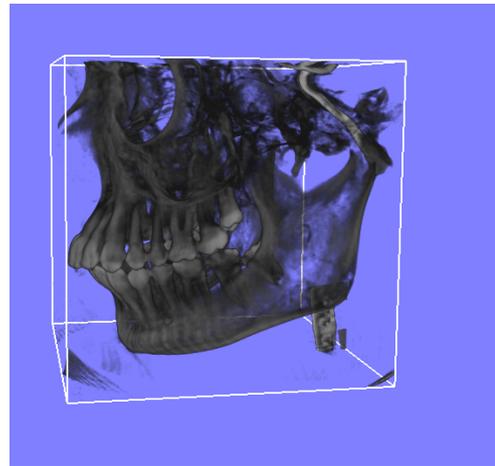
A implementação para renderizar o volume foi muito simples, usando-se uma função para carregar o dataset em formato RAW e passar todas as informações necessárias. Os *datasets* usados contém para cada fragmento 16 bits ou 8 bits do valor de intensidade. Foi realizado o parseamento das informações de cada *dataset*, tal como a largura, a altura, a profundidade,

número de bit, etc., para que ao executar o programa, todas as informações do volume sejam argumentos de entrada. Por exemplo, ao executar o programa `./nomeDoVolume.raw 32 32 0 32`, informa-se ao sistema que o volume de entrada contém 32x32 pixels, composto de 32 fatias (slice), e ao percorrer o volume, deve-se começar a partir do primeiro slice, a fatia com o índice 0. O algoritmo de renderização volumétrica usado foi o proposto por (ENGEL et al., 2006) para implementar a renderização do volume. Essa implementação permitiu a renderização em tempo real no GPU, e este por sua vez permite a renderização direta de volume, como foi mencionado na seção 2.2. O resultado da visualização foi excelente, uma vez que é usada a interpolação trilinear do mapeamento de textura 3D. Essa técnica possui um alto custo computacional, mas em compensação, gera imagens de excelente qualidade. Outras técnicas para renderização de volume são: *splatting*, *V-buffer* e *Ray Casting*.

Figura 3.15: Renderização de volume baseada em textura



(a)



(b)

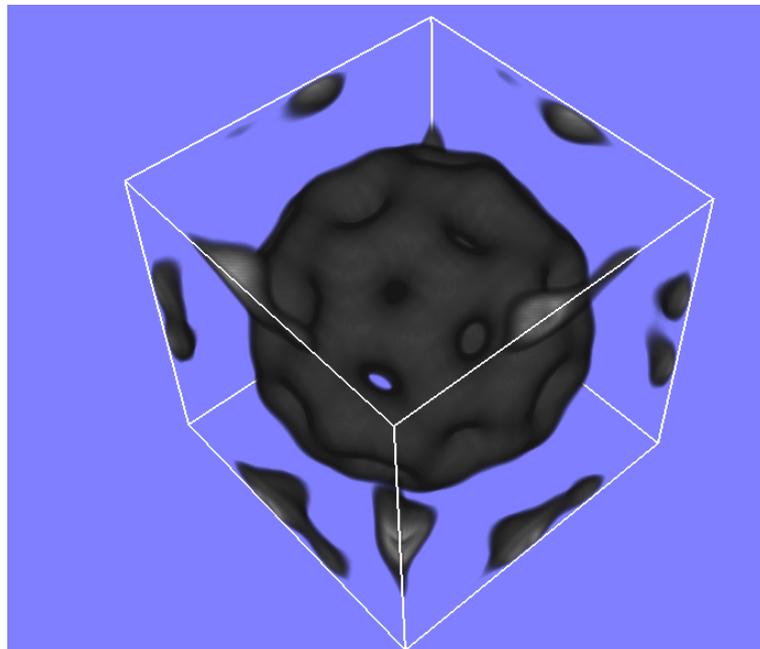
4 AVALIAÇÃO E EXPERIMENTO

Na etapa final da implementação, foram realizados alguns testes para se avaliar o desempenho do sistema, baseados em diferentes dados de entrada, bem como testes para se medir o desempenho do sistema ótico utilizado, Bratrack. Neste capítulo serão apresentadas as métricas utilizadas para realização dos referidos testes, avaliando-se o sistema implementado, no intuito de se testar o uso do mesmo. A intenção de se realizar estes testes é verificar a existência de possíveis falhas e dificuldades no funcionamento do protótipo, bem como no manuseio do transdutor simulado.

4.1 Configurações dos dados de entrada

Os dados de entrada utilizados nos testes são os datasets: Bucky, Skull e Head, que se propõe ao mesmo objetivo (Figura 4.1). O dataset Bucky é utilizado por ser de pequeno tamanho, de resolução $32 \times 32 \times 32$ (LxAxP), sendo uma simulação da densidade dos elétrons das moléculas Buckminster-Fullerene. Já o Skull foi utilizado para representar um estrutura óssea, pois a apresenta de maneira mais detalhada e nítida. E por fim o Head, utilizado para apresentar um volume mais denso, facilitando a visualização dos órgãos no interior da cabeça de um ser humano.

Figura 4.1: Exemplo de um dos volumes de entrada Bucky



Para se saber qual a resolução exata de cada volume, fez-se referência a este dado junto ao nome do volume: Bucky $32 \times 32 \times 32$, isto significando a altura, largura e profundidade da imagem de entrada; Skull $255 \times 255 \times 255$; e Head $256 \times 256 \times 256$. Todos os datasets são armazenados em 8 bits (0-255) de intensidade de cor. Cada voxel representa um valor de luminância.

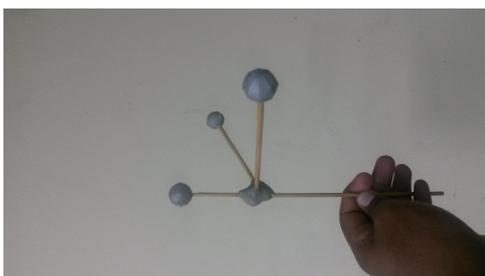
O objetivo dos testes é analisar o comportamento de cada volume de entrada, na composição das imagens 2D que melhor permitem a visualização em ângulo arbitrário de corte. Os volumes que possuem menor tamanho tendem a apresentar maior dificuldade em serem fatiados, porque qualquer movimento mais brusco do usuário com o transdutor, faz com que o sistema perca a visualização da imagem (exemplo, Bucky32x32x32). Já o volume de maior tamanho apresenta efeito contrário, pois dificilmente a imagem desaparece do campo de abrangência do transdutor (exemplo, Head1024x1024x512). Vale lembrar que existe possibilidade de converter esses volumes em tamanho desejado, tal como é o caso da conversão do Head256x256x256 para Head1024x1024x512.

Em todos os testes foram utilizados um computador com processador Intel Quad Core, rodando a 2.5GHz com 4GB de memória RAM, juntamente com uma placa de vídeo NVIDIA (GeForce 8400). O algoritmo foi desenvolvido em C++, compilado com GCC 4.8.3 em Arch Linux kernel, Ubuntu 13.04. Para acelerar o processamento foi necessário usar duas *threads* paralelas, da biblioteca Pthread.

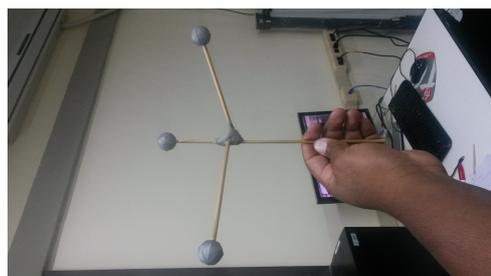
4.2 Manuseio do artefato simulando um transdutor

O transdutor ultrassonográfico foi simulado usando um artefato compatível com o Bratrack. Esse último é representado por uma estrutura rígida onde são colocados três marcadores óticos refletores (Figura 4.2). Esses marcadores servem de identificadores do artefato no espaço, uma vez que as câmeras de captura do Bratrack tem por função detectar esses marcadores, e em seguida, informar ao software do processamento a ID, posição e orientação do artefato. Ao manusear o artefato, a primeira dificuldade encontrada é saber exatamente onde está localizado o volume no espaço. O usuário deve se deslocar e encontrar um ponto de referência onde consegue-se visualizar a imagem 2D. Outra dificuldade encontrada é saber a orientação inicial do plano. Por esses motivos, o sistema gráfico de referência foi criado para auxiliar na localização (seção 3.3). Neste, consegue-se visualizar o plano e o volume ao mesmo tempo, e saber de forma clara suas posições e orientações.

Figura 4.2: Artefato criado para testes, simulando um transdutor ultrassonográfico.



(a)



(b)

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O trabalho desenvolvido apresenta grande potencial na área médica e de visão computacional, uma vez que tem como resultado chegar a um diagnóstico mais preciso e prático, que facilite a visualização da imagem em 2D de qualquer parte de um volume, sem utilizar-se de um aparelho de ultrassom real. O objetivo inicial desse trabalho foi, portanto, a implementação de um simulador do método de diagnóstico por imagem conhecido como ultrassonografia, que possui por diferencial apresentar como resultado final imagens em 2D adquiridas através do fatiamento em ângulo arbitrário dos dados tridimensionais da tomografia computadorizada, utilizando-se de um transdutor ultrassonográfico simulado, que realiza a captura de posição e orientação do volume, por meio do Bratrack.

Em análise dos resultados obtidos com o experimento, conclui-se que o objetivo foi alcançado, adquirindo-se imagens em planos arbitrários, sem perda de informações e sem se fazer uso de um aparelho de ultrassom, em tempo real.

O algoritmo utilizado para a implementação deste simulador foi simples, direto e de baixa complexidade, o que possibilitou um desempenho eficaz na execução do sistema.

5.1 Limitações do sistema implementado

Durante o experimento as seguintes limitações foram sentidas: na visualização das imagens, observou-se que algumas rotações do plano não são sequenciais, e por este motivo as imagens não se apresentam de forma intuitiva; o transdutor simulado apresenta ainda algumas limitações de oclusão, características de sistemas óticos que fazem uso de um número limitado de câmeras, bastando, portanto, um movimento fora do campo de visão das câmeras para se perder a imagem capturada; o sistema gráfico utilizado como referência visual apresentou leve atraso no processamento de dados oriundo do Bratrack, porém deduz-se que isto ocorra devido ao algoritmo de renderização de volume utilizado ou a capacidade de processamento da máquina utilizada.

As limitações apresentadas, contudo, não impediram o funcionamento efetivo do sistema, que consegue visualizar em qualquer ângulo a fatia do volume selecionada. Esta fatia pode então, ser manipulada através de algoritmos específicos para geração de imagem 2D, obtendo-se assim, uma imagem similar à imagem extraída de um exame ultrassonográfico.

5.2 Trabalhos futuros

A presente pesquisa incentiva o estudo e desenvolvimento de novas técnicas de simulação ultrassonográfica, haja vista que surgiram no decorrer da implementação deste sistema várias ideias de aperfeiçoamento da técnica utilizada, as quais não puderam ser aplicadas devido à limitação de recursos e de tempo disponíveis. Pode-se citar, portanto, algumas destas melhorias,

como sugestão de continuidade deste projeto:

- Utilização de manequim como corpo simulado, facilitando a interação do usuário com o sistema, no uso do transdutor;
- Emprego de um maior número de câmeras, para que caso o transdutor escape ao campo de visão de uma delas, as demais sejam capazes de captar o movimento executado pelo usuário, não restando prejudicada a captura da imagem;
- Implementação de outros algoritmos mais adequados para a conversão da imagem capturada, em TC, em imagem real de ultrassom.

REFERÊNCIAS

- ASSOCIATION, N. E. M.; RADIOLOGY, A. C. of et al. **Digital imaging and communications in medicine (DICOM)**. [S.l.]: National Electrical Manufacturers Association, 1998.
- BARATOFF, G.; BLANKSTEEN, S. Tracking devices. **Encyclopedia of Virtual Environments**, 1993.
- BUSHBERG, J. T.; BOONE, J. M. **The essential physics of medical imaging**. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- CÁCERES, K. P. S. Efeitos da variação da espessura do corte tomográfico e da largura do campo de visão (fov) na reprodução de estruturas ósseas finas, com a finalidade de prototipagem rápida-estudo in vitro. 2005.
- CARLOS, M. T. Tomografia computadorizada: Formação da imagem e radioproteção. **LNMRI, IRD/CNEN**, 2002.
- CHOI, J.-Y. et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. **International journal of oral and maxillofacial surgery**, Elsevier, v. 31, n. 1, p. 23–32, 2002.
- ENGEL, K. et al. **Real-time volume graphics**. [S.l.]: Ak Peters Natick, 2006.
- GARIB, D. G. et al. Tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na ortodontia. **Rev Dental Press Ortod Ortop Facial**, SciELO Brasil, v. 12, n. 2, p. 139–56, 2007.
- GOES, C. E. **Reconstrução tri-dimensional de imagens obstétricas de ultra-som utilizando linguagem computacional java e opengl**. Dissertation (Master), Abril 2007. Available from Internet: <<http://hdl.handle.net/10183/6224>>.
- GOMIDE, J. V. B. et al. Captura de movimento e animação de personagens em jogos. **Faculdade de Ciências Empresariais, Universidade FUMEC, Belo Horizonte, Brasil**, 2009.
- GRANDI, J. G. et al. Bratrack 2: Evolução do sistema de rastreamento óptico de alta precisão para integração no projeto simtrack. 2012.
- HEDRICK, W.; HYKES, D. Image formation in real-time ultrasound. **Journal of Diagnostic Medical Sonography**, SAGE Publications, v. 11, n. 5, p. 246–251, 1995.
- HERMANN, T.; HÖNER, O.; RITTER, H. Acoumotion—an interactive sonification system for acoustic motion control. In: **Gesture in Human-Computer Interaction and Simulation**. [S.l.]: Springer, 2006. p. 312–323.
- HU, Z. Extraction of any angle virtual slice on 3d ct image. In: IEEE. **Intelligent Information Technology Application, 2008. IITA'08. Second International Symposium on**. [S.l.], 2008. v. 1, p. 356–360.
- IKITS, M. et al. Volume rendering techniques. **GPU Gems**, Addison Wesley, v. 1, 2004.

JR, A. D. C.; SOUZA, D. F.; MACHADO, L. S. Utilização de rastreadores magnéticos no desenvolvimento de aplicações com realidade virtual para a educação. **Anais do WRVA**, 2009.

KAUFMANN, A. Capturing full body motion. In: **Distributed Systems Seminar**. [S.l.: s.n.], 2013.

MAUL, H. et al. Ultrasound simulators: experience with the sonotrainer and comparative review of other training systems. **Ultrasound in obstetrics & gynecology**, Wiley Online Library, v. 24, n. 5, p. 581–585, 2004.

MEURER, M. I. et al. Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos. **Radiol Bras**, SciELO Brasil, v. 41, n. 1, p. 49–54, 2008.

PINTO, F. et al. Bratrack: a low-cost marker-based optical stereo tracking system. In: **SIGGRAPH Posters**. [S.l.: s.n.], 2008. p. 131.

ROBB, R. A. Visualization in biomedical computing. **Parallel computing**, Elsevier, v. 25, n. 13, p. 2067–2110, 1999.

ROSA, R. G. S. Filtragem de ruído speckle em imagens clínicas de ecografia. Instituto Politécnico de Bragança, Escola Superior de Tecnologia e Gestão, 2012.

SHAMS, R.; HARTLEY, R.; NAVAB, N. Real-time simulation of medical ultrasound from ct images. In: **Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2008**. [S.l.]: Springer, 2008. p. 734–741.

SILVA, F. W. da et al. An architecture for motion capture based animation. In: **CITeseer. Proceedings of SIBGRAP'97-X Brazilian Symposium of Computer Graphics and Image Processing**. [S.l.], 1997. p. 49–56.

SOUZA, L. R. M. de; SZEJNFELD, J.; NICOLA, H. D. **Ultra-Sonografia de Órgãos e Estruturas Superficiais**. [S.l.]: Editora Roca, 2007.

STEELMAN, W. A. **Comparison of Real-time Scan Conversion Methods With an OpenGL Assisted Method**. 2012.

VIEIRA, F. W. S.; CAVALCANTI, S. P. R. Animações complexas em tempo real utilizando movimentos capturados.

WEIDENBACH, M. et al. Computer-based training in two-dimensional echocardiography using an echocardiography simulator. **Journal of the American Society of Echocardiography**, Elsevier, v. 18, n. 4, p. 362–366, 2005.

WORKS, H. S. How virtual reality gear works. URL: <http://electronics.howstuffworks.com/gadgets/other-gadgets/VR-gear6.htm> [last accessed Monday, 17 June 2013], v. 48, 2007.