

CÁSSIO AUGUSTO RÚBIO

**ESTILIZAÇÃO E VISUALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL
DE TUMORES INTRACRANIANOS EM EXAMES DE
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Informática, Curso de Pós-graduação em Informática do Setor de Ciências Exatas da Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Klaus de Geus

CURITIBA

2003

Aos meus pais, Agostinho Rúbio e Elza de Oliveira Rúbio.

AGRADECIMENTOS

A seção de agradecimentos é onde corremos o risco de cometer alguma injustiça do tipo esquecer de alguém. É uma situação embaraçosa, pois o esforço para produzir este trabalho foi expressivo e, portanto, todo e qualquer auxílio foi bem recebido. Sendo assim, não quero aqui deixar de registrar os nomes das boas almas que, de alguma maneira, ajudaram-me durante o curso de mestrado.

Começo por agradecer a Deus por conduzir-me até aqui e ao anjo custódio pelas inúmeras vezes em que segurou minhas pálpebras nas madrugadas adentro. Ainda no plano cósmico, faço minhas reverências às demais forças do universo que nortearam o meu espírito na busca de aprendizado e crescimento.

Um muito obrigado ao prof. Dr. Klaus de Geus, conspícuo orientador que governou-me nos complexos caminhos do conhecimento científico. Ainda na esfera dos doutores, agradeço aos participantes da banca examinadora, prof. Dr. Hélio Pedrini e prof. Dr. Gerson Linck Bichinho, pelas importantes contribuições.

Sou grato ao Dr. Arnolfo de Carvalho Neto, do Centro de Diagnóstico Avançado por Imagem, pela oportunidade e apoio na área médica. Aos colegas José Henrique Dometerco e Cilas de Freitas, minha gratidão pelos debates acadêmicos, pelas dicas e repasse de materiais e pelo bom convívio.

Finalmente, meus sinceros agradecimentos a todos que, de um modo ou de outro, colaboraram para a conclusão deste trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES	vi
RESUMO	viii
ABSTRACT	ix
1 INTRODUÇÃO	1
2 VISUALIZAÇÃO CIENTÍFICA EM MEDICINA	3
2.1 DADOS VOLUMÉTRICOS.....	4
2.2 VISUALIZAÇÃO VOLUMÉTRICA APLICADA À MEDICINA.....	5
2.2.1 Visualização por Extração de Superfícies (<i>Surface Rendering</i>).....	6
2.2.2 Visualização Direta de Volumes (<i>Volume Rendering</i>).....	7
2.2.3 Etapas de Visualização (<i>Pipeline</i>).....	9
2.2.3.1 Classificação.....	9
2.2.3.2 Detecção de superfícies.....	12
2.2.3.3 Iluminação.....	13
2.2.3.4 Projeção.....	16
3 MODALIDADES DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS MÉDICAS	20
3.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	20
3.1.1 Aquisição dos Dados.....	20
3.1.2 Estrutura de uma Fatia.....	22
3.1.3 Atenuação de Emissão de Raio X.....	23
3.1.4 Unidade <i>Hounsfield</i>	23
3.1.5 Tumores Intracranianos em Exames de CT.....	24
3.2 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.....	25
3.3 O PADRÃO DICOM.....	27
3.3.1 Visão Geral.....	27
3.3.2 Definição de Objeto de Informação.....	28
3.3.3 Codificação de Classes.....	29
3.3.3.1 Elementos de dados.....	30
3.3.3.2 Estrutura de um arquivo digital DICOM.....	31
4 EXTRAÇÃO, REPRESENTAÇÃO E VISUALIZAÇÃO DE ESTRUTURAS DE INTERESSE	32
4.1 EXTRAÇÃO.....	32
4.2 REPRESENTAÇÃO.....	34
4.3 VISUALIZAÇÃO.....	36
5 IMPLEMENTAÇÃO DA PLATAFORMA	41
5.1 FERRAMENTAS UTILIZADAS.....	41
5.2 ESTRUTURA DA PLATAFORMA.....	42
5.3 RECURSOS UTILIZADOS NOS TESTES DA PLATAFORMA.....	45
5.4 CONSTRUÇÃO DO VOLUME DE DADOS.....	46
5.5 VISUALIZAÇÃO DAS IMAGENS DICOM.....	47
5.6 PARÂMETROS DE VISUALIZAÇÃO VOLUMÉTRICA.....	49

5.6.1 Parâmetros Angulares de Rotação	49
5.6.2 Parâmetros de Iluminação	50
5.6.3 Parâmetros de Classificação	50
5.6.4 Parâmetros do Tumor Intracraniano	51
5.6.5 Outros Parâmetros.....	51
5.7 VISUALIZAÇÃO VOLUMÉTRICA	52
5.7.1 Sistemas de Coordenadas.....	52
5.7.1 Criação das Matrizes de Escala e Rotação	52
5.7.2 Construção dos Envoltórios Geométricos	54
5.7.3 Lançamento dos Raios	57
5.7.3.1 Reconstrução e reamostragem.....	58
5.7.3.2 Classificação.....	59
5.7.3.3 Detecção de superfícies	62
5.7.3.4 Iluminação	63
5.7.3.5 <i>Compositing</i>	64
5.7.4 Visualização do Tumor Intracraniano.....	64
6 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS	72
6.1 TRABALHOS FUTUROS.....	74
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	76
APÊNDICES	81

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1 – ESQUEMA DO ALGORITMO <i>RAY CASTING</i>	8
FIGURA 2.2 – FUNÇÃO DE CLASSIFICAÇÃO DE VALORES CT	10
FIGURA 2.3 – CLASSIFICAÇÃO POR TRAPEZÓIDE	11
FIGURA 2.4 – REFLEXÃO DIFUSA	15
FIGURA 2.5 – REFLEXÃO ESPECULAR.....	16
FIGURA 2.6 – INTERPOLAÇÃO EM TRÊS DIMENSÕES	17
FIGURA 2.7 – <i>FRONT-TO-BACK COMPOSITING</i>	19
FIGURA 3.1 – IMAGEM DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	21
FIGURA 3.2 – DIAGRAMA DE UM SISTEMA CT.....	21
FIGURA 3.3 – EIXO Z DO CORPO DE UM PACIENTE	22
FIGURA 3.4 – <i>PIXEL</i> E <i>VOXEL</i>	23
FIGURA 3.5 – IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.....	26
FIGURA 3.6 – VERSÃO SIMPLIFICADA DO MODELO E-R DE UMA IOD COMPOSTA.....	31
FIGURA 4.1 – CALCIFICAÇÕES CAUSADAS POR NEUROCISTICERCOSE	34
FIGURA 4.2 – ESTILIZAÇÃO DOS GLOBOS OCULARES E DA ESPINHA DORSAL.....	35
FIGURA 4.3 – IMAGEM EXEMPLIFICANDO O USO DA TÉCNICA <i>TWO-LEVEL VOLUME RENDERING</i>	37
FIGURA 4.4 – IMAGEM RESULTANTE DA APLICAÇÃO DO PACOTE GRÁFICO <i>VTK</i>	39
FIGURA 4.5 – IMAGEM GERADA COM A API DO <i>OPENGL VOLUMIZER</i>	39
FIGURA 5.1 – DIAGRAMA DE CLASSES DA PLATAFORMA	42
FIGURA 5.2 – APRESENTAÇÃO PARCIAL DOS CORTES AXIAIS DO VOLUME I.....	46
FIGURA 5.3 – JANELA PRINCIPAL DA PLATAFORMA MOSTRANDO UMA IMAGEM DICOM	49
FIGURA 5.4 – JANELA DE PARÂMETROS DE VISUALIZAÇÃO VOLUMÉTRICA.....	50
FIGURA 5.5 – DEFINIÇÃO DA POSIÇÃO DO TUMOR INTRACRANIANO DENTRO DO VOLUME DE DADOS.....	51
FIGURA 5.6 – PARALELEPÍPEDO RETO CONTENTOR DO VOLUME DE DADOS	55
FIGURA 5.7 – PARALELEPÍPEDO RETO QUE DEFINE O ESPAÇO DE VISUALIZAÇÃO.....	55
FIGURA 5.8 – ARTEFATO PRODUZIDO POR INTERPOLAÇÃO LINEAR.....	59
FIGURA 5.9 – <i>VOXEL</i> CT FORMADO POR TECIDO E OSSO.....	60
FIGURA 5.10 – REALCE OU ENCOBRIMENTO DE CARACTERÍSTICAS DO VOLUME I	61
FIGURA 5.11 – CRÂNIO ILUMINADO PELO MODELO DE PHONG	63
FIGURA 5.12 – VISUALIZAÇÃO 3D DE UM “TUMOR” INTRACRANIANO.....	66
FIGURA 5.13 – POSIÇÃO 2D DO “TUMOR” MOSTRADO NAS IMAGENS 3D DA FIGURA 5.14	67
FIGURA 5.14 – CONJUNTO DE IMAGENS 3D ENFATIZANDO DISPOSIÇÕES ESPACIAIS DISTINTAS DE UM “TUMOR” APLICANDO-SE A TÉCNICA DE VISUALIZAÇÃO POR MEMBRANAS.....	68

FIGURA 5.15 – VISUALIZAÇÃO 3D DE UM TUMOR SIMULADO POR UMA ESFERA OPACA DE COR AZUL INSERIDA EM UM CRÂNIO SEMITRANSARENTE CONJUGADO COM TECIDO E GORDURA	69
FIGURA 5.16 – IMAGENS 3D DE UM CRÂNIO SEMITRANSARENTE CONTENDO UM “TUMOR” REPRESENTADO POR UMA ESFERA OPACA DE COR VERMELHA	69
FIGURA 5.17 – IMAGENS 3D DO “TUMOR” CRIADAS SEGUNDO A TÉCNICA DE VISUALIZAÇÃO POR GEL	70

LISTA DE QUADROS

QUADRO 3.1 – PRINCIPAIS ENTIDADES DE UM MODELO E-R DE UMA IOD COMPOSTA	29
QUADRO 3.2 – CAMPOS DE UM ELEMENTO DE DADOS	30

LISTA DE TABELAS

TABELA 5.1 – PROPRIEDADES DO VOLUME I	45
TABELA 5.2 – PROPRIEDADES DO VOLUME II	45

RESUMO

Neurocirurgiões têm a necessidade de compreender adequadamente a localização espacial de um tumor intracraniano de maneira a concluir qual ponto da cabeça é o melhor para se realizar a incisão. Certas lesões, como as calcificações causadas por neurocisticercose ou alguns tumores como os meningiomas, podem ser detectados em exames de tomografia computadorizada e tendem a ser esféricos ou ovalados. A delimitação correta de tais lesões é, por vezes, inviável em função de que pode não ser possível distinguir os tecidos atingidos daqueles tidos como saudáveis. Aproximar suas formas por um sólido geométrico como a esfera pode fixar um referencial útil para percebê-las tridimensionalmente, principalmente porque, assim como a esfera, estão propensas a crescer uniformemente para todos os lados.

Neste trabalho é descrita uma plataforma de visualização volumétrica por *ray casting* direcionada ao estudo e compreensão de tumores intracranianos representados por uma esfera. Suas funcionalidades vão desde a leitura das imagens médicas até a visualização tridimensional de tumores inseridos no contexto dos dados anatômicos.

ABSTRACT

Neurosurgeons need to adequately perceive the spatial relationship between a brain tumour and other healthy structures in order to conclude what is the best place on the head to make the incision. The presence of certain lesions, such as calcifications caused by neurocisticercosis or some tumours such as the meningiomas, can be perceived in computed tomography exams. The correct delimitation of such lesions is in many cases not feasible because in some locations it is not possible to distinguish healthy tissues from tumour tissues. One way to address this issue is to approximate its shape using a geometric solid such as the sphere, which can be useful within the three-dimensional perception context. The shape of the tumour tend to conform with the shape of the sphere since it normally grows uniformly in all directions. Another relevant consideration is that it is more important for the physician to know where the tumour is than to know its exact shape.

This work describes a volumetric visualization platform, based on a rendering technique called ray casting, which accounts for the representation of tumours by means of geometric defined spheres, allowing, thus, the visualization of the stylized tumour within anatomy.

1 INTRODUÇÃO

As contribuições da Computação Gráfica para as áreas de artes, publicidade e entretenimento são irrefutáveis. Contudo, ao longo das duas últimas décadas, diversos segmentos da ciência vêm criando oportunidades onde a Computação Gráfica tem um papel fundamental.

Uma área ativa da Computação Gráfica é a Visualização Científica, alvo constante de investigação em diversas instituições acadêmicas espalhadas pelo mundo. Por meio de técnicas oriundas, principalmente, da Computação Gráfica e do Processamento de Imagens, ela propicia a análise visual e a exploração de dados decorrentes da natureza ou do processamento científico. Seu propósito maior é proporcionar recursos para o tratamento de grandes volumes de dados procurando organizá-los visualmente de maneira que o observador possa deles apreender informações científicas relevantes. Portanto, busca criar condições para que o sistema visual humano possa maximizar a percepção de um objeto em estudo, extraindo assim informações úteis impossíveis de serem obtidas pelo emprego de métodos convencionais.

Atualmente, a Visualização Científica tem aplicação em diversas áreas, a saber: Cartografia, Geologia, Meteorologia, Bioquímica, Engenharia Mecânica, Medicina e outras. Alguns exemplos de seu uso incluem a representação de seqüências do DNA (ácido desoxirribonucleico), de modelos moleculares, de mapas cerebrais, a simulação do fluxo de fluidos ou de um vôo sobre um terreno. Outros exemplos mais aprofundados podem ser vistos em [Taylor 00].

Por mais variadas que sejam as áreas onde a Visualização Científica justifica-se, a de maior proeminência é indubitavelmente a Medicina. O capítulo 2 discorre sobre a importância da Medicina para a Visualização Científica e também aborda algumas técnicas utilizadas na visualização tridimensional de dados médicos.

O objetivo desta dissertação está inserido no contexto da Visualização Científica aplicada à Medicina. A idéia surgiu de uma parceria com o Centro de Diagnóstico Avançado por Imagem (DAPI), situado em Curitiba - PR.

O DAPI é provido de equipamentos avançados de radiologia, entre eles: *Elscint Prestige 2.0T* e *Shimadzu 50X 0,5T*, ambos para exames de ressonância

magnética; tomógrafo *CT Twin Elscint*, para exames de tomografia computadorizada convencional e helicoidal. Dispõe também de software de visualização 2D e 3D, mas nenhum assemelha-se à plataforma aqui discutida.

Em reuniões com o corpo clínico do DAPI, detectou-se a dificuldade que radiologistas e neurocirurgiões têm em perceber a localização tridimensional de um tumor intracraniano quando analisam, uma a uma, as fatias 2D de um exame de tomografia computadorizada ou de ressonância magnética. Em alguns casos, a falta de tal percepção pode levar o neurocirurgião a realizar incisões na cabeça de um paciente em pontos inadequados para se atingir o tumor, o que às vezes gera a necessidade de realizar novos cortes em outros pontos da cabeça.

O ambiente de visualização tridimensional descrito neste trabalho pode ser visto como uma etapa do planejamento neurocirúrgico que objetiva a remoção ou o tratamento de alguma doença cerebral como calcificações de neurocisticercose ou tumores densos como os meningiomas. Seu intuito é auxiliar o profissional médico no entendimento estrutural e percepção espacial de uma lesão intracraniana, criando condições para se determinar o ponto da cabeça mais adequado para realizar a incisão.

Para tanto, no capítulo 3 são discutidas as principais modalidades de obtenção de dados médicos, tomografia computadorizada e ressonância magnética, dando-se maior ênfase à primeira. Logo depois, o capítulo 4 relata técnicas voltadas ao tratamento de estruturas de interesse contidas em volumes de dados médicos. Na seqüência, o capítulo 5 explana a plataforma desenvolvida com o fim de mostrar tumores intracranianos em um contexto tridimensional. Para encerrar, o capítulo 6 apresenta as conclusões e os trabalhos futuros.

2 VISUALIZAÇÃO CIENTÍFICA EM MEDICINA

Na Medicina, a Visualização Científica teve um desenvolvimento expressivo, dada a necessidade invariável dos doutores médicos em diagnosticar algumas doenças com mais precisão. Muitos deles, privados de ferramentas visuais mais sofisticadas, constroem mentalmente partes internas de órgãos do corpo humano na intenção de elucidar relacionamentos tridimensionais entre estruturas anatômicas. A Visualização Científica provê meios de se obter vistas tridimensionais de imagens médicas, proporcionando um caminho alternativo para analisá-las, comumente com um alto grau de discernimento, uma vez que o procedimento usual é examiná-las individualmente. Com esses recursos avançados, os procedimentos clínicos podem ser planejados com mais rigor, aumentando as possibilidades de sucesso e reduzindo o número de casos em que um tratamento não alcança o efeito esperado [Geus 92].

Nos anos 70, técnicas de obtenção de dados médicos, tais como a tomografia computadorizada (CT) e a ressonância magnética (MRI), foram descobertas revolucionárias que modernizaram a área da medicina diagnóstica. Por fornecerem uma visão interna de quase todas as seções do corpo humano e também por permitirem a antecipação do diagnóstico de tumores, de doenças cardíacas e de muitas outras moléstias, elas têm ajudado a salvar um sem-número de vidas humanas [Gross 98].

O fato de os dados médicos serem gerados como fatias 2D igualmente espaçadas, impõe aos radiologistas a tarefa de reconstrução mental em 3D do órgão ou estrutura em estudo. Por conseguinte, radiologistas podem divergir em seus diagnósticos devido ao modo subjetivo como tomam suas decisões.

A parceria entre a Medicina e a Visualização Científica suscitou ferramentas capazes de produzir vistas tridimensionais a partir de dados volumétricos, as quais, conforme Geus [Geus 93], permitem:

- aumentar o grau de compreensão dos dados em relação ao modo tradicional, o qual consiste em analisar separadamente cada fatia de dados do volume;

- desobrigar o observador da tarefa de realizar inferências mentais para obter uma noção razoável das relações tridimensionais entre as várias estruturas.

Conforme Manssour [Manssour 98], o uso de imagens tridimensionais em procedimentos clínicos está restrito a grandes instituições médicas, geralmente vinculadas a centros de pesquisa e universidades. Os fatores limitantes são: o processo de segmentação e a interatividade de ferramentas com o usuário. A segmentação é primordial por demarcar porções do volume pertinentes ao objeto em estudo (um órgão ou tumor, por exemplo). A interface com o usuário justifica-se por ser o meio pelo qual o médico define as regiões de seu interesse e, por conseguinte, faz análises, diagnósticos e planejamento de terapias e cirurgias.

A pesquisa por caminhos mais avançados de apresentação de dados pseudo-tridimensionais causou um crescimento substancial de uma subárea da Visualização Científica: a Visualização Volumétrica. Seu propósito é projetar em uma superfície bidimensional um conjunto de dados inseridos no espaço tridimensional – também conhecidos como dados volumétricos. Suas aplicações são várias, mas ainda é na Medicina que ela tem maior relevância. Uma ferramenta embasada em técnicas de Visualização Volumétrica pode conduzir o profissional médico ao entendimento aprofundado de um órgão, dando-lhe uma visão tridimensional e, conseqüentemente, facilidades para executar tarefas como interpretação do diagnóstico, decisão terapêutica ou conduta cirúrgica.

2.1 DADOS VOLUMÉTRICOS

Os dados contidos em um volume são vistos como entidades tridimensionais que podem ou não conter alguma informação relevante. Suas proporções elevadas tornam a representação geométrica inexequível e também desafiam o poder computacional. Em geral, são provenientes de processos de amostragem ou simulações.

Segundo Kaufman [Kaufman 94], dados volumétricos são tipicamente um conjunto S de amostras (x, y, z, v) , sendo v o valor de alguma propriedade mensurável dos dados, como cor e densidade, e (x, y, z) a sua localização no

espaço tridimensional.

Quando as amostras do conjunto S são igualmente espaçadas ao longo dos três eixos ortogonais, ele é dito isotrópico. Todavia, se o espaçamento for constante nos três eixos mas diferente em pelo menos um deles, então o conjunto S é denominado anisotrópico.

Em um volume isotrópico onde as amostras são equidistantes nas três direções, cada região uniforme delimitada pelos intervalos representa um elemento de volume, também conhecido como *voxel*, acrescida de *volume element*. Portanto, *voxel* é a região de valor constante que cerca cada amostra [Kaufman 94].

2.2 VISUALIZAÇÃO VOLUMÉTRICA APLICADA À MEDICINA

A Visualização Volumétrica é um conjunto de técnicas apropriadas para se representar em um plano de projeção bidimensional dados provenientes de um espaço tridimensional. Tais técnicas auxiliam na compreensão de estruturas pertinentes ao volume e, portanto, colaboram para a extração de informações significativas [Carneiro 00a].

Ainda há muitas oportunidades interessantes de investigação no campo de Visualização Volumétrica. Vários algoritmos foram desenvolvidos, outros aperfeiçoados, todos visando a melhorias na qualidade das imagens ou redução do tempo necessário para obtê-las, características estas que viabilizaram o desenvolvimento de plataformas interativas.

Scanners de CT e de MRI são capazes de compor um volume gerando uma série de imagens 2D oriundas de cortes transversais feitos no objeto de interesse. Infelizmente, é difícil perceber com exatidão a estrutura tridimensional contida no interior de um volume pela observação individual de cada uma das fatias. Para se visualizar efetivamente um volume, é necessário imaginá-lo de diferentes pontos de observação e também sombreá-lo de modo a salientar suas superfícies e variações sutis de densidade ou opacidade [Drebin 88]

A seguir, serão introduzidos alguns métodos de visualização de dados médicos que podem ser separados em dois grandes grupos: visualização por extração de superfícies (*surface rendering*) e visualização direta de volumes (*volume rendering*).

2.2.1 Visualização por Extração de Superfícies (*Surface Rendering*)

A técnica de visualização de volumes por extração de superfícies ajusta os dados volumétricos aos limites existentes entre os materiais, baseada em um valor de limiar. O volume é reduzido a somente uma superfície, a qual é representada por meio de primitivas geométricas, como malhas poligonais ou linhas de contorno. As primitivas geralmente são isosuperfícies extraídas automaticamente do volume que podem ser exibidas por técnicas convencionais de Computação Gráfica.

As vantagens da visualização por superfícies são a velocidade e o pouco espaço de armazenamento requerido; as desvantagens, a criação ocasional de falsos pedaços de superfícies, a manipulação incorreta de características mínimas dos dados e a imprecisão para mostrar algumas estruturas do corpo humano [Manssour 98]. Exemplos de algoritmos que empregam esta abordagem são: *contour connecting* (conexão de contornos) [Fuchs 77] e *marching cubes* (cubos marchantes) [Lorensen 87].

O algoritmo *marching cubes* demonstra o funcionamento de técnicas de extração de superfícies contidas em volumes de dados. Seu intuito é gerar malhas triangulares de superfícies com densidade constante (isosuperfícies) a partir de dados volumétricos.

Antes de mais nada, o *marching cubes* requer a especificação de um limiar (*threshold*), o qual indica um valor de densidade que restringe a região de interesse no volume. Tendo o valor de limiarização, as fatias 2D que compõem o volume são então processadas. Os *pixels* das fatias são considerados isoladamente. Oito deles formam um cubo, quatro de cada fatia adjacente. Posteriormente, os cubos são percorridos em seqüência para determinar a forma de intersecção da superfície com o cubo, fato este que justifica o nome *marching cubes*.

Na seqüência, o valor de cada vértice é confrontado com o valor de limiar para ser classificado. Os vértices com valores superiores ao limiar são assinalados com o número um; aos inferiores é atribuído zero. A intersecção da superfície com o cubo ocorre nas arestas cujos vértices têm as marcas zero e um. Neste ponto já é possível obter uma aproximação da superfície dentro do cubo. Como cada um dos oito vértices do cubo pode assumir dois valores (zero ou um), existem 256 (2^8) casos possíveis de aproximações de superfície. Se os valores nos vértices forem

invertidos, a intersecção da superfície com o cubo não se altera, diminuindo os casos possíveis em 50%. Por meio de simetrias, os 128 casos restantes podem ser reduzidos para 16 casos básicos. Se todos os vértices indicarem zero, a superfície não atinge o cubo. No caso oposto, onde todos os vértices têm o número um, não há superfície porque o cubo está dentro do objeto [Manssour 98].

2.2.2 Visualização Direta de Volumes (*Volume Rendering*)

Muitas vezes, os dados presentes no interior de um *voxel* contêm misturas de diversos materiais. Superfícies sutis que ocorrem entre os materiais, variações locais nas propriedades volumétricas, tais como absorção ou emissão de luz, são perdidas se o volume é reduzido a uma superfície [Drebin 88].

Em *volume rendering* a imagem é projetada diretamente a partir dos dados volumétricos, dispensando o uso de primitivas geométricas e possibilitando ver além das superfícies. Portanto, a visualização direta tem seu papel quando existe a necessidade de se representar o interior de um objeto. Para qualquer agrupamento de *voxels* ter sentido, é necessário perceber as relações entre eles.

Um equipamento de raio X produz uma imagem 2D de qualquer parte do corpo humano. Tal imagem representa dados 3D. Como os raios X passam através do corpo, uma de três situações pode ocorrer: os raios penetrarem sem interação, serem completamente absorvidos ou, ao interagirem, desviarem-se de sua direção original. A energia final desses raios é registrada em um filme 2D, o qual descreve o corpo em 3D. O processo de *volume rendering* é muito similar ao equipamento de raio X. Raios imaginários são lançados através do objeto 3D. Durante o percurso, a intensidade de cada dado ao longo do caminho é acumulada até o fim do raio para posteriormente ser projetada no espaço 2D [Lichtenbelt 98].

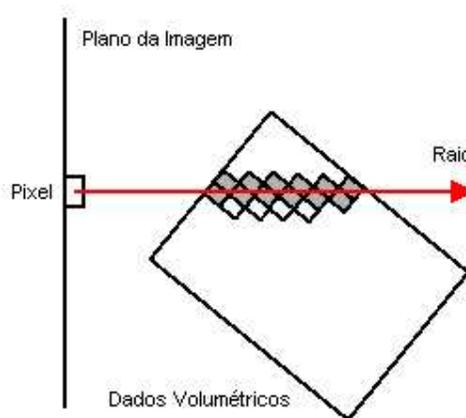
Geralmente, a visualização direta demanda recursos computacionais robustos. Por outro lado, produz imagens de excelente qualidade, já que todos os *voxels* são considerados, e possibilita, pelo uso da transparência, a representação de estruturas internas distintas. Exemplos de algoritmos de visualização direta são: *ray casting* [Levoy 88], *splatting* [Westover 90] e *shear-warp* [Lacroute 95]. Entre os citados, o mais popular é o *ray casting*, que já foi descrito, implementado e otimizado por vários autores, conforme pode ser verificado em [Levoy 90], [Seixas 94], [Seixas

95] , [Ihm 97], [Jones 97], [Oliveira 99] e [Carneiro 00b].

Proposto por Levoy [Levoy 88], o algoritmo *ray casting*, e suas variações, é um dos mais utilizados para a apresentação de dados médicos. É também bastante apropriado para aplicações que demandam imagens de alta qualidade. Seu mecanismo básico consiste em percorrer todos os *pixels* do plano da imagem e, para cada um deles, lançar um raio imaginário em direção ao volume. Todas as contribuições de cor e opacidade ao longo de cada raio são acumuladas para depois se determinar a cor do *pixel*. A figura 2.1 ilustra o algoritmo *ray casting*.

Raios paralelos são lançados a partir da posição do observador, passam por entre cada *pixel* do plano de projeção e estendem-se atravessando o volume de dados. Em cada raio, vários pontos são amostrados com base em um deslocamento constante. Como uma amostra dificilmente coincide com uma posição discreta do volume, seu sinal deve ser reconstruído e reamostrado, normalmente por interpolação, para se obter o valor do *voxel*. A cor e a opacidade de cada *voxel* são determinadas e acumuladas para, ao término do raio, ter-se a cor final do *pixel*.

FIGURA 2.1 – ESQUEMA DO ALGORITMO RAY CASTING



FONTE: [Paiva 99].

Ainda que consagrado, este algoritmo tem um desempenho insatisfatório dado o acentuado número de cálculos feitos para se determinar a cor do *pixel*. Como cada raio disparado é tratado isoladamente, a paralelização é um dos meios para se atacar o problema do alto custo computacional [Manssour 98].

Jones [Jones 97] expõe uma técnica simples de aceleração denominada

terminação adaptativa. Considerando o caminhamento no raio a partir da posição do observador, a técnica de terminação adaptativa sustenta o fim antecipado do raio quando a opacidade acumulada atinge a condição de totalmente opaca. Leva-se em conta que as amostras posteriores não têm influência na cor final do *pixel* uma vez que são tidas como “ocultas”.

Levoy [Levoy 90] mostrou um recurso para aceleração do algoritmo *ray casting*. A técnica consiste em representar o volume por uma estrutura de dados hierárquica denominada *octree*, a qual distingue regiões vazias de outras que tenham informações que possam ser integradas.

2.2.3 Etapas de Visualização (*Pipeline*)

O processo de visualização volumétrica é realizado por uma seqüência de operações definidas em um *pipeline*. Os dados volumétricos são manipulados em cada operação e passados de uma para outra com o devido tratamento.

Drebin [Drebin 88] propõe um *pipeline* de quatro etapas distintas: classificação, detecção de superfícies, iluminação e projeção. A ordem e a inclusão desses passos varia conforme a implementação. Outros passos podem também ser adicionados, como é o caso da segmentação.

Segmentação é um passo de pré-processamento normalmente feito antes do *rendering* efetivo. Sua utilidade é justificada quando da necessidade de se distinguir unidades estruturais em um conjunto de dados, fato que acontece pela rotulagem dos *voxels*. Um rótulo pode ter qualquer informação que se queira. Por exemplo, pode-se assinalar todos os *voxels* de um volume de MRI do corpo humano que pertençam a tecidos ou a ossos. Os rótulos são usados na fase de classificação para associar opacidades e cores aos *voxels*.

As demais etapas do *pipeline* de visualização são descritas nas seções seguintes.

2.2.3.1 Classificação

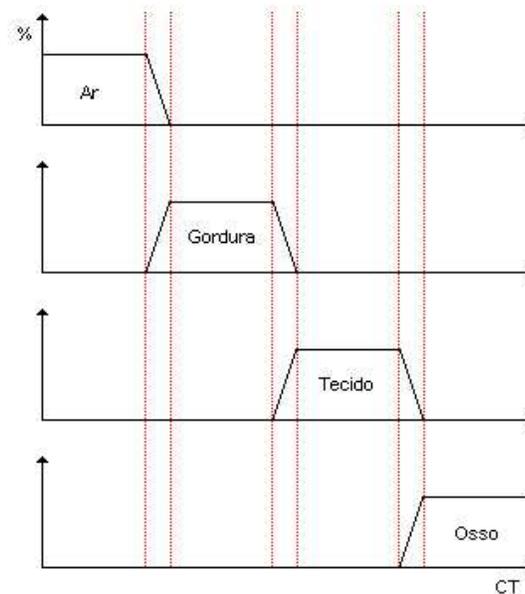
A etapa de classificação atribui a cada *voxel* os percentuais dos diferentes materiais contidos em seu interior. Em uma atenuação de CT, por exemplo, existem

quatro tipos importantes de material que podem ser identificados: ar, gordura, tecido e osso. No entanto, considera-se que um *voxel* pode ser composto por até dois materiais. Além disso, apenas misturas de materiais adjacentes podem ocorrer. Conforme mostra o diagrama da figura 2.2, as configurações possíveis são:

- ar;
- mistura de ar e gordura;
- gordura;
- mistura de gordura e tecido;
- tecido;
- mistura de tecido e osso;
- osso.

Em outras palavras, o processo de classificação estima a probabilidade de um material estar homogeneamente presente em um *voxel*, ou seja, define quanto do material há no *voxel*. Tal técnica é conhecida como classificação probabilística e foi proposta por Drebin [Drebin 88].

FIGURA 2.2 – FUNÇÃO DE CLASSIFICAÇÃO DE VALORES CT

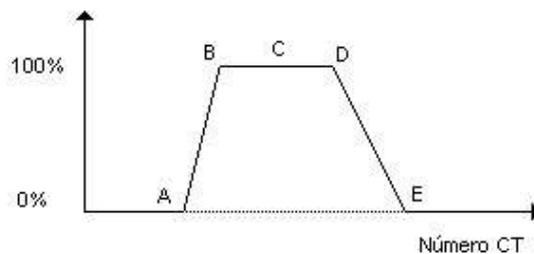


FONTE: [Geus 93].

O ponto essencial da classificação probabilística é a escolha de um procedimento confiável para a estimação das probabilidades. Em [Drebin 90] é aplicada a valores CT uma fórmula empírica denominada classificação por trapezóide. Cada material tem sua probabilidade aproximada por uma função cujo gráfico tem o formato trapezoidal, como demonstrado na figura 2.3. O ponto *C* indica o número CT que melhor representa o material. O segmento *BD* estabelece a variação máxima aceitável de *C* de forma que o valor CT expresse o material inteiramente. Valores CT enquadrados nas regiões definidas pelos segmentos *AB* e *DE* tendem a representar uma mistura de dois materiais adjacentes. Atenuações CT inferiores a *A* e superiores a *E* denotam ausência de material.

Um valor de cor e outro de opacidade são associados a cada tipo de material. Tais valores representam a cor e a opacidade de um *voxel* com 100% de material. Quando o percentual é inferior, a cor e a opacidade são ajustadas de acordo com o novo percentual. Por exemplo, convencionando a cor verde para osso, a cor vermelha para tecido e considerando um *voxel* com uma das metades situada no osso e a outra no músculo. Após a classificação, os percentuais serão 50% de osso e 50% de tecido, ou seja, metade da intensidade em verde e a outra em vermelho, compondo o amarelo. O valor da opacidade será metade da opacidade do osso somada à metade da opacidade do músculo.

FIGURA 2.3 – CLASSIFICAÇÃO POR TRAPEZÓIDE



FONTE: [Drebin 90].

NOTA: Gráfico mostrando a classificação por trapezóide de um material. Os pontos A e E representam 0%, B e D 100% e C o número CT que melhor representa o material.

2.2.3.2 Detecção de superfícies

A etapa de detecção de superfícies é baseada no valor de densidade atribuído a cada material. Quando dois materiais de densidades diferentes se encontram, uma superfície ocorre. Materiais distintos com valores de densidade idênticos não configuram uma superfície quando se cruzam. Tal fato permite a especificação de quais materiais devem ser exibidos pela simples manipulação dos valores de densidade [Drebin 88].

Um requisito imprescindível à aplicação de modelos de iluminação é o conhecimento da orientação da superfície, representada pelo vetor normal em cada ponto. O vetor normal à uma superfície dentro do volume pode ser calculado pelo gradiente entre os *voxels* adjacentes ao ponto. Quanto maior o gradiente ao longo de um eixo, maior será a contribuição dessa direção no vetor normal.

O gradiente (∇) é uma medida que expressa as mudanças de intensidade presentes na vizinhança local, acentuando os limites entre materiais e áreas sem homogeneidade. Diz também qual é a direção da mudança, a qual revela algumas características importantes do conjunto de dados. Por exemplo, dois materiais diferentes em um *voxel* provavelmente têm intensidades distintas. Logo, o gradiente será significativo na fronteira entre esses dois materiais por indicar a orientação em que ela está. Por ser um vetor 3D ($\nabla = [x, y, z]$), aponta para a direção de máxima variação no espaço tridimensional. Portanto, pode exprimir algo sobre o sentido de uma estrutura incluída em um conjunto de dados. No *pipeline* de visualização, o gradiente é calculado para todos os *voxels* do volume [Lichtenbelt 98].

O recurso mais comumente usado para se calcular o gradiente é a técnica intitulada diferença central. Não é a melhor em termos de qualidade, mas tem baixo custo computacional e é de fácil implementação. Sua definição é:

$$Dx = f(x + 1, y, z) - f(x - 1, y, z)$$

$$Dy = f(x, y + 1, z) - f(x, y - 1, z)$$

$$Dz = f(x, y, z + 1) - f(x, y, z - 1)$$

onde $f(x, y, z)$ é o valor de um *voxel* na posição (x, y, z) do conjunto de dados. Dx , Dy e Dz são os componentes do vetor gradiente.

Após sua obtenção, o gradiente é normalizado, convertendo-se em um vetor de comprimento unitário, para então ser usado no processo de iluminação.

2.2.3.3 Iluminação

Para criar uma ilusão de tridimensionalidade, realçar bordas e outras características do volume, um modelo de iluminação é utilizado. Nesta etapa, o sombreado é calculado durante o processamento de cada amostra, levando em conta a atenuação do raio em função da parte do volume já percorrida e a luz refletida na direção do olho a partir da fonte de luz.

Quando um raio é lançado de um *pixel* do plano da imagem seguindo pelo interior do volume até atingir um *voxel* com intensidade I e dele sair com intensidade I' , o *voxel* alcançado contribui para o valor do *pixel* emissor do raio, de acordo com os valores de opacidade e cor de ambos (*voxel* e raio).

A cor refletida da superfície é função dos seguintes parâmetros:

- vetor normal à superfície;
- quantidade de superfície detectada;
- cor difusa da superfície;
- direção e cor da fonte de luz;
- posição do observador.

Um modelo de iluminação freqüentemente aplicado foi proposto por Phong [Phong 75], o qual é um modelo local de iluminação, isto é, ele considera apenas a interação entre o ponto de uma superfície sendo iluminada e a fonte de luz. Portanto, não trata de forma precisa a contribuição de luz indireta, como é o caso de modelos globais de iluminação.

A essência do modelo de Phong é calcular a intensidade da luz refletida em um ponto de uma superfície iluminada por uma fonte de luz pontual, a qual emite raios de luz uniformemente em todas as direções. Para tanto, combina os efeitos dos seguintes componentes:

- luz ambiente;
- reflexão difusa;
- reflexão especular.

O componente de luz ambiente é um modo simples de aproximar a contribuição de luz indireta dentro de um modelo local de iluminação. Assim, ela é representada por uma constante que acrescenta a todos os pontos iluminados um mesmo valor de intensidade. Seu valor é dado por:

$$I_g = I_a \cdot K_a$$

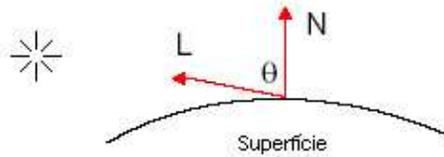
onde I_g é a intensidade de luz indireta que atinge um certo ponto de uma superfície, I_a é a intensidade de luz ambiente definida para a cena, e K_a é um valor no intervalo $[0,1]$, denominado coeficiente de reflexão ambiente, que visa a atenuar a contribuição da luz ambiente.

A reflexão difusa é aquela percebida em superfícies foscas, como é o caso de uma folha de papel. Ela não dá a noção de brilho pelo fato da luz incidente ser refletida em todas as direções. Por conseqüência, a intensidade da luz refletida é função apenas da orientação da superfície no ponto em questão. O vetor normal à superfície (indicado pela letra N na figura 2.4) fornece essa orientação. Ainda na figura 2.4, o vetor L , estabelecido entre o ponto da superfície e a posição da fonte de luz, representa a direção do raio de luz incidente. O ângulo entre os vetores L e N fornece a intensidade de luz refletida de forma difusa. A equação da reflexão difusa é então:

$$I_d = I_i \cdot K_d \cdot (L \cdot N)$$

onde I_d é a intensidade da luz refletida de forma difusa; I_i é a intensidade da luz incidente; K_d é o coeficiente de reflexão difusa, análogo ao valor K_a da luz ambiente, o qual obedece ao intervalo $[0,1]$ e tem também o papel de atenuar; $(L \cdot N)$ é o ângulo entre L e N , calculado pelo produto escalar dos dois vetores.

FIGURA 2.4 – REFLEXÃO DIFUSA



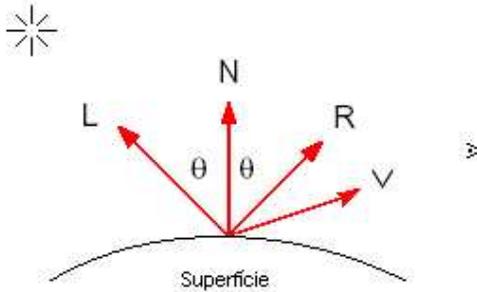
NOTA: Parâmetros necessários ao cálculo da luz difusa: L é vetor de luz incidente e N o vetor normal à superfície. Pelo ângulo θ é possível obter o seu valor.

O componente especular é predominante em superfícies planas e bem polidas, similares a um espelho. Sua aplicação produz uma superfície brilhante devido à luz incidente ser refletida em uma única direção. Essa direção revela a intensidade máxima de luz refletida especularmente. O ângulo de incidência e o ângulo de reflexão têm a mesma medida. Como há uma direção única, a posição do observador também deve ser considerada. Na figura 2.5, o ângulo entre a direção da luz incidente (vetor L) e a normal (vetor N) é idêntico àquele formado pela luz refletida (vetor R) e a normal. É possível então calcular a direção do vetor R simplesmente espelhando L sobre N . Por fim, o ângulo entre R e o vetor de observação V pode ser calculado. A reflexão especular é, portanto:

$$I_s = I_i \cdot K_s \cdot (R \cdot V)^n$$

onde I_s é a intensidade da luz refletida especularmente; I_i é a intensidade da luz incidente; K_s é coeficiente de reflexão especular, similar aos atenuadores K_a da luz ambiente e K_d da reflexão difusa; $(R \cdot V)$ é o produto escalar de R por V , o qual fornece o ângulo entre os dois vetores; o expoente n regula o espalhamento do efeito brilhante: quanto maior o seu valor, mais concentrado é o brilho.

FIGURA 2.5 – REFLEXÃO ESPECULAR



NOTA: Parâmetros para o cálculo do componente especular. O ângulo entre a direção da luz refletida especularmente (R) e a posição do observador (V) fornece o valor da componente especular.

Calculados todos os componentes, é necessário somá-los para se ter a intensidade final da luz refletida. Portanto, tendo uma fonte de luz de intensidade I_i , o valor da intensidade refletida I_r será:

$$I_r = I_g + I_d + I_s = I_a \cdot K_a + I_i \cdot (K_d \cdot (L \cdot N) + K_s \cdot (R \cdot V)^n)$$

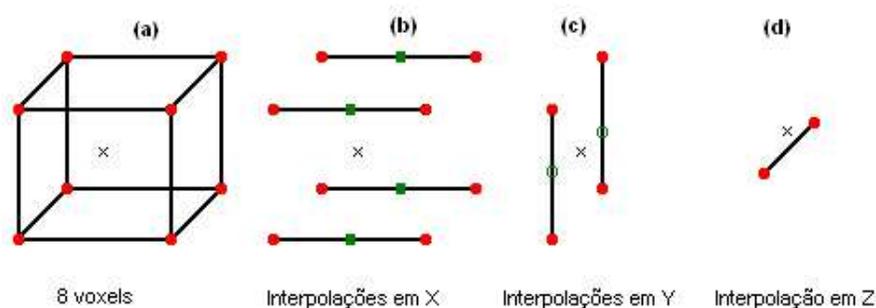
2.2.3.4 Projeção

Nesta última etapa o volume já está iluminado e seus *voxels*, portanto, podem ser projetados sobre o plano da imagem. Em sua implementação pode ser utilizado, por exemplo, o algoritmo *ray casting*, já descrito anteriormente.

A abordagem da ordem da imagem (*forward mapping*) explora o lançamento de raios vinculando-os a cada *pixel* do plano de projeção para levantar as amostras que devem ser integradas à cor do *pixel*. Para permitir diferentes pontos de vista, os dados são mantidos em uma posição fixa e o plano da imagem em uma posição variável. Quando a projeção é ortográfica, todos os raios são paralelos à direção de observação. Na projeção perspectiva, os raios são emitidos a partir de um ponto denominado centro de projeção e seguem em direção ao campo de visão [Kaufman 95]. O uso da projeção perspectiva não é freqüente em visualização volumétrica em função de que ela provoca divergência dos raios, resultando em uma amostragem não-uniforme.

Na projeção por *ray casting*, um valor amostrado raramente coincide com a localização discreta de um *voxel*. Na maioria das vezes, as amostras recaem entre os *voxels*, o que implica interpolá-las para obter os seus valores [Levoy 88]. Um tipo de interpolação considera os oito *voxels* posicionados ao redor do ponto amostrado. Como a interpolação linear é aplicada ao longo dos três eixos, a técnica é chamada de interpolação trilinear. A figura 2.6 exemplifica o cálculo do ponto marcado com x em (a). Inicialmente, é efetuada a interpolação linear na direção x , resultando nos quadrados em (b). A próxima interpolação, agora em y , é entre esses quadrados, produzindo os círculos em (c). A última interpolação, no eixo z , é feita entre os círculos, resultando no valor final (d) [Lichtenbelt 98].

FIGURA 2.6 – INTERPOLAÇÃO EM TRÊS DIMENSÕES



FONTE: [Lichtenbelt 98].

Durante o cálculo da iluminação, uma amostra recebe um valor $RGB\alpha$ (contribuições do vermelho (R), verde (G) e azul (B); opacidade (α)). Como há o uso de transparência, faz-se necessário mesclar a cor e a transparência daquelas amostras que contribuem para o valor de um mesmo *pixel*. Essa operação é denominada *compositing* e foi descrita em [Porter 84].

O algoritmo de *ray casting* é fundamentado no modelo físico que descreve o fenômeno natural da luz quando esta atinge um volume de dados. Basicamente, os efeitos da luz interagindo com as amostras ao longo de um raio são integrados para então formar a cor final de um *pixel*. A equação (2.1) demonstra esse comportamento.

$$I(a,b) = \int_a^b g(s) e^{-\int_a^s \tau(x) dx} ds \quad (2.1)$$

onde $I(a,b)$ é a intensidade de um *pixel*; ds é a direção do raio; $g(s)$ é um modelo de iluminação usado no *ray casting*; $\tau(x)$ representa a transparência de um *voxel*; $g(s)$ e $\tau(x)$ são usadas para mapear, respectivamente, a intensidade e opacidade de um *voxel*.

Pelo somatório de Riemann é possível obter uma aproximação discreta da equação (2.1), conforme a seguir:

$$\int_0^d h(x) dx \cong \sum_{i=0}^n h(x_i) \Delta x \quad (2.2)$$

A equação (2.2) possibilita calcular uma integral tendo apenas um conjunto discreto de valores oriundos da função $h(x)$. O intervalo entre 0 e d é dividido em partes iguais de tamanho Δx .

Levando-se em conta a direção do raio, duas são as abordagens para se aplicar a técnica de *compositing*: de frente para trás (*front-to-back*) ou de trás para frente (*back-to-front*).

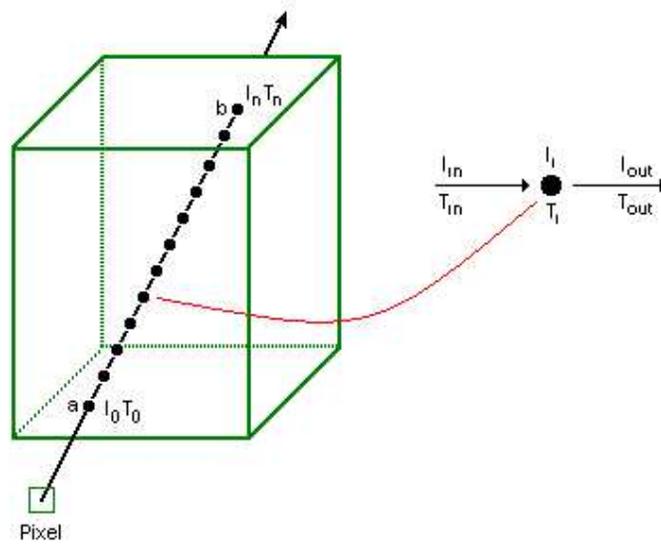
A equação discreta que descreve a abordagem *front-to-back* é a seguinte:

$$I(a,b) = \sum_{i=0}^n I_i \prod_{j=0}^{i-1} (1 - \alpha_j) \quad (2.3)$$

onde I_i é a intensidade de um ponto do raio na posição i ; $(1 - \alpha_j)$ é a transparência de um ponto do raio. A equação (2.3) sustenta que a intensidade total I acumulada até o ponto atual do raio, é resultante da intensidade I_i multiplicada pelas transparências $(1 - \alpha_j)$ dos pontos precedentes. A figura 2.7 exemplifica a técnica *front-to-back*. Lá, o processo de *compositing* tem início em a e desdobra-se até b , integrando ao valor do *pixel* as contribuições de cada ponto amostrado. Ainda na figura 2.7, é exposto à sua direita o esquema da operação de *compositing*. A intensidade I_{in} e a transparência

T_{in} representam os valores até então acumulados. I_i e T_i são combinados com I_{in} e T_{in} para gerar os novos valores I_{out} e T_{out} .

FIGURA 2.7 – FRONT-TO-BACK COMPOSITING



FONTE: [Lichtenbelt 98].

O cálculo de $I(a,b)$ na equação (2.3) pode ser desdobrado como a seguir:

$$\sum_{i=0}^n I_i \prod_{j=0}^{i-1} (1 - \alpha_j) = I_0 + I_1 (1 - \alpha_0) + I_2 (1 - \alpha_0)(1 - \alpha_1) + \dots + I_n (1 - \alpha_0) \dots (1 - \alpha_{n-1}) = I_0 \text{ over } I_1 \text{ over } I_2 \text{ over } \dots \text{ over } I_n \quad (2.4)$$

A equação (2.4) faz menção ao operador *over*, introduzido por Porter e Duff [Porter 84]. Simplificadamente, o processo de *compositing* pode ser entendido como a aplicação do operador *over*, ou do operador *under*, sobre os pontos amostrados ao longo do raio.

Em contraposição a *front-to-back*, há a abordagem *back-to-front*. Esta difere daquela somente pelo fato de que as amostras do raio são processadas em ordem inversa, isto é, parte do ponto mais distante e retrocede em direção ao observador.

3 MODALIDADES DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS MÉDICAS

Neste capítulo são discutidas duas das principais técnicas de aquisição de imagens médicas: tomografia computadorizada e ressonância magnética. Detalhes de funcionamento, utilidades e limitações são descritas.

3.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A tomografia computadorizada (CT) é um exame de raio X auxiliado por computador. Os aparelhos de CT são capazes de gerar uma série de imagens de seções transversais do corpo de um paciente. O produto resultante é um conjunto de fatias 2D, espaçadas milimetricamente, que descrevem uma estrutura anatômica 3D. Com exames de CT, é possível distinguir regiões com diferentes índices de absorção de raios X e detectar órgãos e tecidos doentes.

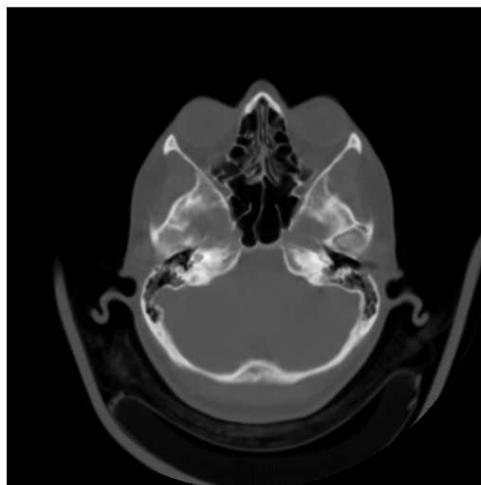
A CT é útil para o diagnóstico de doenças da cabeça, tórax, abdômen e pélvis. Oferece riscos quando existe a necessidade de injeção de material de contraste intravenoso. Oferece vantagens como rapidez, ótima resolução espacial e avaliação simultânea de órgãos do corpo.

3.1.1 Aquisição dos Dados

Um sistema CT constrói a imagem por meio de um tubo de raios X giratório situado em um grande anel chamado *gantry*. A trajetória desse tubo é o eixo do paciente – a origem está nos pés e estende-se até a cabeça. Sustentando-se em um gerador de alta voltagem, o tubo produz um feixe de radiação em leque e propaga-o através do corpo do paciente em diferentes ângulos. A intensidade de raio X será atenuada em menor ou maior proporção dependendo da densidade dos tecidos atingidos. No sentido inverso ao diâmetro do tubo, estão os detectores responsáveis pela captura e conversão dos fótons em sinais elétricos. Por fim, o computador processa esses sinais e gera a imagem, conforme ilustra a figura 3.1. Para que todos os cortes sejam obtidos, a mesa do paciente é deslocada incrementalmente na direção ortogonal ao plano de aquisição. O deslocamento é constante e medido em milímetros, o que garante uma série de fatias igualmente espaçadas [Paiva 99]. A

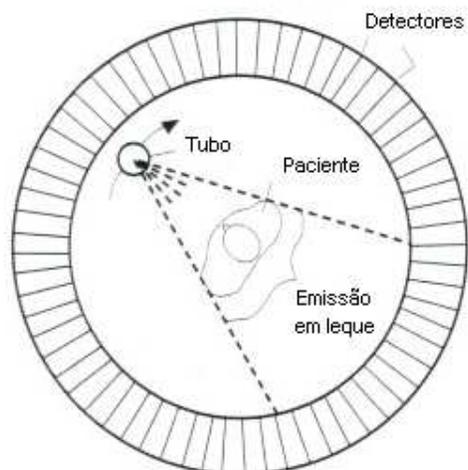
figura 3.2 apresenta o diagrama de um sistema CT.

FIGURA 3.1 – IMAGEM DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA



FONTE: Centro de Diagnóstico Avançado por Imagem (DAPI) – Curitiba, PR.
NOTA: Corte transversal de uma cabeça em um exame de CT . É o 10º de um total de 56. Tem resolução de 512 x 512 *pixels*.

FIGURA 3.2 – DIAGRAMA DE UM SISTEMA CT

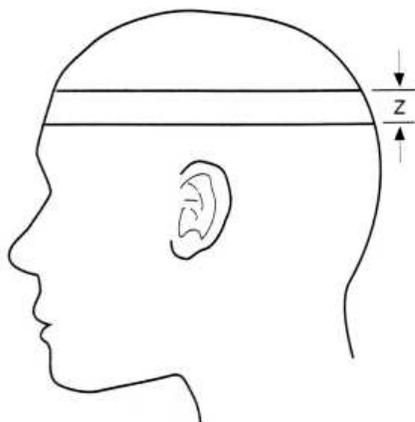


FONTE: [Romans 95].

3.1.2 Estrutura de uma Fatia

Uma fatia de CT representa o plano de uma região específica do corpo de um paciente. A espessura do plano determina o eixo z do espaço do paciente, conforme esclarece a figura 3.3. No *scanner* de CT, a espessura da fatia pode ser ajustada de forma a garantir que uma emissão de raios X ocorra apenas dentro dos seus limites. Conseqüentemente, efeitos como espalhamento de radiação e sobreposição de estruturas são sensivelmente reduzidos.

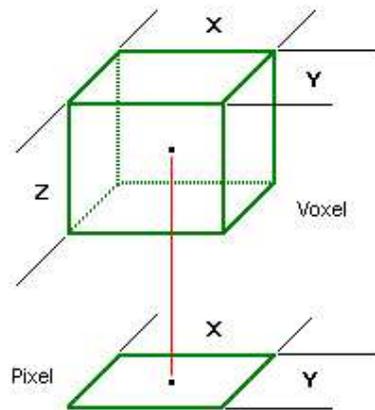
FIGURA 3.3 – EIXO Z DO CORPO DE UM PACIENTE



FONTE: [Romans 95].

Os dados de uma fatia de CT são organizados em regiões denominadas *pixels*. Cada *pixel* contém uma informação gerada durante o processo de escaneamento. Sua largura é indicada por x e a altura por y , como pode ser visto na figura 3.4. Quando o eixo z é também considerado, a região resultante origina um elemento de volume - *voxel* (figura 3.4). Os *pixels* arranjados em linhas e colunas definem uma matriz. A maioria dos *scanners* CT geram matrizes de tamanho 512, ou seja, 512 linhas indicadas de cima para baixo e 512 colunas contadas da esquerda para a direita. O total de *pixels* em uma matriz é o produto do número de linhas pelo número de colunas. No caso de CT, a quantidade total de *pixels* é 512×512 , resultando 262.144. Representando cada *pixel* por dois *bytes*, são necessários 512 *kilobytes* para armazenar uma fatia CT na memória [Romans 95].

FIGURA 3.4 – PIXEL E VOXEL



3.1.3 Atenuação de Emissão de Raio X

Em uma imagem de CT, as estruturas são representadas por tons de cinza. A variação desses tons é fundamentada nos princípios básicos de radiação. Conforme a densidade da estrutura, a energia de um raio X atravessa-a ou é retida em quantidade diversa. A esse fenômeno dá-se o nome de atenuação de emissão de raio X.

A densidade de um material é determinada por sua estrutura molecular. Elementos com um número atômico elevado têm maior circulação de elétrons e, conseqüentemente, um núcleo mais denso. Um elemento com grande quantidade de partículas atômicas tem uma estrutura molecular bastante compactada e é, portanto, mais espesso. O ar, por exemplo, tem baixa densidade devido a sua pouca capacidade de atenuação, diferentemente do osso compacto; em uma imagem de CT, este é representado por branco, aquele por preto.

3.1.4 Unidade *Hounsfield*

Em CT, o grau de atenuação pode ser medido em unidades *Hounsfield* (*Hounsfield units* - HU), assim denominadas para homenagear o inventor da tomografia computadorizada axial, Godfrey Newbold Hounsfield (1972). HUs são também chamadas de números CT.

Arbitrariamente, Hounsfield associou o número 0 à água, -1000 ao ar e 1000 ao osso. Objetos com densidade menor do que a da água, são representados por valores negativos. Por outro lado, substâncias com atenuação maior do que a da água recebem números CT positivos. Com essa convenção, é possível mensurar estruturas desconhecidas comparando-as com as medidas daquelas já conhecidas. A composição de uma estrutura desconhecida pode ser então aproximada. Por exemplo, uma fatia do abdômen mostrando uma área circular de pouca atenuação ao lado do rim esquerdo. Pela leitura *Hounsfield* dessa área, é descoberta uma medida de 4 HU, caracterizando uma massa de fluidos ou, mais provavelmente, um cisto. Entretanto, não é seguro afirmar que é realmente um cisto. Há uma suspeita devido à leitura indicar algo muito próximo da água pura [Romans 95].

3.1.5 Tumores Intracranianos em Exames de CT

Tumores ou neoplasias são processos patológicos nos quais a proliferação excessiva de células leva a uma superprodução tissular que persiste e apresenta tendência a crescer. Ocorrem em duas classes: tumores benignos e tumores malignos (ou cânceres). O tumor benigno permanece no local em que se desenvolve e não invade os tecidos vizinhos, sendo limitado por uma cápsula. Não há metástases e nem recidivas após sua completa destruição. É formado por um tecido muito semelhante ao tecido normal. O tumor maligno é pouco ou nada delimitado e invade os tecidos vizinhos. Seu crescimento é ilimitado. Conduz à metástase por via sangüínea ou linfática e muitas vezes recidiva, mesmo após ablação completa.

Não só tumores, mas também outras lesões intracranianas como aneurisma e mal de Parkinson, são também ou somente investigadas em exames de ressonância magnética (discutida na próxima seção). A MRI é capaz de mostrar um maior número de tumores, além de permitir vistas de planos arbitrários, sendo, portanto, mais utilizada para o diagnóstico. Ainda assim, a CT é útil para identificar lesões calcificadas, como aquelas provocadas pela neurocisticercose, ou certos tumores muito densos, como os meningiomas.

Com freqüência, as calcificações de neurocisticercose localizam-se na substância cinza do cérebro ou em junções desta com a substância branca. Podem ocorrer, ocasionalmente, no centro da substância branca. Tipicamente, assumem

formas redondas ou ligeiramente ovais e têm de 7 a 16 mm de tamanho [Lee 87].

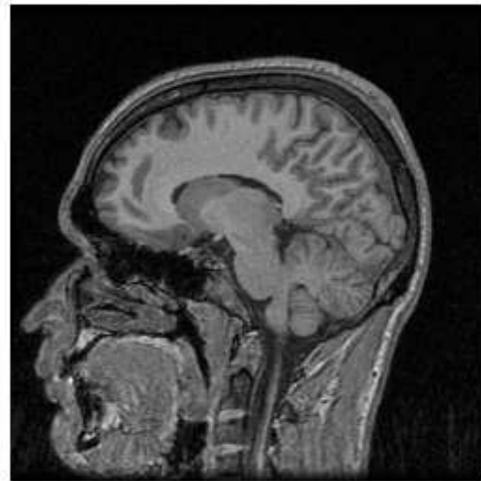
Normalmente, os meningiomas são esféricos ou globulares, mas podem também assumir formas achatadas e arredondadas, semelhantes a de um prato. Seus limites são bem demarcados, fato que facilita a sua separação de tecidos cerebrais adjacentes. Em CT, um meningioma é demonstrado como um tumor isodenso ou hiperdenso (16 a 35 HU), redondo e nitidamente delineado [Lee 87].

3.2 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

A ressonância magnética (MRI) usa o magnetismo para provocar a emissão de ondas de radiofrequência de tecidos e então formar a imagem da anatomia interna de um paciente. Ela pode discriminar muitos tipos de tecidos pelo fato de que os sinais de radiofrequência são sensíveis à estruturas moleculares e dinâmicas, e não apenas a uma concentração estática de determinada espécie nuclear [Rhodes 97]. Sua versatilidade traduz-se em imagens de excelente qualidade, permitindo vistas anatômicas pormenorizadas que salientam, por exemplo, algumas estruturas cerebrais, como é o caso das substâncias cinza e branca e das membranas que envolvem o cérebro (as meninges), conforme ilustra a figura 3.5.

As imagens de MRI originam-se nos sinais dos núcleos de hidrogênio existentes naqueles elementos do corpo onde o hidrogênio é preponderante: a água e a gordura. O processo de formação começa com a inserção do órgão em estudo em um campo magnético uniforme de grande intensidade. Os números quânticos (*spins*) dos núcleos de hidrogênio são alinhados de acordo com a direção do campo magnético, estabelecendo um equilíbrio. Como há um equilíbrio, nenhum sinal será detectado. Os *spins* são então excitados (rotados 90° ou 180° graus) por pulsos de radiofrequência, provocando um desalinhamento. Após o cessar da emissão de radiofrequência, os núcleos tendem a restabelecer o equilíbrio. No caminho de volta, emitem energia, a qual é captada pelos sensores que, enfim, formam a imagem [Oliveira 99].

FIGURA 3.5 – IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA



FONTE: Centro de Diagnóstico Avançado por Imagem (DAPI) – Curitiba, PR.
NOTA: Corte sagital de um exame de MRI mostrando estruturas cerebrais. É o 44º de um total de 100. Tem resolução de 256 x 256 *pixels*.

O produto de um exame de MRI é similar ao de CT: um conjunto de fatias representando seqüências de um objeto analisado, só que com o diferencial de estarem orientadas em qualquer direção. Pelo ajuste do campo magnético é possível mudar o ângulo de obtenção, destacando outras características ou proporcionando uma nova perspectiva de uma região em estudo. Tudo isso é possível sem a necessidade de mover o paciente ou o equipamento, o que já não ocorre em CT. Geralmente, os cortes são feitos em uma de três direções: transaxial, perpendicular à espinha dorsal; sagital, paralelo à espinha dorsal e lateral; coronal, paralelo à espinha dorsal e frontal.

A MRI é indicada para a visualização dos tecidos moles da região da cabeça, do pescoço, do tórax, do abdômen, da pélvis, do sistema muscular e ósseo e da espinha. Oferece riscos para pessoas cardíacas ou com aneurisma. Entre suas desvantagens estão a necessidade de contraste intravenoso em alguns casos, a sensibilidade ao movimento e a detecção de calcificações. Suas vantagens são: não utilização de radiação, capacidade multiplanar, mapeamento do fluxo sanguíneo e indicações de má formação intracraniana [Manssour 98].

3.3 O PADRÃO DICOM

Existem vários fabricantes de *scanners* (Toshiba, Philips, GE etc.), cada qual com o seu formato próprio para as imagens resultantes, fato que inviabiliza a troca de dados médicos entre hospitais ou centros de diagnóstico que tenham equipamentos de marcas diferentes. Em 1983, visando a estabelecer um canal único para transferência de informações médicas, o *American College Radiology* (ACR) e a *National Electrical Manufacturers Associations* (NEMA) formaram um comitê e desenvolveram o padrão *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) [NEMA 02], que atualmente está na sua versão 3.0. O DICOM é mais do que um formato de arquivo, é uma infra-estrutura de comunicação para intercâmbio de imagens médicas. Foi concebido para cumprir os seguintes objetivos:

- promover a comunicação de informações de imagens médicas digitais, independentemente de tipo de equipamento;
- facilitar o desenvolvimento e a expansão de sistemas de arquivamento e comunicação de imagens, preparando-os também para a interação com outros sistemas hospitalares de informação;
- permitir a criação e o compartilhamento de bancos de dados com informações de diagnósticos.

Excede o escopo deste trabalho entender o padrão DICOM em toda a sua extensão. Nas próximas seções, algumas características são abordadas. A ênfase é nos aspectos inerentes ao armazenamento das informações em arquivos digitais.

3.3.1 Visão Geral

O modelo de informação do padrão DICOM especifica um conjunto de entidades denominadas **classes de objetos de informação**, as quais são abstrações de objetos do mundo real aplicados à comunicação de imagens médicas digitais. Cada uma dessas classes é constituída de uma descrição do seu propósito e dos atributos intrínsecos à sua natureza. São estruturadas conforme a procedência de seus atributos:

- normalizadas, cujos atributos derivam apenas daquelas entidades do mundo real que representam;
- compostas, que incluem atributos adicionais oriundos de outras entidades.

Por exemplo, a classe *Estudo*, definida como normalizada, tem a data e a hora de um estudo porque estes são inerentes a um estudo real. A classe *Paciente* tem o atributo “nome” porque todo paciente tem, obviamente, um nome. Já a classe *Imagem de Tomografia Computadorizada* é identificada como composta por conter características provenientes tanto de uma imagem (p. ex. data de aquisição) quanto de um paciente (p. ex. sexo).

Para uma melhor organização das classes, os atributos similares, ou seja, inseridos em um mesmo contexto, são reunidos em módulos independentes que podem ser reutilizados em uma ou mais classes compostas. A classe *Paciente*, por exemplo, está segmentada em quatro módulos: relacionamentos, identificação, características demográficas e histórico médico.

A manipulação dos objetos de informação se dá por meio de operações disponíveis em **classes de serviços**. Uma classe de serviço associa um ou mais objetos a um ou mais comandos encarregados da execução das operações sobre os mesmos objetos. Essa cumplicidade entre os objetos e as operações estabelece o par objeto-serviço (*service-object pair* - SOP). Os serviços estão distribuídos em dois grupos, a saber: serviços de comunicação *on-line* e serviços de armazenamento em mídia. O primeiro permite a transferência de mensagens entre aplicações DICOM conectadas em redes remotas. Para tanto, tem operações distintas para cada tipo de objeto de informação, seja ele normalizado ou composto. O outro grupo de serviços dispõe de mecanismos que viabilizam o armazenamento das informações de imagens médicas.

3.3.2 Definição de Objeto de Informação

No padrão DICOM, uma **definição de objeto de informação** (*Information Object Definition* – IOD) é um modelo de dados usado para especificar objetos do mundo real. Não representa uma instância específica do mundo real, mas sim uma

classe de objetos que compartilham de propriedades comuns. Dois são os tipos de IODs: normalizadas, baseadas em entidades singulares do mundo real; compostas, formadas por atributos próprios e também de partes de outras entidades do mundo real. A IOD normalizada, embora descrita no padrão DICOM, não é efetivamente aplicada devido ao seu cunho restritivo. Já a IOD composta é largamente aplicada por fornecer um contexto completo para intercâmbio de informação.

As IODs compostas são organizadas em três seções: descrição, modelo entidade-relacionamento (E-R) e tabela de módulos. A primeira contém apenas uma breve descrição da IOD; a próxima, o modelo E-R que expõe os relacionamentos entre as entidades de informação (*information entities* – IE) da IOD; a última, uma tabela com os módulos incluídos na IOD.

A figura 3.6 apresenta uma versão simplificada do modelo E-R de uma IOD composta. O quadro 3.1 descreve as entidades.

QUADRO 3.1 – PRINCIPAIS ENTIDADES DE UM MODELO E-R DE UMA IOD COMPOSTA

ENTIDADE	DESCRIÇÃO
Paciente	Contém as características de um paciente. Um paciente é alvo de um ou mais estudos.
Estudo	Contém as características de um ou mais estudos realizados em um paciente. Um estudo é uma coleção de uma ou mais séries de imagens médicas. Cada estudo está associado com somente um paciente.
Série	Contém os atributos usados para agrupar instâncias compostas dentro de conjuntos lógicos distintos. Cada série é associada com um e somente um estudo. Critérios de agrupamento: <ul style="list-style-type: none"> • todas as instâncias compostas dentro de uma série devem ser da mesma modalidade; • todas as instâncias compostas dentro de uma série devem ter as informações da série a qual pertencem.
Equipamento	Descreve um dispositivo em particular que produz uma série de instâncias compostas. Um dispositivo pode gerar uma ou mais séries dentro de um estudo.
Imagem	Contém os atributos referentes aos <i>pixels</i> de uma imagem. Uma imagem está relacionada com somente uma série dentro de um único estudo.

3.3.3 Codificação de Classes

A construção e codificação de classes de objetos de informação e também de classes de serviços é feita pelo emprego de estruturas de dados especificadas no padrão DICOM. A estrutura fundamental é denominada *data set*. Em um contexto de comunicação entre duas aplicações DICOM, o *data set* é a parte da mensagem que contém informações da instância em trânsito na rede. Já em um contexto de

armazenamento, o *data set* representa o conteúdo do arquivo. Portanto, um *data set* é uma instância de um IOD. É constituído de elementos de dados, os quais contêm os valores dos atributos da instância.

3.3.3.1 Elementos de dados

Um elemento de dados pode ter uma de três estruturas, conforme sejam o seu tipo e formato, combinados no campo *value representation* (VR). Duas delas têm o VR explicitamente representado (*explicit VR*), porém diferem no modo como seus tamanhos são expressos; a outra não contém um VR (*implicit VR*).

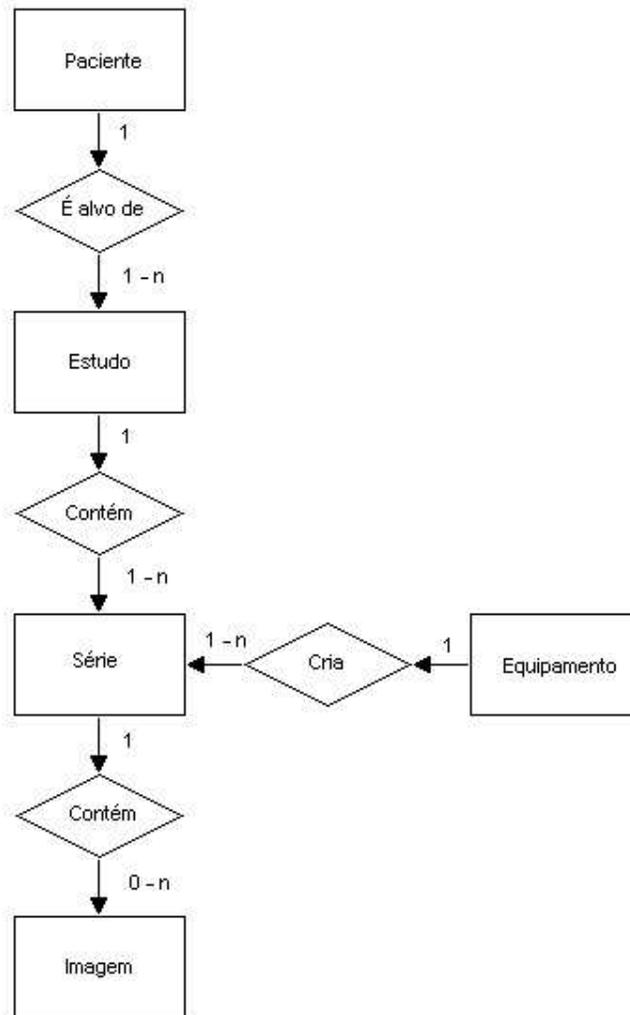
Os campos de um elemento de dados são, em princípio, quatro, sendo que três deles estão presentes nos três tipos de estruturas. São eles: *tag*, *value length* e *value field*. O campo restante, *value representation*, aparece apenas em estruturas com *explicit VR*. O quadro 3.2 apresenta a descrição de cada campo:

QUADRO 3.2 – CAMPOS DE UM ELEMENTO DE DADOS

CAMPO	DESCRIÇÃO
<i>Tag</i>	Todo elemento de dados recebe um identificador exclusivo denominado <i>tag</i> . O <i>tag</i> é um par ordenado composto por dois inteiros de 16 bits sem sinal; o primeiro representa o número do grupo; o outro, o número do elemento. Exemplo: o <i>tag</i> (0010,0010) determina o nome completo do paciente.
<i>Value Representation</i>	Seqüência de dois caracteres que especifica o tipo e o formato do campo. Exemplo: o VR do <i>tag</i> (0010,0010) é PN (<i>person name</i>).
<i>Value Length</i>	Duas são as possibilidades: <ul style="list-style-type: none"> • ou um inteiro sem sinal de 16 ou 32 <i>bits</i>, dependendo se o VR é implícito ou explícito, que contém o número de <i>bytes</i> do conteúdo do campo; • ou um inteiro sem sinal de 32 <i>bits</i> que não contém um tamanho definido. Tamanhos indefinidos são usados em elementos de dados cujo VR é SQ (<i>sequence of items</i>) ou UN (<i>unknown</i>).
<i>Value Field</i>	Conteúdo do campo representado conforme o VR do elemento de dados.

O domínio do campo *value representation* é extenso e está documentado no padrão DICOM. Outros exemplos de VR são: AS (*age string*), CS (*code string*), DA (*date*), DS (*decimal string*), FL (*floating point single*) e IS (*integer string*). Todos os valores de VR podem ser consultados em [NEMA 02]. Um extenso dicionário descrevendo todo o rol de elementos de dados também está disponível.

FIGURA 3.6 – VERSÃO SIMPLIFICADA DO MODELO E-R DE UMA IOD COMPOSTA



3.3.3.2 Estrutura de um arquivo digital DICOM

Um arquivo DICOM tem o propósito de armazenar um *data set*. Para tanto, estabelece uma estrutura constituída de um preâmbulo, um prefixo e dos elementos de dados do *data set*. O preâmbulo é um espaço inicial de 128 *bytes* fixos reservado para fins específicos de uma determinada implementação. O prefixo, posicionado logo após o preâmbulo, é a constante “DICM” representando a assinatura do arquivo DICOM. Na seqüência, estão todos os elementos de dados do *data set*, organizados conforme as especificações feitas na seção 3.4.3.1.

4 EXTRAÇÃO, REPRESENTAÇÃO E VISUALIZAÇÃO DE ESTRUTURAS DE INTERESSE

O progresso das técnicas de obtenção de imagens médicas impôs a necessidade de se investigar novas abordagens na manipulação de dados médicos. Equipamentos de CT e MRI são capazes de evidenciar estruturas macroscópicas, como tumores cerebrais, processos inflamatórios em evolução e fraturas ósseas. Todavia, na prática, muitas avaliações de casos são realizadas sobre as fatias 2D originais geradas pelos equipamentos de aquisição de imagens. A análise isolada de cada fatia pode dificultar o diagnóstico uma vez que compete ao observador a tarefa de integrar mentalmente em um modelo 3D as informações apreendidas. Uma alternativa complementar mais intuitiva é visualizar um volume reconstruído a partir das imagens 2D. A percepção 3D desse volume revela, por exemplo, informações sobre relações espaciais entre estruturas anatômicas, o que dificilmente seria deduzido somente com as imagens 2D.

Plataformas de visualização científica de dados médicos devem dispor de artifícios para tratar, explorar e manipular tais dados, estendendo seus aspectos para um contexto tridimensional. Logo, surgem necessidades específicas, como a extração, a representação e a visualização de estruturas de interesse. Neste capítulo são expostos trabalhos e métodos voltados ao tratamento de estruturas anatômicas inseridas em conjuntos de dados médicos.

4.1 EXTRAÇÃO

Extrair estruturas contidas em volumes de dados médicos requer o uso de técnicas de segmentação de imagens. Segundo Gonzalez [Gonzalez 00], segmentar implica subdividir uma imagem em suas partes ou objetos constituintes. O nível de subdivisão depende dos aspectos do problema sendo resolvido. A segmentação, portanto, fundamenta-se na extração ou isolamento de partes representativas de uma imagem ou de um volume, ambos inseridos em um contexto específico.

Em [Geus 92], por exemplo, extração de estruturas de interesse é o termo usado para caracterizar a identificação dos *voxels*, contidos em dados de CT,

pertinentes a uma estrutura específica.

Em sistemas de planejamento radioterápico, os passos iniciais no processo de tratamento são: determinar a extensão do tumor e delimitar a região de interesse, ambos no espaço tridimensional. A informação 3D pode ser extraída pelo delineamento de contornos de estruturas anatômicas relevantes, tal como o próprio tumor e estruturas críticas saudáveis. Em muitos casos, os limites são estabelecidos ao redor da região que tem maior contraste, cabendo o uso de algoritmos de detecção de bordas para gerar os contornos automaticamente. No entanto, extração automática de tecido mole em imagens de CT não é uma prática comum, uma vez que o contraste é insuficiente. O adequado é a combinação de técnicas automáticas com a expertise de um radiologista para se obter um delineamento mais preciso [Geus 92].

Seixas [Seixas 95] reporta uma adaptação da técnica de detecção de bordas para aplicação em Visualização Volumétrica com o algoritmo *ray casting*. Em imagens bidimensionais, as bordas podem ser determinadas calculando-se o vetor gradiente, normalmente pelo método da diferença central. As bordas ocorrem nos *pixels* onde a magnitude do vetor gradiente é superior a um limiar predefinido. Na Visualização Volumétrica por *ray casting*, o mesmo procedimento é estendido aos *voxels*.

Wangen [Wangen 00] propõe um método automático para identificar, quantificar, mensurar e localizar, em imagens de CT cranial, calcificações relacionadas à neurocisticercose (N_{Ca}). O método, primeiramente, aplica o algoritmo de Mumford & Shah [Mumford 89] para segmentar, corte a corte, as áreas tidas como possíveis partes de uma calcificação. A autenticidade de cada segmento potencial é verificada em uma etapa de pré-classificação baseada em critérios simples como a média dos tons de cinza do segmento. Em seguida, os restantes são submetidos a uma classificação por redes neurais de modo a serem caracterizados ou não como uma N_{Ca}. Enfim, todos aqueles definidos como N_{Ca}, cada qual em sua fatia, são correlacionados por um algoritmo próprio para então se produzir o cenário 3D com os seguintes componentes: crânio, massa encefálica do paciente e lesões N_{Ca}, conforme mostra a figura 4.1.

Um processo preciso de segmentação é visto como um elemento essencial dentro de uma aplicação clínica voltada à exploração de dados médicos. Em análise

de imagens médicas, muitas técnicas foram desenvolvidas, outras aprimoradas, todas buscando maximizar a compreensão do objeto em estudo, tanto no plano 2D como no espaço 3D. No caso de um tumor intracraniano, a segmentação pode prover uma percepção muito próxima de suas dimensões e de seu formato real.

FIGURA 4.1 – CALCIFICAÇÕES CAUSADAS POR NEUROCISTICERCOSE



FONTE: [Wangen 00].

NOTA: Reconstrução tridimensional de uma cabeça com representação do crânio, da massa encefálica (em vermelho) e da localização e tamanho das lesões NCa (em branco).

4.2 REPRESENTAÇÃO

Em um volume de dados médicos, o processo de segmentação assinala um subconjunto de *voxels* a fim de explicitar modelos tridimensionais de estruturas anatômicas. Como representar tais modelos depende do propósito da visualização. Cada caso recorre a uma ou outra técnica buscando modelar a cena da maneira que melhor lhe convém.

Em [Carneiro 00a] é detalhado o método de poligonização, cujo objetivo é converter dados volumétricos em superfícies. De modo geral, a poligonização é comparada ao processo de lapidação de uma pedra preciosa: esculpir faces planas com uma perda mínima de material. Normalmente, o passo inicial é discretizar o domínio de uma função contínua para então se obter uma decomposição celular do

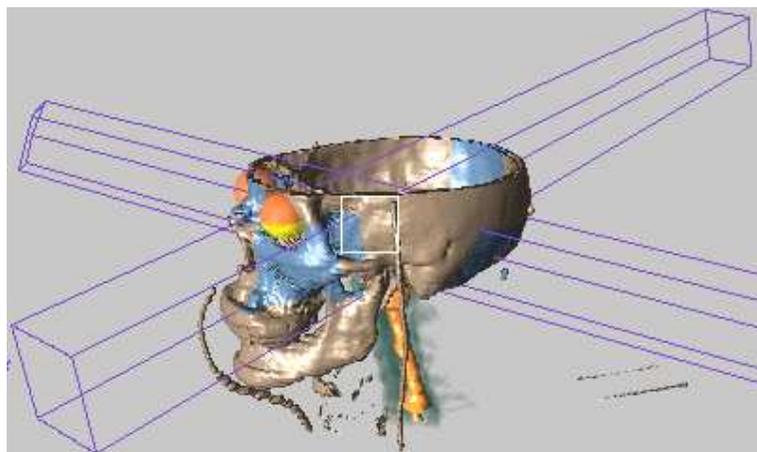
espaço. No tocante aos dados volumétricos, o domínio já está discretizado. Na seqüência, as células são classificadas conforme pertençam ou não ao objeto de interesse. Após a classificação de todas as células, uma malha poligonal é construída com base na interseção que cada célula faz com a superfície do objeto. O algoritmo de poligonização mais conhecido é o *marching cubes*, descrito na seção 2.2.1.

Uma outra técnica para representar estruturas é exposta em [Geus 96]. Denomina-se estilização de estruturas de interesse e é aplicada no âmbito do planejamento radioterápico. Seu propósito principal é gerar sólidos geométricos tridimensionais baseando-se nos seguintes pontos:

- a geometria da estilização deve ser uma aproximação, feita por meio de primitivas geométricas simples, que corresponde à geometria do objeto real;
- o processo deve assegurar que a estilização produzida envolva toda a estrutura. Em planejamento radioterápico, estruturas críticas podem ser afetadas seriamente se expostas a níveis elevados de radiação.

No caso de tratamento radioterapêutico de tumores intracranianos, as estruturas críticas saudáveis que devem ser estilizadas são: a espinha dorsal e os globos oculares, conforme ilustra a figura 4.2.

FIGURA 4.2 – ESTILIZAÇÃO DOS GLOBOS OCULARES E DA ESPINHA DORSAL



FONTE: [Geus 92].

O primeiro passo na estilização da espinha dorsal é a análise de uma fatia específica de CT visando a definir o delineamento da região circular representativa do canal espinhal. Feito isso, as demais fatias são processadas levando-se em conta propriedades de coerência. Finalmente, todos os círculos são ligados para então formar um sólido similar a uma série de troncos de cones oblíquos [Geus 96].

Tendo os globos oculares formatos aproximadamente esféricos, o melhor sólido geométrico para estilizá-los é a esfera. Para tanto, é necessário identificar os círculos nas fatias CT que contêm as regiões oculares e depois compor a esfera, a partir dos círculos definidos, de cada globo ocular [Geus 96].

A idéia da estilização é um artifício interessante que pode ser utilizado para representar tumores intracranianos como calcificações de neurocisticercose e meningiomas. Ambos podem ser estilizados empregando-se um sólido simples como a esfera que, da óptica computacional, melhora a eficiência do processo de visualização. Quanto à anatomia, condiz com o crescimento espacial uniforme ao qual estão normalmente sujeitos. Do ponto de vista clínico, atende à necessidade de percepção 3D, além de estabelecer um referencial útil no tocante à localização dentro da caixa craniana.

Na prática clínica, certos tipos de tumores, como os supraditos, não demandam uma representação fiel de suas dimensões. Envolvê-los em uma simples esfera pode prover uma compreensão adequada do relacionamento espacial entre eles e as demais estruturas, garantindo assim bons resultados.

4.3 VISUALIZAÇÃO

O objetivo principal da visualização tridimensional é criar condições para se compreender apropriadamente estruturas de interesse e os relacionamentos entre elas. Seus recursos podem revelar informações significativas que ajudam o usuário a responder questões específicas. Todavia, a decisão de qual técnica é a mais adequada depende das características inerentes aos dados e também dos objetivos específicos do usuário especialista.

Uma abordagem de Visualização Volumétrica intitulada *two-level volume rendering* (2IVR) é apresentada em [Hauser 01]. Sua idéia principal é permitir o uso

de diferentes técnicas de visualização para diferentes subconjuntos de dados de um volume. Cada estrutura distinta existente em um conjunto de dados 3D é submetida a um *rendering* local (primeiro nível) processado por meio de técnicas como extração de superfícies, visualização direta de volumes, já descritas na seção 2.2, *maximum intensity projection* (MIP) [Zuiderveld 94] ou *nonphotorealistic rendering* (NPR) [Rheingans 01]. Os resultados gerados em cada *rendering* local são mesclados em um passo global (segundo nível) de fusão, normalmente *compositing*, já comentado na seção 2.2.3.4. O 2IVR é especialmente útil quando estruturas internas devem ser visualizadas juntamente com partes externas semitransparentes. A figura 4.3 mostra uma imagem gerada com o uso da técnica 2IVR. Ao *rendering* do crânio é aplicada a técnica MIP, a qual torna-o semitransparente; os vasos sanguíneos são desenhados por um algoritmo de visualização direta de volumes.

FIGURA 4.3 – IMAGEM EXEMPLIFICANDO O USO DA TÉCNICA *TWO-LEVEL VOLUME RENDERING*



FONTE: [Hauser 01].

Um outro recurso para visualização em 3D é a utilização de software voltado para este fim, como é o caso do *Visualization Toolkit* (VTK) [Schroeder 00]. O VTK é um pacote gráfico desenvolvido sob o paradigma da orientação a objetos e implementado em C++. Sua construção foi embasada em técnicas de computação gráfica 3D, processamento de imagens e visualização. Em termos de representação de dados, oferece recursos para se manipular malhas poligonais, imagens, volumes, reticulados regulares, irregulares, retilíneos e curvilíneos. No tocante à modelagem, suporta desde a mais comum, 2D, até outras mais elaboradas como poligonal, volumétrica e baseada em texturas. Em relação aos métodos de *volume rendering*, provê três opções: mapeamento de texturas 2D, *ray tracing* e o *ray casting* híbrido disponível no *hardware* especial *VolumePro*, detalhado em [Pfister 99].

O *VTK* também dispõe de uma superclasse voltada ao lançamento de raios: é a *vtkVolumeRayCastFunction*. Uma de suas classes descendentes é a *vtkVolumeRayCastCompositeFunction*, cujo objetivo é fazer *compositing* de acordo com propriedades definidas na classe *vtkVolumeProperty*. Esta, por sua vez, tem o propósito de armazenar os parâmetros necessários ao *rendering* de volumes. Alguns deles são:

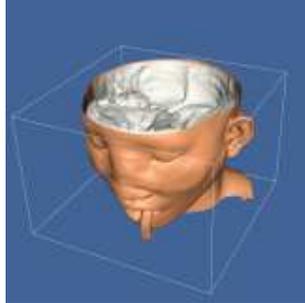
- coeficientes de reflexão ambiente, difusa e especular;
- funções de transferência;
- tipo de interpolação para reamostragem.

O trecho de código em C++ mostrado a seguir foi tirado de [Schroeder 02] para exemplificar o uso da biblioteca *VTK*. Ele demonstra a leitura de um conjunto de dados médicos e a visualização deste por meio de um algoritmo de extração de superfícies, mais especificamente o algoritmo *marching cubes*. A imagem resultante é apresentada na figura 4.4.

```
1:         // Leitura dos dados médicos
2:         vtkVolume16Reader *v16 = new vtkVolume16Reader;
3:         v16->SetDataDimensions(64, 64);
4:         v16->SwapBytesOn();
5:         v16->SetFilePrefix ("../../../../data/headsq/quarter");
6:         v16->SetImageRange(1, 93);
7:         v16->SetDataAspectRatio (3.2, 3.2, 1.5);
8:         // Extração de superfícies
9:         vtkMarchingCubes *skin = new vtkMarchingCubes;
10:        skin->SetInput (v16->GetOutput ());
11:        skin->SetValue(0, 500);
```

As linhas de 1 até 6 têm a função de ler e construir o volume de dados. Na linha 2 é criado um objeto da classe *vtkVolume16Reader* para armazenar os valores das amostras em um reticulado regular. A classe *vtkVolume16Reader* foi projetada para suportar imagens de 16 *bits*. As demais linhas, de 8 até 11, são responsáveis pela geração da malha poligonal. A instância da classe *vtkMarchingCubes* alocada na linha 9 caracteriza o uso do algoritmo *marching cubes*.

FIGURA 4.4 – IMAGEM RESULTANTE DA APLICAÇÃO DO PACOTE GRÁFICO VTK

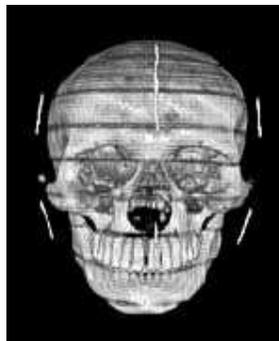


FONTE: [Schroeder 02].

NOTA: Isosuperfícies representando a cútis e osso de um volume de dados de uma cabeça.

Uma outra opção para a visualização de dados volumétricos é uma API (*application program interface*) robusta conhecida como *OpenGL Volumizer* [SGI 02]. Desenvolvida também em C++, ela implementa um método de *volume rendering* intitulado mapeamento de textura 3D. Tal método explora *hardware* especial capaz de acelerar o processo de *rendering* aplicando mapeamento de texturas 3D. A aceleração é conseguida em razão de que os raios são lançados todos ao mesmo tempo, uma fatia por vez, e depois integrados a um mapa de textura por uma técnica de *compositing* (seção 2.2.3.4). A figura 4.5 mostra uma imagem produzida com o uso da API *OpenGL Volumizer*.

FIGURA 4.5 – IMAGEM GERADA COM A API DO *OPENGL VOLUMIZER*



FONTE: [SGI 02].

Para cumprir os objetivos deste trabalho, no que concerne à visualização 3D de tumores intracranianos, como aqueles descritos na seção 3.1.5, o algoritmo *ray casting*, já comentado na seção 2.2.2, mostra-se bastante oportuno. Como há a intenção de apresentar um tumor opaco, estilizado por uma esfera e suspenso no interior de um crânio, o *ray casting* é cabível devido à sua capacidade de evidenciar estruturas contidas em um volume de dados médicos. Manipulando-se as cores e as opacidades dos materiais existentes nos *voxels*, é possível conferir à cena uma aparência similar a um gel transparente. Ainda, tornando totalmente transparentes as regiões homogêneas existentes entre os materiais, consegue-se uma visão por membranas entre diferentes materiais.

5 IMPLEMENTAÇÃO DA PLATAFORMA

Neste capítulo é descrita a implementação de uma plataforma direcionada à estilização e visualização tridimensional de tumores intracranianos por meio do algoritmo de *rendering* de volumes *ray casting*.

5.1 FERRAMENTAS UTILIZADAS

A plataforma aqui descrita foi desenvolvida sob o paradigma da orientação a objetos empregando-se a linguagem de programação *ANSI C++*. Em [Liberty 98] são expostas as principais características dessa linguagem. O compilador utilizado foi o *Borland C++ 5.5.1* [Borland 01] para o sistema operacional *Microsoft Windows 32 bits*.

A biblioteca gráfica adotada para mostrar as imagens foi a *Open Graphics Library (OpenGL)*, versão 1.1 [SGI 01]. Atualmente, a *OpenGL* é um padrão gráfico aberto bastante disseminado devido ao seu ótimo desempenho em lidar com cenas gráficas complexas, tanto 2D como 3D. Independente de sistema operacional, tem um vasto conjunto de funções habilitado a criar e transformar primitivas geométricas (pontos, linhas e polígonos), simular transparência e efeitos atmosféricos (neblina, fumaça), iluminar superfícies, mapear texturas, etc.

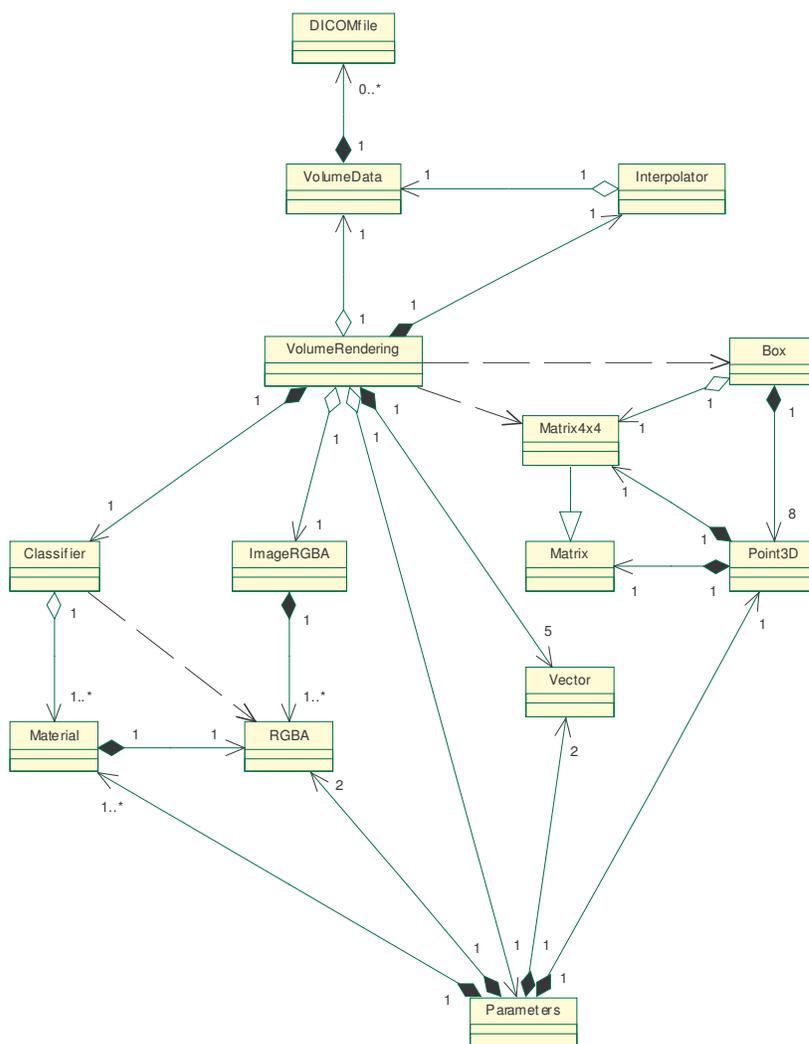
Como a *OpenGL* não dispõe de recursos para definir uma interface com o usuário, foi acrescentada uma extensão conhecida como *GL Utility Toolkit (GLUT)*, versão 3.7, a qual tem funcionalidades para manipular janelas, menus, eventos de *mouse* e de teclado [SGI 01]. Para completar a interação com o usuário, foi também incorporada a *User Interface Library (GLUI)* [Rademacher 02], versão 2.0, cujo objetivo é prover componentes comuns de interface. Entre eles estão:

- botões de comando (*buttons*);
- textos estáticos (*static text fields*);
- caixas de edição (*text boxes*);
- caixas de listagem (*list boxes*);
- caixas de verificação (*check boxes*);
- painéis (*panels*).

5.2 ESTRUTURA DA PLATAFORMA

Os elementos estruturais da plataforma desenvolvida são apresentados resumidamente na figura 5.1. Trata-se do diagrama de classes, representado em notação UML (*Unified Modeling Language*) [OMG 01], cujo objetivo é demonstrar as classes constitutivas e seus respectivos relacionamentos. Em UML, uma classe é expressa por um retângulo com três compartimentos: o primeiro contém o seu nome; o segundo e o terceiro enumeram, respectivamente, os seus atributos e as suas operações [Furlan 98].

FIGURA 5.1 – DIAGRAMA DE CLASSES DA PLATAFORMA



Quanto aos relacionamentos entre as classes, o diagrama da figura 5.1 evidencia os principais tipos definidos na UML, a saber:

- generalização/especificação (linha cheia com triângulo vazio);
- agregação por valor (linha cheia com losango preenchido);
- agregação por referência (linha cheia com losango vazio);
- dependência (seta tracejada).

Informações adicionais sobre esses tipos de relacionamentos podem ser encontradas no apêndice 1.

Os propósitos e relacionamentos de cada uma das classes incluídas no diagrama da figura 5.1 são descritos a seguir:

- *Box*: criar um envoltório geométrico análogo a um paralelepípedo reto alinhado aos eixos coordenados x , y e z . Seu intuito é abraçar o volume de dados de modo a estabelecer um espaço 3D de visualização. Os oito vértices do paralelepípedo reto são representados por instâncias da classe *Point3D*. Para transformá-los de um espaço a outro, é usado um objeto do tipo *Matrix4x4*.
- *Classifier*: aplicar classificação probabilística ao valor de uma amostra visando a estimar os percentuais dos materiais nela detectados. Para tanto, uma coleção de objetos do tipo *Material* deve ser especificada. A cor calculada do *voxel* é devolvida em um objeto da classe *RGBA*.
- *DICOMfile*: extrair os dados de uma imagem médica armazenada em um arquivo digital formatado no padrão DICOM 3.0.
- *ImageRGBA*: manipular uma imagem bidimensional cujos *pixels* são objetos do tipo *RGBA*.
- *Interpolator*: calcular o valor de uma amostra aplicando-se interpolação trilinear sobre os dados contidos em um objeto do tipo *VolumeData*.
- *Material*: possibilitar a especificação de um material passível de ser encontrado em uma amostra. Todo material requer um objeto da classe *RGBA* para assinalar a sua cor.
- *Matrix*: efetuar operações com matrizes de m linhas e n colunas.
- *Matrix4x4*: permitir a construção e o manuseio de matrizes quadradas

de ordem 4 empregadas em transformações geométricas de escala, translação e rotação. É descendente da superclasse *Matrix*.

- *Parameters*: permitir a especificação dos parâmetros de visualização volumétrica. Os materiais demandados na etapa de classificação são inseridos em instâncias da classe *Material*. As cores do tumor (esfera) e do plano de projeção são representadas por objetos da classe *RGBA*. A posição da fonte de luz e do observador são objetos do tipo *Vector*. A localização (x, y, z) do centro da esfera que representa o tumor dentro do espaço dos dados é mantida em um objeto do tipo *Point3D*.
- *Point3D*: realizar transformações geométricas de escala, translação e rotação sobre um ponto inserido no espaço R^3 . As coordenadas x, y e z do ponto são incluídas em uma matriz-coluna de 4 linhas denotada por um objeto do tipo *Matrix*. Todas as operações de transformação são realizadas com o apoio de um objeto do tipo *Matrix4x4*.
- *RGBA*: manipular os componentes vermelho, verde, azul e opacidade de uma cor conformada no modelo $RGB\alpha$.
- *Vector*: tratar um vetor geométrico expresso no espaço R^3 .
- *VolumeData*: ler os arquivos residentes em um diretório DICOM, extrair as suas respectivas imagens, organizá-las conforme a seqüência de escaneamento e, enfim, formar o volume de dados 3D. Cada arquivo recuperado é posto em um objeto do tipo *DICOMfile*.
- *VolumeRendering*: gerar uma imagem 2D a partir de um volume de dados 3D empregando o algoritmo *ray casting* com as seguintes etapas de visualização: reconstrução e reamostragem, classificação, detecção de superfícies, iluminação e *compositing*. Esta classe, por ser o núcleo da plataforma, tem relacionamento com quase todas as demais. De início, uma referência aos dados volumétricos é indispensável, o que ocorre por intermédio de uma instância da classe *VolumeData*. Os parâmetros de visualização são inseridos em um objeto do tipo *Parameters*. Tanto o espaço de dados quanto o de visualização são definidos por objetos do tipo *Box*. Para efetuar transformações geométricas entre esses dois espaços, instâncias da classe *Matrix4x4*

são utilizadas. A etapa de reconstrução e reamostragem exige um objeto do tipo *Interpolator*. A classificação concretiza-se por meio de um objeto da classe *Classifier*. Os estágios de detecção de superfícies e iluminação demandam cinco objetos do tipo *Vector*, os quais têm as seguintes finalidades: gradiente de densidade, orientação da superfície, posição da fonte de luz, posição do observador e raio de luz refletida especularmente. Finalmente, o plano de projeção é representado por um objeto do tipo *ImageRGBA*.

5.3 RECURSOS UTILIZADOS NOS TESTES DA PLATAFORMA

Nos experimentos de verificação dos resultados obtidos com a plataforma, foram empregados dois exames de CT convencional gerados por um tomógrafo *CT Twin Elscint* e formatados no padrão DICOM 3.0, ambos compreendendo meia-cabeça, considerada da base nasal até o cocuruto, de dois pacientes distintos. O primeiro, doravante intitulado VOLUME I, tem suas propriedades evidenciadas na tabela 5.1. O outro, agora denominado VOLUME II, é caracterizado na tabela 5.2.

Como ambiente operacional para a execução da plataforma, foi usado um microcomputador com processador *Pentium III* 1000 MHz, memória física de 256 MB e o sistema operacional *Microsoft Windows 2000* instalado.

TABELA 5.1 – PROPRIEDADES DO VOLUME I

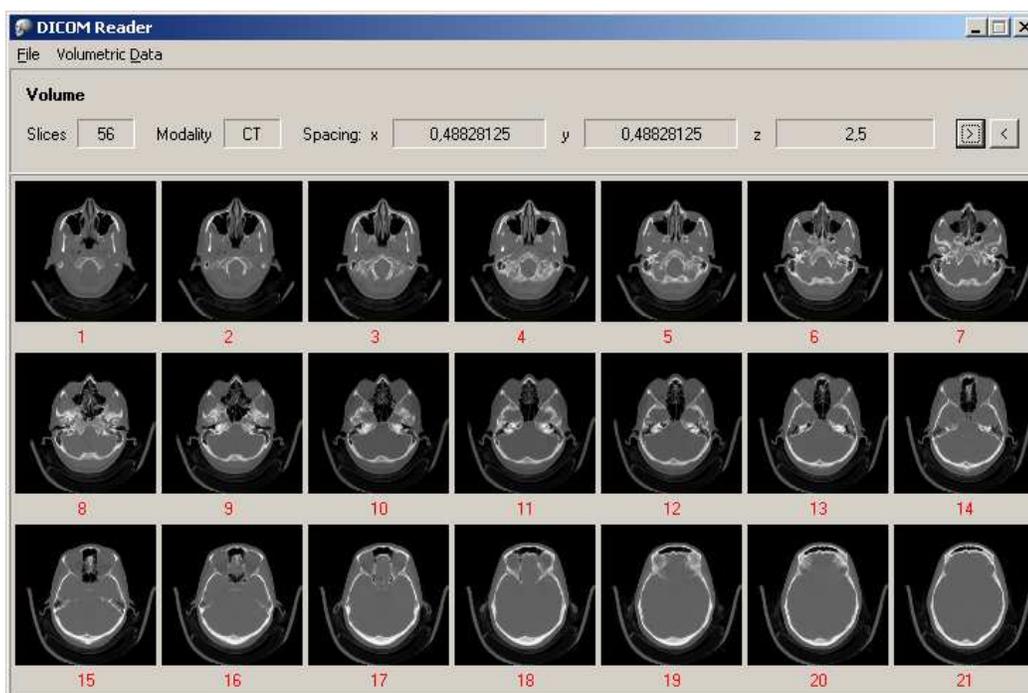
PROPRIIDADE	VALOR
Número de fatias	56
Resolução das fatias, em <i>pixels</i>	512 x 512
<i>Bytes por pixel</i>	2
Distância entre <i>pixels</i> , em mm	0,48828125
Distância entre fatias, em mm	2,5

TABELA 5.2 – PROPRIEDADES DO VOLUME II

PROPRIIDADE	VALOR
Número de fatias	94
Resolução das fatias, em <i>pixels</i>	512 x 512
<i>Bytes por pixel</i>	2
Distância entre <i>pixels</i> , em mm	0,48828125
Distância entre fatias, em mm	1,6

Adicionalmente, com o propósito de experimentar as classes *VolumeData* e *DICOMfile*, foi desenvolvido, utilizando-se a ferramenta *Borland C++ Builder 5.0*, um leitor de volumes de dados médicos formatados no padrão DICOM 3.0. A figura 5.2 mostra os 21 primeiros cortes axiais do VOLUME I, dispostos segundo a ordem de aquisição.

FIGURA 5.2 – APRESENTAÇÃO PARCIAL DOS CORTES AXIAIS DO VOLUME I



5.4 CONSTRUÇÃO DO VOLUME DE DADOS

O padrão DICOM, visto na seção 3.3, organiza em diretórios os volumes gerados por equipamentos de aquisição de dados médicos. Cada fatia integrante de um volume é armazenada no seu próprio arquivo. Um conjunto de arquivos define uma série, que por sua vez, pertence a um estudo de um determinado paciente. Caso o paciente necessite de outras séries, estas terão seus diretórios específicos. Portanto, cada volume de dados produzido está em um diretório distinto.

Sendo assim, o passo inicial para a construção do volume de dados é ler todos os arquivos contidos em um diretório DICOM. Entretanto, a disposição dos

arquivos no diretório nem sempre corresponde à ordem de escaneamento das fatias. O problema pode ser resolvido verificando-se o elemento de dados (0020,0013), *instance number*, presente em todas as imagens. Ele expressa a posição da imagem dentro de uma série. A primeira imagem recebe o número 1; a segunda, o 2, e assim por diante. Logo, os arquivos de um diretório DICOM podem ser recuperados em qualquer seqüência e depois rearranjados conforme a ordem original.

Tendo como carregar as imagens, a questão agora é como representá-las na memória do computador. Uma vez que todo o conjunto de dados define um reticulado regular, uma matriz 3D mostra-se adequada. A localização (k, j, i) de um elemento da matriz indica a posição de uma amostra no reticulado, sendo k o índice da fatia, j o índice da coluna e i o índice da linha.

Outro ponto importante é saber como extrair de um arquivo DICOM os valores dos *pixels* da imagem. A solução está no elemento de dados (7FE0,0010), *pixel data*, o qual contém os *pixels* organizados em uma série contínua de *bytes*. Todavia, para obter os valores reais dos *pixels* é preciso considerar as dimensões da imagem e o número de *bits* alocados para cada *pixel*. Dividindo-se o número de *bits* alocados por 8 (1 *byte*) tem-se a quantidade de *bytes* necessária para se representar um *pixel*. Assim, é possível percorrer o conteúdo do *tag* (7FE0,0010) e compor o valor de cada um dos *pixels* constituintes da imagem. Os *tags* que expressam as dimensões da imagem são: (0028,0010), *rows*, e (0028,0011), *columns*. Os *bits* alocados por *pixel* são apontados pelo *tag* (0028,0100), *bits allocated*.

5.5 VISUALIZAÇÃO DAS IMAGENS DICOM

Estando um volume de dados devidamente carregado, é essencial permitir que suas fatias possam ser exploradas separadamente. Uma funcionalidade interessante é possibilitar o caminhar, seqüencial ou aleatório, pelas imagens DICOM pertinentes ao volume. No caso da plataforma aqui descrita, esse recurso é particularmente importante visto que uma região circular deve ser demarcada em uma das fatias com o propósito de indicar a posição do tumor.

A figura 5.3 exibe a janela GLUT inicial da plataforma. O painel “*DICOM Images*” dispõe de controles voltados à navegação pelas imagens 2D. A caixa de listagem rotulada com “*Slice #*” torna possível a escolha aleatória de uma fatia. O

deslocamento seqüencial é realizado pelos botões *Next* e *Previous*; este retrocede enquanto que aquele avança. A caixa de verificação *Color* modifica a cor de exibição da imagem. Quando assinalada, define variações de azul e branco; caso contrário, tons de cinza são considerados.

Ainda na figura 5.3, a subjanela GLUT à esquerda dos controles é o plano de visualização tanto das imagens DICOM quanto daquelas geradas no processo de *rendering* de volumes. Para mostrá-las é empregada a função *glDrawPixels* da API *OpenGL*, onde um dos parâmetros é o formato dos *pixels*. No âmbito da plataforma aqui descrita, a opção é sempre por *RGB*, a qual especifica que o valor do *pixel* é a combinação dos componentes vermelho (*R*), verde (*G*) e azul (*B*), todos expressos no intervalo de 0 a 255. Contudo, os *pixels* das imagens DICOM estão formatados em uma escala própria. Em CT, por exemplo, eles representam coeficientes de atenuação de raio X. Sendo assim, é necessário normalizá-los e depois convertê-los para a escala de 0 a 255, o que pode ser feito empregando-se o seguinte cálculo:

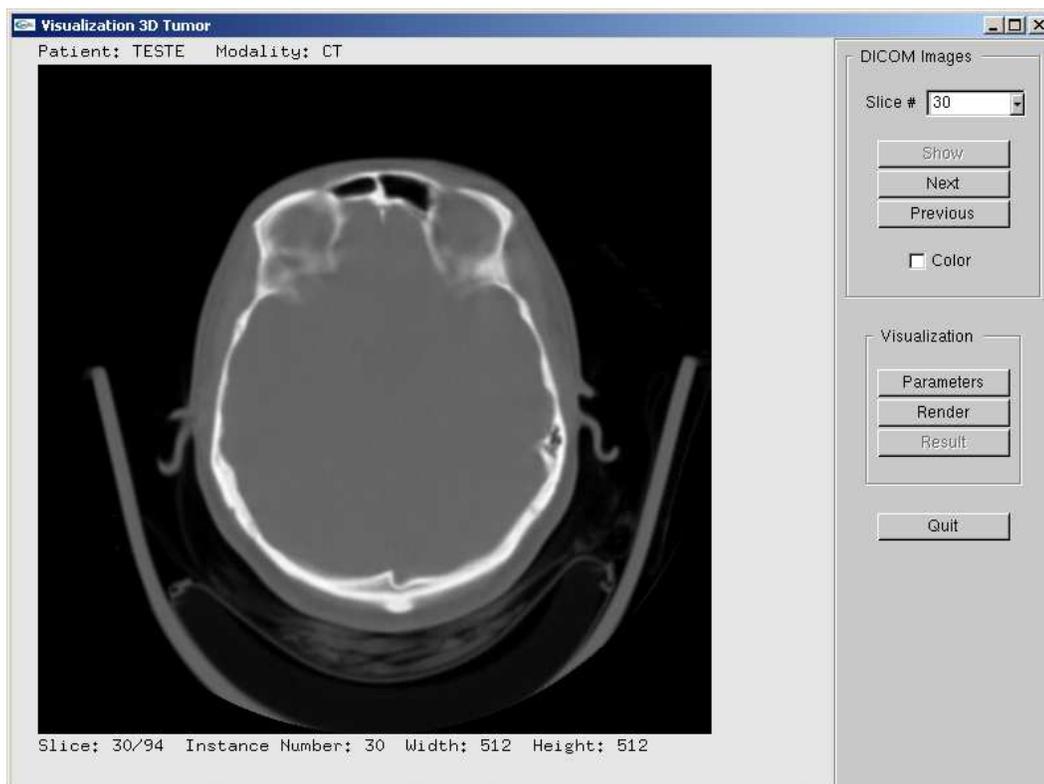
$$componente_{rgb} = 255 \cdot \frac{CT_{corrente} - CT_{menor}}{CT_{maior} - CT_{menor}}$$

onde $componente_{rgb}$ é o valor calculado para os três componentes da cor; $CT_{corrente}$ é número CT sendo escalado; CT_{menor} e CT_{maior} são, respectivamente, o número CT mínimo e máximo da imagem à qual pertence o *pixel* sendo convertido.

Na figura 5.3, tanto acima como abaixo da imagem DICOM, são colocados alguns elementos de dados relevantes, a saber:

- nome do paciente – *tag* (0010,0010);
- modalidade de aquisição da imagem – *tag* (0008,0060);
- posição da imagem dentro do volume – *tag* (0020,0013);
- largura da imagem, em *pixels* – *tag* (0028,0010);
- altura da imagem, em *pixels* – *tag* (0028,0011).

FIGURA 5.3 – JANELA PRINCIPAL DA PLATAFORMA MOSTRANDO UMA IMAGEM DICOM



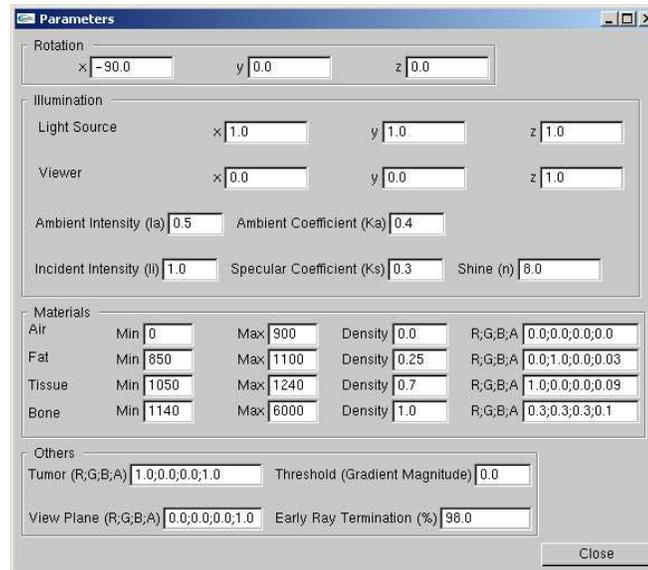
5.6 PARÂMETROS DE VISUALIZAÇÃO VOLUMÉTRICA

Antes de processar a visualização tridimensional do volume de dados, é necessário que alguns parâmetros sejam informados. A figura 5.4 apresenta a janela da plataforma criada para cumprir tal fim. A seguir, todos os parâmetros pertinentes são descritos.

5.6.1 Parâmetros Angulares de Rotação

Com o propósito de produzir vistas arbitrárias dos dados volumétricos, são definidos os ângulos de rotação nos eixos x , y e z . Tal recurso permite ao usuário conseguir disposições espaciais adequadas à sua necessidade de observação.

FIGURA 5.4 – JANELA DE PARÂMETROS DE VISUALIZAÇÃO VOLUMÉTRICA



5.6.2 Parâmetros de Iluminação

A iluminação amplia o entendimento visual do usuário sobre o conjunto de dados. Como o modelo de reflexão de Phong (descrito na seção 2.2.3.3) é aplicado na plataforma, os seguintes parâmetros são indispensáveis:

- posição da fonte de luz;
- posição do observador;
- intensidade da luz indireta;
- coeficiente de atenuação da luz indireta;
- intensidade da luz incidente;
- coeficiente de reflexão especular;
- fator de espalhamento da reflexão especular.

5.6.3 Parâmetros de Classificação

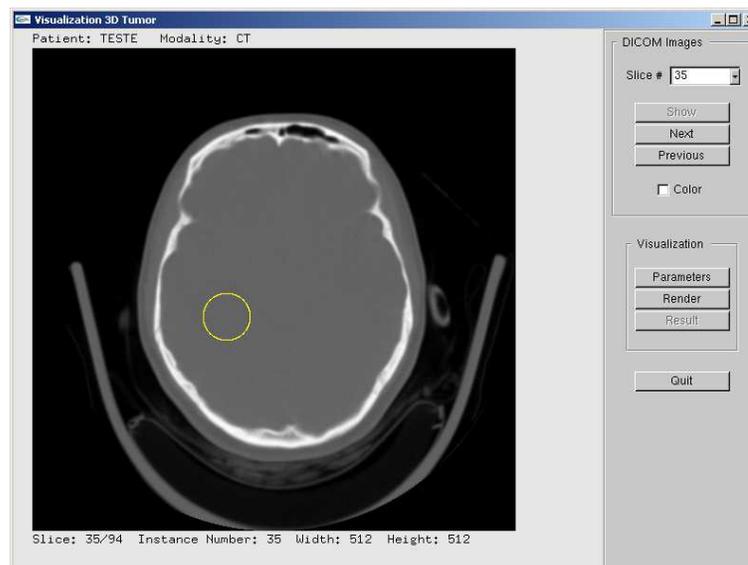
Para classificar os materiais presentes em um *voxel*, foi implementada na plataforma a classificação probabilística, discutida na seção 2.2.3.1. Leva-se em consideração que os materiais possíveis são: ar, gordura, tecido e osso. Cada um deles requer:

- limite inferior e superior do intervalo de ocorrência;
- densidade;
- cor $RGB\alpha$.

5.6.4 Parâmetros do Tumor Intracraniano

Na plataforma o tumor é definido por meio de uma esfera posicionada no interior do volume de dados. Para tornar isso possível, a cor e a posição da esfera são fundamentais. A cor é informada no formato $RGB\alpha$. Já a posição vem de uma circunferência delineada sobre uma das fatias DICOM, conforme ilustra a figura 5.5. Desta circunferência são extraídos o raio e o ponto central, os quais bastam para situar a esfera no volume.

FIGURA 5.5 – DEFINIÇÃO DA POSIÇÃO DO TUMOR INTRACRANIANO DENTRO DO VOLUME DE DADOS



5.6.5 Outros Parâmetros

Alguns parâmetros complementares são também necessários. Um deles faz alusão à cor $RGB\alpha$ colocada ao fundo do plano de projeção durante o processo de *rendering* de volumes. Outro é um valor de limiar que influencia o resultado da visualização. Quando informado, torna totalmente transparentes as superfícies cujos

gradientes têm a magnitude igual ou inferior a ele, definindo assim uma visualização por membranas. No caso oposto, isto é, quando é omitido, estabelece uma visualização por gel. Por último, o término antecipado do raio pode ser controlado por um percentual que indica quanto da opacidade total deve ser considerado.

5.7 VISUALIZAÇÃO VOLUMÉTRICA

Estando os parâmetros definidos, o processo de *rendering* de volumes por *ray casting* pode então ser executado. Nos termos da plataforma, isso ocorre quando o botão *Render* (figura 5.3) é acionado.

A essência do algoritmo *ray casting* é o lançamento de raios e a detecção de suas intersecções com os dados volumétricos. Para isto, é necessário estruturar um contexto capaz de reproduzir entidades tridimensionais sobre uma superfície bidimensional. Na seqüência, todos os elementos indispensáveis à formação desse contexto são descritos e discutidos.

5.7.1 Sistemas de Coordenadas

Inicialmente, é fundamental fixar dois sistemas de coordenadas: um para assentar o paralelepípedo reto contentor do volume de dados; outro para exprimir o mesmo paralelepípedo considerando as condições reais de observação. O primeiro, firmado no espaço dos dados e descrito por três eixos ortogonais entre si - u (eixo das abscissas), v (eixo das ordenadas) e w (eixo das cotas), tem o propósito de endereçar cada elemento do volume. O plano ortogonal aos eixos u e v contém as amostras de uma fatia. Todo o conjunto de fatias estende-se ao longo do eixo w . O outro sistema, assemelhado ao primeiro porém inserido no espaço de visão e com eixos nominados x , y e z , tem por fim estabelecer o lugar geométrico de visualização onde estão situados os *pixels* da imagem e todos os pontos amostrados na extensão de cada raio traçado.

5.7.1 Criação das Matrizes de Escala e Rotação

Assumindo que um volume de dados médicos é normalmente anisotrópico

(seção 2.1), onde a distância entre fatias consecutivas difere daquela entre os *pixels* destas mesmas fatias, como é o caso do VOLUME I e do VOLUME II, uma matriz de escala é necessária para fazê-lo corresponder espacialmente às dimensões reais do objeto. Para tanto, a matriz de escala deve ter a seguinte configuração:

$$E = \begin{bmatrix} E_u & 0 & 0 & 0 \\ 0 & E_v & 0 & 0 \\ 0 & 0 & E_w & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

onde E_u , E_v e E_w representam os fatores de escala aplicados aos eixos u , v e w , respectivamente. Eles são determinados conforme os espaçamentos ao longo dos três eixos do sistema uvw . Portanto:

- E_u é igual ao espaçamento no eixo u ;
- E_v é igual ao espaçamento no eixo v ;
- E_w é igual ao espaçamento entre as fatias.

Por último, os valores de E_u , E_v e E_w são normalizados em função da maior resolução (menor espaçamento). Para o VOLUME I, por exemplo, os fatores têm, inicialmente, os seguintes valores (tabela 5.1):

- $E_u = 0,48828125$;
- $E_v = 0,48828125$;
- $E_w = 2,5$.

Normalizando-os (dividindo-os por E_u), obtém-se:

- $E_u = 1,00$;
- $E_v = 1,00$;
- $E_w = 5,12$.

Logo, o VOLUME I sofrerá uma expansão em w após a aplicação da matriz E em suas medidas originais.

A rotação de um ponto em torno dos eixos u , v e w é feita empregando-se, respectivamente, as seguintes matrizes de transformação:

$$R_u = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ 0 & -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_v = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & -\sin \theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin \theta & 0 & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_w = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

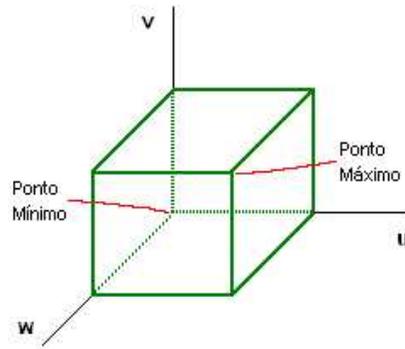
É possível concatenar as matrizes R_u , R_v e R_w em uma única matriz R . A matriz R é útil para posicionar o volume de dados no sistema xyz .

As matrizes E e R , portanto, são recursos para transformar um ponto do sistema uvw para o sistema xyz . Todavia, o caminho contrário também é importante, o que pode ser alcançado por intermédio das matrizes inversas de E e de R .

5.7.2 Construção dos Envoltórios Geométricos

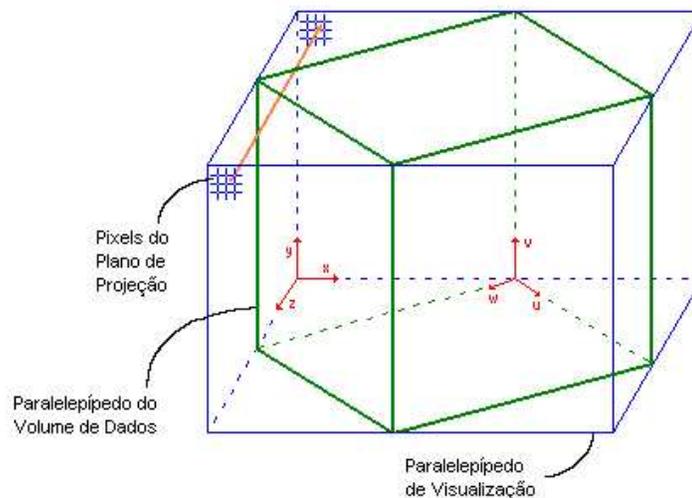
Para que as matrizes E e R sejam aplicadas ao volume de dados visando a criar as condições reais de visualização, é preciso envolvê-lo em um paralelepípedo reto definido no sistema uvw . Para tanto, somente dois pontos são necessários: o mínimo e o máximo, conforme ilustra a figura 5.6. O mínimo coincide com a origem $(0, 0, 0)$ do sistema uvw . As coordenadas do ponto máximo derivam das dimensões já conhecidas do volume: u é número de colunas, v é o número de linhas, w é número de fatias, todas as três decrescidas em 1, uma vez que a origem está no valor zero. Os demais pontos são deduzidos em função do mínimo e do máximo.

FIGURA 5.6 – PARALELEPÍPEDO RETO CONTENTOR DO VOLUME DE DADOS



Multiplicando-se os vértices do paralelepípedo do volume de dados pelas matrizes E e R , respectivamente, é possível acomodá-lo no sistema xyz e, deste modo, instaurar os requisitos necessários à geração da imagem. Sendo assim, um paralelepípedo reto ortogonal aos eixos x , y e z deve ser definido a fim de abranger todos os *voxels* e, desta maneira, instituir o espaço de visualização, conforme demonstra a figura 5.7. A criação desse paralelepípedo também requer apenas um ponto mínimo e outro máximo, os quais são fixados a partir das menores e maiores coordenadas ao longo dos eixos x , y e z . Logo, o mínimo será formado pelos menores valores em x , y e z dentre todos aqueles que denotam, no sistema xyz , os vértices do paralelepípedo do volume de dados. Para o máximo, serão significativos somente os maiores x , y e z .

FIGURA 5.7 – PARALELEPÍPEDO RETO QUE DEFINE O ESPAÇO DE VISUALIZAÇÃO



Um outro envoltório geométrico bastante importante é aquele que conterà a esfera representativa do tumor intracraniano. Definido também no sistema uvw , seu uso justifica-se em função de que ele contribui para reduzir o tempo total de geração da imagem 3D. É mais eficiente computacionalmente verificar primeiro se um ponto amostrado ao longo do raio pertence ao paralelepípedo da esfera, uma vez que tal operação exige somente uma simples comparação entre as coordenadas do ponto amostrado e aquelas dos pontos mínimo e máximo do paralelepípedo.

No caso da esfera não estar em um invólucro geométrico, é necessário recorrer diretamente a equação (5.1), a qual define o disco esférico:

$$x^2 + y^2 + z^2 \leq r^2 \quad (5.1)$$

onde x , y e z representam as coordenadas de um ponto e r o raio da esfera.

Analisando a equação (5.1), percebe-se que o seu uso direto tem um maior custo computacional devido à obrigatoriedade de elevar ao quadrado todos os seus operandos.

Como o raio e as coordenadas (u, v, w) do ponto central da esfera estão disponíveis (seção 5.6.4) na plataforma, é possível calcular os dois pontos extremos necessários à construção do paralelepípedo que irá compreendê-la. Portanto, para computar as coordenadas (u, v, w) do ponto mínimo, são efetuadas as operações seguintes:

- $u_{\text{mínimo}} = u_{\text{centro}} - \frac{r}{E_u}$
- $v_{\text{mínimo}} = v_{\text{centro}} - \frac{r}{E_v}$
- $w_{\text{mínimo}} = w_{\text{centro}} - \frac{r}{E_w}$

onde: u_{centro} , v_{centro} e w_{centro} são as coordenadas (u, v, w) do centro da esfera; r é o raio da esfera; E_u , E_v e E_w são os fatores de escala comentados na seção 5.7.1. O ponto máximo é obtido de modo análogo, diferindo apenas no fato da operação ser de soma.

5.7.3 Lançamento dos Raios

Estando o contexto 3D preparado, a emissão de raios imaginários através do volume de dados pode, enfim, ser executada. Como tal contexto tem o formato geométrico de um paralelepípedo reto, a projeção ortográfica é a mais apropriada, visto que raios paralelos são lançados da face anterior para a face posterior.

Na figura 5.7, a face frontal do paralelepípedo de visualização caracteriza o plano de projeção. Neste, um dos vértices é tomado como ponto inicial, donde parte o primeiro raio. O lançamento dos demais raios ocorre por meio de uma técnica chamada mapeamento incremental (*incremental mapping*), cujo benefício maior é a redução do tempo de processamento, uma vez que realiza a amostragem de pontos pela simples adição de incrementos às coordenadas do ponto inicial.

No mapeamento incremental, primeiramente, um ponto-base é fixado no sistema xyz com o propósito de apoiar o cálculo dos valores incrementais em cada um dos três eixos. Do ponto-base são efetuados os seguintes movimentos: $(1, 0, 0)$, equivalente ao deslocamento unitário em x , $(0, 1, 0)$, equivalente ao deslocamento unitário em y e $(0, 0, 1)$, equivalente ao deslocamento unitário em z . Os pontos resultantes são transformados (multiplicados pelas matrizes inversas de R e de E , respectivamente) para o sistema uvw e depois subtraídos do ponto-base, agora expresso no sistema uvw , para, finalmente, obter os incrementos Δu , Δv e Δw .

Portanto, todo o plano de projeção pode ser percorrido para que cada um dos seus *pixels* tenha um raio disparado e devidamente processado pelo *pipeline* de visualização visando a determinar a sua cor definitiva. O *pipeline* implementado na plataforma, discutido nas seções subseqüentes, contempla as seguintes etapas:

- reconstrução e reamostragem;
- classificação;
- detecção de superfícies;
- iluminação;
- *compositing*.

Ao passo que um ponto do raio é amostrado, é necessário confirmar sua pertinência ao espaço ocupado pelo volume de dados, ou seja, averiguar se ele está ou não contido no paralelepípedo reto definido no sistema uvw . Em caso positivo, a

informação volumétrica disponível será integrada àquelas dos demais pontos de modo a contribuir para a cor final do *pixel* sendo processado. A simples confrontação das coordenadas (u, v, w) do ponto amostrado com aquelas dos pontos mínimo e máximo do paralelepípedo é suficiente para fazer tal verificação com eficiência.

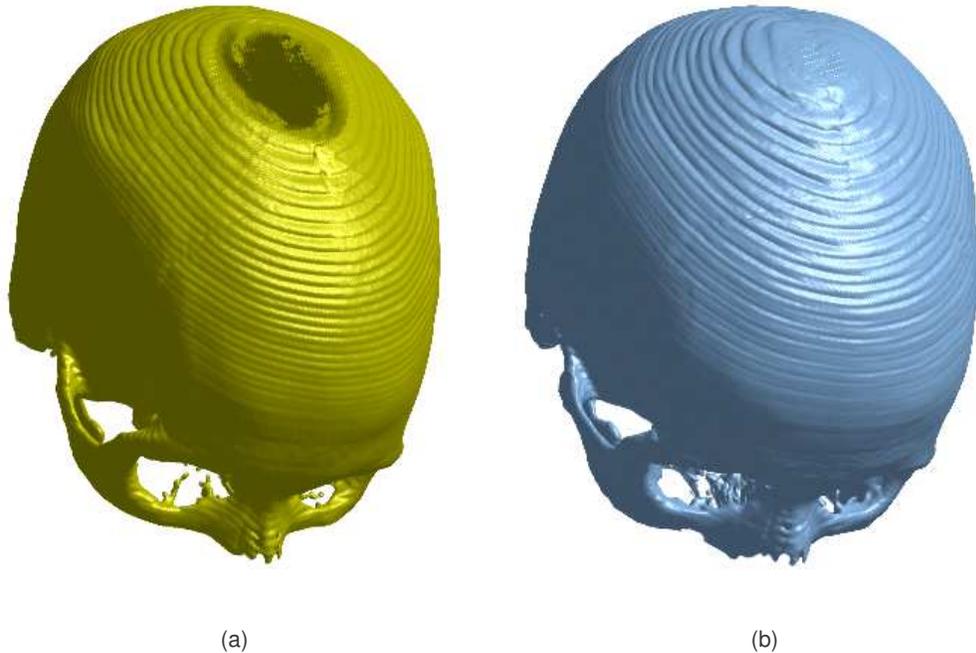
5.7.3.1 Reconstrução e reamostragem

Difícilmente um ponto amostrado no raio equipara-se à localização discreta de um *voxel* no sistema uvw . Na maioria das vezes, ele incide entre os *voxels*, ou seja, em uma região cujo valor não é previamente conhecido. Neste caso, é preciso reconstruir um sinal contínuo a partir das amostras dos dados e depois reamostrá-lo para então obter o valor concernente à localização desejada. Esta tarefa pode ser aproximada por meio de interpolação linear ao longo dos eixos, considerando os oito *voxels* posicionados ao redor do ponto em questão.

A técnica de interpolação trilinear foi implantada na plataforma visto que contribui para a qualidade das imagens, porém majora o custo computacional. É a mais comumente usada em *volume rendering* mas não é a melhor. Outros tipos são descritos e discutidos em [Grevera 98], [Lichtenbelt 98] e [Wang 02].

Em [Wang 02] é apontada uma desvantagem da interpolação linear. Em um volume de dados onde a distância entre as fatias conseguintes é mais do que cinco vezes a distância entre os *pixels* adjacentes, como é o caso do VOLUME I, a interpolação linear faz aproximações fracas que produzem artefatos semelhantes à uma “escadaria denteada”, conforme demonstra a figura 5.8a. Embora a figura 5.8b também apresente o mesmo efeito, ele é menos notório devido ao VOLUME II ter espaçamentos não muito discrepantes.

FIGURA 5.8 – ARTEFATO PRODUZIDO POR INTERPOLAÇÃO LINEAR



NOTA: A imagem (a) é originária do VOLUME I e a (b) do VOLUME II. Ambas mostram apenas estruturas ósseas em cores opacas. Outros detalhes estão disponíveis no apêndice 2.

5.7.3.2 Classificação

Nesta etapa do *pipeline* de visualização, a plataforma faz uso da técnica de classificação probabilística, descrita na seção 2.2.3.1. Assim sendo, a tarefa básica é identificar e quantificar os materiais presentes em um *voxel* de modo a determinar os percentuais de cada um. Como o alvo aqui são volumes CT, quatro são os materiais anômicos possíveis: ar, gordura, tecido e osso. Um *voxel* pode conter apenas um deles (100% do material) ou no máximo dois, porém distribuídos homogeneamente. Há ainda um quinto material: é o “tecido” do tumor, representado pela superfície da esfera. Um *voxel* o contém quando pertence ao espaço ocupado pelo disco esférico.

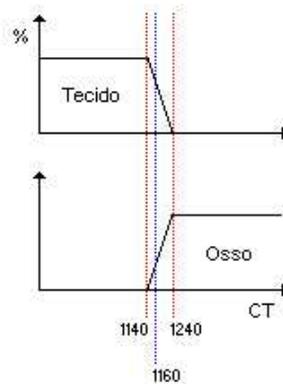
A figura 5.9 mostra um *voxel* CT constituído de tecido e osso. Os números 1140 e 1240 são, nesta ordem, o limite inferior do intervalo de ocorrência de osso e o limite superior do intervalo de ocorrência de tecido. O valor 1160, advindo da etapa de reconstrução e reamostragem, assinala a presença de dois materiais: tecido e osso. O cálculo dos percentuais de ambos é demonstrado a seguir:

$$\% \text{ Tecido} = 1 - \frac{1160 - 1140}{1240 - 1140} = 1 - 0,2 = 0,8 \times 100 = 80\%$$

$$\% \text{ Osso} = 1 - \frac{1240 - 1160}{1240 - 1140} = 1 - 0,8 = 0,2 \times 100 = 20\%$$

Portanto, o *voxel* da figura 5.9 é composto por 80% de tecido e 20% de osso, considerados homogeneamente.

FIGURA 5.9 – VOXEL CT FORMADO POR TECIDO E OSSO



Após a identificação de seus materiais, o *voxel* recebe uma cor *RGB* e um valor de opacidade. Como uma função de transferência *RGBα* é especificada para todos os materiais (seção 5.6.3), é suficiente aplicar o percentual de cada material detectado aos componentes *R*, *G*, *B* e *α* da função correspondente e acumular os resultados de modo a definir o valor *RGBα* do *voxel*.

Para exemplificar, o cálculo dos componentes *R*, *G*, *B* e *α* do *voxel* da figura 5.9 é detalhado a seguir:

$$R_{\text{voxel}} = R_{\text{tecido}} \times 0,8 + R_{\text{osso}} \times 0,2$$

$$G_{\text{voxel}} = G_{\text{tecido}} \times 0,8 + G_{\text{osso}} \times 0,2$$

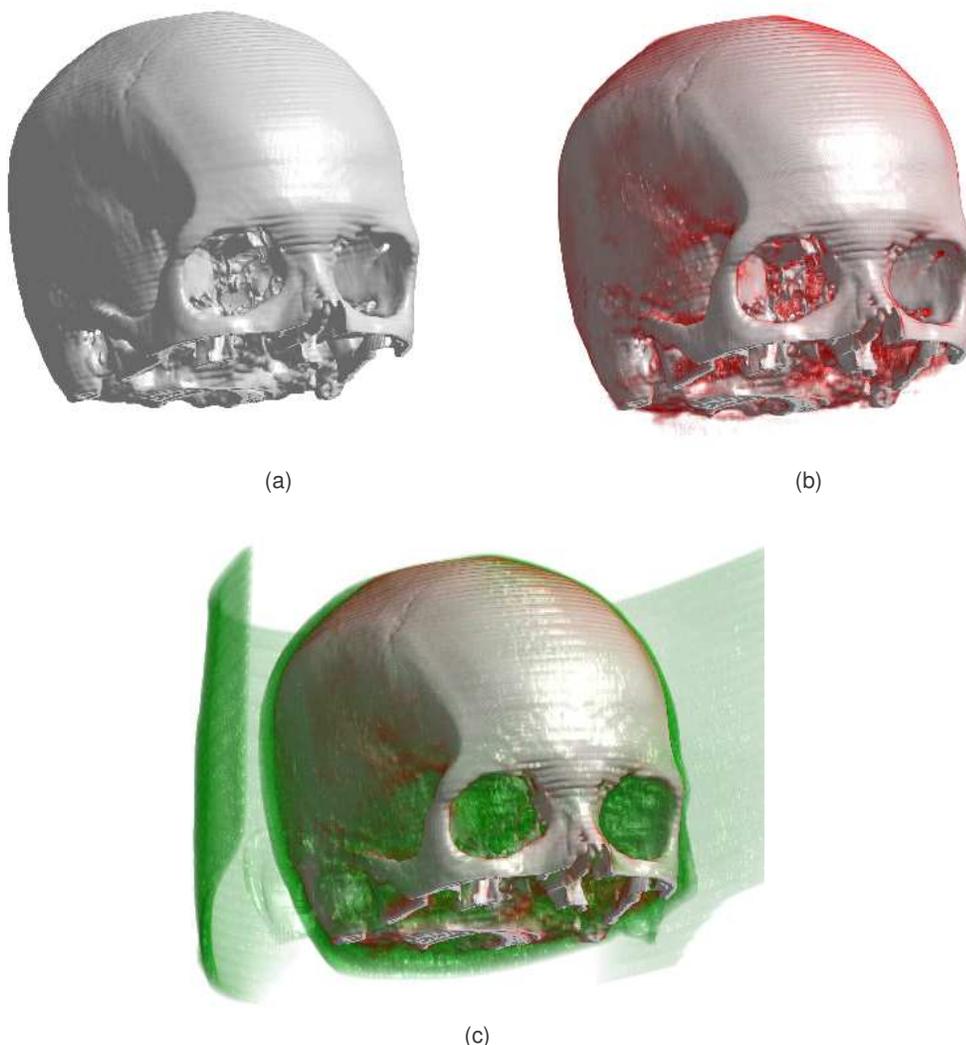
$$B_{\text{voxel}} = B_{\text{tecido}} \times 0,8 + B_{\text{osso}} \times 0,2$$

$$\alpha_{\text{voxel}} = \alpha_{\text{tecido}} \times 0,8 + \alpha_{\text{osso}} \times 0,2$$

O importante da classificação é a capacidade de manipular características intrínsecas aos dados volumétricos. Estruturas podem ser salientadas ou suavizadas conforme seja a opacidade associada. Uma opacidade alta pode valorizar aquelas

de maior relevância. De modo oposto, outras de menor interesse podem ser feitas transparentes ou até mesmo ocultadas. A figura 5.10 mostra três imagens oriundas do VOLUME I, todas de um crânio opaco. A primeira exhibe só estruturas ósseas em cinza, a segunda acrescenta tecido semitransparente em vermelho, e a última, além do osso e do tecido, apresenta gordura semitransparente em verde. Na figura 5.10c, a estrutura que aparece ao redor do crânio é parte do tomógrafo e tem coeficientes de absorção de raio X equivalentes àqueles que identificam a gordura no espectro de *Hounsfield*.

FIGURA 5.10 – REALCE OU ENCOBRIMENTO DE CARACTERÍSTICAS DO VOLUME I



NOTA: A imagem (a) apresenta só osso; a (b), osso e tecido; a (c), osso, tecido e gordura. Maiores detalhes podem ser consultados no apêndice 2.

Quando o “material” do tumor é encontrado, isto é, quando o ponto do raio pertence ao sólido esférico, assume-se que ele está presente em 100% do *voxel*. Sendo assim, é-lhe aplicada a função de transferência $RGB\alpha$ especificada como parâmetro (seção 5.6.4).

5.7.3.3 Detecção de superfícies

Dois são os tipos de superfícies passíveis de serem encontradas: aquela existente entre dois materiais anatômicos de densidades distintas e outra referente à superfície da esfera representativa do tumor.

O primeiro tipo de superfície é determinado pelo gradiente de densidade entre os *voxels* adjacentes ao ponto atual do raio. É calculado por diferença central, técnica descrita na seção 2.2.3.2, e serve apenas para indicar a ocorrência de uma superfície. O vetor normal é obtido também por diferença central, só que com base nos números CT interpolados.

No caso da superfície do tumor, de início é verificado se o ponto amostrado (u, v, w) está contido no paralelepípedo envolvente da esfera. O próximo passo é averiguar se o mesmo ponto, agora referido no sistema xyz , pertence ao espaço do disco esférico, o que implica o seguinte cálculo:

$$(x - x_{centro})^2 + (y - y_{centro})^2 + (z - z_{centro})^2 \leq r^2 \quad (5.2)$$

onde x, y e z são as coordenadas do ponto (u, v, w) considerado no sistema xyz ; x_{centro}, y_{centro} e z_{centro} denotam o centro da esfera transformado para o sistema xyz ; r indica o raio da esfera.

Segundo a equação (5.2), o ponto (x, y, z) corrente deve ser subtraído do centro da esfera para produzir um vetor-distância. Deste, eleva-se ao quadrado cada termo acumulando os valores parciais. O resultado é comparado com o quadrado do raio. Sendo igual ou menor, o ponto (x, y, z) é parte do disco esférico e pode então ser iluminado. Aqui, o vetor normal é representado pelo vetor-distância.

5.7.3.4 Iluminação

Como a plataforma aqui descrita objetiva prover a sensação 3D, o modelo de iluminação de Phong, abordado na seção 2.2.3.3, foi adotado.

Basicamente, o modelo de Phong acrescenta à cada amostra processada os efeitos de três elementos: luz ambiente, reflexão difusa e reflexão especular. O primeiro simula a contribuição da luz indireta; os demais associam, respectivamente, cor e brilho ao *voxel*. A figura 5.11 mostra o crânio do VOLUME II reunindo esses três elementos. Lá, a luz ambiente é melhor percebida na região escura da lateral esquerda onde o raio de luz incidente forma com o vetor normal à superfície um ângulo maior que 90° , ou seja, onde a luz não chega. O tom amarelado por todo o crânio assinala a reflexão difusa. O brilho acima do olho esquerdo caracteriza bem a reflexão especular.

Portanto, o processo de iluminação é fundamental para conferir à imagem o aspecto 3D, alcançado por meio da sensação de profundidade. Ao observar a figura 5.11, nota-se claramente o efeito de tridimensionalidade. Olhando-se, por exemplo, o interior do crânio, percebe-se, com nitidez, pequenos detalhes ósseos.

FIGURA 5.11 – CRÂNIO ILUMINADO PELO MODELO DE PHONG



NOTA: Imagem mostrando apenas estruturas ósseas em cor opaca. Outros detalhes podem ser obtidos no apêndice 2.

5.7.3.5 Compositing

Para obter a cor final de cada *pixel* do plano de projeção, foi implementada na plataforma a técnica *front-to-back compositing* (seção 2.2.3.4). A implementação foi executada conforme o que sugere a figura 2.7. Primeiramente, todos os *pixels* $RGB\alpha$ são inicializados com zero, ou seja, com cor preta e transparência total. Ao passo que cada nova amostra é calculada dentro do intervalo $[a, b]$, seu valor $RGB\alpha$ é integrado àquele do *pixel* originário do raio. Assim, antes de amostrar o novo ponto, o raio está com uma cor RGB_{in} e uma opacidade α_{in} . Após processá-lo, seus valores são RGB_{out} e α_{out} , conforme reforça a equação abaixo:

$$RGB_{out}\alpha_{out} = RGB_{in}\alpha_{in} + RGB_j\alpha_j \times (1 - \alpha_{in})$$

onde RGB_j e α_j representam, respectivamente, a cor RGB e a opacidade do ponto amostrado; $(1 - \alpha_{in})$ determina quanto de transparência atinge a amostra atual em função das opacidades acumuladas em α_{in} .

É oportuno salientar que o término do raio será antecipado quando o *pixel* atingir a opacidade total. No caso do raio encerrar sua trajetória sem ter alcançado a opacidade máxima, o valor atual do *pixel* será mesclado com a cor de fundo definida para o plano de projeção.

5.7.4 Visualização do Tumor Intracraniano

Na plataforma, a representação de um tumor, como aqueles comentados na seção 3.1.5, é feita por meio de um sólido esférico colocado no interior do volume de dados de acordo com o raio e o ponto central especificados como parâmetros (seção 5.6.4). Em termos de eficiência computacional, tal artifício é apropriado, uma vez que não requer nenhuma etapa de pré-processamento para tratar uma estrutura de interesse. Embora haja o custo adicional de verificar a pertinência de um ponto do raio ao espaço da esfera, o tempo de *rendering* mostrou-se satisfatório. É sabido, entretanto, que ele ainda pode sofrer redução por meio de técnicas discutidas, por exemplo, em [Oliveira 99]. O fato de a plataforma ter sido desenvolvida segundo os

preceitos da orientação a objetos também majora o tempo de *rendering*, visto que atributos (dados) são encapsulados em classes e depois exteriorizados por meio de operações (funções e procedimentos). Como no algoritmo *ray casting* são lançados milhares de raios, a invocação de operações e a criação e eliminação de objetos são práticas computacionais dispendiosas que comprometem o desempenho.

Do ponto de vista clínico, a aproximação de um tumor real por meio de um sólido esférico tem suas vantagens. De primeiro, certos tumores tendem a crescer proporcionalmente para todos os lados, o que faz da esfera um ótimo recurso para descrevê-los. Ainda, alguns tumores, muitas vezes, não têm os limites bem definidos devido ao tecido doente confundir-se com o tecido sadio, impossibilitando uma diferenciação. Sendo assim, é difícil reproduzi-los com precisão, o que justifica uma representação aproximada. Outra questão é que, em muitos casos, o que importa é a localização espacial do tumor dentro do crânio e também os relacionamentos que ele tem com outras estruturas anatômicas. Portanto, um referencial confiável, simbolizado por uma figura geométrica adequada, pode ser útil para o profissional médico compreender uma estrutura de interesse.

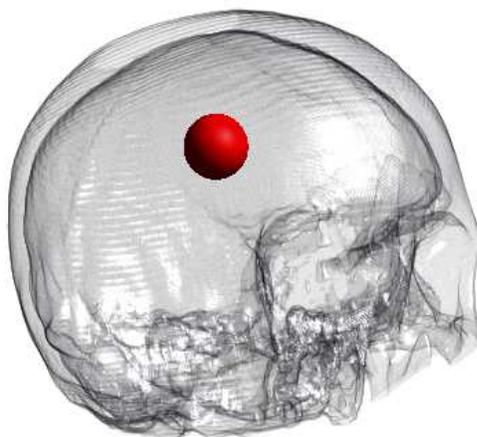
Como o propósito deste trabalho é propiciar a percepção 3D de um tumor existente dentro da caixa craniana enfatizando seus relacionamentos com estruturas anatômicas vizinhas, é essencial o uso de transparência. Na figura 5.12 é mostrado com semitransparência o crânio do VOLUME I. Em seu interior foi introduzida uma esfera opaca avermelhada que simula o tumor. De todos os materiais anatômicos, foi deixado apenas o osso. Os demais foram ocultados com opacidade zero.

Ao observar o crânio semitransparente da figura 5.12, nota-se que há uma separação em camadas, efeito este produzido devido à aplicação de uma técnica chamada visualização por membranas, descrita em [Dometerco 02]. Tal técnica tem por fim tornar totalmente transparentes as regiões anatômicas homogêneas, isto é, os locais onde não há superfície em razão de que estão ocupados por materiais de mesma densidade. Assim, ficam visíveis apenas as superfícies entre materiais de densidades distintas. Como uma superfície é caracterizada por um vetor gradiente, este pode ter sua magnitude confrontada com um valor de limiar informado (seção 5.6.5), o que permite valorizar as superfícies cujos gradientes têm magnitudes acima do limiar.

Como o “tumor” da figura 5.12 é totalmente opaco, ele se sobressai em

relação à transparência da caixa craniana, o que impede a percepção espacial de sua profundidade. Manipulando-se as funções de transferências dos materiais anatómicos e da esfera, definindo-se novas disposições espaciais do volume de dados e até mesmo atribuindo-se outros parâmetros de iluminação, é possível obter configurações mais adequadas à análise do tumor.

FIGURA 5.12 – VISUALIZAÇÃO 3D DE UM “TUMOR” INTRACRANIANO



NOTA: Imagem de um crânio semitransparente contendo uma esfera opaca que representa um tumor. O apêndice 2 mostra maiores detalhes.

A figura 5.14 apresenta uma seqüência de imagens 3D geradas a partir do VOLUME II. Em todas, os materiais anatómicos osso, tecido e gordura são exibidos de forma semitransparente, com ênfase nos tecidos, enquanto que a esfera é mostrada em cor opaca. Para facilitar o entendimento, a figura 5.13 traz o local da fatia DICOM onde o “tumor” foi posicionado.

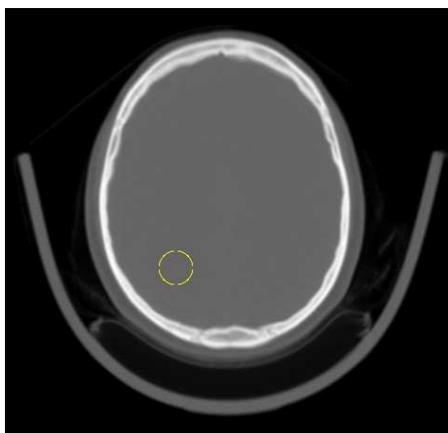
As imagens (a) e (b) da figura 5.14 são visões frontais do crânio, estando a primeira ligeiramente inclinada para trás (-60° em x , 0° em y e z) e a outra, de modo oposto, para frente (-120° em x , 0° em y e z). Ambas intencionam destacar a posição da esfera em relação à dimensão vertical (eixo z) da cabeça. A imagem (d) tem o mesmo propósito, porém contemplando uma vista detrás (-60 em x , -180 em y e 0° em z). A imagem (c), por sua vez, valoriza a visão de cima (-180° em x , 0° em y e z), isto é, evidencia a localização do “tumor” no plano horizontal. As restantes, (e) e (f), salientam, respectivamente, a lateral direita (-180° em x , 40° em y e 0° em z) e a lateral esquerda (-180° em x , -40° em y e 0° em z).

Um médico-cirurgião, ao analisar as imagens da figura 5.14, pode adquirir noções espaciais que o ajudem a decidir em qual região o corte será feito. Apesar de não implementada, uma capacidade bastante útil seria traçar os eixos x , y e z a partir do centro da esfera até a superfície visível mais externa, com indicação das distâncias, expressas em milímetros. Isto, certamente, ampliaria a percepção 3D do tumor em função de que haveria um referencial mais preciso.

Outra possibilidade interessante é a visualização isolada da parte interna do “tumor” que, normalmente, é representado por uma cor opaca. Atribuindo-lhe uma baixa opacidade, é possível explorar a região do volume de dados que ele ocupa e, conseqüentemente, identificar melhor seus limites, caso os números CT apresentem contraste suficiente.

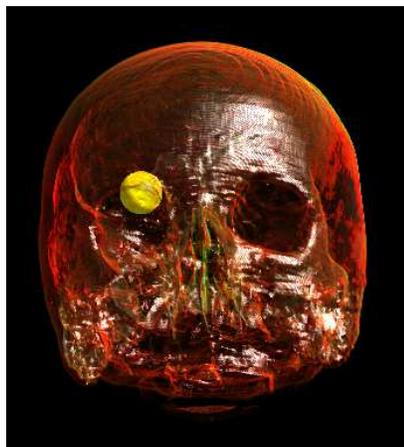
Quando em um exame de CT é injetado material de contraste intravenoso, a visualização 3D pode combinar o tumor com os vasos sanguíneos circunvizinhos de modo a evidenciar os relacionamentos existentes. Isto é útil para evitar que, em um procedimento cirúrgico, veias sofram danos não programados ou ainda, em um planejamento neurocirúrgico, os pontos de referência (*landmarks*) sejam fixados com mais precisão.

FIGURA 5.13 – POSIÇÃO 2D DO “TUMOR” MOSTRADO NAS IMAGENS 3D DA FIGURA 5.14



NOTA: A circunferência indicativa da localização do tumor foi delineada na fatia 60, de um total de 94, do VOLUME II, lembrando que a primeira está posicionada na base nasal e a última no cocuruto.

FIGURA 5.14 – CONJUNTO DE IMAGENS 3D ENFATIZANDO DISPOSIÇÕES ESPACIAIS DISTINTAS DE UM “TUMOR” APLICANDO-SE A TÉCNICA DE VISUALIZAÇÃO POR MEMBRANAS



(a)



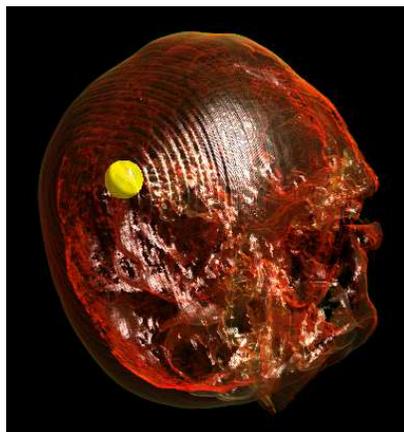
(b)



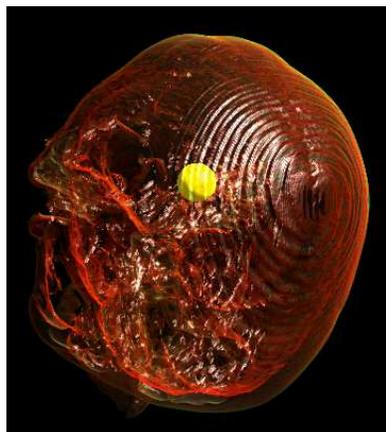
(c)



(d)



(e)



(f)

Para reafirmar os resultados da plataforma, as figuras 5.15 e 5.16 trazem outros exemplos de visualização por membranas do “tumor”. Maiores detalhes estão disponíveis no apêndice 2.

FIGURA 5.15 – VISUALIZAÇÃO 3D DE UM TUMOR SIMULADO POR UMA ESFERA OPACA DE COR AZUL INSERIDA EM UM CRÂNIO SEMITRANSARENTE CONJUGADO COM TECIDO E GORDURA

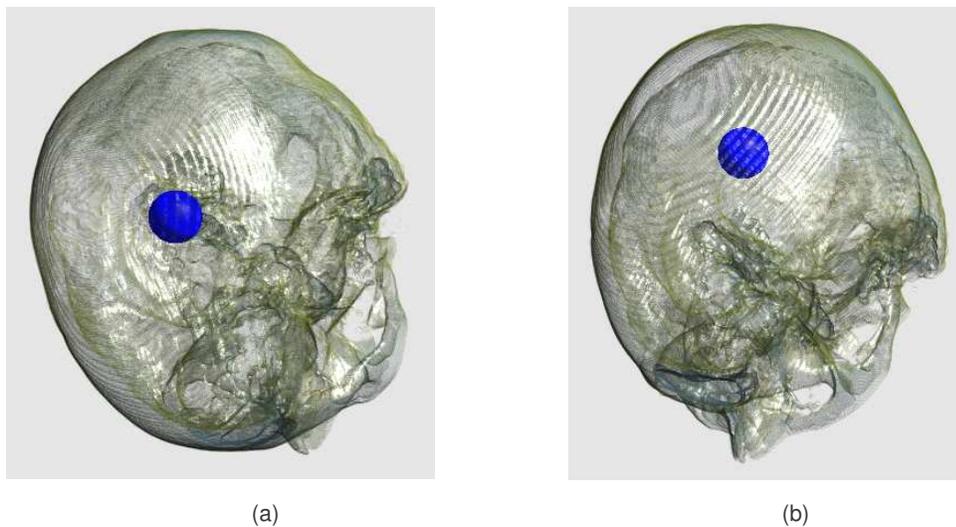
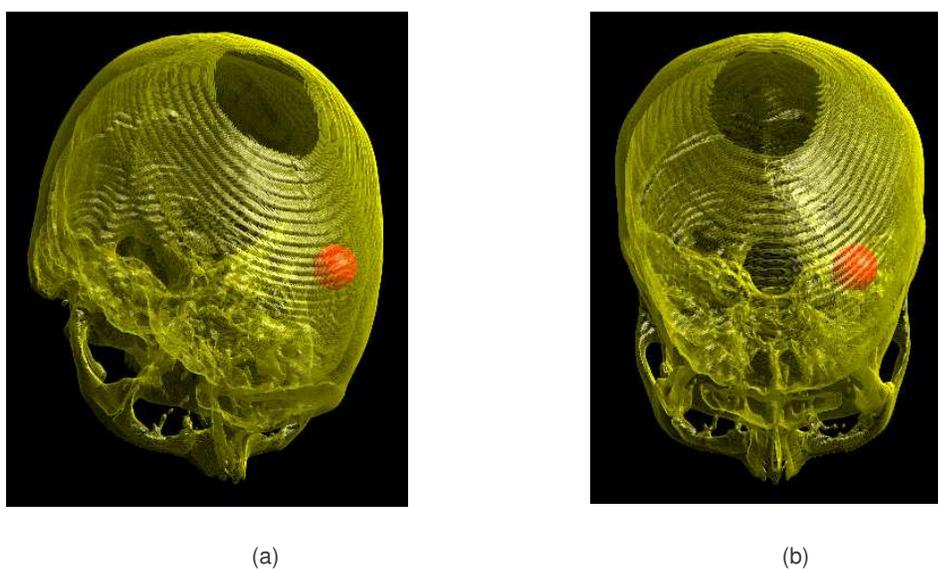


FIGURA 5.16 – IMAGENS 3D DE UM CRÂNIO SEMITRANSARENTE CONTENDO UM “TUMOR” REPRESENTADO POR UMA ESFERA OPACA DE COR VERMELHA



Uma forma tradicional de visualização volumétrica é considerar o volume de dados como um bloco de gel colorido e semitransparente, definindo para os tipos de materiais possíveis funções de transferência muito suavizantes. Em tal técnica, denominada visualização por gel, todas as amostras calculadas ao longo do raio são levadas em conta no processo de *compositing*.

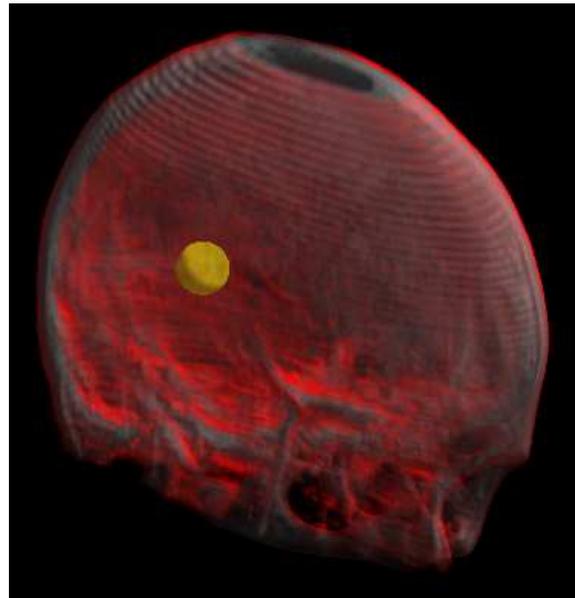
A figura 5.17 apresenta os resultados obtidos na plataforma aplicando-se a técnica de visualização por gel. Nas imagens (a), (b) e (c) são mostrados apenas os materiais osso (cor branca) e tecido (cor vermelha), ambos semitransparentes. Na última imagem foi incluída a gordura (cor verde), também com semitransparência. Em todas o “tumor” está representado por amarelo opaco.

No que diz respeito à compreensão 3D de um tumor intracraniano dentro de um contexto de visualização por gel, pode-se conseguir, análogo ao que ocorre na visualização por membranas, uma noção satisfatória de seu distanciamento em relação às superfícies das estruturas anatômicas que o contêm, tipo osso e cérebro. Por outro lado, a sua proximidade com estruturas adjacentes pode ser encoberta ou não ficar muito evidente.

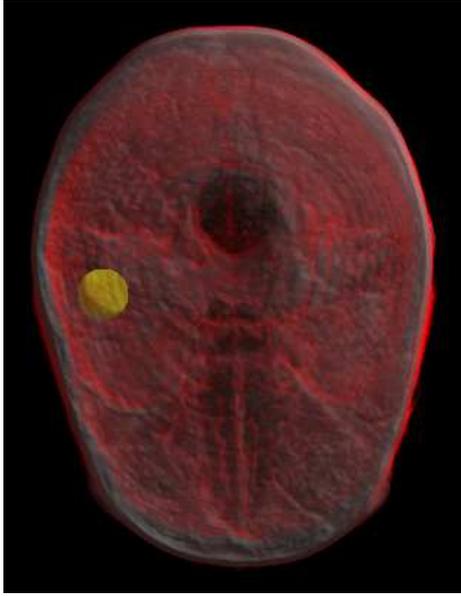
FIGURA 5.17 – IMAGENS 3D DO “TUMOR” CRIADAS SEGUNDO A TÉCNICA DE VISUALIZAÇÃO POR GEL



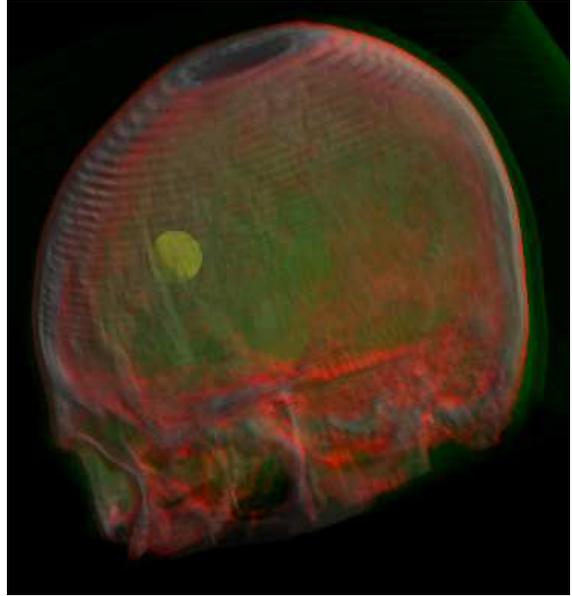
(a)



(b)



(c)



(d)

6 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Neste trabalho buscou-se explorar a visualização tridimensional de tumores intracranianos sujeitos à identificação em exames de tomografia computadorizada convencional, como é o caso de lesões calcificadas e de tumores densos dentro do espectro de *Hounsfield*. Para dar sustentação aos experimentos, foi desenvolvida uma plataforma de visualização volumétrica baseada no algoritmo *ray casting*. No tocante ao tumor, optou-se por representá-lo por meio de uma esfera visto que esta é um sólido geométrico eficiente da perspectiva computacional, além de apresentar coerência espacial com aquele tipo de estrutura, uma vez que também tende a expandir-se uniformemente.

A adoção do algoritmo *ray casting* satisfaz as expectativas concernentes à qualidade da imagem resultante e à valorização de características 3D intrínsecas ao volume de dados. No que diz respeito ao tempo de processamento, o *ray casting* demanda recursos computacionais robustos devido ao alto nível de elaboração de suas etapas.

A escolha por uma representação simplificada da estrutura geométrica do tumor, o que concretizou-se por meio de uma esfera, colaborou para atingir as metas de visualização pretendidas, onde o tumor deveria ser percebido como uma entidade individual inserida em um contexto de superfícies semitransparentes, destacando-se os seus relacionamentos com as demais estruturas anatômicas. Da óptica médica, estilizar o tumor fazendo uso de um sólido simples demonstra ser apropriado para fornecer o discernimento necessário à sua compreensão. Segundo o corpo clínico do DAPI, o formato exato do tumor nem sempre é um requisito imprescindível no processo de avaliação. Em muitos casos, é suficiente apenas estabelecer um referencial conexo que facilite a apreensão de sua disposição espacial dentro do conjunto anatômico em que está inserido.

Tanto a prática de visualização por gel quanto por membranas, combinada com transparência parcial e com disposições espaciais variadas, pode prover um grau confiável de percepção espacial, principalmente no que se refere às distâncias da esfera até as superfícies dos materiais anatômicos, tomadas ao longo dos três eixos.

No caso da visualização por gel, como não há o descarte de amostras, a esfera é mostrada em um cenário com maior riqueza de detalhes anatômicos, o que possibilita uma melhor percepção do posicionamento tridimensional do tumor, dado que as estruturas pospostas a ele são total ou parcialmente encobertas, e aquelas interpostas entre ele e o observador são enfatizadas. A visualização por membranas, por sua vez, apenas mostra as fronteiras entre os materiais, ou seja, não representa o interior das estruturas anatômicas, o que ocasiona uma vista mais nítida do tumor, uma vez que são exibidas somente as superfícies das estruturas localizadas à sua frente. Por outro lado, a noção de profundidade é prejudicada. Em tal situação, uma solução cabível é o uso da técnica denominada *depth cueing*, a qual tem por fim valorizar os relacionamentos de profundidade atenuando a luz conforme a distância que um *voxel* está do observador. Os pontos mais distantes são tornados mais escuros do que aqueles mais próximos. Outra opção factível é a fixação de eixos imaginários a partir do centro da esfera, conforme comentado na seção 5.7.4.

Outro ponto importante é a calibração das funções de transferência dos materiais anatômicos visando à obtenção da transparência mais conveniente. Uma opacidade alta não é oportuna porque, certamente, oculta as estruturas internas ao mesmo tempo que torna opacas as superfícies mais externas. Já uma opacidade baixa pode preterir relações significativas entre a esfera e os materiais anatômicos.

A utilização de um padrão para intercâmbio de imagens médicas, no caso o DICOM, conferiu à plataforma a habilidade de manipular dados não só de outras modalidades mas também de instituições médicas usuárias do mesmo padrão.

Cabe também ressaltar o parecer do corpo clínico do DAPI. Em primeiro lugar, a adequação da plataforma ao padrão DICOM é um recurso oportuno que está em consonância com a conduta diagnóstica praticada pelo DAPI. No que tange aos resultados obtidos, cumpriu-se o objetivo de se elaborar um espaço tridimensional capaz de proporcionar ao físico-médico as condições favoráveis à compreensão correta da localização espacial de um tumor intracraniano. Além disso, a inserção de uma esfera no lugar do tumor teve uma boa receptividade em razão de que, nem sempre, existe a necessidade de conhecer as suas dimensões reais. Comumente, o que interessa é saber qual ponto da cabeça é o melhor para se chegar ao tumor.

Por fim, a plataforma descrita neste trabalho, além de ser uma ferramenta

útil para o estudo de tumores intracranianos em instituições médicas como o DAPI, pode também servir de base para futuras investigações correlacionadas.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

A evolução natural deste trabalho é a visualização do tumor aplicando-se, além de CT, também MRI, uma vez que esta é capaz de identificar um maior número de tumores intracranianos, além de prover uma compreensão mais apropriada do relacionamento espacial entre aqueles e os tecidos moles. Por conseguinte, pela integração (registro e fusão) dos dados anatômicos dessas duas modalidades, é possível conferir ao processo de avaliação dos tumores um grau mais elevado de percepção 3D.

Complementarmente, o delineamento, automático ou semi-automático, das fronteiras do tumor enriquece o contexto de visualização. Por meio de técnicas para extrair estruturas de interesse de volumes MRI, a geometria do tumor pode ser representada com mais rigor. Um recurso é o uso de um método de segmentação, como por exemplo o modelo de contornos ativos. Adicionalmente, computação evolucionária pode trazer benefícios no que diz respeito à calibragem automática dos parâmetros de segmentação.

Outra questão a ser tratada, é a possibilidade de haver mais de um tumor. A plataforma pode sofrer uma adaptação de modo a considerar a especificação e a visualização 3D de um ou mais tumores, o que ampliará suas potencialidades. O procedimento cirúrgico habitual na ablação de tumores é operar um por vez.

A indicação de distâncias entre o tumor e suas superfícies envolventes, ou entre ele e estruturas anatômicas vizinhas, como outro tumor, por exemplo, é uma informação útil que pode ajudar o médico-cirurgião a planejar seus procedimentos cirúrgicos.

O ajustamento da plataforma para funcionar também com outros padrões de intercâmbio de imagens médicas, como por exemplo o *Health Level Seven (HL7)*, pode prepará-la para manejar dados médicos provenientes de fontes diversas.

A literatura científica sobre otimizações no processo de *volume rendering* é bastante extensa, a começar por aquelas relacionadas ao algoritmo *ray casting*, conforme pode ser verificado em [Levoy 90], [Seixas 94], [Seixas 95], [Ihm 97],

[Jones 97], [Oliveira 99] e [Carneiro 00b]. Assim sendo, pode-se dar ênfase à melhorias no tocante ao desempenho da plataforma com o propósito de acelerar a geração das imagens tridimensionais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [Borland 01] BORLAND SOFTWARE CORPORATION. *C++ Builder Downloads*. Disponível em: <http://www.borland.com/products/downloads/download_cbuilder.html> Acesso em: 12 dez. 2001.
- [Carneiro 00a] CARNEIRO, M. M.; VELHO, L. *Um estudo de algoritmos para visualização simultânea de dados volumétricos e superfícies poligonais*. Rio de Janeiro: PUC-RJ, 2000. 54 p. Relatório técnico.
- [Carneiro 00b] CARNEIRO, M. M.; GATTASS, M. *Métodos de aceleração de rendering de volumes*. Rio de Janeiro: PUC-RJ, 2000. 35 p. Relatório técnico.
- [Dometerco 02] DOMETERCO, J. H. *Uma plataforma para visualização tridimensional de regiões de ativação cerebral por imagens de ressonância magnética funcional*. Curitiba, 2002. 78 f. Dissertação (Mestrado em Informática) - Departamento de Informática, Universidade Federal do Paraná.
- [Drebin 88] DREBIN, R. A.; CARPENTER, L.; HANRAHAN, P. *Volume Rendering*. Computer Graphics, New York, v. 22, n. 4, p. 65-74, aug. 1988.
- [Drebin 90] DREBIN, R. A. et al. *Volumetric Rendering of Computed Tomography Data: Principles and Techniques*. IEEE Computer Graphics & Applications, Los Alamitos, v. 10, n. 2, p. 24-32, mar. 1990.
- [Fuchs 77] FUCHS, H.; KEDEM, Z. M; USELTON, S. P. *Optimal Surface Reconstruction from Planar Countours*. Communications of the ACM, New York, v. 20, n. 10, p. 693-702, oct. 1977.
- [Furlan 98] FURLAN, J. D. *Modelagem de objetos através da UML*. São Paulo: Makron Books, 1998.
- [Geus 92] GEUS, K. de. *Visualization in Radiotherapy Planning*. United Kingdom, 1992. 222 f. Tese (Doctor of Philosophy in the Faculty of Engineering) – Department of Computer Science, University of Sheffield.
- [Geus 93] GEUS, K. de. *Visualização 3D em planejamento de radioterapia usando rendering de volumes por ray casting*. In: SIMPÓSIO BRASILEIRO DE COMPUTAÇÃO GRÁFICA E PROCESSAMENTO DE IMAGENS, 6, 1993, Curitiba. Anais do SIBGRAPI VI. Recife: Universidade Federal de Pernambuco, 1993. p. 303-312.

- [Geus 96] GEUS, K. de; WATT A. *Three-Dimensional Stylization of Structures of Interest from Computed Tomography Images Applied to Radiotherapy Planning*. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, v. 35, p. 151-159, apr. 1996.
- [Gonzalez 00] GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. *Processamento de imagens digitais*. Tradução: Roberto M. C. Junior; Luciano da F. Costa. São Paulo: E. Blücher, 2000. Tradução de: Digital image processing.
- [Gross 98] GROSS, M. H. *Computer Graphics in Medicine: From Visualization to Surgery Simulation*. Computer Graphics, New York, v. 32, n. 1, p. 53-56, feb. 1998.
- [Grevera 98] GREVERA, G. J.; UDUPA, J. K. *An Objective Comparison of 3-D Image Interpolation Methods*. IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, v. 17, n. 4, p. 642-652, ago. 1998.
- [Hauser 01] HAUSER, H. et al. *Two-Level Volume Rendering*. IEEE TRANSACTIONS ON VISUALIZATION AND COMPUTER GRAPHICS, v. 7, n. 3, p. 29-37, jul. 2001.
- [Ihm 97] IHM, I; LEE, R. K. *INDEXING DATA STRUCTURES FOR FASTER VOLUME RENDERING*. Computer & Graphics, Great Britain, v. 21, n. 4, p. 497-506, 1997.
- [Jones 97] JONES, M. W. Acceleration Techniques for Volume Rendering. In: EARNSHAW, R.; VINCE; J.; JONES, H. *Visualization & Modeling*. London: Academic Press, 1997. p. 253-286.
- [Kaufman 94] KAUFMAN, A. E. *Voxels as a Computational Representation of Geometry*. In: SIGGRAPH'94 Course Notes, 1994.
- [Kaufman 95] KAUFMAN, A. E.; SOBIERAJSKI, L. M. Continuum Volume Display. In: GALLAGHER, R. S. *Computer Visualization: Graphics Techniques for Scientific and Engineering Analysis*. CRC Press, 1995. p. 171-202.
- [Lacroute 95] LACROUTE, P. *Fast Volume Rendering Using a Shear-warp Factorization of the Viewing Transformation*. 1995. Ph.D. Thesis - Computer Systems Laboratory, Stanford University.
- [Lee 87] LEE, S. H.; RAO, K. C. V. G. *CRANIAL COMPUTED TOMOGRAPHY AND MRI*. 2. ed. New York: McGraw-Hill, 1987.
- [Levoy 88] LEVOY, M. *Display of Surfaces from Volume Data*. IEEE Computer Graphics & Applications, Los Alamitos, v. 8, n. 3, p. 29-37, may 1988.

- [Levoy 90] LEVOY, M. *Efficient Ray Tracing of Volume Data*. ACM Transactions on Graphics, v. 9, n. 3, p. 245-261, jul. 1990.
- [Liberty 98] LIBERTY, J. *Aprenda em 24 horas C++*. Tradução: Ana Maria Netto Guz. Rio de Janeiro: Campus, 1998. Tradução de: Teach yourself C++ in 24 hours.
- [Lichtenbelt 98] LICHTENBELT, B.; CRANE, R.; NAQVI, S. *Introduction to Volume Rendering*. New Jersey: Prentice-Hall, 1998.
- [Lorensen 87] LORENSEN, W. E.; CLINE, H. E. *MARCHING CUBES: A HIGH RESOLUTION 3D SURFACE CONSTRUCTION ALGORITHM*. Computer Graphics, New York, v. 21, n. 4, p. 163-169, jul. 1987.
- [Manssour 98] MANSSOUR, I. H. *Visualização colaborativa de dados científicos com ênfase na área médica*. Porto Alegre, 1998. 118 f. Exame de Qualificação (EQ-23) - Instituto de Informática, Universidade Federal do Rio Grande do Sul.
- [Mumford 89] MUMFORD, D.; SHAH, J. *Optimal Approximations by Piecewise Smooth Functions and Associated Variational Problems*. Commun. Pure & Appli. Math., v. 42, n. 5, p. 577-685, 1989.
- [NEMA 02] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION. *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)*. Disponível em: <<http://medical.nema.org>> Acesso em: 4 fev. 2002.
- [Oliveira 99] OLIVEIRA JUNIOR, P. P. M. *Exames virtuais utilizando um algoritmo de ray casting acelerado*. Rio de Janeiro, 1999. 64 f. Dissertação (Mestrado em Ciências em Informática) - Departamento de Informática, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.
- [OMG 01] OBJECT MANAGEMENT GROUP. *Unified Modeling Language - UML*. Disponível em: <<http://www.omg.org/technology/documents/formal/uml.htm>> Acesso em: 12 nov. 2001.
- [Paiva 99] PAIVA, A. C.; SEIXAS, R. B.; GATTASS, M. *Introdução à visualização volumétrica*. Rio de Janeiro, 1999. 106 f. Monografia (Especialização em Ciência da Computação) - Departamento de Informática, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.
- [Pfister 99] PFISTER, H. et al. *The VolumePro Real-Time Ray-Casting System*. In: International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, 26., 1999, Los Angeles. *Proceedings of SIGGRAPH'99*. New York: ACM Press, 1999. p. 251-260.
- [Phong 75] PHONG, B. T. *Illumination for Computer Generated Pictures*. Communications of the ACM, New York, v. 18, n. 6, p. 311-317, jun. 1975.

- [Porter 84] PORTER, T.; DUFF, T. *Compositing Digital Images*. Computer Graphics (Proc. SIGGRAPH), v. 18, n. 3, p. 253-259, jul. 1984.
- [Rademacher 02] RADEMACHER, P. *GLUI User Interface Library*. Disponível em: <<http://www.cs.unc.edu/~rademach/glui/>> Acesso em: 14 jan. 2002.
- [Rheingans 01] RHEINGANS, P.; EBERT, D. *Volume Illustration: Nonphotorealistic Rendering of Volumes Models*. IEEE TRANSACTIONS ON VISUALIZATION AND COMPUTER GRAPHICS, v. 7, n. 3, p. 253-264, jul. 2001.
- [Rhodes 97] RHODES, M. L. *Computer Graphics and Medicine: A Complex Partnership*. IEEE Computer Graphics and Applications, v. 17, n. 1, p. 22-28, jan. 1997.
- [Romans 95] ROMANS, L. E.; TOMLINSON, J. A. *Introduction to Computed Tomography*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995.
- [Schroeder 00] SCHROEDER, W. J.; AVILA, L. S.; HOFFMAN, W. *Visualization with VTK: A Tutorial*. IEEE Computer Graphics and Applications, v. 20, n. 5, p. 20-27, sep. 2000.
- [Schroeder 02] SCHROEDER, W. J.; MARTIN, K. M.; LORENSEN, W. E. *The Design and Implementation Of an Object-Oriented Toolkit for 3D Graphics and Visualization*. Disponível em: <<http://www.vtk.org/what-is-vtk.php>>. Acesso em: 1 jun. 2002.
- [SGI 01] SILICON GRAPHICS, INC. *OpenGL Specification & Manual Pages*. Disponível em: <<http://www.opengl.org/developers/documentation/specs.html>> Acesso em: 17 dez. 2001.
- [SGI 02] SILICON GRAPHICS, INC. *OpenGL Volumizer*. Disponível em: <<http://www.sgi.com/software/volumizer/documents.html>> Acesso em: 4 jun. 2002.
- [Seixas 94] SEIXAS, R. B. et al. *Otimização do algoritmo de ray casting para visualização de tomografias*. In: SIMPÓSIO BRASILEIRO DE COMPUTAÇÃO GRÁFICA E PROCESSAMENTO DE IMAGENS, 1994. Comunicações do SIBGRAPI'94.
- [Seixas 95] SEIXAS, R. B. et al. *Visualização volumétrica com otimizações de ray casting e detecção de bordas*. In: SIMPÓSIO BRASILEIRO DE COMPUTAÇÃO GRÁFICA E PROCESSAMENTO DE IMAGENS, 8, 1995, São Carlos. Anais do SIBGRAPI VIII. p. 281 - 286.

- [Seixas 97] SEIXAS, R. B. *Visualização volumétrica com ray casting num ambiente distribuído*. Rio de Janeiro, 1997. 52 f. Tese (Doutorado em Ciências em Informática) - Departamento de Informática, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.
- [Taylor 00] TAYLOR II, RUSSEL M. *Practical Scientific Visualization Examples*. Computer Graphics, v. 34, n. 1, p. 74-79, feb. 2000.
- [Wang 02] WANG, Y.; ZHANG, Z.; GUO, B. *3D Image Interpolation Based on Directional Coherence*. Disponível em: <http://research.microsoft.com/asia/dload_files/g-vcomputing/VisualCom2/CVPRMMBIA01-4th.pdf> Acesso em: 15 out. 2002.
- [Wangen 00] WANGENHEIM, A. von et al. *Identificação Automatizada de Lesões Intracranianas Associadas com Neurocisticercose em Pacientes Epilépticos*. Biotecnologia - Ciência & Desenvolvimento, Brasília, v. 14, mai./jun. 2000.
- [Westover 90] WESTOVER, L. *Footprint Evaluation for Volume Rendering*. Computer Graphics (Proc. SIGGRAPH), Dallas, v. 24, n. 4, p. 367-376, aug. 1990.
- [Zuiderveld 94] ZUIDERVELD, K. J.; KONING, A. H. J.; VIERGEVER, M. A. *Techniques for Speeding Up High-Quality Perspective Maximum Intensity Projection*. Pattern Recognition Letters, v. 15, p. 507-517, 1994.

APÊNDICES

APÊNDICE 1 – <i>THE UNIFIED MODELING LANGUAGE (UML)</i>	82
APÊNDICE 2 – PARÂMETROS E DADOS DAS IMAGENS GERADAS PELA PLATAFORMA	86

**APÊNDICE 1 – *THE UNIFIED MODELING LANGUAGE*
(UML)**

1 INTRODUÇÃO

Segundo Furlan [Furlan 98], a UML é o resultado da unificação de três métodos orientados a objetos reconhecidos mundialmente: *Booch*, de Gray Booch, *Object Modeling Technique (OMT)*, de James Rumbaugh, e *Object-Oriented Software Engineering (OOSE)*, de Ivar Jacobson. Deste modo, instituiu-se um padrão para a abordagem de orientação a objetos em sistemas computacionais de qualquer porte e complexidade.

Neste apêndice são introduzidos alguns dos conceitos preconizados pela UML e aplicados neste trabalho. Não há o intento de aprofundar-se nos preceitos da UML nem de abordar o seu todo. O objetivo básico é apenas munir o leitor menos familiarizado com conceitos básicos de orientação a objetos. Maiores informações podem ser obtidas em [Furlan 98] e [OMG 01].

2 CONCEITOS BÁSICOS

O quadro 1.1 enumera os principais conceitos da teoria de orientação a objetos sustentada pela UML.

QUADRO 1.1 – PRINCIPAIS CONCEITOS DA TEORIA DE ORIENTAÇÃO A OBJETOS

TERMO	DESCRIÇÃO
Atributo	Característica particular de uma ocorrência de classe. Tem significância própria e inter-relacionada com o conceito lógico da classe à qual pertence.
Classe	Representação de um conjunto de coisas reais ou abstratas reconhecidas como sendo do mesmo tipo por compartilhar as mesmas características de atributos, operações, relações e semântica.
Encapsulamento	Agrupamento de atributos e operações em uma mesma estrutura de classe, propiciando segurança e redução do trabalho de desenvolvimento.
Especificação	Atributos e operações de uma subclasse reunindo também características advindas da superclasse.
Estado	Situação de um objeto considerada em um dado momento.
Generalização	Atributos e operações de uma superclasse estendidos para suas subclasses.
Herança	Mecanismo pelo qual elementos mais específicos (subclasses) incorporam estrutura e comportamento de elementos mais gerais (superclasses).
Instância	Ocorrência específica de uma classe. É o mesmo que objeto.
Mensagem	Recurso para permitir a comunicação entre objetos. O objeto-emissor invoca um método do objeto-receptor gerando uma expectativa de resposta.
Objeto	É uma unidade real ou abstrata, individualizada e identificável, que modela um conceito inserido na realidade humana, ocupando espaço físico (mundo físico) ou lógico (na memória). Tem três características básicas, a saber: <ul style="list-style-type: none">• estado: características herdadas ou particulares que contribuem para sua unicidade;• identidade: qualidade que o distingue de todos os demais objetos;• comportamento: define o modo como o objeto age e reage ante as estímulos externos em termos de mudança de estado e passagem de mensagens.
Operação	Lógica inserida em uma classe para concretizar um comportamento.
Polimorfismo	Recurso para invocar comportamentos distintos de um objeto por meio de uma mesma mensagem.
Subclasse	Especialização de uma classe ascendente dentro de uma hierarquia de classes.
Superclasse	Classe posicionada em um nível mais elevado de abstração. É uma classe mais generalizada e menos especializada.

A UML inclui vários tipos de diagramas. Um deles é o diagrama de classes, exemplificado na figura 5.1 do capítulo 5, o qual é uma estrutura lógica mostrando as classes de um modelo, seus atributos e operações e também os relacionamentos existentes entre elas. Quanto aos relacionamentos, os tipos principais são descritos a seguir:

- generalização/especificação: relação entre um elemento mais geral (superclasse) e outro mais específico (subclasse); este, além de herdar as características daquele, também particulariza outras. É simbolizada por uma linha cheia que inicia-se na subclasse e estende-se até a superclasse, recebendo um triângulo vazio ao término do caminho;
- agregação: relação do tipo todo-parte, onde as partes são dependentes do todo. Quando o todo apenas mantém as referências para suas partes, a agregação é vista como regular (ou por referência), sendo indicada por uma linha cheia ligada a um losango vazio posicionado no lado do todo. No caso do todo manipular a existência de suas partes, a agregação é dita composição (ou por valor), tendo uma representação análoga àquela da agregação regular, diferindo no fato do losango ser preenchido;
- associação: relação que descreve os vínculos entre os elementos de um modelo. Conforme o número de elementos envolvidos, três são os tipos: unária, apenas um elemento envolvido, binária, dois elementos, e n-ária, três ou mais. É representada por uma linha cheia sem aditivos.
- dependência: relação entre dois elementos, um independente, chamado fornecedor, e outro dependente, dito cliente, sendo que toda e qualquer mudança no primeiro pode afetar o segundo. É expressa por uma seta tracejada que origina-se no cliente e prolonga-se até o fornecedor.

Outras informações relevantes são inseridas nos relacionamentos de modo a defini-los melhor. Uma delas é a multiplicidade (ou cardinalidade), a qual especifica o número de instâncias participantes de uma relação (para indicar muitos, é usado o asterisco). Outra é a navegabilidade, cujo objetivo é indicar o caminho no qual um relacionamento ocorre. Pode ser unidirecional, uma única direção é estabelecida, ou bidirecional, todas as direções são consideradas.

APÊNDICE 2 – PARÂMETROS E DADOS DAS IMAGENS GERADAS PELA PLATAFORMA

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	88
2 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.8a	89
3 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.8b	90
4 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.10a	91
5 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.10b	92
6 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.10c	93
7 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.11	94
8 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.12	95
9 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.14a	96
10 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.15a	97
11 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.16a	98
12 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.17a	99

1 INTRODUÇÃO

Na plataforma aqui desenvolvida, quando o processo de *volume rendering* por *ray casting* é executado, todos os parâmetros citados na seção 5.6 do capítulo 5 e outros valores intrínsecos ao processamento, são registrados em um arquivo formatado no padrão *ASCII* (*American Standard Code for Information Interchange*).

Para apoiar a compreensão e análise das imagens 3D expostas na seção 5.7, neste apêndice são apresentados os conteúdos dos respectivos arquivos *ASCII* de parâmetros e dados.

Em um arquivo *ASCII* de parâmetros e dados, primeiramente são gravados todos os valores informados nos campos da janela exposta na figura 5.4, além do raio e das coordenadas do ponto central da esfera (seção 5.6.4). Vale ressaltar que os componentes *R*, *G* e *B* das cores dos materiais estão pré-multiplicados pelo valor de opacidade. Na seqüência, aparecem as informações inerentes ao processamento propriamente dito do volume de dados, a saber:

- *BOX VOLUME*: coordenadas (u, v, w) dos pontos mínimo e máximo do paralelepípedo contendor do volume de dados (seção 5.7.2);
- *BOUNDING BOX*: coordenadas (x, y, z) dos pontos mínimo e máximo do paralelepípedo que define o espaço de visualização (seção 5.7.2);
- *BOX SPHERE*: coordenadas (u, v, w) dos pontos mínimo e máximo do paralelepípedo contendor da esfera (seção 5.7.2);
- *DISPLACEMENT*: incrementos aplicados às coordenadas u, v e w quando do deslocamento unitário em x, y e z (seção 5.7.3);
- *VIEW PLANE*: cor e dimensões do plano de projeção;
- *Number of Rays*: número de raios lançados pelo algoritmo *ray casting*;
- *Total Time*: tempo total de processamento, expresso em segundos.

2 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.8a

```
ROTATION
  x = -135.0 degrees; -2.356 radians
  y = -25.0 degrees; -0.436 radians
  z = 0.0 degrees; 0.000 radians
ILLUMINATION
  Light Vector: x = 0.577; y = 0.577; z = 0.577
  View Vector: x = 0.000; y = 0.000; z = 1.000
  Ambient Intensity (Ia): 0.900
  Ambient Coefficient (Ka): 0.900
  Incident Intensity (Ii): 1.000
  Specular Coefficient (Ks): 0.3
  Specular Exponent (n): 8.0
MATERIALS
  Air
    Range: 0.0 - 900.0
    Density: 0.000
    Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000
  Fat
    Range: 850.0 - 1100.0
    Density: 0.250
    Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000
  Tissue
    Range: 1050.0 - 1240.0
    Density: 0.700
    Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000
  Bone
    Range: 1140.0 - 6000.0
    Density: 1.000
    Color (RGBA): 0.4000; 0.4000; 0.0000; 1.0000
THRESHOLD (Gradient Magnitude)
  Value: 0.0000
EARLY RAY TERMINATION
  Percent: 0.98
VOLUME
  Dimensions: x = 512; y = 512; z = 56
  Spacing: x = 0.488; y = 0.488; z = 2.500
  Scale: x = 1.000; y = 1.000; z = 5.120
BOX VOLUME
  Minimum: x = 0.000; y = 0.000; z = 0.000
  Maximum: x = 511.000; y = 511.000; z = 55.000
BOUNDING BOX
  Minimum: x = -84.152; y = -560.453; z = -396.423
  Maximum: x = 615.829; y = 0.000; z = 327.478
DISPLACEMENT
  dudx = 0.906; dvdx = 0.299; dwdx = -0.058
  dudy = 0.000; dvdy = -0.707; dwdy = -0.138
  dudz = 0.423; dvdz = -0.641; dwdz = 0.125
VIEW PLANE
  Color (RGBA): 1.00; 1.00; 1.00; 1.00
  Rows = 562; columns = 701
Number of Rays: 392700
Total Time: 201 seconds
```

3 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.8b

ROTATION
x = -135.0 degrees; -2.356 radians
y = -25.0 degrees; -0.436 radians
z = 0.0 degrees; 0.000 radians

ILLUMINATION
Light Vector: x = 0.577; y = 0.577; z = 0.577
View Vector: x = 0.000; y = 0.000; z = 1.000
Ambient Intensity (Ia): 0.900
Ambient Coefficient (Ka): 0.900
Incident Intensity (Ii): 1.000
Specular Coefficient (Ks): 0.3
Specular Exponent (n): 8.0

MATERIALS

Air
Range: 0.0 - 900.0
Density: 0.000
Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000

Fat
Range: 850.0 - 1100.0
Density: 0.250
Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000

Tissue
Range: 1050.0 - 1240.0
Density: 0.700
Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000

Bone
Range: 1140.0 - 6000.0
Density: 1.000
Color (RGBA): 0.3000; 0.4000; 0.5000; 1.0000

THRESHOLD (Gradient Magnitude)
Value: 0.0000

EARLY RAY TERMINATION
Percent: 0.98

VOLUME
Dimensions: x = 512; y = 512; z = 94
Spacing: x = 0.488; y = 0.488; z = 1.600
Scale: x = 1.000; y = 1.000; z = 3.277

BOX VOLUME
Minimum: x = 0.000; y = 0.000; z = 0.000
Maximum: x = 511.000; y = 511.000; z = 93.000

BOUNDING BOX
Minimum: x = -91.068; y = -576.817; z = -411.254
Maximum: x = 615.829; y = 0.000; z = 327.478

DISPLACEMENT
dudx = 0.906; dvdx = 0.299; dwdx = -0.091
dudy = 0.000; dvdy = -0.707; dwdy = -0.216
dudz = 0.423; dvdz = -0.641; dwdz = 0.196

VIEW PLANE
Color (RGBA): 1.00; 1.00; 1.00; 1.00
Rows = 578; columns = 708
Number of Rays: 407939
Total Time: 219 seconds

4 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.10a

```
ROTATION
  x = -75.0 degrees; -1.309 radians
  y = -25.0 degrees; -0.436 radians
  z = 0.0 degrees; 0.000 radians
ILLUMINATION
  Light Vector: x = 0.577; y = 0.577; z = 0.577
  View Vector: x = 0.000; y = 0.000; z = 1.000
  Ambient Intensity (Ia): 0.900
  Ambient Coefficient (Ka): 0.900
  Incident Intensity (Ii): 1.000
  Specular Coefficient (Ks): 0.2
  Specular Exponent (n): 16.0
MATERIALS
  Air
    Range: 0.0 - 900.0
    Density: 0.000
    Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000
  Fat
    Range: 850.0 - 1100.0
    Density: 0.250
    Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000
  Tissue
    Range: 1050.0 - 1240.0
    Density: 0.700
    Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000
  Bone
    Range: 1140.0 - 6000.0
    Density: 1.000
    Color (RGBA): 0.5000; 0.5000; 0.5000; 1.0000
THRESHOLD (Gradient Magnitude)
  Value: 0.0000
EARLY RAY TERMINATION
  Percent: 0.98
VOLUME
  Dimensions: x = 512; y = 512; z = 56
  Spacing: x = 0.488; y = 0.488; z = 2.500
  Scale: x = 1.000; y = 1.000; z = 5.120
BOX VOLUME
  Minimum: x = 0.000; y = 0.000; z = 0.000
  Maximum: x = 511.000; y = 511.000; z = 55.000
BOUNDING BOX
  Minimum: x = 0.000; y = -272.005; z = -215.958
  Maximum: x = 702.525; y = 132.257; z = 513.398
DISPLACEMENT
  dudx = 0.906; dvdx = 0.408; dwdx = 0.021
  dudy = 0.000; dvdy = 0.259; dwdy = -0.189
  dudz = 0.423; dvdz = -0.875; dwdz = -0.046
VIEW PLANE
  Color (RGBA): 1.00; 1.00; 1.00; 1.00
  Rows = 406; columns = 704
Number of Rays: 284715
Total Time: 170 seconds
```

5 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.10b

ROTATION
x = -75.0 degrees; -1.309 radians
y = -25.0 degrees; -0.436 radians
z = 0.0 degrees; 0.000 radians

ILLUMINATION
Light Vector: x = 0.577; y = 0.577; z = 0.577
View Vector: x = 0.000; y = 0.000; z = 1.000
Ambient Intensity (Ia): 0.900
Ambient Coefficient (Ka): 0.900
Incident Intensity (Ii): 1.000
Specular Coefficient (Ks): 0.2
Specular Exponent (n): 16.0

MATERIALS

Air
Range: 0.0 - 900.0
Density: 0.000
Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000

Fat
Range: 850.0 - 1100.0
Density: 0.250
Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000

Tissue
Range: 1050.0 - 1240.0
Density: 0.700
Color (RGBA): 0.0540; 0.0000; 0.0000; 0.0900

Bone
Range: 1140.0 - 6000.0
Density: 1.000
Color (RGBA): 0.5000; 0.5000; 0.5000; 1.0000

THRESHOLD (Gradient Magnitude)
Value: 0.0000

EARLY RAY TERMINATION
Percent: 0.98

VOLUME
Dimensions: x = 512; y = 512; z = 56
Spacing: x = 0.488; y = 0.488; z = 2.500
Scale: x = 1.000; y = 1.000; z = 5.120

BOX VOLUME
Minimum: x = 0.000; y = 0.000; z = 0.000
Maximum: x = 511.000; y = 511.000; z = 55.000

BOUNDING BOX
Minimum: x = 0.000; y = -272.005; z = -215.958
Maximum: x = 702.525; y = 132.257; z = 513.398

DISPLACEMENT
dudx = 0.906; dvdx = 0.408; dwdx = 0.021
dudy = 0.000; dvdy = 0.259; dwdy = -0.189
dudz = 0.423; dvdz = -0.875; dwdz = -0.046

VIEW PLANE
Color (RGBA): 1.00; 1.00; 1.00; 1.00
Rows = 406; columns = 704
Number of Rays: 284715
Total Time: 174 seconds

6 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.10c

```
ROTATION
  x = -75.0 degrees; -1.309 radians
  y = -25.0 degrees; -0.436 radians
  z = 0.0 degrees; 0.000 radians
ILLUMINATION
  Light Vector: x = 0.577; y = 0.577; z = 0.577
  View Vector: x = 0.000; y = 0.000; z = 1.000
  Ambient Intensity (Ia): 0.900
  Ambient Coefficient (Ka): 0.900
  Incident Intensity (Ii): 1.000
  Specular Coefficient (Ks): 0.1
  Specular Exponent (n): 16.0
MATERIALS
  Air
    Range: 0.0 - 900.0
    Density: 0.000
    Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000
  Fat
    Range: 850.0 - 1100.0
    Density: 0.250
    Color (RGBA): 0.0000; 0.0080; 0.0000; 0.0200
  Tissue
    Range: 1050.0 - 1240.0
    Density: 0.700
    Color (RGBA): 0.0540; 0.0000; 0.0000; 0.0900
  Bone
    Range: 1140.0 - 6000.0
    Density: 1.000
    Color (RGBA): 0.5000; 0.5000; 0.5000; 1.0000
THRESHOLD (Gradient Magnitude)
  Value: 0.0000
EARLY RAY TERMINATION
  Percent: 0.98
VOLUME
  Dimensions: x = 512; y = 512; z = 56
  Spacing: x = 0.488; y = 0.488; z = 2.500
  Scale: x = 1.000; y = 1.000; z = 5.120
BOX VOLUME
  Minimum: x = 0.000; y = 0.000; z = 0.000
  Maximum: x = 511.000; y = 511.000; z = 55.000
BOUNDING BOX
  Minimum: x = 0.000; y = -272.005; z = -215.958
  Maximum: x = 702.525; y = 132.257; z = 513.398
DISPLACEMENT
  dudx = 0.906; dvdx = 0.408; dwdx = 0.021
  dudy = 0.000; dvdy = 0.259; dwdy = -0.189
  dudz = 0.423; dvdz = -0.875; dwdz = -0.046
VIEW PLANE
  Color (RGBA): 1.00; 1.00; 1.00; 1.00
  Rows = 406; columns = 704
Number of Rays: 284715
Total Time: 222 seconds
```

7 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.11

```
ROTATION
  x = -70.0 degrees; -1.222 radians
  y = 10.0 degrees; 0.175 radians
  z = 0.0 degrees; 0.000 radians
ILLUMINATION
  Light Vector: x = 0.577; y = 0.577; z = 0.577
  View Vector: x = 0.000; y = 0.000; z = 1.000
  Ambient Intensity (Ia): 0.600
  Ambient Coefficient (Ka): 0.500
  Incident Intensity (Ii): 1.800
  Specular Coefficient (Ks): 0.3
  Specular Exponent (n): 8.0
MATERIALS
  Air
    Range: 0.0 - 900.0
    Density: 0.000
    Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000
  Fat
    Range: 850.0 - 1100.0
    Density: 0.250
    Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000
  Tissue
    Range: 1050.0 - 1240.0
    Density: 0.700
    Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000
  Bone
    Range: 1140.0 - 6000.0
    Density: 1.000
    Color (RGBA): 0.5000; 0.3500; 0.0000; 1.0000
THRESHOLD (Gradient Magnitude)
  Value: 0.0000
EARLY RAY TERMINATION
  Percent: 0.98
VOLUME
  Dimensions: x = 512; y = 512; z = 94
  Spacing: x = 0.488; y = 0.488; z = 1.600
  Scale: x = 1.000; y = 1.000; z = 3.277
BOX VOLUME
  Minimum: x = 0.000; y = 0.000; z = 0.000
  Maximum: x = 511.000; y = 511.000; z = 93.000
BOUNDING BOX
  Minimum: x = -101.482; y = -286.364; z = 0.000
  Maximum: x = 503.237; y = 174.772; z = 664.267
DISPLACEMENT
  dudx = 0.985; dvdx = -0.163; dwdx = -0.018
  dudy = 0.000; dvdy = 0.342; dwdy = -0.287
  dudz = -0.174; dvdz = -0.925; dwdz = -0.103
VIEW PLANE
  Color (RGBA): 1.00; 1.00; 1.00; 1.00
  Rows = 463; columns = 606
Number of Rays: 279510
Total Time: 191 seconds
```

8 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.12

```
ROTATION
  x = -70.0 degrees; -1.222 radians
  y = -40.0 degrees; -0.698 radians
  z = 0.0 degrees; 0.000 radians
ILLUMINATION
  Light Vector: x = 0.577; y = 0.577; z = 0.577
  View Vector: x = 0.000; y = 0.000; z = 1.000
  Ambient Intensity (Ia): 0.500
  Ambient Coefficient (Ka): 0.400
  Incident Intensity (Ii): 1.000
  Specular Coefficient (Ks): 0.3
  Specular Exponent (n): 8.0
MATERIALS
  Air
    Range: 0.0 - 900.0
    Density: 0.000
    Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000
  Fat
    Range: 850.0 - 1100.0
    Density: 0.250
    Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000
  Tissue
    Range: 1050.0 - 1240.0
    Density: 0.700
    Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000
  Bone
    Range: 1140.0 - 6000.0
    Density: 1.000
    Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0016; 0.0400
SPHERE
  Radius: 23.50
  Center: x = 283.50; y = 232.50; z = 39.00
  Color (RGBA): 1.00; 0.00; 0.00; 1.00
THRESHOLD (Gradient Magnitude)
  Value: 0.0500
EARLY RAY TERMINATION
  Percent: 0.98
VOLUME
  Dimensions: x = 512; y = 512; z = 56
  Spacing: x = 0.488; y = 0.488; z = 2.500
  Scale: x = 1.000; y = 1.000; z = 5.120
BOX VOLUME
  Minimum: x = 0.000; y = 0.000; z = 0.000
  Maximum: x = 511.000; y = 511.000; z = 55.000
BOUNDING BOX
  Minimum: x = 0.000; y = -264.617; z = -328.464
  Maximum: x = 762.013; y = 174.772; z = 441.621
BOX SPHERE
  Minimum: x = 260.000; y = 209.000; z = 11.410
  Maximum: x = 307.000; y = 256.000; z = 20.590
DISPLACEMENT
  dudx = 0.766; dvdx = 0.604; dwdx = 0.043
  dudy = 0.000; dvdy = 0.342; dwdy = -0.184
  dudz = 0.643; dvdz = -0.720; dwdz = -0.051
VIEW PLANE
  Color (RGBA): 1.00; 1.00; 1.00; 1.00
  Rows = 441; columns = 764
Number of Rays: 335720
Total Time: 341 seconds
```

9 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.14a

ROTATION
x = -60.0 degrees; -1.047 radians
y = 0.0 degrees; 0.000 radians
z = 0.0 degrees; 0.000 radians

ILLUMINATION
Light Vector: x = 0.577; y = 0.577; z = 0.577
View Vector: x = 0.000; y = 0.000; z = 1.000
Ambient Intensity (Ia): 1.000
Ambient Coefficient (Ka): 0.500
Incident Intensity (Ii): 2.000
Specular Coefficient (Ks): 0.3
Specular Exponent (n): 8.0

MATERIALS

Air
Range: 0.0 - 900.0
Density: 0.000
Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000

Fat
Range: 850.0 - 1100.0
Density: 0.250
Color (RGBA): 0.0000; 0.0350; 0.0000; 0.0350

Tissue
Range: 1050.0 - 1240.0
Density: 0.700
Color (RGBA): 0.0900; 0.0000; 0.0000; 0.0900

Bone
Range: 1140.0 - 6000.0
Density: 1.000
Color (RGBA): 0.0300; 0.0300; 0.0300; 0.1000

SPHERE
Radius: 18.50
Center: x = 211.50; y = 220.50; z = 59.00
Color (RGBA): 1.00; 1.00; 0.00; 1.00

THRESHOLD (Gradient Magnitude)
Value: 0.5000

EARLY RAY TERMINATION
Percent: 0.98

VOLUME
Dimensions: x = 512; y = 512; z = 94
Spacing: x = 0.488; y = 0.488; z = 1.600
Scale: x = 1.000; y = 1.000; z = 3.277

BOX VOLUME
Minimum: x = 0.000; y = 0.000; z = 0.000
Maximum: x = 511.000; y = 511.000; z = 93.000

BOUNDING BOX
Minimum: x = 0.000; y = -263.915; z = 0.000
Maximum: x = 511.000; y = 255.500; z = 594.910

BOX SPHERE
Minimum: x = 193.000; y = 202.000; z = 28.354
Maximum: x = 230.000; y = 239.000; z = 39.646

DISPLACEMENT
dudx = 1.000; dvdx = 0.000; dwdx = 0.000
dudy = 0.000; dvdy = 0.500; dwdy = -0.264
dudz = 0.000; dvdz = -0.866; dwdz = -0.153

VIEW PLANE
Color (RGBA): 0.00; 0.00; 0.00; 1.00
Rows = 521; columns = 512
Number of Rays: 266240
Total Time: 584 seconds

10 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.15a

ROTATION
x = -180.0 degrees; -3.142 radians
y = 40.0 degrees; 0.698 radians
z = 0.0 degrees; 0.000 radians

ILLUMINATION
Light Vector: x = 0.577; y = 0.577; z = 0.577
View Vector: x = 0.000; y = 0.000; z = 1.000
Ambient Intensity (Ia): 1.000
Ambient Coefficient (Ka): 0.500
Incident Intensity (Ii): 1.600
Specular Coefficient (Ks): 0.2
Specular Exponent (n): 8.0

MATERIALS

Air
Range: 0.0 - 900.0
Density: 0.000
Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000

Fat
Range: 850.0 - 1100.0
Density: 0.250
Color (RGBA): 0.0016; 0.0016; 0.0004; 0.0200

Tissue
Range: 1050.0 - 1240.0
Density: 0.700
Color (RGBA): 0.0270; 0.0270; 0.0000; 0.0900

Bone
Range: 1140.0 - 6000.0
Density: 1.000
Color (RGBA): 0.0400; 0.0600; 0.0800; 0.2000

SPHERE
Radius: 23.50
Center: x = 283.50; y = 232.50; z = 39.00
Color (RGBA): 0.00; 0.00; 1.00; 1.00

THRESHOLD (Gradient Magnitude)
Value: 0.4500

EARLY RAY TERMINATION
Percent: 0.98

VOLUME
Dimensions: x = 512; y = 512; z = 56
Spacing: x = 0.488; y = 0.488; z = 2.500
Scale: x = 1.000; y = 1.000; z = 5.120

BOX VOLUME
Minimum: x = 0.000; y = 0.000; z = 0.000
Maximum: x = 511.000; y = 511.000; z = 55.000

BOUNDING BOX
Minimum: x = 0.000; y = -511.000; z = -215.718
Maximum: x = 572.458; y = 0.000; z = 328.464

BOX SPHERE
Minimum: x = 260.000; y = 209.000; z = 11.410
Maximum: x = 307.000; y = 256.000; z = 20.590

DISPLACEMENT
dudx = 0.766; dvdx = 0.000; dwdx = 0.126
dudy = 0.000; dvdy = -1.000; dwdy = 0.000
dudz = -0.643; dvdz = 0.000; dwdz = 0.150

VIEW PLANE
Color (RGBA): 0.90; 0.90; 0.90; 1.00
Rows = 513; columns = 574
Number of Rays: 293376
Total Time: 553 seconds

11 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.16a

ROTATION
x = -140.0 degrees; -2.443 radians
y = -30.0 degrees; -0.524 radians
z = 0.0 degrees; 0.000 radians

ILLUMINATION
Light Vector: x = 0.577; y = 0.577; z = 0.577
View Vector: x = 0.000; y = 0.000; z = 1.000
Ambient Intensity (Ia): 0.800
Ambient Coefficient (Ka): 0.500
Incident Intensity (Ii): 1.000
Specular Coefficient (Ks): 0.5
Specular Exponent (n): 8.0

MATERIALS

Air
Range: 0.0 - 900.0
Density: 0.000
Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000

Fat
Range: 850.0 - 1100.0
Density: 0.250
Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000

Tissue
Range: 1050.0 - 1240.0
Density: 0.700
Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000

Bone
Range: 1140.0 - 6000.0
Density: 1.000
Color (RGBA): 0.2700; 0.2700; 0.0000; 0.3000

SPHERE
Radius: 20.00
Center: x = 342.00; y = 329.00; z = 34.00
Color (RGBA): 1.00; 0.00; 0.00; 1.00

THRESHOLD (Gradient Magnitude)
Value: 0.3000

EARLY RAY TERMINATION
Percent: 0.98

VOLUME
Dimensions: x = 512; y = 512; z = 56
Spacing: x = 0.488; y = 0.488; z = 2.500
Scale: x = 1.000; y = 1.000; z = 5.120

BOX VOLUME
Minimum: x = 0.000; y = 0.000; z = 0.000
Maximum: x = 511.000; y = 511.000; z = 55.000

BOUNDING BOX
Minimum: x = -107.859; y = -572.458; z = -442.317
Maximum: x = 606.771; y = 0.000; z = 284.459

BOX SPHERE
Minimum: x = 322.000; y = 309.000; z = 17.094
Maximum: x = 362.000; y = 349.000; z = 24.906

DISPLACEMENT
dudx = 0.866; dvdx = 0.321; dwdx = -0.075
dudy = 0.000; dvdy = -0.766; dwdy = -0.126
dudz = 0.500; dvdz = -0.557; dwdz = 0.130

VIEW PLANE
Color (RGBA): 0.00; 0.00; 0.00; 1.00
Rows = 574; columns = 716
Number of Rays: 409695
Total Time: 354 seconds

12 PARÂMETROS E DADOS DA IMAGEM EXIBIDA NA FIGURA 5.17a

ROTATION
x = -110.0 degrees; -1.920 radians
y = 0.0 degrees; 0.000 radians
z = 0.0 degrees; 0.000 radians

ILLUMINATION
Light Vector: x = 0.577; y = 0.577; z = 0.577
View Vector: x = 0.000; y = 0.000; z = 1.000
Ambient Intensity (Ia): 1.000
Ambient Coefficient (Ka): 0.500
Incident Intensity (Ii): 1.600
Specular Coefficient (Ks): 0.0
Specular Exponent (n): 8.0

MATERIALS

Air
Range: 0.0 - 900.0
Density: 0.000
Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000

Fat
Range: 850.0 - 1100.0
Density: 0.250
Color (RGBA): 0.0000; 0.0000; 0.0000; 0.0000

Tissue
Range: 1050.0 - 1240.0
Density: 0.700
Color (RGBA): 0.0400; 0.0000; 0.0000; 0.0400

Bone
Range: 1140.0 - 6000.0
Density: 1.000
Color (RGBA): 0.0090; 0.0090; 0.0090; 0.0300

SPHERE
Radius: 17.50
Center: x = 178.50; y = 251.50; z = 29.00
Color (RGBA): 1.00; 1.00; 0.00; 1.00

THRESHOLD (Gradient Magnitude)
Value: 0.0000

EARLY RAY TERMINATION
Percent: 0.98

VOLUME
Dimensions: x = 512; y = 512; z = 56
Spacing: x = 0.488; y = 0.488; z = 2.500
Scale: x = 1.000; y = 1.000; z = 5.120

BOX VOLUME
Minimum: x = 0.000; y = 0.000; z = 0.000
Maximum: x = 511.000; y = 511.000; z = 55.000

BOUNDING BOX
Minimum: x = 0.000; y = -439.390; z = -96.313
Maximum: x = 511.000; y = 0.000; z = 480.183

BOX SPHERE
Minimum: x = 161.000; y = 234.000; z = 22.582
Maximum: x = 196.000; y = 269.000; z = 29.418

DISPLACEMENT
dudx = 1.000; dvdx = 0.000; dwdx = 0.000
dudy = 0.000; dvdy = -0.342; dwdy = -0.184
dudz = 0.000; dvdz = -0.940; dwdz = 0.067

VIEW PLANE
Color (RGBA): 0.00; 0.00; 0.00; 1.00
Rows = 441; columns = 512
Number of Rays: 225280
Total Time: 356 seconds