

MARCELO TROIANO

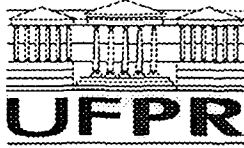
**VISUALIZAÇÃO DE REGIÕES DE ATIVAÇÃO CEREBRAL POR fMRI
SOBRE VOLUMES MULTIMODAIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Informática da Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Informática.

Orientador: Prof. Dr. Klaus de Geus

CURITIBA

2004



Ministério da Educação
Universidade Federal do Paraná
Mestrado em Informática

PARECER

Nós, abaixo assinados, membros da Banca Examinadora da defesa de Dissertação de Mestrado em Informática, do aluno Marcelo Troiano, avaliamos o trabalho intitulado, “*VISUALIZAÇÃO DE REGIÕES DE ATIVAÇÃO CEREBRAL POR fMRI SOBRE VOLUMES MULTIMODAIS*”, cuja defesa foi realizada no dia 16 de fevereiro de 2004, às quinze horas, no Auditório do Departamento de Informática do Setor de Ciências Exatas da Universidade Federal do Paraná. Após a avaliação, decidimos pela aprovação do candidato.

Curitiba, 16 de fevereiro de 2004.

Prof. Dr. Klaus de Geus
DINF/UFPR – Orientador

Prof. Dr. Gerson Linck Bichinho
PUC/PR - Membro Externo

Prof. Dr. Hélio Pedrini
DINF/UFPR – Membro interno



AGRADECIMENTOS

A minha família que sempre me apoiou, principalmente aos meus pais, a minha filha Juliana e a minha esposa grávida de minha segunda filha, Gisele.

Ao Dr. Arnolfo Carvalho Neto pelo apoio dado na área médica.

A meus colegas de classe pelas discussões sobre os trabalhos e o intercâmbio de materiais.

E a Deus que sempre me acompanhou em todos os momentos.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS.....	ii
SUMÁRIO.....	iii
LISTA DE FIGURAS.....	v
LISTA DE TABELAS.....	vi
RESUMO.....	vii
ABSTRACT.....	viii
1 Introdução.....	1
2 Imagens Médicas.....	4
2.1 Características Anatômicas do Cérebro Humano.....	4
2.2 Aquisição de Imagens médicas.....	8
2.2 Aquisição de Imagens médicas.....	8
2.2.1 Tomografia Computadorizada (CT).....	9
2.2.2 Imagens por Ressonância Magnética (MRI).....	12
2.2.2.1 Fundamentos Básicos de Ressonância Magnética.....	12
2.2.2.2 Aquisição da Imagem.....	15
2.2.3 Imagens de Ressonância Magnética Funcional (fMRI).....	17
2.2.3.1 Fundamentos Básicos da Técnica BOLD.....	17
2.2.3.2 Obtenção do Mapa de Ativação.....	19
2.3 Segmentação de Imagens.....	21
2.3.1 Técnicas Básicas de Segmentação.....	21
2.3.2 Dificuldades da Segmentação de Imagens de Ressonância Magnética.....	23
2.3.3 Técnicas de Segmentação de Imagens de Ressonância Magnética.....	24
3 Visualização Volumétrica.....	26
3.1 Algoritmos de Extração de Superfícies.....	27
3.2 Algoritmos de Visualização Direta de Volumes.....	28
3.3 Algoritmo Ray Casting.....	29
3.3.1 Classificação.....	31
3.3.2 Detecção de Superfícies.....	33
3.3.3 Iluminação.....	34
3.3.4 Projeção.....	34
3.4 Visualização Integrada de Imagens Multimodais.....	36
3.4.1 Técnicas de Visualização 2D.....	38
3.4.1.1 Exibição adjacente das imagens.....	38
3.4.1.2 Integração não seletiva.....	39
3.4.1.3 Integração Seletiva.....	42
3.4.2 Técnicas de visualização 3D.....	43
3.4.2.1 Cursores interligados em 3D.....	44
3.4.2.2 Apresentação por técnicas padrões de visualização volumétrica.....	44
3.4.2.3 Janela Multimodal.....	45
3.4.2.4 Plano de corte multimodal.....	46
3.4.2.5 Visualização 3D com projeções 2D.....	48
3.4.2.6 Mapeando texturas sobre a superfície.....	48

4 Plataforma de visualização multimodal	51
4.1 Volumes de dados.....	52
4.2 Recursos Computacionais	55
4.3 Segmentação do Cérebro Humano	55
4.4 Atenuação das Irregularidades da Superfície do Córtex Cerebral	60
4.5 Ferramenta de Visualização Volumétrica Multimodal	64
4.5.1 Implementação da Primeira Fase do Algoritmo <i>Ray Casting</i>	66
4.5.2 Experimentos da Primeira Fase.....	71
4.5.3 Implementação da Segunda Fase do Algoritmo <i>Ray Casting</i>	73
4.5.4 Experimentos da Segunda Fase.....	75
5 Conclusões.....	81
5.1 Trabalhos Futuros	82
REFERÊNCIAS	84

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1	- Hemisfério Esquerdo do Cérebro.....	5
FIGURA 2.2	- Matéria Cinza, Líquido Cérebro-espinhal, Matéria Branca.....	6
FIGURA 2.3	- Ventrículos Laterais.....	7
FIGURA 2.4	- Imagem de uma Fatia de um Exame de CT da Cabeça.....	11
FIGURA 2.5	- Movimento de Precessão no Núcleo Atômico.....	13
FIGURA 2.6	- Imagem de Exame MRI da Cabeça.....	16
FIGURA 2.7	- Imagem de Exame MRI do Abdômen.....	16
FIGURA 2.8	- Função de Referência para o Mapa de Ativação.....	20
FIGURA 3.1	- Volume de Visualização ou Frustum.....	29
FIGURA 3.2	- Classificação de Valores CT.....	32
FIGURA 3.3	- Iterações do Raio com as Amostras do Volume.....	35
FIGURA 3.4	- Exibição de imagens com cursores interligados.....	38
FIGURA 3.5	- Exemplos de Integração não seletiva.....	40
FIGURA 3.6	- Exemplo de Integração não seletiva do modelo de cores.....	41
FIGURA 3.7	- Exemplo de Integração não seletiva Checkerboard.....	41
FIGURA 3.8	- Projeção de Máxima Intensidade de Ativação com Contornos do Cérebro. Projeção Axial, Coronal e Sagital.....	43
FIGURA 3.9	- Uso de opacidade.....	45
FIGURA 3.10	- Exibição de Janela Multimodal.....	46
FIGURA 3.11	- Plano de corte multimodal	47
FIGURA 3.12	- Plano de corte Multimodal com ativações.....	47
FIGURA 3.13	- Visualização 3D com projeções 2D.....	48
FIGURA 3.14	- Hemisfério esquerdo do cérebro e o seu respectivo flat map.....	50
FIGURA 4.1	- Exemplos de Imagens Utilizadas na Plataforma de Visualização....	53
FIGURA 4.2	- Imagens fMRI Utilizadas na Plataforma de Visualização.....	54
FIGURA 4.3	- Segmentação do Exame “MRI SBD”.....	58
FIGURA 4.4	- Segmentação do Exame “MRI DAPI”.....	59
FIGURA 4.5	- Operações Morfológicas.....	61
FIGURA 4.6	- Fechamento Morfológico.....	63
FIGURA 4.7	- Volumes de Dados e a Divisão do Ray Casting.....	65
FIGURA 4.8	- Tela de Parâmetros da Primeira Fase.....	67
FIGURA 4.9	- Materiais Percorridos Por um Raio em uma Fatia.....	71
FIGURA 4.10	- Tela de Parâmetros da Segunda Fase.....	73
FIGURA 4.11	- Projeção dos Focos de Ativação.....	74
FIGURA 4.12	- Imagens do Crânio, do Cérebro e da Membrana Envolvente.....	76
FIGURA 4.13	- Imagens do Cérebro e das Ativações Dentro do Cérebro.....	76
FIGURA 4.14	- Projeção pelos Métodos do Maior Valor e Valor Acumulado.....	77
FIGURA 4.15	- Projeção dos Focos de Ativação com Limiar.....	78
FIGURA 4.16	- Visualizando Somente os Focos de Ativação.....	79
FIGURA 4.17	- Visualizando a Massa Branca do Cérebro.....	80

LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1 – Valores HU.....	10
TABELA 2.2 – Núcleos Ativos em Ressonância Magnética	12

RESUMO

Um avanço significativo na tecnologia de aquisição de imagens médicas tem ocorrido nas últimas duas décadas, trazendo benefícios no estudo e no tratamento de patologias cerebrais. A integração de imagens de exames anatômicos e funcionais permite mapear regiões de ativação cerebral, importantes no planejamento neurocirúrgico e radioterápico. Este trabalho descreve uma plataforma flexível para a visualização de volumes multimodais, com ênfase na integração de informações funcionais e anatômicas, abrangendo modalidades tais como a ressonância magnética (MRI), a tomografia computadorizada (CT) e a ressonância magnética funcional (fMRI). Neste contexto, questões específicas são abordadas, a saber, a segmentação do cérebro e a atenuação das reentrâncias da superfície do córtex utilizando o algoritmo de fechamento morfológico. A integração e apresentação das imagens são feitas com base no algoritmo *ray casting*. Os resultados obtidos evidenciam contribuições importantes no desenvolvimento de ferramentas destinadas à visualização volumétrica multimodal.

Palavras-chave: visualização multimodal, imagens médicas, visualização de regiões de ativação cerebral, *ray casting*.

ABSTRACT

A significant advance in medical data acquisition technology has taken place in the last two decades, providing benefits both in the study and in the treatment of brain pathologies. The integration of images of anatomic and functional exams allows for the mapping of brain activation regions, important in neurosurgery and radiotherapy planning. This work describes a flexible platform for the visualization of multimodal volumes, with emphasis in the integration of functional and anatomic information, including modalities such as Magnetic Resonance Imaging (MRI), Computed Tomography (CT) and Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI). In this scenario, specific issues are addressed, namely, brain segmentation and the attenuation of irregularities in the cortex surface using a morphological close algorithm. The integration and presentation of images are performed based on the ray cast algorithm. The results obtained show contributions which are important in the development of tools for multimodal volumetric visualization.

Keywords: Multimodal visualization, medical imaging, visualization of brain activations, ray casting.

1 INTRODUÇÃO

O avanço tecnológico na área de aquisição de imagens médicas, ocorrido nas últimas décadas, tem beneficiado grandemente o estudo do cérebro humano [WELSH+01]. Este avanço também propiciou o surgimento de uma grande variedade de exames médicos, cujos resultados consistem de imagens digitais. Cada modalidade de imagem fornece determinados tipos de informações que permitem percepções diferentes do mesmo objeto sendo estudado. Por exemplo, os exames de tomografia computadorizada (CT), ressonância magnética (MRI), angiografia, mamografia, ecografia e raios X são empregados normalmente para visualizar estruturas anatômicas, enquanto os exames de ressonância magnética funcional (fMRI), SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography), PET (Positron Emission Tomography), Eletroencefalograma (EGG) e MagnetoEncefalograma (MGG) são mais usados para identificar atividades metabólicas, fisiológicas e funcionais.

Por outro lado, o tratamento de patologias cerebrais que necessitam de intervenção cirúrgica ou aplicação de radioterapia requer a localização, com exatidão, da lesão a ser tratada e a identificação de áreas de atividade funcional vizinhas e de estruturas anatômicas adjacentes que deverão ser evitadas. Falhas neste procedimento podem levar a um tratamento inadequado, resultando em seqüela causada por dano a regiões funcionais e estruturas adjacentes ou na eliminação apenas parcial da lesão [VIERGEVER+01]. Por exemplo, em uma neurocirurgia de epilepsia, as áreas corticais do lobo temporal que geram e provocam os ataques epiléticos devem ser extirpadas, poupando ao máximo as áreas do córtex que são responsáveis pela linguagem, localizadas muito próximo do ponto de incisão. Uma cirurgia mal planejada pode danificar significativamente a fala, porém extirpar corretamente as áreas sem função cognitiva trará alívio ao paciente de sua severa condição epilética [POLIAKOV+99].

A posição exata das atividades funcionais do cérebro pode variar de

indivíduo para indivíduo. Lesões encefálicas, como tumores, malformações vasculares e traumatismos cranianos, normalmente são acompanhadas de distorções na anatomia cortical, dificultando ainda mais a localização das atividades funcionais.

Para se determinar estas regiões, pode-se detectar manualmente a atividade elétrica na superfície do córtex durante uma neurocirurgia, via estimulação cortical direta. Entretanto, este procedimento é complexo e só pode ser executado em centros médicos mais avançados. Uma solução não invasiva e muito utilizada consiste em combinar mais de uma modalidade de imagem médica, integrando exames anatômicos com funcionais, para determinar a localização exata dos sítios de ativação cerebral.

Muitas outras aplicações clínicas necessitam de mais de uma modalidade de imagem para o diagnóstico e o planejamento do tratamento. As diferentes modalidades são usadas para prover informações complementares. Combinando informações dos exames de PET com informações anatômicas de ressonância magnética, é possível, por exemplo, estabelecer a extensão envolvente de um câncer. Combinando exames de ressonância magnética com tomografia computadorizada em cirurgias na base do crânio, pode-se evitar danos às estruturas sensíveis localizadas nesta região, as quais poderiam causar perda de visão, paralisia facial e desordem de fala [HILL93].

Isto tem levado a situações onde o especialista médico é obrigado a combinar manualmente imagens de diferentes exames. Para solucionar este problema torna-se necessária a integração de múltiplas modalidades de imagens em aplicações de visualização volumétrica. Esta necessidade de integração levou à criação de uma nova área de pesquisa denominada visualização multimodal. Os avanços na tecnologia de computação, principalmente em termos de algoritmos computacionais, poder de processamento e redução de custo, têm possibilitado o desenvolvimento desta área.

O objetivo da visualização multimodal é integrar imagens de modalidades diferentes, gerando informação adicional e permitindo a visualização simultânea dos dados [VIERGEVER+01].

A meta deste trabalho é investigar métodos para a visualização de regiões de

ativação funcional do cérebro humano em conjunto com volumes de dados multimodais. Os focos de ativação são obtidos por meio de exame de ressonância magnética funcional. Os volumes multimodais são adquiridos por exames de ressonância magnética e tomografia computadorizada. A integração e apresentação das imagens é feita com base no algoritmo de visualização volumétrica *ray casting*.

O trabalho realizado contou com a orientação médica do DAPI (Diagnóstico Avançado por Imagem), situado em Curitiba. Esta instituição realiza exames de ressonância magnética, tomografia computadorizada, mamografia, ecografia e raios X.

O texto está organizado da seguinte forma: O capítulo 2 descreve as principais características anatômicas do cérebro humano, as modalidades de aquisição de imagens médicas utilizadas no trabalho e as técnicas de segmentação de imagens de ressonância magnética da região da cabeça. O capítulo 3 aborda os métodos de visualização volumétrica e uma descrição detalhada do algoritmo *ray casting*. O capítulo 4 apresenta as principais técnicas de visualização multimodal. O capítulo 5 relata e discute a implementação das ferramentas que compõem a plataforma de visualização, detalhando os volumes de dados utilizados, o algoritmo de segmentação empregado na extração do cérebro, o algoritmo de fechamento morfológico usado para atenuar as irregularidades da superfície do córtex cerebral e a visualização volumétrica. O último capítulo expõe as conclusões desta pesquisa e as propostas para trabalhos futuros.

2 IMAGENS MÉDICAS

Neste capítulo serão descritas algumas características anatômicas importantes do cérebro humano com o objetivo de fornecer subsídios para a compreensão do trabalho descrito.

Serão descritas também as modalidades de imagens médicas inseridas no contexto deste trabalho, a saber, a tomografia computadorizada, a ressonância magnética e a ressonância magnética funcional.

Por último serão discutidas as técnicas de segmentação de imagens médicas cerebrais, em particular a segmentação de imagens de ressonância magnética.

2.1 CARACTERÍSTICAS ANATÔMICAS DO CÉREBRO HUMANO

O cérebro, juntamente com o cerebelo, pedúnculos, protuberância e o bulbo raquiano, formam o encéfalo. O cérebro possui uma forma ovóide e pesa entre 1050g a 1200g. Sua superfície é irregular, com sulcos de profundidade variada desenhando recortes sinuosos. Estes sulcos (ou dobras) delimitam as circunvoluções cerebrais, também denominadas giros cerebrais. Os sulcos mais profundos e longos são denominados cissuras (ou fissuras) que demarcam e dividem o cérebro em grandes porções. Existem consideráveis diferenças individuais em tamanho, localização e extensão das fissuras e dobras entre pacientes [HURDAL+01].

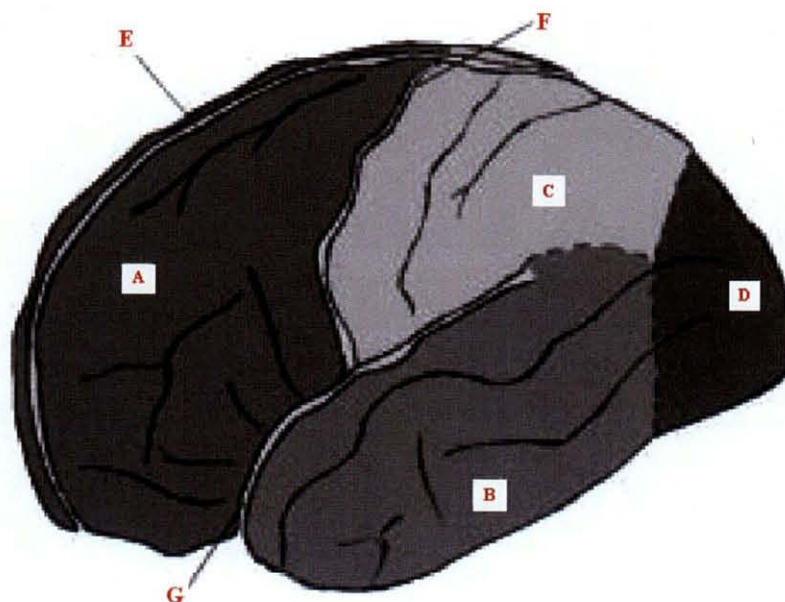
Por meio de uma proeminente ranhura chamada fissura longitudinal (ou inter-hemisférica), o cérebro é dividido em duas metades chamadas hemisférios. Cada um dos hemisférios é subdividido em 4 seções denominados lobos. A fissura de Sylvius (ou sulco lateral) delimita os lobos frontal e parietal, enquanto a fissura de Rolando (ou sulco central) delimita os lobos temporal e occipital. A figura 2.1 mostra essas seções, onde:

- O lobo frontal, localizado a partir do sulco central para frente, é

responsável pela elaboração do pensamento, planejamento, programação de necessidades individuais e emoção;

- O lobo Parietal, localizado a partir do sulco central para trás, é responsável pela sensação de dor, tato, gustação, temperatura e pressão. Estimulação de certas regiões deste lobo em pacientes conscientes produz sensações gustativas. Também está relacionado com a lógica matemática;
- O lobo temporal, abaixo da fissura lateral, está relacionado primariamente com o sentido de audição, possibilitando o reconhecimento de tons específicos e intensidade do som. Tumor ou acidente afetando esta região provoca deficiência de audição ou surdez. Esta área também tem um papel no processamento da memória e da emoção;
- O lobo Occipital, que se forma na linha imaginária do final do lobo

FIGURA 2.1 – HEMISFÉRIO ESQUERDO DO CÉREBRO - (A) LOBO FRONTAL, (B) LOBO TEMPORAL, (C) LOBO PARIETAL, (D) LOBO OCCIPITAL, (E) FISSURA INTER-HEMISFÉRICA, (F) FISSURA CENTRAL, (G) FISSURA LATERAL.



FONTE: [SANDOR+97] SANDOR, STEPHANIE; LEAHY, RICHARD. SURFACE-BASED LABELLING OF CORTICAL ANATOMY USING A DEFORMABLE ATLAS. IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, V.16, N.1, 1997.

temporal e parietal, é responsável pelo processamento da informação visual. Danos nesta área promovem cegueira total ou parcial.

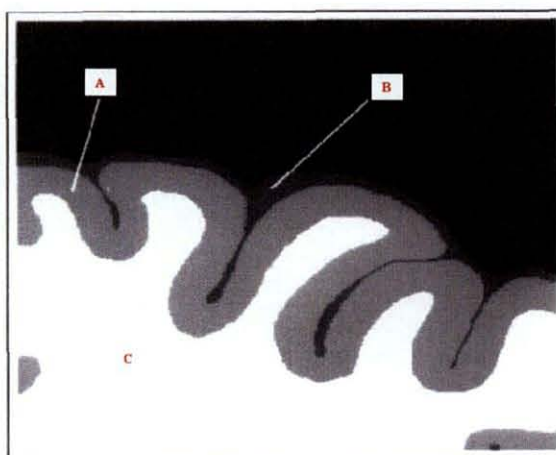
- O lobo Límbico, que não aparece na figura, é interno ao cérebro e compreende a região ao redor da junção dos hemisférios. Ele está envolvido com aspectos do comportamento emocional, sexual e com o processamento da memória.

O cérebro humano apresenta uma camada mais externa de cor cinzenta, denominado córtex cerebral, e uma camada interna de cor branca. Ambas as camadas cobrem inteiramente os dois hemisférios.

A maior parte da massa cinzenta é composta por células nervosas (neurônios) que recebem impulsos dos pontos mais distantes do corpo e os retransmitem ao destino certo. Possui uma espessura entre 2 e 10mm [VIERGEVER+97] e é nela onde a maior parte da atividade funcional ocorre. A sua área superficial é de aproximadamente 1570 cm^2 , da qual 60 a 70% estão escondidos dentro de dobras ou fissuras do córtex e não podem ser facilmente visualizadas [HURDAL+01].

O interior do cérebro é grandemente compreendido de matéria branca que

FIGURA 2.2 – (A) MATÉRIA CINZA, (B) LÍQUIDO CÉREBRO-ESPINHAL, (C) MATÉRIA BRANCA

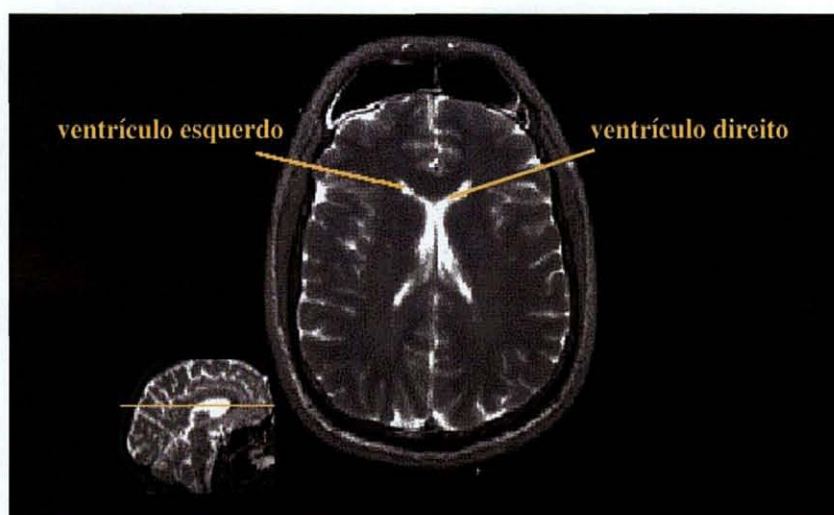


FONTE: [XU+99] XU, CHENYANG; PHAM, DZUNG L.; RETTMANN, MARYAM E.; YU, DAPHENE N.; PRINCE, JERRY L. RECONSTRUCTION OF THE HUMAN CEREBRAL CORTEX FROM MAGNETIC RESONANCE IMAGES. IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, V.18, N.6, 1999.

transmite sinais e interconecta as regiões cerebrais. A figura 2.2 mostra a matéria cinza, branca e o líquido cérebro-espinhal.

O cérebro não está em contato direto com o envoltório ósseo que o contém. Entre ele e as paredes ósseas existem três membranas, chamadas meninges: A dura-máter adere à parede óssea. Esta, por sua vez, é envolta pela meninge aracnóide. A pia-máter adere à massa cinzenta. Entre a pia-máter e a aracnóide está contido o líquido cérebro-espinhal (denominado também CSF, líquor ou céfalo-raquidiano). Este líquido sustenta e amortece choques contra a caixa craniana. Ele também limpa os resíduos do metabolismo e serve como meio de difusão de células de defesa imunológica e de anticorpos.

FIGURA 2.3 – VENTRÍCULOS LATERAIS



[CARDOSO97] CARDOSO, S. H. Arquitetura do cérebro. **Cérebro & Mente**, n. 1, mar./maio 1997. Disponível em: <<http://www.epub.org.br/cm/>> Acesso em 12 de maio de 2003.

O líquido cérebro-espinhal circula no cérebro através de cavidades especiais que constituem o chamado sistema ventricular. No interior do cérebro existem quatro ventrículos comunicando-se entre si. Dois Ventrículos Laterais (apresentados na figura 2.3), o Terceiro Ventrículo (situado logo abaixo dos ventrículos laterais) e o Quarto Ventrículo (localizado próximo à base do crânio).

2.2 AQUISIÇÃO DE IMAGENS MÉDICAS

Existe uma grande variedade de exames médicos que geram imagens digitais. Cada modalidade fornece determinados tipos de informações que permitem percepções diferentes do objeto sendo estudado.

A aquisição das imagens médicas pode ser classificada em métodos invasivos ou não-invasivos. Os primeiros são aqueles nos quais existe a inserção de algum equipamento ou líquido dentro do corpo humano para obtenção das imagens [MANSSOUR98]. Exemplos desta modalidade são os exames de angiografia, colonoscopia, endoscopia e medicina nuclear.

As imagens médicas podem ser caracterizadas por vários parâmetros de qualidade. Entre eles podem-se destacar:

- Resolução espacial – possibilidade de distinguir pontos de um mesmo objeto na imagem;
- Resolução de contraste – habilidade de distinguir pequenas diferenças de intensidade da imagem;
- Resolução temporal - tempo necessário para gerar uma imagem.

Uma modalidade de aquisição ideal deveria obter imagens com alta resolução espacial, de contraste e temporal a um baixo custo. Seu equipamento deveria ser portátil e não proporcionar riscos para o paciente. Seu processo deveria ser indolor e não-invasivo, descrevendo as funções fisiológicas, funcionais e a estrutura anatômica. Como uma única modalidade não satisfaz todos estes requisitos, existem diversas modalidades de aquisição de imagens complementares entre si [GREENES+90].

Para o estudo das funções cerebrais, as modalidades podem ser divididas em dois grupos: aquisição de volumes anatômicos e aquisição de volumes funcionais. A tomografia computadorizada (CT), a ressonância magnética (MRI), angiografia, mamografia, ecografia e raios X se enquadram no primeiro grupo, enquanto que

exames de ressonância magnética funcional (fMRI), SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography), PET (Positron Emission Tomography), Eletroencefalograma (EEG) e MagnetoEncefalograma (MEG) se enquadram no segundo grupo.

2.2.1 Tomografia Computadorizada (CT)

As imagens do exame de tomografia computadorizada são produzidas com o auxílio de um tubo de raios X que gira em torno do eixo do paciente. O tubo utiliza uma voltagem de 120 a 150kV para emitir um feixe de raios em leque na direção do corpo do indivíduo. Dependendo da densidade, da espessura e do número atômico do material que forma a região no corpo do paciente, os raios serão mais ou menos absorvidos, baseado na equação de atenuação de raios X descrita por Wiesen et al. [WIESEN+94]. Um conjunto de detectores são alinhados no mesmo plano do tubo e posicionados na forma de um semicírculo no lado oposto do paciente. O emissor e os detectores são girados em conjunto e os raios são emitidos em várias inclinações diferentes. Os detectores medem a intensidade dos raios, gerando sinais elétricos que são armazenados e usados na reconstrução matemática do plano atravessado pelo feixe de radiação. Tal reconstrução matemática é descrita por Herman [HERMAN80].

A intensidade de atenuação dos raios é medida em unidades de Hounsfield (HU – Hounsfield Unit), onde o ar possui o valor -1000 e o osso, com atenuação máxima, recebe o valor 1000. A água possui o valor zero. A tabela 2.1 relaciona algumas substâncias e órgãos do corpo humano com o seu valor HU característico, segundo Paiva et al. [PAIVA+99] e Glass [GLASS01].

TABELA 2.1 – VALORES HU CARACTERÍSTICOS PARA ALGUMAS SUBSTÂNCIAS E ÓRGÃOS DO CORPO HUMANO

TECIDO	INTERVALO HU
Ar	-1000
Pulmão	-500 a -200
Gordura	-200 a -50
Água	0
Sangue	25
Músculo	25 a 40
Fígado	45 a 65
Osso Esponjoso	200 a 400
Osso Compacto	401 a 1000

FONTE: [PAIVA+99] PAIVA, A. C.; SEIXAS, R. B.; GATTASS, M. Introdução à Visualização Volumétrica, PUC-Rio, **Tecgraf**, 107p, 1999 e [GLASS01] GLASS, M. Principles of Computerized Tomographic Imaging. Disponível em < <http://www.ph.tn.tudelft.nl/~marlein>> Acesso em 10 abril de 2003.

O exame é composto por uma série de imagens de fatias transversais do corpo do humano obtidas transladando-se o paciente de maneira incremental ao longo do eixo do plano de aquisição. Cada fatia representa uma faixa do corpo humano com uma espessura entre 1 e 10 milímetros. Uma imagem de uma fatia de exame CT da cabeça pode ser vista na figura 2.4.

A maioria dos tomógrafos gera imagens com resolução de 512 por 512 *pixels*¹, onde cada *pixel* representa uma área de 0.5 a 2 milímetros quadrados. Normalmente são utilizados dois *bytes* para representar a intensidade de cada *pixel*. Cada imagem demora em torno de 1 a 5 segundos para ser produzida. Uma tomografia da cabeça leva 10 minutos em média, enquanto a do abdômen gasta em torno de 30 minutos [PAIVA+99].

O exame de CT é indicado no auxílio do diagnóstico de doenças da cabeça, da espinha, do tórax, do abdômen e da pélvis. O paciente somente corre riscos quando

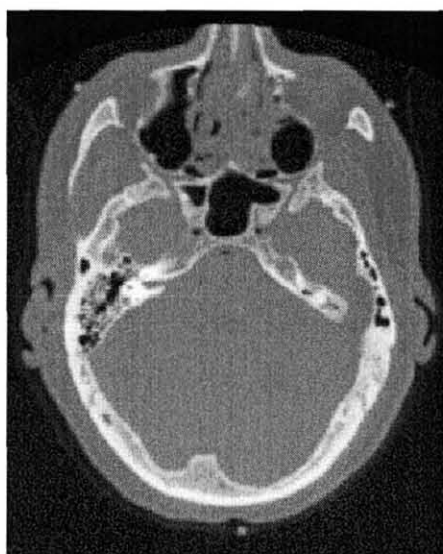
¹ Pixel: acrônimo para *picture element*.

há a necessidade de injeção de material de contraste intravenoso [MANSSOUR98].

As principais deficiências desse exame são:

- pequena resolução temporal;
- custo relativamente alto;
- os tomógrafos não são portáteis;
- não se pode visualizar tecidos moles e funções fisiológicas;
- inabilidade de detectar doenças em estágios iniciais que não tenham ainda promovido alterações significativas nas densidades dos materiais do corpo humano.

FIGURA 2.4 – IMAGEM DE UMA FATIA DE UM EXAME DE CT DA CABEÇA



FONTE: [MANSSOUR98] MANSSOUR, ISABEL H. Visualização Colaborativa de Dados Científicos com Ênfase na Área Médica, CPGCC/UFRGS, 118p, 1998..

Uma variação deste exame é a Tomografia Computadorizada Helicoidal (ou espiral) que move o corpo do paciente a uma velocidade constante, enquanto o tubo de raios X e os detectores giram continuamente e transversalmente ao eixo de translação do paciente, percorrendo uma trajetória espiral. Este exame é entre 8 a 10 vezes mais rápidos que a CT convencional e permite reduzir a dose de radiação a que o paciente é

submetido [RHODES97].

2.2.2 Imagens por Ressonância Magnética (MRI)

A obtenção de imagens médicas por ressonância magnética é um tópico demasiado complexo para ser completamente descrito neste texto. Portanto, esta seção se limita a expor seus fundamentos básicos e a forma de aquisição das imagens.

2.2.2.1 Fundamentos Básicos de Ressonância Magnética

A ressonância magnética se baseia no momento angular e no momento magnético dos núcleos atômicos presentes nos tecidos biológicos.

Certos núcleos atômicos possuem a tendência de alinhar seu eixo de rotação a um campo magnético externo, conferindo-lhes um momento angular (spin). Estes núcleos têm o número de massa ímpar (soma do número de prótons e nêutrons) e são chamados de núcleos ativos em ressonância magnética.

Um campo magnético se forma quando uma partícula carregada está em movimento. Como os núcleos atômicos têm carga positiva e estão em rotação, eles possuem um campo magnético induzido à sua volta, que lhes confere um momento magnético.

TABELA 2.2 – NÚCLEOS ATIVOS EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA, COM SEU NÚMERO DE MASSA.

Núcleos	Número de massa
Hidrogênio	1
Carbono	13
Nitrogênio	15
Oxigênio	17
Flúor	19
Sódio	23
Fósforo	31

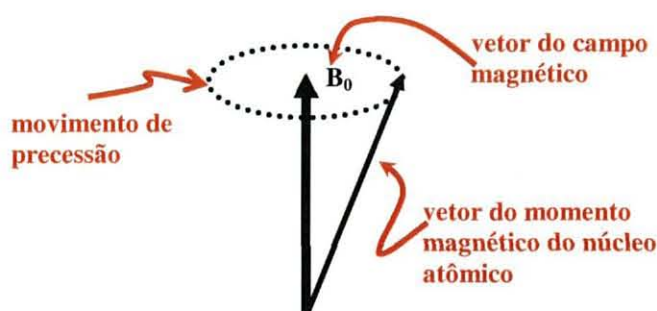
Fonte: [WESTBROOK+00] WESTBROOK, C.; KAUT, C. Ressonância Magnética Prática. Guanabara e Koogan. segunda edição, 2000.

A tabela 2.2 lista alguns núcleos ativos em ressonância magnética, com seu respectivo número de massa. O núcleo de hidrogênio é o mais utilizado nos exames de MRI por ser muito abundante no corpo humano e porque seu próton solitário lhe proporciona um momento magnético relativamente grande [NOLL01].

Quando esses núcleos são colocados num forte campo magnético externo, denominado B_0 , seus momentos magnéticos se alinham a este campo, a maioria na mesma direção, ditos paralelos, e um grupo menor na direção oposta, denominados antiparalelos. O principal fator que determina a direção de alinhamento é a energia térmica. Núcleos com baixa energia térmica não conseguem se opor ao campo magnético e se alinham na mesma direção.

Sob a ação de B_0 , os momentos magnéticos dos núcleos também descrevem um movimento circular em torno do vetor de B_0 , denominado movimento de precessão, como ilustrado na figura 2.5. A velocidade de oscilação em torno de B_0 é denominada frequência de precessão.

FIGURA 2.5 – MOVIMENTO DE PRECESSÃO DO NÚCLEO ATÔMICO



Um núcleo atômico entra em ressonância quando exposto a uma perturbação oscilatória com frequência similar à sua oscilação natural. Quando isto ocorre, o núcleo ganha energia. A perturbação deve estar na mesma frequência de precessão do núcleo, ditado pela equação de Larmor [WESTBROOK+00]:

$$f = B_0 \gamma$$

onde γ é a constante giromagnética. Ela expressa a relação entre o momento angular e

o momento magnético do núcleo ativo. Para o núcleo de hidrogênio sob um campo magnético de 1 Tesla, seu valor é de aproximadamente 42,57 MHz/T [WESTBROOK+00].

Sobre a influência de B_0 , quando se aplica um pulso de energia na frequência adequada dos núcleos de hidrogênio, outros núcleos atômicos com frequência de precessão diferente não entram em ressonância. O hidrogênio absorve a energia e aumenta a sua população de núcleos com alta energia. Os momentos angulares são rotados no plano longitudinal e transversal com relação a B_0 e começam a se movimentar em fase, uns em relação aos outros.

Ao se colocar um fio condutor ou uma bobina neste campo magnético, conforme as leis de indução de Faraday, uma corrente elétrica é induzida. Isto só acontece se o campo magnético for coerente, e é exatamente o que ocorre quando os núcleos estão em fase. Portanto, quando o campo magnético e o pulso de energia são aplicados, produz-se uma corrente elétrica na bobina, e quando o pulso é desligado, os núcleos procuram novamente realinhar seus momentos angulares com B_0 , diminuindo a corrente elétrica.

A magnetização retorna ao seu estado de equilíbrio de acordo com um processo de decaimento denominado FID, onde duas características são observadas: a taxa com que os núcleos se aproximam do equilíbrio térmico, parâmetro T1 e a taxa de decaimento do sinal induzido, parâmetros T2 e T2*.

O parâmetro T1 mede a taxa de realinhamento no plano longitudinal, causado pela liberação da energia térmica dos núcleos no ambiente.

Os parâmetros T2 e T2* medem a taxa de realinhamento no plano transversal, representando a taxa da troca de energia entre núcleos próximos, por meio da interação dos campos magnéticos vizinhos e a inhomogeneidade do campo magnético local, respectivamente.

2.2.2.2 Aquisição da Imagem

A imagem de um exame de ressonância magnética é produzida localizando espacialmente o sinal por meio de gradientes de intensidades ortogonais entre si aplicados ao campo magnético. Na geração das fatias paralelas o campo magnético é aplicado na direção perpendicular ao plano da fatia [NOLL01]. Quanto maior a densidade do núcleo ativo, normalmente o hidrogênio, maior será o sinal e conseqüentemente a intensidade do *pixel* na imagem.

A aquisição da imagem MR manipula diversos parâmetros, dentre os quais podem-se citar:

- TR - tempo de repetição do pulso de energia (pulso de radiofrequência);
- TE – intervalo de espera entre a aplicação do pulso e a medição do sinal;
- T1 e T2 – característicos de cada tipo de tecido;

O método de aquisição Echo Planar Imaging (EPI) utiliza estes parâmetros para produzir uma imagem de 64 por 64 pixels em torno de 100ms [KLOSE+99].

O exame MRI é muito utilizado para a visualização dos tecidos moles da cabeça, do pescoço, do tórax, do abdômen, da pélvis, da espinha e do sistema muscular e ósseo [MANSSOUR98].

As principais vantagens desta modalidade são:

- detecção de doenças antes do aparecimento de grandes mudanças anatômicas ou fisiológicas;
- as imagens podem ser adquiridas em planos arbitrários, por meio de manipulação eletrônica, sem a necessidade de mudanças na postura do paciente;
- a ausência de radiação ionizante permite a realização de estudos freqüentes sobre o paciente.

Entre as desvantagens podem-se destacar:

- dificuldade no estudo de calcificações;
- suscetibilidade a movimentos do paciente durante a aquisição;
- inexistência de uma escala de valores absolutos na identificação dos materiais, pois existe uma sobreposição do espectro de sinal nos diferentes materiais;
- contra-indicado para pessoas cardíacas ou com aneurisma.

A figura 2.6 mostra a imagem de uma fatia do exame MRI da cabeça e a figura 2.7 uma fatia MRI do abdômen.

FIGURA 2.6 – IMAGEM DE EXAME MRI DA CABEÇA



FONTE: O autor

FIGURA 2.7 – IMAGEM DE EXAME MRI DO ABDÔMEN



FONTE: [MANSSOUR98] MANSSOUR, ISABEL H. Visualização Colaborativa de Dados Científicos com Ênfase na Área Médica, CPGCC/UFRGS, Porto Alegre, 118p, 1998.

2.2.3 Imagens de Ressonância Magnética Funcional (fMRI)

Existem diversas técnicas de aquisição de imagens para estudos funcionais do cérebro. Entretanto a aquisição de imagens de ressonância magnética funcional (fMRI) é a mais amplamente empregada para este fim [LURITO+00].

A aquisição por fMRI detecta mudanças no metabolismo cerebral por meio de métodos que se baseiam na variação do fluxo e do volume sanguíneo. A técnica BOLD (*Blood Oxygenation Level Dependent contrast*), introduzida por Ogawa et al [OGAWA+90], é a mais popular [NOLL01].

Após a obtenção das imagens fMRI, elas são submetidas a um processamento estatístico para determinar os focos de ativação do cérebro. O resultado desse processamento é denominado mapa de ativação cerebral.

A seguir serão descritos os fundamentos básicos de técnica BOLD e a forma de aquisição do mapa de ativação cerebral.

2.2.3.1 Fundamentos Básicos da Técnica BOLD

A técnica BOLD baseia-se nas propriedades diamagnética e paramagnética da hemoglobina, utilizando-as como um agente de contraste molecular intravascular.

Diamagnetismo é a propriedade que algumas substâncias possuem de magnetizarem-se com intensidade proporcional e no sentido oposto a um campo magnético externo. Se a substância for magnetizada no mesmo sentido do campo externo, será dita paramagnética.

A hemoglobina é uma proteína contida nos glóbulos vermelhos do sangue (hemácias) responsável pelo transporte do oxigênio no corpo humano. A incorporação e a cessão do oxigênio são realizadas por meio de 4 átomos de ferro da proteína. Quando ela está carregada com oxigênio, chama-se oxi-hemoglobina e, quando descarregada, denomina-se desoxi-hemoglobina.

Na desoxi-hemoglobina, cada átomo de ferro possui 4 elétrons sem par,

adquirindo característica fortemente paramagnética e alterando o campo magnético local ao seu redor. Tal condição reduz o tempo de realinhamento de T2 e T2*, provocando uma diminuição da intensidade do sinal no local.

Na oxi-hemoglobina, os 4 elétrons dos átomos de ferro estão em pares com os elétrons dos átomos de oxigênio, tornando-se fracamente diamagnética e gerando um sinal de ressonância magnética ligeiramente maior.

Quando ocorre uma atividade neural, existe um aumento das funções metabólicas, elevando o volume do fluxo sanguíneo por meio da liberação de óxido nítrico, substância vasodilatadora. Como o aumento de sangue arterial na região supera a discreta elevação da extração de oxigênio, no balanço final, a concentração de oxi-hemoglobina aumenta e a desoxi-hemoglobina diminui, intensificando o valor do sinal detectado pelo exame MRI. A variação deste sinal é da ordem de 1% a 5% em 1,5T.

Entretanto, regiões diferentes do cérebro apresentam níveis desiguais de variação do sinal, devido principalmente à quantidade de veias e artérias que irrigam a região. Portanto, a mesma região do cérebro pode se comportar diferentemente dependendo da atividade realizada pelo paciente. Por exemplo, o estalar dos dedos causa maior variação de sinal na estrutura motora cortical do que um movimento simples dos dedos da mão [LURITO+00].

A intensificação do sinal é aproximadamente linear em relação ao campo magnético externo. Assim, o sinal é duas vezes maior em campos magnéticos de 3T do que em 1,5T [NOLL01].

O aumento do fluxo sanguíneo demora em torno de 2 segundos para tornar-se mensurável e atinge o volume máximo cerca de 5 a 7 segundos depois [AMARO00].

2.2.3.2 Obtenção do Mapa de Ativação

As imagens de ressonância magnética funcional são baseadas na descoberta de padrões de ativação do cérebro. O paciente é monitorado durante os estados de repouso e estimulação. A diferença entre os dois estados é utilizada para determinar as regiões do cérebro que estão relacionadas às atividades comportamentais monitoradas.

A técnica BOLD utiliza imagens de exame MRI ponderadas em T2, por meio de seqüências EPI. Quando todo o cérebro está sendo analisado, geralmente são gerados volumes com aproximadamente 30 imagens, cada uma com 64 x 64 *pixels*. Porém, normalmente, o estudo se limita a apenas uma região do cérebro, diminuindo o número de imagens, a fim de ganhar resolução temporal.

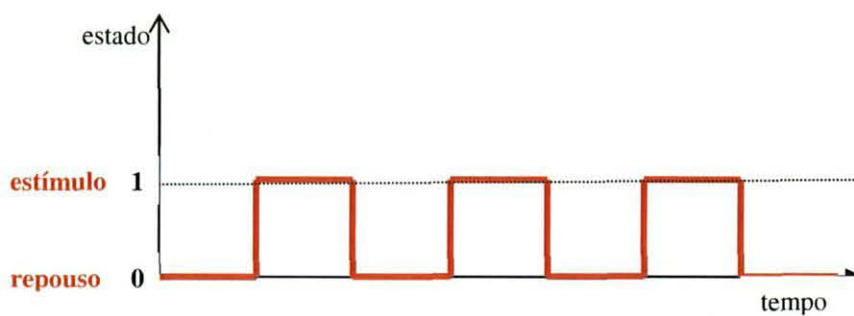
A determinação das regiões de ativação cerebral pela simples diferença entre simples imagens de repouso e de estimulação é inadequada devido à pequena variação do sinal. A solução mais comum é elaborar exames que alternam ciclos de repouso e de estimulação do paciente de mesma duração. O exame normalmente começa e termina com o estado de repouso. O exame de MRI obtém o volume cerebral em tempos repetidos, denominado TR. Por exemplo, um exame de 32 segundos e com TR igual a 2 segundos terá 16 volumes cerebrais, o que gera uma série temporal de valores para cada *pixel* das imagens de ressonância magnética.

Na seqüência são empregados métodos estatísticos para determinar a correlação da variação da intensidade do sinal entre os estados de repouso e estimulação. O objetivo é desclassificar *pixels* com algum nível de ativação, mas cuja série temporal não tenha correlação com uma dada função de referência. Esta função representa os estados de repouso e de estimulação do paciente no tempo e geralmente estão na forma de uma onda quadrada (também chamada de *boxcar*), onde as cristas indicam a estimulação e os vales o repouso, como ilustrado na figura 2.8.

Vários métodos estatísticos podem ser empregados para gerar o mapa de ativação. Os mais utilizados são baseados em regressão linear ou em análise de

correlação. Geralmente, os mapas de ativação também possuem um limiar de ativação definido pelo usuário, eliminando *pixels* com valor de ativação inferior ao limiar fornecido [LURITO+00].

FIGURA 2.8 – EXEMPLO DE FUNÇÃO DE REFERÊNCIA PARA O MAPA DE ATIVAÇÃO



FONTE: O autor

2.3 SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS

Na visualização multimodal, a fim de facilitar o diagnóstico médico, algumas imagens devem ser previamente segmentadas com o objetivo de delinear e identificar estruturas anatômicas importantes. Quando se está visualizando exames cerebrais, normalmente é necessário determinar os limites do córtex cerebral e identificar estruturas, tais como: ventrículos, cerebelo, bulbo, fissuras principais e lobos [VIERGEVER+01].

A seguir serão descritas as técnicas básicas de segmentação e posteriormente apresentados os principais métodos de segmentação de imagens do cérebro humano em imagens de ressonância magnética. Entretanto, está além do escopo deste trabalho fazer uma descrição completa das técnicas de segmentação de imagens médicas cerebrais.

2.3.1 Técnicas Básicas de Segmentação

A segmentação consiste em dividir uma imagem em porções distintas, levando-se em consideração as propriedades de descontinuidade e similaridade [GONZALEZ87]. As técnicas de segmentação podem ser classificadas em:

- limiarização (thresholding): Estas técnicas identificam os *pixels* que estão dentro de um intervalo de valores como pertencentes a uma mesma região. Elas são extremamente sensíveis ao ruído e não levam em consideração informações espaciais ou conhecimento prévio de especialistas médicos [PHAM00]. São mais rápidas e requerem menos recursos computacionais que outras técnicas de segmentação;
- segmentação baseada em bordas: Identificam descontinuidades da imagem reveladas pela variação relativamente abrupta dos valores dos *pixels*. Essas descontinuidades normalmente são fragmentadas em pontos isolados, linhas ou curvas. Após a identificação das descontinuidades, são executados

algoritmos de enlace que conectam tais fragmentos e geram os contornos. Normalmente esses algoritmos de enlace se baseiam em técnicas de percurso em grafos. Entretanto, pequenos ruídos encontrados na imagem podem conduzir o algoritmo à produção de curvas desconexas e sem significado, impossibilitando a determinação correta das bordas;

- segmentação baseada em regiões: Estas técnicas procuram agregar *pixels* vizinhos com características similares para formar uma região. Os algoritmos mais conhecidas são:
 - Crescimento de Região: A partir de um conjunto inicial de pontos (sementes), congrega-se a cada um deles novos pixels vizinhos que contenham propriedades similares (cor, intensidade, textura...). Um dos problemas é a seleção adequada de sementes que representem as regiões de interesse;
 - Divisão e Fusão: a imagem original é dividida recursivamente ou fundida. Dada uma proposição, uma região é dividida (por exemplo, em quatro novas regiões) se a proposição for falsa, caso contrário, se a proposição for verdadeira, a região é fundida.

Outra forma de classificar as técnicas de segmentação é quanto à interação humana. Elas podem ser divididas em:

- Manuais: Este método é trabalhoso e sujeito a erros devido à grande quantidade e complexidade de dados envolvidos [WELLS+96].
- Semi-automáticos: a intervenção humana é requerida apenas para fornecer características iniciais ou intermediárias aos algoritmos de segmentação;
- Automáticos: Não existe intervenção humana durante o processamento dos algoritmos de segmentação.

2.3.2 Dificuldades da Segmentação de Imagens de Ressonância Magnética

As imagens de ressonância magnética possuem algumas características que dificultam a segmentação. As principais são:

- Ruído, valor indesejável e aleatório que não pertence à imagem. Ele é gerado durante a aquisição e tipicamente representa de 2 a 5% da imagem. Pode ser reduzido se o tempo de aquisição da imagem for estendido [PHAM00]. As técnicas mais comuns para minimizar tal problema empregam filtros de suavização, filtros baseados na distribuição de Rayleigh, na difusão anisotrópica ou na equalização por histograma [BRUMMER93];
- Limitação da resolução espacial, também chamado de efeito dos volumes parciais, que está diretamente relacionado com a eficiência dos sensores dos equipamentos de aquisição. Quanto maior a limitação, menor será a exatidão entre as fronteiras dos tecidos cerebrais, facilitando a ocorrência de uma fronteira no meio de um *voxel*². O valor escalar do *voxel* será a integração de todo o espaço compreendido pelo *voxel*. Na literatura, alguns autores propõem algoritmos que esperam sempre que os *voxels* sejam formados por mais de um tecido e utilizam informação anatômica à priori, para calcular a probabilidade do *voxel* pertencer a algum tecido [NOE02];
- Inomogeneidades do campo magnético, que geram imagem de um mesmo tecido cerebral com intensidades de sinal diferentes. Essas variações são da ordem de 10% a 30% [KAPUR95]. Diversos métodos são apresentados na literatura para minimizar este problema, em sua

² Voxel é um acrônimo para *volume element*. Enquanto o pixel é um elemento da imagem em um plano, o voxel é um elemento de volume.

maioria, utilizando exclusivamente os valores de intensidade da imagem [WELLS+96, KAPUR95, SMITH00];

- Inexistência de uma escala absoluta que associe os valores de intensidade do sinal com o tipo do tecido do corpo humano, diferentemente do que acontece com as imagens da tomografia computadorizada. Em um mesmo exame de ressonância magnética, a idêntica intensidade de sinal pode ocorrer em diferentes tipos de tecido. Além disso, as intensidades dos sinais variam para cada exame, dependendo das características dos equipamentos e dos parâmetros de aquisição definidos nos exames.

2.3.3 Técnicas de Segmentação de Imagens de Ressonância Magnética

A segmentação em imagens da região da cabeça é comumente executada em exames de ressonância magnética ponderados em T1, porque possuem um baixo nível de ruído, adequada resolução espacial e bom contraste entre tecidos e ossos [PHAM00].

Conforme a necessidade das aplicações, a segmentação de imagens cerebrais tem um dos seguintes objetivos [KAPUR95]:

- Extrair o cérebro do interior da caixa craniana, uma vez que ambas podem estar conectadas espacialmente. Normalmente são empregadas técnicas de segmentação por limiar ou por regiões [LEMIEUX99], operações morfológicas e modelos deformáveis, cujo volume inicial irá se adaptar até convergir para o formato e tamanho adequado [SMITH00];
- Segmentar os tecidos cerebrais classificando-os como massa cinzenta, massa branca ou líquido cérebro-espinhal. Esta é uma área de pesquisa produziu muitos trabalhos científicos, dentre eles podemos citar: cadeias aleatórias de Markov, inicialmente introduzido por [GERMAN84] para melhorar a classificação com o uso de informações espaciais; texturas

[LACHMAN92]; algoritmos genéticos baseados em lógica fuzzy [XUE+00]; algoritmos genéticos empregados conjuntamente com os campos aleatórios de Markov [MILSZTAJN03]; o modelo Gaussiano de Mistura Fina descrevendo a distribuição das probabilidades dos tecidos [MULLER01]; uso de conhecimento a priori, por meio de atlas digital para impedir que *voxels* cercados por tecido branco sejam classificados como tecido cinza [LEEMPUT99] e arquitetura de agentes para integrar o resultado final de várias técnicas de segmentação [RICHARD+03].

- Identificar e delimitar estruturas anatômicas, tais como ventrículos, cerebelo, bulbo, fissuras principais e lobos.

As duas últimas abordagens normalmente são feitas em duas fases, extraíndo primeiro o cérebro da caixa craniana e depois aplicando os métodos de segmentação específicos.

3 VISUALIZAÇÃO VOLUMÉTRICA

Visualização Científica é a disciplina que trata da geração e interpretação das imagens a partir de um conjunto de dados, que podem ser complexos e multidimensionais, por meio do computador. A Visualização Científica normalmente se aplica a conjuntos de dados que representam fenômenos complexos, tendo como objetivo a extração de informações científicas relevantes [MCCORMIC+87].

Uma das áreas mais beneficiadas pela Visualização Científica é a Medicina, principalmente no que diz respeito a diagnósticos por imagens. Imagens médicas são usadas para visualizar as estruturas ou funções de partes do corpo humano e para detectar quando as características de alguma doença estão presentes. Com o desenvolvimento de técnicas de aquisição de imagens médicas, fornecendo informações mais detalhadas do ponto de vista de resolução e de distinção de tecidos, a capacidade e a fidelidade de diagnósticos por imagens foram ampliadas [MANSSOUR00]. Uma das abordagens mais usadas para a visualização de imagens médicas é a Visualização Volumétrica.

Visualização volumétrica é o conjunto de técnicas utilizadas na visualização de dados espacialmente associados a regiões de um volume, tendo como principal objetivo a representação de todo o volume, inclusive o interior, a fim de explorar sua estrutura e facilitar sua compreensão [MCCORMIC+87].

Visualização Volumétrica é utilizada em medicina para, por exemplo, gerar imagens tridimensionais a partir de fatias bidimensionais oriundas de exames realizados em pacientes. Seu objetivo é auxiliar o profissional nas tarefas de interpretação do diagnóstico, decisão terapêutica e conduta cirúrgica.

Além da medicina, visualização volumétrica é amplamente utilizada em disciplinas tais como sistemas de informação geográfica, geologia, bioquímica e meteorologia, para visualizar grandezas tais como densidade, pressão, temperatura, carga eletrostática e velocidade.

As técnicas de visualização volumétrica podem ser divididas em duas grandes classes: algoritmos de extração de superfícies (também denominado extração de iso-superfície, *surface fitting* ou *surface rendering*) e algoritmos de visualização direta de volumes (também denominado *rendering* direto ou *volume rendering*).

3.1 ALGORITMOS DE EXTRAÇÃO DE SUPERFÍCIES

Os algoritmos de extração de superfícies têm como objetivo modelar superfícies em pontos que apresentem o mesmo valor, a partir de limiares fornecidos pelo usuário, representando-as por meio de primitivas gráficas, tais como malha de polígonos ou linhas de contorno, sendo visualizadas por técnicas convencionais de computação gráfica.

A principal vantagem destes algoritmos é que são mais rápidos que aqueles de visualização direta de volumes e usam pouco espaço de armazenamento.

Sua desvantagem reside no fato de exibir apenas um subconjunto dos dados volumétricos por imagem. Isto pode ser contornado usando várias superfícies ao mesmo tempo com diferentes transparências e valores de limiar. No entanto, como cada superfície pode ser formada por muitas primitivas geométricas, a compreensão da cena pode ficar prejudicada.

Outra desvantagem é a geração ocasional de pedaços de superfícies falsos, devido às aproximações necessárias para ajustá-las aos pontos de mesmo valor, dificultando a visualização da cena. Além disso, estes algoritmos são incapazes de representar fenômenos amorfos como nuvens e fogo [PAIVA+99].

Exemplos desses algoritmos são *Marching Cubes* [LORENSEN+87], *Marching Tetrahedra* [SHIRLEY+90] e *Dividing Cubes* [CLINE+88].

3.2 ALGORITMOS DE VISUALIZAÇÃO DIRETA DE VOLUMES

Algoritmos de visualização volumétrica produzem a imagem diretamente a partir dos dados volumétricos, sem a necessidade de qualquer representação intermediária. Eles demandam maior capacidade de processamento, mas apresentam os dados originais sem aproximações, gerando imagens com boa qualidade. São especialmente apropriados para representar objetos amorfos, tais como nuvens, gás e fluidos.

Existem quatro principais abordagens de implementação [PAIVA+99]:

- Ordem da imagem (*forward mapping*) – Lança-se um raio imaginário a partir de cada *pixel* da imagem em direção do volume. Os *voxels* que o raio encontra irão compor o valor do pixel. Exemplos: *ray casting* [TUY+84] e *Sabella* [SABELLA88];
- Ordem dos objetos (*backward mapping*) – Percorrem-se os dados do volume e, para cada *voxel*, encontram-se os *pixels* da imagem que são afetados pela sua contribuição. Exemplos: *v-buffer* [UPSON+88] e *splatting* [WESTOVER90];
- Baseado em transformações geométricas – Aplicam-se transformações geométricas afins ao volume, com o objetivo de otimizar o processo. Posteriormente, emprega-se uma das duas estratégias anteriores. Exemplo: *Shear-Warp* [LACROUTE95];
- Baseado na mudança de base – O volume é primeiramente movido para outro domínio de valores para posteriormente gerar a imagem. O objetivo inicial desta abordagem era diminuir a complexidade dos algoritmos de visualização direta de volumes. Posteriormente, foi descoberta a capacidade de visualizar os dados volumétricos sem exigir seu remapeamento ao domínio original e sem a descompressão completa, reduzindo a necessidade de armazenamento e de comunicação em aplicações descentralizadas. Os

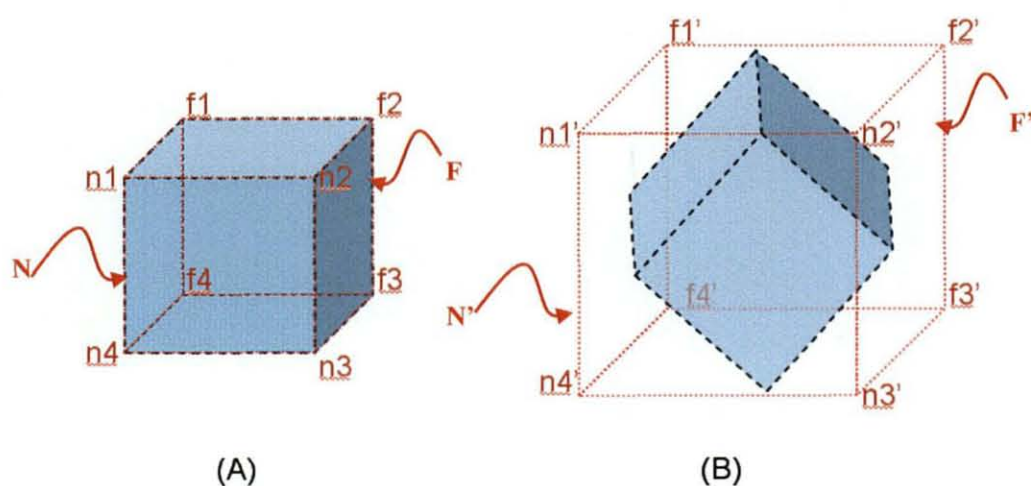
algoritmos podem ser baseados na transformada de *Fourier* [MALZBENDER+91] ou em *wavelets* [MURAKI93].

3.3 ALGORITMO RAY CASTING

Apesar de possuir um alto custo computacional, este algoritmo pode ser facilmente paralelizado, uma vez que os pixels da imagem são determinados através do lançamento de raios independentes. Existem várias implementações, otimizações e variações deste algoritmo na literatura, tais como em Levoy [LEVOY88 e LEVOY90], Upson et al. [UPSON+88], Seixas et al. [SEIXAS+94] e Dometerco [DOMETERCO02].

Inicialmente considere um *frustum* (volume de visualização) que envolve completamente o volume de dados, definido por dois planos paralelos N e F, cada um deles formado por quatro pontos descritos no sistema de coordenadas do volume de dados. O plano N é formado pelos pontos n_1 , n_2 , n_3 e n_4 e no plano F pelos pontos f_1 , f_2 , f_3 e f_4 , como mostrado pela figura 3.1 (A).

FIGURA 3.1 – VOLUME DE VISUALIZAÇÃO OU FRUSTUM. (A) FRUSTUM ORIGINAL; (B) FRUSTUM AJUSTADO PELO USUÁRIO



FONTE: O autor

Antes de produzir a imagem são aplicadas transformações afins aos pontos do *frustum* para adequá-lo ao ponto de vista do usuário, como representado pelos pontos $n1'$, $n2'$, $n3'$ e $n4'$ do plano N' e $f1'$, $f2'$, $f3'$ e $f4'$ do plano F' , vistos na figura 3.1 (B).

Os raios são então lançados do plano N' para o plano F' a partir dos pontos extremos do *frustum*. Assim, o primeiro raio é a aresta que liga o ponto $n1'$ ao ponto $f1'$ e os demais raios são lançados deslocando-se um *pixel* da imagem, percorrendo-a toda uma única vez. Apenas os raios que penetram a *bounding box* do volume de dados são processados. Esta verificação é feita comparando-se as coordenadas do raio com as extremidades da *bounding box*.

O raio lançado irá amostrar valores em pontos colineares e equidistantes com deslocamento igual ao de um pixel da imagem. Entretanto, como o volume é de natureza discreta, tais pontos normalmente não coincidem com as posições dos *voxels*, sendo necessário reconstruir e reamostrar os dados do volume. Este processo pode ser feito de maneira aproximada por meio de técnicas de interpolação.

Algumas técnicas de interpolação, tais como vizinho mais próximo, linear, convolução cúbica e B-spline podem ser aplicadas a cada uma das dimensões do volume para se obter o valor reconstruído no espaço tridimensional. A técnica do vizinho mais próximo processa mais rapidamente, mas pode introduzir artefatos de *aliasing* na imagem. A convolução cúbica e B-spline produzem resultados melhores com um custo computacional bem maior. A interpolação trilinear reduz os artefatos de *aliasing* a um custo computacional razoável e é a técnica mais utilizada em visualização volumétrica [LICHTENBELT+98].

O processamento das amostras de cada raio pode ser subdividido em quatro passos principais [DREBIN+88]: classificação, detecção de superfícies, iluminação e projeção.

3.3.1 Classificação

A classificação consiste em isolar estruturas particulares dentro do volume de dados sem explicitamente definir seus formatos ou extensões. Seu objetivo é mapear os valores escalares das amostras em cor e opacidade através de funções de transferência que são específicas a cada aplicação.

O mapeamento da cor gera uma representação visual dos materiais, enquanto a opacidade é utilizada para exibir seletivamente partes do volume, realçando estruturas de interesse e tornando transparentes porções que o usuário não deseja visualizar. A opacidade varia entre 0 e 1 e descreve a quantidade de luz incidente absorvida pelo *voxel*. O valor 1 representa opacidade completa.

A classificação exige que o usuário possua um certo conhecimento acerca do que espera encontrar no volume. Em aplicações como imagens médicas, os valores são razoavelmente conhecidos, no entanto, em aplicações como interpretação sísmica, esta etapa é crítica, pois o operador não sabe a priori o que encontrará no volume de dados. O histograma dos valores escalares do volume é muito utilizado nesta etapa, pois facilita a compreensão da distribuição destes valores.

A classificação pode ser binária ou probabilística. Um sistema de classificação probabilístico baseado apenas na intensidade do *voxel* foi proposto por [DREBIN+88]. Esta classificação assume que apenas dois tipos diferentes de materiais podem estar presentes no mesmo *voxel*. Deve-se estimar percentualmente a quantidade de cada material presente, definindo proporcionalmente sua cor e opacidade.

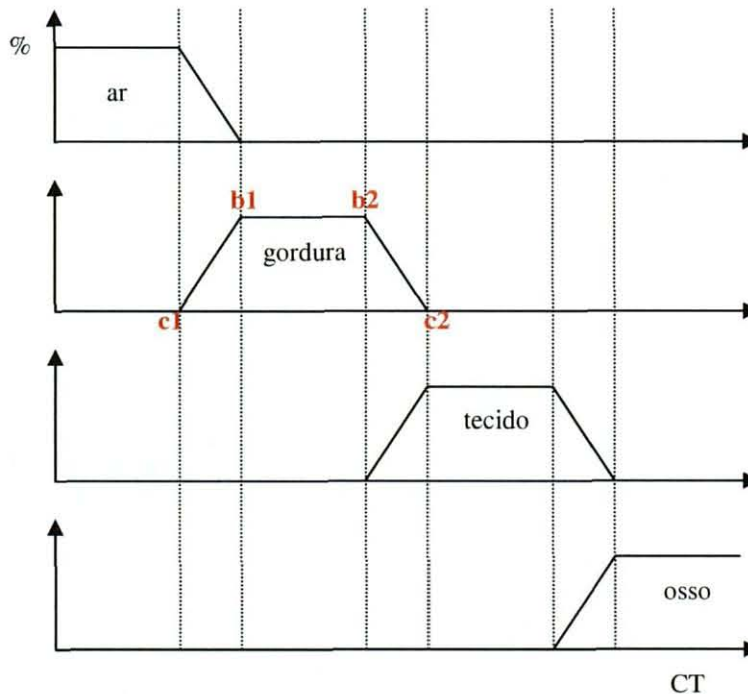
No caso particular de dados de CT, existem quatro tipos diferentes de materiais de acordo com seu valor de absorção do raio-x: ar, gordura, tecido e osso, que podem ser combinados em sete configurações:

- ar;
- mistura de ar e gordura;
- gordura;

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

A curva de probabilidade da presença do material no *voxel* se aproxima à forma trapezoidal. A figura 3.2 mostra a probabilidade (eixo y) de existirem os materiais ar, gordura, tecido e osso em uma amostra do volume de tomografia computadorizada, de acordo com a intensidade do sinal (eixo x). Nesta figura, a amostra com intensidade de sinal igual a “c1” não possui gordura, apenas ar. As amostras com intensidade entre “c1” e “b1” possuem uma mistura de ar e gordura. Quanto mais próximo do valor “b1”, maior a quantidade de gordura presente na amostra. As amostras entre “b1” e “b2” são formados exclusivamente por gordura. As amostras entre “b2” e “c2” são formados exclusivamente por gordura e tecido. As amostras entre “b2” e “c2” são compostas por gordura e tecido.

FIGURA 3.2 – CLASSIFICAÇÃO DE VALORES CT



FONTE: 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, 1993. **Anais do VI SIBGRAPI**, p. 303-312.

Como não existe em MR uma escala de valores absolutos para um determinado conjunto de materiais, a classificação baseada somente em valores de intensidade não funciona adequadamente, pois o mesmo valor pode estar associado a diversos tipos de materiais. Torna-se necessária, portanto, a segmentação das imagens antes de sua classificação [WELLS+96].

3.3.2 Detecção de Superfícies

Além das propriedades cor e opacidade, pode-se também especificar a densidade associada a cada material. Isso permite um maior controle sobre as superfícies que se deseja visualizar.

Uma superfície é estabelecida quando dois materiais de densidades diferentes se encontram. Deve-se notar, portanto, que não ocorre superfície entre dois materiais diferentes se eles tiverem o mesmo valor de densidade.

A detecção de superfície é feita por meio do cálculo do gradiente de densidade, o qual pode ser efetuado por diferença central [GEUS92]:

$$G_x = D(x + 1, y, z) - D(x - 1, y, z)$$

$$G_y = D(x, y + 1, z) - D(x, y - 1, z)$$

$$G_z = D(x, y, z + 1) - D(x, y, z - 1).$$

Este método utiliza apenas os seis *voxels* vizinhos por questões de eficiência computacional. Entretanto, o método é muito sensível à existência de ruídos, o que faz com que algumas vezes ele seja implementado utilizando os vinte e seis *voxels* vizinhos [PAIVA+99]. Por outro lado, quando o volume de dados possui pouco ruído, o custo computacional é muito maior que os benefícios finais quando se utiliza mais do que seis *voxels* vizinhos [GEUS92].

3.3.3 Iluminação

A iluminação modifica a cor da amostra, já definida na fase de classificação, com o objetivo de realçar a percepção tridimensional da imagem final, criando uma sensação de profundidade.

Existem diversos modelos de iluminação que estabelecem os fatores que influenciam a cor de um ponto numa superfície. Eles podem ser divididos em modelos locais e globais [FOLEY+90]. Os modelos globais geram imagens de melhor qualidade, levando em consideração a luz emitida diretamente pela fonte luminosa e a luz refratada transmitida pelos demais objetos da cena. Entretanto, os modelos globais são complexos e consomem muito recurso computacional para serem empregados na visualização volumétrica. A maioria dos sistemas de visualização utiliza os modelos locais, que se baseiam somente na reflexão da luz das fontes luminosas, computando a reflexão difusa e especular [PAIVA+99].

O modelo de iluminação local comumente utilizado na visualização volumétrica e em outras aplicações da computação gráfica foi proposto por Phong [PHONG75]. Nele, a intensidade da luz refletida para o observador é composta pela luz ambiente (uma luz com igual intensidade que atinge todas as superfícies, em todas as direções), pela reflexão difusa (calculada em função do ângulo que a luz incidente da fonte luminosa forma com o vetor normal à superfície) e pela reflexão especular (gerada em função do ângulo entre o observador e a luz refletida da fonte luminosa).

Na visualização volumétrica, as componentes difusa e especular são computadas somente quando for detectada uma nova superfície.

3.3.4 Projeção

A projeção consiste da composição (também chamada de *compositing*) das amostras e a sua projeção no plano, produzindo a imagem final a ser visualizada.

A composição determina a cor final do *pixel* da imagem, a partir de uma

aproximação do cálculo da propagação de luz através de um bloco de gel semi-transparente. Considerando somente os processos de interação da luz com o gel, pode-se descrever a interação da luz no âmbito da teoria de transporte [KRUGER91]. Isto significa que o valor do *pixel* pode ser gerado pela integração dos efeitos da interação da luz com cada uma das amostras ao longo do raio.

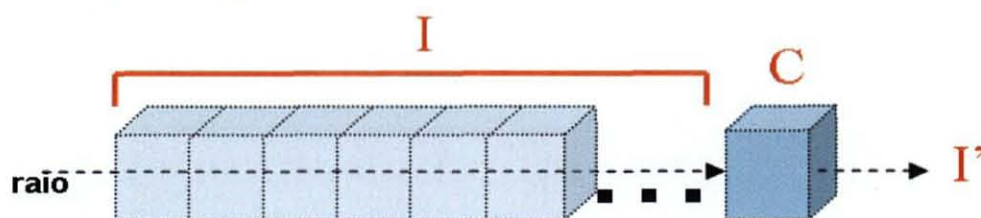
A composição pode ser feita no sentido do plano para o volume (*front-to-back* ou *forward*) ou do volume para o plano (*back-to-front* ou *backward*) [LICHTENBELT+98].

Antes de realizar a composição, a cor da amostra deve ser multiplicada por seu valor de opacidade, incorporando o aspecto de um objeto semi-transparente [GEUS92]. Na composição *front-to-back*, o valor do *pixel* pode ser obtido através do operador de composição *under* [PORTER+84], em sucessivas iterações, uma para cada amostra ao longo do raio, como segue:

$$I' = C \text{ under } I$$

Onde I' é a nova intensidade, C a cor da amostra e I a intensidade acumulada até a iteração anterior, como mostrado na figura 3.3.

FIGURA 3.3 – ITERAÇÕES DO RAIOS COM AS AMOSTRAS DO VOLUME



FONTE: O autor

Assumindo que C é a cor da amostra pré-multiplicada por sua respectiva opacidade, a implementação do operador *under* será [GEUS92]:

$$I' = [C * (1 - \alpha_i)] + I$$

onde α_i é a opacidade acumulada até a iteração anterior.

As projeções geométricas planares de um objeto em três dimensões no plano são definidas por raios que saem de um centro de projeção, passando através de cada ponto do objeto e atingindo o plano de projeção. Elas são divididas em duas classes: paralela e perspectiva. A distinção é em relação ao centro da projeção e ao plano de projeção. Se a distância entre eles é finita, então a projeção é em perspectiva. Se a distância é infinita, a projeção é paralela [FOLEY+90]. A projeção paralela ortogonal é a mais simples, consumindo pouco recurso computacional, sendo muito utilizada na visualização volumétrica.

3.4 VISUALIZAÇÃO INTEGRADA DE IMAGENS MULTIMODAIS

A visualização de imagens oriundas de diversas modalidades de aquisição não deve ser restrita à exibição de fatias adjacentes. Com a ajuda de ferramentas computacionais, dados podem ser processados com o objetivo de fazer a exibição da informação de forma mais efetiva [HILL93].

O objetivo da visualização integrada de imagens multimodais é exibir informações de diagnóstico existentes em diferentes modalidades de imagens para um referido especialista de forma integrada, compreensiva e eficiente [STOKKING+97]. A combinação de dados complementares de múltiplas modalidades pode revelar informações adicionais quando comparada com a interpretação separada das modalidades [LEVIN+89].

Normalmente a visualização dessas imagens é solicitada por médicos especialistas (psicólogos, radiologistas, neurologistas, etc) que não são peritos em ciência da computação, nem em processamento de imagens. Portanto as técnicas de visualização devem ser claras e de fácil entendimento [LOHMANN+01].

Bons resultados, sob o ponto de vista médico, podem ser conseguidos mesmo com técnicas bem simples. A questão de qual técnica de visualização é mais adequada é fortemente dependente da tarefa e do operador, impedindo a existência de

uma metodologia genérica de avaliação dessas técnicas. Portanto, a tarefa a ser executada deve ser especificada antes de se escolher uma técnica de visualização ou de comparar estas técnicas. Além disso, experiências com diferentes usuários mostraram que uma mesma técnica de visualização pode levar a reações de aprovação total, assim como à completa antipatia pela imagem final gerada [STOKKING+99].

Na seqüência serão discutidas as técnicas de visualização integrada de imagens multimodais que têm sido propostas na literatura. Estas técnicas, segundo Stokking et al. [STOKKING+97], podem ser agrupadas quanto aos tipos de dados em:

- 1) técnicas que combinam dados anatômicos de diferentes modalidades;
- 2) técnicas que combinam dados funcionais com dados anatômicos.

Um exemplo da integração do primeiro tipo é a união dos dados de CT e MRI empregadas nas cirurgias do crânio, usadas para determinar a localização precisa de uma lesão (advinda do exame MRI) com relação ao osso (advindo do exame CT) para obter um planejamento pré-operatório mais preciso.

Quanto ao segundo tipo, as informações anatômicas provêm uma estrutura de referência básica para uma correta interpretação espacial dos dados funcionais. Quando dados funcionais são usados isoladamente, a investigação dos processos funcionais e a sua correspondente correlação com as estruturas anatômicas são prejudicadas devido à baixa resolução das imagens funcionais. Em particular, nas imagens do cérebro, a exibição precisa dos dados funcionais e anatômicos é essencial para identificar regiões com funcionamento normal ou com patofisiologias [VALENTINO+91].

As técnicas de visualização, segundo Viergever et al [VIERGEVER+97], também podem ser agrupadas quanto ao número de dimensões apresentadas:

- 1) Técnicas de visualização 2D;
- 2) Técnicas de visualização 3D.

As técnicas de visualização integrada que serão descritas a seguir utilizam esta classificação. É importante observar que algumas técnicas são restritas apenas a

duas modalidades diferentes de imagens, porém outras podem simultaneamente mostrar três ou mais modalidades. Em determinadas tarefas, a combinação de mais de uma técnica pode ser vantajosa.

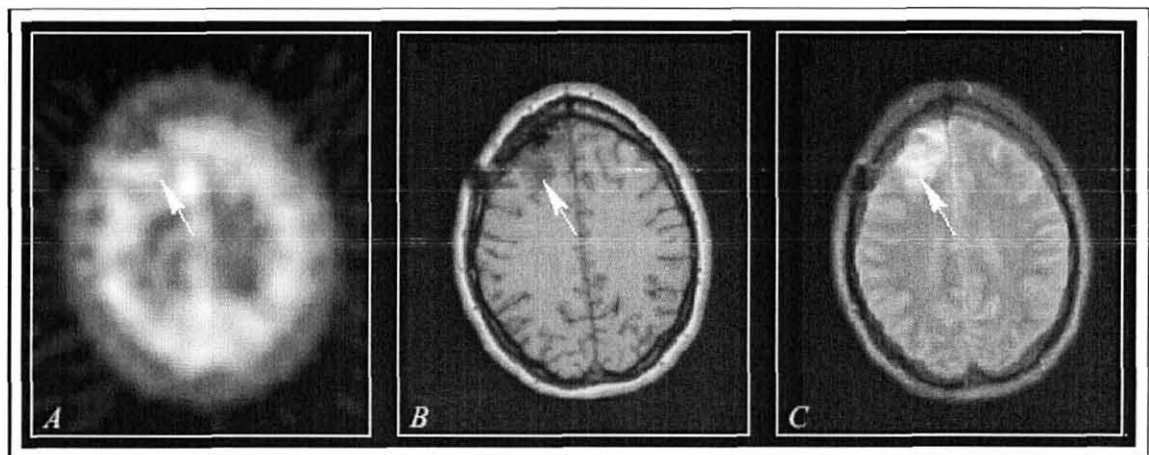
3.4.1 Técnicas de Visualização 2D

As técnicas de visualização 2D são técnicas que exibem somente imagens de duas dimensões inseridas em conjuntos de dados volumétricos, seja na forma de fatias ou por meio de projeções (normalmente ortogonais) desses conjuntos de dados volumétricos.

3.4.1.1 Exibição adjacente das imagens

A técnica de exibição adjacente apresenta fatias ou projeções de duas ou mais modalidades em múltiplas janelas de um mesmo monitor de vídeo ou em múltiplos monitores. Cada janela pode atuar independentemente no contraste, na suavização e em outras operações de processamento de imagens.

FIGURA 3.4 – EXIBIÇÃO DE IMAGENS COM CURSORES INTERLIGADOS. (A) IMAGEM SPECT COM PROJEÇÃO DE MÁXIMA INTENSIDADE; (B) IMAGEM MRI-T1; (C) IMAGEM MRI-T2.



FONTE: [VIERGEVER+97] VIERGEVER, M. A.; MAINTZ, J. B. A.; STOKKING, R. Integration of functional and anatomical brain images. *Biophysical Chemistry*, v. 68, pp.207-219, 1997.

Apesar de ser a técnica mais simples, é também uma das integrações mais efetivas de duas dimensões, especialmente quando a exibição das imagens pode ser feita usando cursores interligados, indicando as localizações correspondentes nas imagens de diferentes modalidades, como mostrado na figura 3.4.

3.4.1.2 Integração não seletiva

Integração não seletiva compreende técnicas que não requerem interação do usuário ou um conhecimento a priori. Estas operações são aplicadas em toda a imagem e dividem-se em:

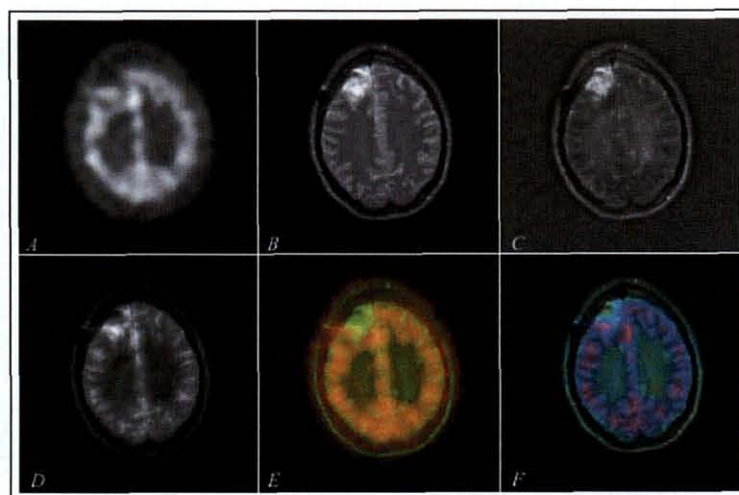
- Integração aritmética, onde operações aritméticas são executadas entre os valores de intensidade de duas imagens. A figura 3.5 (A) apresenta uma imagem de um exame SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography); (B) mostra uma imagem de MRI ponderado em T2; a imagem (C) foi obtida subtraindo a imagem (A) da imagem (B); e a imagem (D) foi produzida pela multiplicação da imagem (A) pela imagem (B);
- Exibição sobreposta de imagens com diferentes valores de opacidade;
- Empregar o espaço de cores para integrar dados de exames multimodais, como por exemplo, designar tons de uma cor para a informação funcional e tons de cinza para a informação anatômica [HOLMAN+91] ou designar a componente de saturação do modelo HSV para a informação funcional e o componente valor para o dado anatômico [VIERGEVER+97]. Na figura 3.5, a imagem (E) foi gerada designando os valores de intensidade da imagem (A) como o componente verde do modelo de cores RBG e os valores de intensidade da imagem (B) como o componente vermelho. A imagem (F) foi obtida designando os valores de intensidade de (A) como o

componente matiz do modelo HSV e os valores de intensidade de (B) como o componente valor. Na figura 3.6, a imagem foi obtida utilizando uma tabela de cores de 8 bits, onde 5 bits representam dados anatômicos de um exame MRI ponderado em T2 e 3 bits representam dados funcionais de um exame SPECT ;

- Checkerboard, onde a imagem é dividida em áreas alternadas que são associadas a diferentes modalidades, como em um tabuleiro de xadrez. Elas são apresentadas com diferentes valores de cinza ou de cores. A utilização de cores pode causar problemas quando o tamanho das áreas é muito pequeno, produzindo um efeito de borrão em áreas vizinhas, como mostrado na figura 3.7.

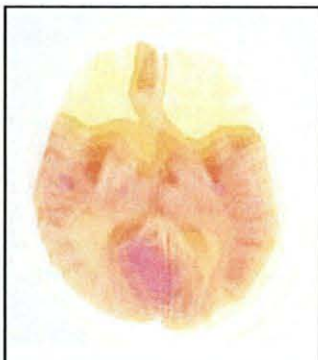
FIGURA 3.5 – INTEGRAÇÃO NÃO SELETIVA.

(A) IMAGEM DE EXAME SPECT;
 (B) IMAGEM DE EXAME MRI PONDERADO EM T2;
 (C) GERADO PELA SUBTRAÇÃO DE (A) POR (B);
 (D) GERADO PELA MULTIPLICAÇÃO DE (A) POR (B);
 (E) COMPONENTE VERDE DO MODELO DE CORES RGB USA OS VALORES DE INTENSIDADE DE (A) E O COMPONENTE VERMELHO USA OS VALORES DE (B);
 (F) COMPONENTE MATIZ DO MODELO HSV USA OS VALORES DE INTENSIDADE DE (A) E O COMPONENTE VALOR USA OS VALORES DE INTENSIDADE DE (B).



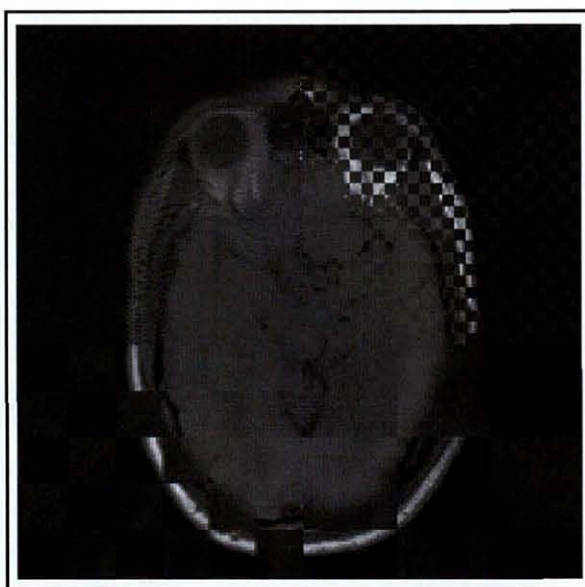
FONTE: [VIERGEVER+97] VIERGEVER, M. A.; MAINTZ, J. B. A.; STOKKING, R. Integration of functional and anatomical brain images. Biophysical Chemistry, v. 68, pp.207-219, 1997.

FIGURA 3.6 – INTEGRAÇÃO NÃO SELETIVA DO MODELO DE CORES. A IMAGEM FOI PRODUZIDA COM UMA TABELA DE CORES DE 8 BITS, ONDE 5 BITS REPRESENTAM MRI-T2 E 3 BITS REPRESENTAM SPECT.



FONTE: [HILL93] HILL, D. Combination of 3D Medical Images from Multiple Modalities. Tese de Doutorado. Image Processing Group, Radiological Sciences, Guy's Campus, University of London. United Kingdom, ps. 182, 1993.

FIGURA 3.7 – INTEGRAÇÃO NÃO SELETIVA CHECKERBOARD. A IMAGEM EXIBE INFORMAÇÕES MRI E PET, ONDE OS 4 QUADRANTES POSSUEM ÁREAS DE TAMANHO DIFERENTE. NO TOPO À ESQUERDA, ALTERNA-SE UM PIXEL. NO TOPO À DIREITA, 4 PIXELS, EMBAIXO À ESQUERDA, 16 PIXELS E EMBAIXO À DIREITA, 32 PIXELS.



FONTE: [STOKKING+99] STOKKING, R; VAN ISSELT, JW; VAN RIJK, P.P. Integrated Visualization of Functional and Anatomical Brain Data: a validation study. The Journal of Nuclear Medicine, v.40, p.311-316, 1999.

3.4.1.3 Integração Seletiva

A técnica da integração seletiva extrai ou demarca estruturas bem definidas de uma ou mais modalidades e subsequentemente visualiza essas estruturas sobrepostas às imagens de outras modalidades. Diferentemente da integração não seletiva, uma decisão deve ser feita, seja pelo usuário ou por um método automático, baseada no conteúdo das imagens no momento em que as estruturas devem ser extraídas ou delineadas.

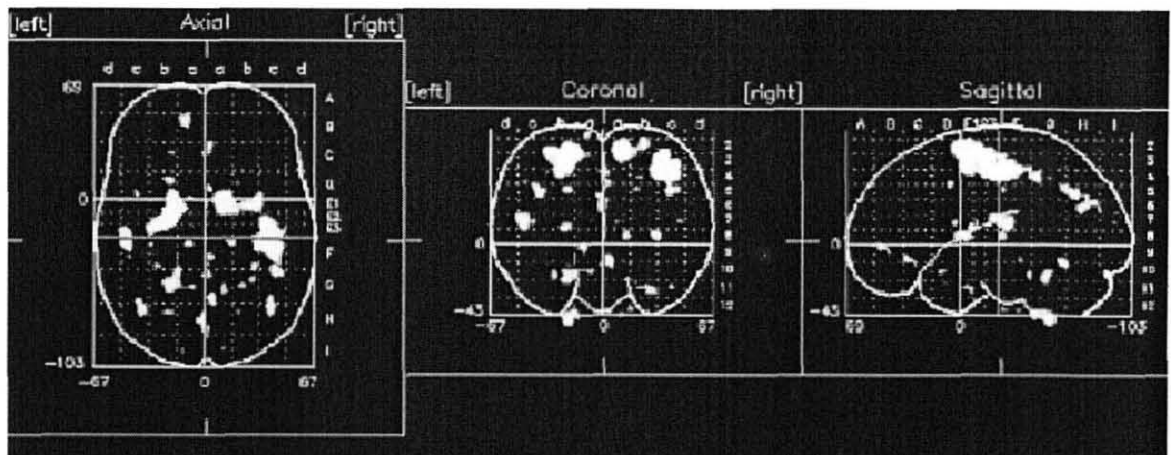
As imagens anatômicas permitem a identificação de várias feições que podem ser mescladas com a imagem funcional para fornecer uma estrutura de referência. A extração de feições em imagens funcionais não é aconselhável por causa da baixa resolução.

As estruturas normalmente utilizadas incluem o contorno do cérebro, o limite da matéria branca, o limite da matéria cinzenta, os ventrículos cerebrais, os sulcos principais do córtex, as fissuras, os limites lobulares e a localização e a extensão de uma região anormal (um tumor).

A seguir são descritas algumas abordagens da seleção interativa:

- **Fatia com janelas:** A fatia exibida é dividida em várias partes, de acordo com o interesse do usuário, e cada uma dessas partes apresenta um conteúdo provindo de outra fatia equivalente, em modalidade distinta. Uma fatia pode ser mostrada também com estruturas relevantes (pontos, contornos, objetos) extraídas de outra modalidade;
- **Projeção com contornos:** Uma ou mais projeções das imagens de atividade funcional são apresentadas adjacientemente. Cada projeção é exibida com uma grade de referência e possui o contorno do cérebro, normalmente obtido de imagens anatômicas [KÖNIG+99]. Um exemplo pode ser visto na figura 3.8.

FIGURA 3.8 – PROJEÇÃO DA MÁXIMA INTENSIDADE DE ATIVAÇÃO COM CONTORNOS DO CÉREBRO. PROJEÇÕES AXIAL, CORONAL E SAGITAL.



FONTE: KLOSE, U. et al. Functional Imaging with Magnetic Resonance. *Electromedica*, v. 67, n. 1, p. 27-36, 1999.

3.4.2 Técnicas de visualização 3D

A limitação mais evidente das técnicas de visualização 2D consiste no fato de que o observador é obrigado a estudar fatias consecutivas para posteriormente reconstruir mentalmente a figura em três dimensões.

A decomposição de um conjunto de dados em fatias 2D torna limitada a visualização de relacionamentos 3D, especialmente quando os relacionamentos estão amplamente espalhados sobre o cérebro, particularmente, quando uma informação está disseminada ao longo da direção no qual o volume foi fatiado. O usuário é forçado a analisar muitas fatias diferentes para reconhecer um simples relacionamento [HILL93]. As estruturas existentes no córtex cerebral geralmente são difíceis de identificar em imagens de duas dimensões. Com a ajuda de imagens 3D do cérebro, estruturas como giros, fissuras e sulcos são mais fáceis de visualizar, facilitando o estudo da anatomia cerebral. Além disso, uma representação 3D melhora a comunicação entre os especialistas clínicos.

A necessidade pela visualização de imagens 3D é mais acentuada em visualização integrada multimodal, onde a reconstrução mental de informações

multivariadas, em muitos casos, torna-se quase impossível.

Para auxiliar a exibição de todas as informações relevantes, várias técnicas de visualização 3D têm sido reportadas.

3.4.2.1 Cursores interligados em 3D

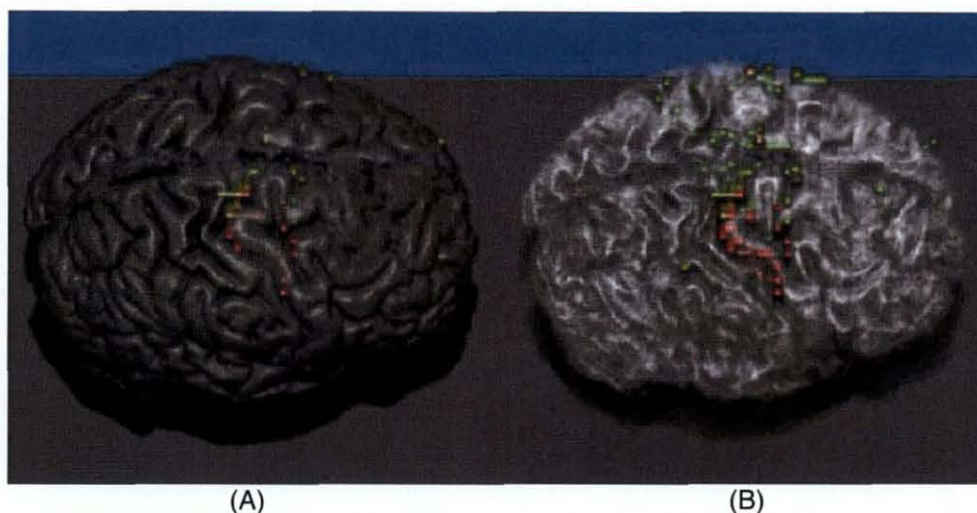
A utilização de cursores interligados pode ser estendida à visualização 3D, correlacionando uma posição dentro de uma imagem 3D com a correspondente posição na imagem 2D de outra modalidade. As possibilidades de interação do usuário com a apresentação devem ser claramente delimitadas, por exemplo, com linhas na imagem 3D indicando a localização exata da fatia de outra modalidade.

3.4.2.2 Apresentação por técnicas padrões de visualização volumétrica

Dentro de um mesmo conjunto de dados volumétrico pode haver informações integradas de várias modalidades. Essas informações multimodais podem ser mostradas por técnicas padrões de visualização volumétrica, tais como:

- Visualização por Gel: Informações de uma modalidade recebem o valor de opacidade mais baixa que de outra. Para evitar que informações funcionais fiquem encobertas por outras estruturas, normalmente os dados anatômicos recebem opacidade bem mais baixa que os dados funcionais, como mostrado na figura 3.9;
- Visualização por Membranas: Consiste em atribuir opacidade zero onde não existe superfície. Dessa forma, ficam transparentes as regiões ocupadas por materiais com densidades iguais e somente as superfícies entre materiais com densidades diferentes ficam visíveis. Normalmente os dados anatômicos recebem este tratamento e os dados funcionais são exibidos com opacidade bem maior.

FIGURA 3.9 – USO DE OPACIDADE. (A) EXIBE APENAS FOCOS DE ATIVAÇÃO PRÓXIMOS A SUPERFÍCIE. EM (B) OS TECIDOS CEREBRAIS RECEBERAM MAIOR TRANSPARÊNCIA, PERMITINDO EXIBIR FOCOS DE ATIVAÇÃO MAIS INTERNOS.



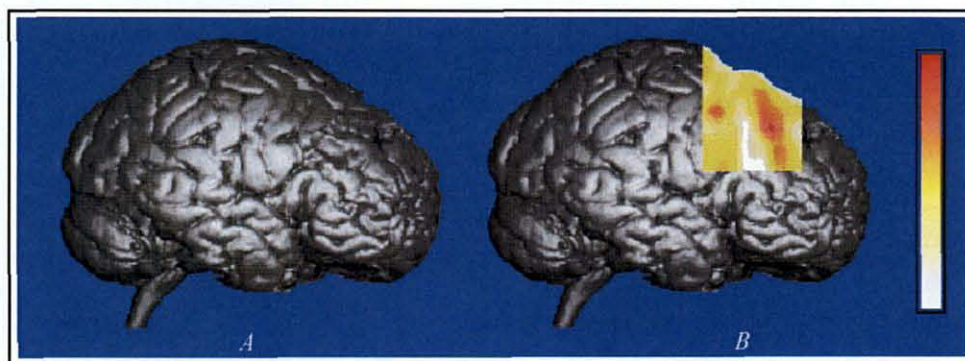
FONTE: VIERGEVER, M. A. et al. Registration, segmentation, and visualization of multimodal brain images. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, v. 25, p. 147-151, 2001.

3.4.2.3 Janela Multimodal

Nesta técnica, uma das modalidades é usada como referência e regiões de imagens de outra modalidade são extraídas e sobrepostas à primeira [LEVIN+89]. Dessa forma, uma janela dentro da imagem principal revela informações de outra modalidade. As informações que são visualizadas dentro desta janela são dependentes do ponto de visão.

Na figura 3.10, a imagem da esquerda representa o hemisfério direito do cérebro obtido com exame MRI-T1. Existe um tumor neste cérebro que pode ser identificado pela estrutura deteriorada no lobo frontal superior. A imagem da direita possui uma janela multimodal exibindo a projeção de máxima intensidade advinda de um exame SPECT. Esses dados funcionais mostram um aumento da perfusão sanguínea nas vizinhanças da região atingida pelo tumor.

FIGURA 3.10 – EXIBIÇÃO DE JANELA MULTIMODAL – A IMAGEM “A” MOSTRA O CÓRTEX CEREBRAL ADVINDO DE MRI-T1 E A IMAGEM “B” MOSTRA O MESMO CÓRTEX COM UMA JANELA MULTIMODAL DE DADOS FUNCIONAIS ADVINDOS DE SPECT.



FONTE: [VIERGEVER+97] VIERGEVER, M. A.; MAINTZ, J. B. A.; STOKKING, R. Integration of functional and anatomical brain images. **Biophysical Chemistry**. v. 68. pp.207-219. 1997.

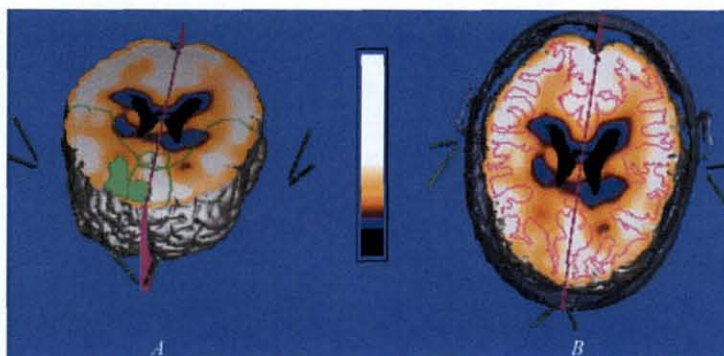
3.4.2.4 Plano de corte multimodal

A estabelecida utilização da técnica de planos cortantes indica que ela é uma poderosa técnica para a investigação de dados clínicos [POLIAKOV+99].

A técnica do plano de corte multimodal utiliza dois ou mais planos cortantes para remover parte do volume e exhibe, na região exposta, informações de outra modalidade. Essas informações podem ser projetadas nas superfícies dos planos de corte, como mostrado na figura 3.11. As informações que são projetadas nos planos são basicamente imagens de duas dimensões, e podem, portanto, ser geradas com o uso das técnicas de visualização 2D, descritas anteriormente.

A figura 3.11 exhibe o cérebro dividido por apenas um plano de corte. A técnica de integração seletiva foi utilizada para gerar as imagens de duas dimensões projetadas no plano de corte, reunindo feições anatômicas e dados de atividade funcional. Na imagem à esquerda, a extensão de um tumor e algumas divisões do cérebro estão em cor verde. Na imagem à direita, o limite entre a matéria branca e cinza está em cor púrpura.

FIGURA 3.11 – PLANO DE CORTE MULTIMODAL. A IMAGEM PROJETADA NO PLANO DE CORTE REÚNE INFORMAÇÕES FUNCIONAIS E FEIÇÕES ANATÔMICAS (DIVISÕES DO CÉREBRO, VENTRÍCULOS, LIMITE DA MASSA BRANCA E CINZENTA).



FONTE: [STOKKING+99] STOKKING, R; VAN ISSELT, JW; VAN RIJK, P.P. Integrated Visualization of Functional and Anatomical Brain Data: a validation study. *The Journal of Nuclear Medicine*, v.40, pp.311-316, 1999.

A figura 3.12 exibe o hemisfério direito do cérebro com uma área removida por planos de corte. No interior deste espaço removido são exibidas, na forma de esferas, regiões de atividade funcional, denominadas ROIs (*regions-of-interest*). A atividade funcional também foi projetada na superfície do córtex.

FIGURA 3.12 – PLANO DE CORTE MULTIMODAL COM FOCOS DE ATIVAÇÃO FUNCIONAL EM REGIÕES DE INTERESSE (ROIS).

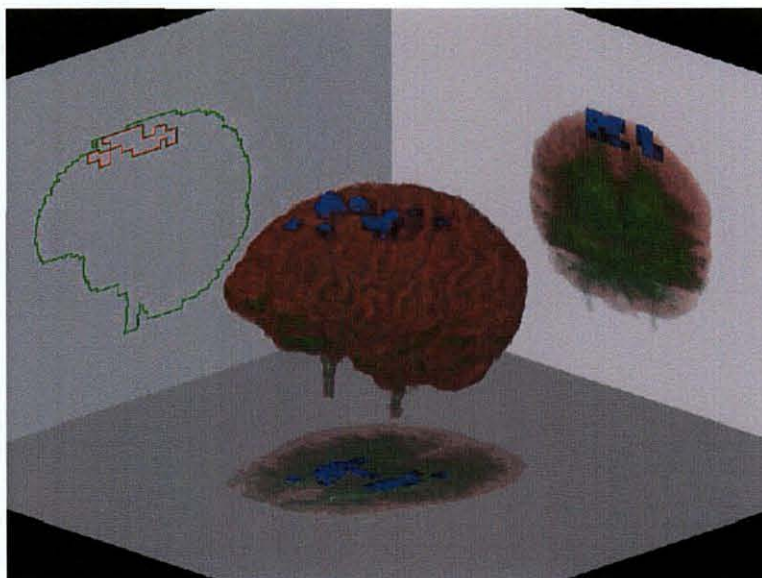


FONTE: [WELSH+01] WELSH, TOMIHISA; MUELLER, KLAUS, ZHU, WEI; VOLKOW, NORA; MEADE, JEFFREY. Functional Imaging with Magnetic Resonance. *IEEE Visualization 2001*, October 26, 2001.

3.4.2.5 Visualização 3D com projeções 2D

Numa técnica denominada *Magic Mirrors* [KÖNIG+99], a visualização volumétrica é aprimorada com a adição de três diferentes visões do objeto. Essas visões múltiplas são realizadas pelo posicionamento de três planos: inferior, direito e esquerdo, como mostrado na figura 3.13. Cada plano recebe uma projeção ortogonal do volume. Cada uma das projeções pode ser gerada empregando as técnicas de visualização 2D, descritas anteriormente.

FIGURA 3.13 – VISUALIZAÇÃO 3D COM PROJEÇÕES 2D - MAGIC MIRRORS



FONTE: [KÖNIG+99] KÖNIG, A.; DOLEISCH, H.; GRÖLLER, E. Multiple Views and Magic Mirrors – fMRI Visualization of the Human Brain. In: SPRING CONFERENCE ON COMPUTER GRAPHICS, 15, 1999, Budmerice. Proceedings of the 15th Spring Conference on Computer Graphics, 1999, p. 130-139.

3.4.2.6 Mapeando texturas sobre a superfície

As atividades funcionais do cérebro estão localizadas principalmente na matéria cinzenta [VALENTINO+91], que se encontra logo abaixo da superfície, com cerca de 2mm a 10mm de espessura. Uma forma de visualizar essas atividades é

destacar as partes da superfície situadas próximas a esses locais [KLOSE+99].

A técnica de mapeamento proposta por Levin et al. [LEVIN+89] recolhe amostras da atividade funcional ao longo da direção de visualização. A partir dessas amostras, um valor é calculado e uma cor lhe é atribuída sobre a superfície. Esta abordagem traz problemas porque a atividade funcional vizinha pode influenciar a intensidade mapeada, em menor ou maior grau, conforme a angulação de visão. Essa dependência com o ângulo de visão reduz a habilidade de localizar corretamente a posição da ativação.

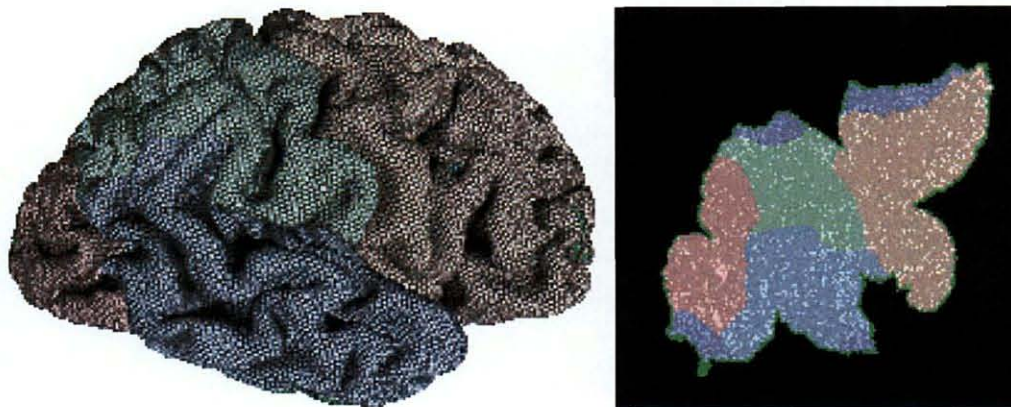
A técnica de fusão normal [STOKKING+97] supera esse problema por gerar um segundo raio com a direção do gradiente reverso (normal interna) da superfície para amostrar a atividade funcional local. A fusão normal segue a curvatura do cérebro para calcular a região de atividade subcortical, criando uma visualização independente da direção de visão. Esta abordagem tem sido um sucesso e os resultados confirmam que o método adiciona valor de diagnóstico às imagens geradas [STOKKING+99].

Uma área de 60% a 70% da superfície do cérebro está escondida dentro de dobras ou fissuras e não pode ser facilmente visualizada [HURDAL+01]. Essa característica pode dificultar a avaliação adequada de certos focos de ativação funcional se estes forem mapeados na superfície cortical original. Sendo assim, algumas técnicas modificam a superfície cerebral para facilitar a identificação dos focos de ativação.

No trabalho de Lohmann et al. [LOHMANN+01], a matéria branca é segmentada, separando-a da matéria cinzenta e de qualquer outro tecido cerebral. Dessa forma, as indentações corticais tornam-se mais pronunciadas e visíveis. As áreas de ativação são então projetadas sobre uma superfície artificial que recobre a matéria branca. Se desejado, essa superfície pode ser rebaixada para se aproximar das indentações da massa branca por meio de parâmetros fornecidos pelo usuário. Os focos de ativação são projetados no ponto mais próximo dessa superfície. No trabalho de Hurdal et al. [HURDAL+01], após o mapeamento dos focos de ativação funcional,

a superfície cortical é esticada em um mapa plano que se aproxima de uma projeção conforme (flat map), como mostra a figura 3.14. Entretanto, as áreas de ativação podem ser divididas em 2 partes que são projetadas em regiões separadas, rompendo com a adjacência espacial [LOHMANN+01]. A utilização de mapas planos na rotina clínica ainda não está consolidada, mas eles constituem ferramentas úteis para pesquisas devotadas ao entendimento da estrutura e funcionamento do cérebro humano.

FIGURA 3.14 – HEMISFÉRIO ESQUERDO DO CÉREBRO E O SEU RESPECTIVO FLAT MAP



FONTE: [HURDAL+01] HURDAL, MONICA K.; KURTZ, KEVIN W.; BANKS, DAVID C. Case Study: Interacting with Cortical Flat Maps of the Human Brain. **IEEE Visualization 2001**, October 26, 2001.

4 PLATAFORMA DE VISUALIZAÇÃO MULTIMODAL

A principal contribuição deste trabalho consiste numa plataforma de ferramentas que facilitam a visualização volumétrica de exames médicos cerebrais, denominada “Plataforma de Visualização Multimodal”. O termo multimodal se deve à possibilidade de visualizar exames anatômicos e funcionais de forma independente ou integrada, permitindo percepções diferentes do cérebro sendo estudado.

As informações anatômicas empregadas no trabalho são provindas de exames de tomografia computadorizada, apropriados para a visualização dos ossos do crânio, e exames de ressonância magnética, que facilitam a observação dos tecidos de massa cinzenta e de massa branca do cérebro. As informações funcionais, por sua vez, foram obtidas de mapas de ativação cerebral gerados a partir de exames da ressonância magnética funcional, com o objetivo de visualizar os focos de ativação.

O objetivo desta plataforma de visualização é auxiliar o estudo, o mapeamento pré-operatório, o diagnóstico e o acompanhamento de doenças cerebrais. As seguintes funcionalidades estão dispostas na forma de ferramentas:

- Segmentação do córtex cerebral utilizando o algoritmo *flood fill*;
- Atenuação das irregularidades da superfície do córtex utilizando o fechamento morfológico;
- Visualização volumétrica multimodal baseada no algoritmo *ray casting*.

Cada ferramenta pode ser utilizada independentemente das outras, pois elas lêem as informações volumétricas no formato DICOM 3.0 e gravam o resultado do processamento em um novo conjunto de dados também no formato DICOM 3.0. DICOM é um padrão de aquisição e transmissão de imagens médicas digitais, desenvolvido pela Associação Nacional de Fabricantes de Equipamentos Elétricos dos Estados Unidos em conjunto com o Colégio Americano de Radiologia. Neste padrão, cada imagem é armazenada fisicamente em um arquivo e os arquivos estão agrupados em diretórios, chamados de seções. Cada seção representa uma série. As imagens de

uma mesma série obrigatoriamente são da mesma modalidade e provindas do mesmo exame. A definição completa desse padrão está disponível em meio eletrônico [DICOM01].

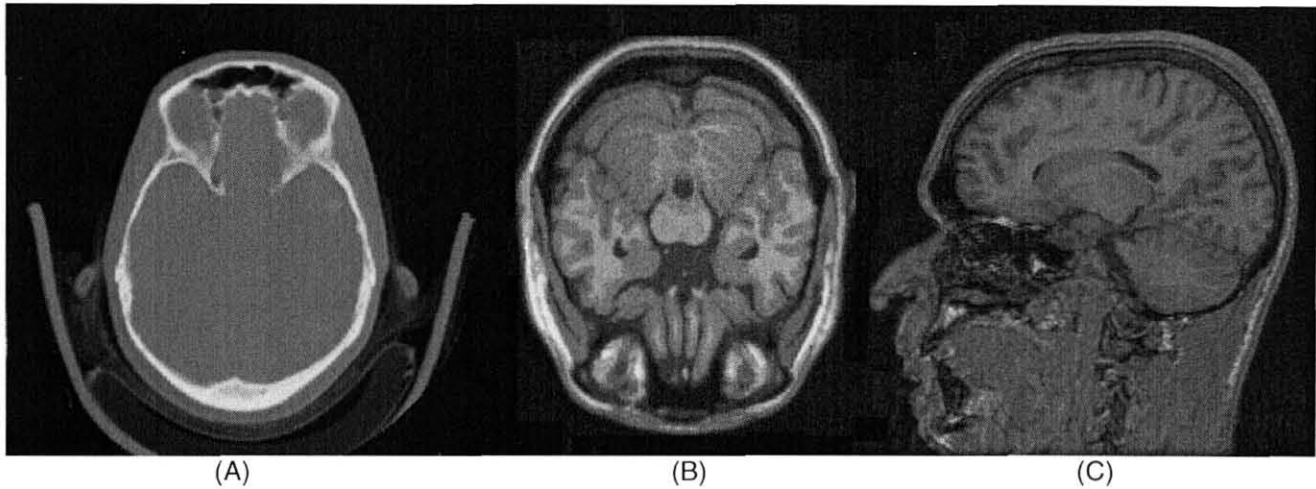
Nas próximas seções serão descritos os volumes de dados utilizados, os recursos computacionais empregados e serão detalhados os algoritmos implementados nas ferramentas. Todas as imagens volumétricas apresentadas a seguir foram geradas com a ferramenta de visualização volumétrica multimodal da plataforma.

4.1 VOLUMES DE DADOS

Para validar a plataforma de visualização foram empregados quatro volumes de dados correspondentes a exames médicos da região da cabeça. Esses volumes de dados pertencem a um exame de tomografia computadorizada, dois exames de ressonância magnética e um de ressonância magnética funcional.

A tomografia computadorizada foi realizada em um paciente saudável, do sexo feminino, com 32 anos. Foi utilizado um tomógrafo da marca *ELSCINT*, modelo *CT TWIN*. O exame é composto de 56 imagens, com resolução de 512 por 512 *pixels*. A distância entre as imagens é de 2,5mm e a distância entre os *pixels* é de 0,48828125mm, tanto na horizontal como na vertical. Essas imagens foram cedidas pelo instituto DAPI de Curitiba no formato DICOM 3.0. A figura 4.1 (A) mostra uma fatia desse exame. Doravante, para facilitar o entendimento do texto, esse conjunto de dados será designado como “imagens de CT”.

FIGURA 4.1 – EXEMPLOS DE IMAGENS UTILIZADAS NA PLATAFORMA DE VISUALIZAÇÃO. (A) OBTIDA DE EXAME DE CT (POSIÇÃO AXIAL); (B) OBTIDA DE UM SIMULADOR DE MRI DO SIMULATED BRAIN DATABASE [BRAINWEB03] NA POSIÇÃO AXIAL; (C) OBTIDA DE EXAME DE MRI DO DAPI NA POSIÇÃO SAGITAL.



FONTE: O autor

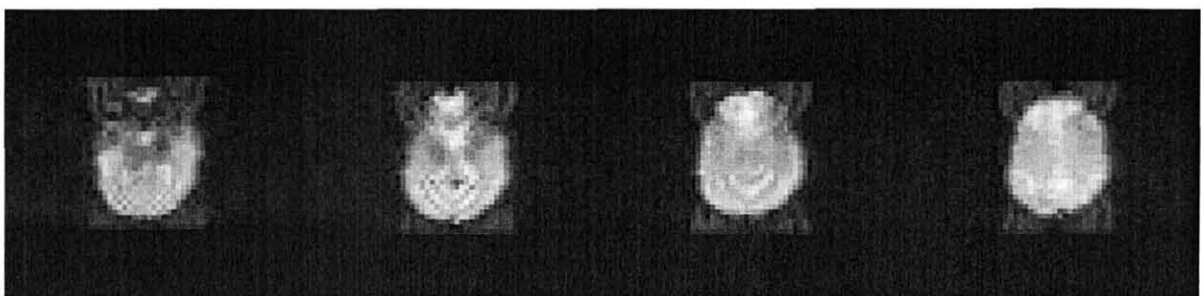
O primeiro conjunto de imagens de ressonância magnética foi obtido da base de dados *Simulated Brain Database* (SBD) [BRAINWEB03]. Esses dados são mantidos e disponibilizados na *Internet* pelo *Montreal Neurological Institute* da Universidade *McGill*, em colaboração com o *Montreal Neurological Institute and Hospital*, no Canadá. Os dados foram produzidos artificialmente, por meio de um simulador de imagens de ressonância magnética. Este simulador tem o objetivo de gerar imagens em um ambiente controlado, facilitando a avaliação e a comparação de desempenho de métodos de análise de imagens. O simulador utiliza vários exames reais da cabeça de diferentes pacientes adultos para compor um volume de dados, onde se pode definir a espessura das fatias, as distâncias entre os *pixels* das imagens, o nível de ruído, o grau de inhomogeneidade, o tipo de exame de ressonância magnética (T1, T2 ou T2*) e se o paciente é saudável ou sofre de esclerose múltipla. Os dados utilizados neste trabalho foram parametrizados com uma distância de 1mm entre as fatias e entre os *pixels*; com 3% de ruído e 20% de inhomogeneidade. O simulador gerou 181 imagens de um cérebro sem enfermidades, na posição axial, ponderando o exame em T1. As imagens são fornecidas em arquivos individuais, em uma seqüência de bytes representando a

intensidade do sinal da ressonância magnética. A figura 4.1 (B) mostra uma fatia desse conjunto de dados. No restante deste texto, esses dados serão designados como imagens “MRI SBD”.

O segundo conjunto de dados de ressonância magnética foi obtido de um paciente masculino adulto, sem enfermidades, na posição sagital. Para realizar este exame foi utilizado o equipamento *Genesis Signa* da empresa *General Eletric*. O exame foi ponderado em T1, sendo composto de 100 imagens com 256 *pixels* na horizontal e na vertical. A distância entre as imagens é de 1,5mm e a distância entre os *pixels* é de 1,015625mm, tanto na horizontal como na vertical. Essas imagens foram cedidas pelo instituto DAPI de Curitiba no formato DICOM 3.0. A figura 4.1 (C) mostra uma fatia desse exame. Doravante, este conjunto de dados será designado como imagens “MRI DAPI”.

O conjunto de dados de ressonância magnética funcional foi obtido como resultado de um experimento realizado pelo instituto DAPI de Curitiba em um paciente adulto saudável do sexo feminino, na posição axial. Para efetuar este exame foi também utilizado o equipamento *Genesis Signa* da empresa *General Eletric*, que gerou as imagens em formato DICOM 3.0. Conforme relatado por Dometerco [DOMETERCO02], o experimento teve a duração de seis minutos, dentro dos quais se intercalavam períodos iguais de 30 segundos de repouso e de estímulo. O estímulo a que o paciente era submetido consistia na identificação visual de algumas imagens. Aproximadamente a cada 2,8 segundos, obtinha-se um novo conjunto de quatro imagens da mesma região do cérebro, totalizando 512 imagens. A resolução de cada

FIGURA 4.2 – IMAGENS fMRI UTILIZADAS NA PLATAFORMA DE VISUALIZAÇÃO.



FONTE: O autor

imagem é de 64 por 64 *pixels*. A distância entre as imagens é de 12mm e a distância entre os *pixels* na horizontal é de 6,249913mm e na vertical 6,25mm. A figura 4.2 mostra um conjunto de 4 imagens obtidas nesse experimento durante o período de estímulo. Doravante, essas imagens de ressonância magnética funcional serão designadas como “imagens fMRI”.

4.2 RECURSOS COMPUTACIONAIS

Para facilitar as comparações de desempenho dos algoritmos, os recursos computacionais utilizados nesse trabalho estão descritos abaixo:

- microcomputador com um processador Intel Pentium III de 750 MHz, com 512 MB de memória, sem placa aceleradora de vídeo;
- sistema operacional Microsoft Windows XP Professional 2002.

Foi utilizada a linguagem Java, compatível com a versão 1.3.1 da empresa Sun Microsystems e empregada a máquina virtual 1.3.1-b24 da empresa Borland Software Corporation.

Foram empregadas as classes da biblioteca padrão do JBuilder7.0.1, da Borland Software Corporation, para executar funções relacionadas ao gerenciamento de arquivos e classes da biblioteca Java3D, da Sun Microsystems, para realizar operações com matrizes.

4.3 SEGMENTAÇÃO DO CÉREBRO HUMANO

A visualização de imagens da região da cabeça em conjunto com a identificação dos diferentes tipos de tecidos cerebrais torna a compreensão dos exames médicos mais fácil e rápida, sendo os exames de ressonância magnética, ponderados em T1, os mais recomendados para identificar os tecidos cerebrais.

Normalmente os algoritmos de visualização volumétrica, tais como o *ray casting*, utilizam os valores de intensidade dos *voxels* para identificar o tipo de

material e associar a eles cor, transparência e densidade. Em exames de tomografia computadorizada, por exemplo, existem valores típicos de intensidade que são utilizados independente do exame realizado. Entretanto, em imagens de ressonância magnética, por causa da ausência de uma escala absoluta, a classificação baseada somente em valores de intensidade não funciona adequadamente, sendo necessário segmentar estas imagens antes de serem classificadas.

O objetivo dessa ferramenta de segmentação é extrair o cérebro do interior da caixa craniana para facilitar a sua visualização, para que o algoritmo de visualização projete os focos de ativação na superfície do córtex cerebral e para calcular a profundidade das ativações cerebrais com relação a essa superfície.

Conforme relatado por Lemieux [LEMIEUX99], a extração do cérebro normalmente é feita por meio de técnicas de segmentação por limiar ou por região. Dessa forma, optou-se pela implementação do algoritmo *flood fill* em três dimensões, estendendo a implementação recursiva em duas dimensões descrita por Foley et al. [FOLEY+90].

O algoritmo *flood fill*, na sua versão mais simples, é muito rápido, mas requer muita memória alocada para a pilha, devido à recursividade em três dimensões do algoritmo.

Este método é semi-automático, pois necessita a seleção de uma semente e dos limiares de intensidade. Outro problema encontrado é que algumas regiões do cérebro e do crânio estão conectadas espacialmente, sendo que, nas imagens de ressonância magnética, essas conexões não podem ser separadas de maneira tão simples, com critérios baseados apenas nos limiares de intensidade.

Na ferramenta de segmentação implementada, o usuário seleciona primeiro a fatia do exame e depois, com o *mouse*, seleciona a semente daquela fatia. Então, são especificados os seguintes dados:

- limiar inicial e final da intensidade de sinal;
- coordenadas de segmentos de reta que representarão planos limitadores

da expansão do algoritmo;

- modo de gravação (binário ou preservando as intensidades de sinal original).

Não é objetivo deste trabalho realizar testes comparativos com outros métodos de segmentação. O objetivo desta ferramenta consiste em fornecer apenas um método de segmentação que pudesse exemplificar a necessidade da extração do córtex cerebral para a plataforma de visualização multimodal. Porém, a simples comparação visual dos resultados obtidos com outra ferramenta de segmentação comprovaram que este algoritmo de segmentação precisa ser aperfeiçoado, principalmente no que tange ao efeito dos volumes parciais e o processo de desconexão da caixa craniana do córtex cerebral.

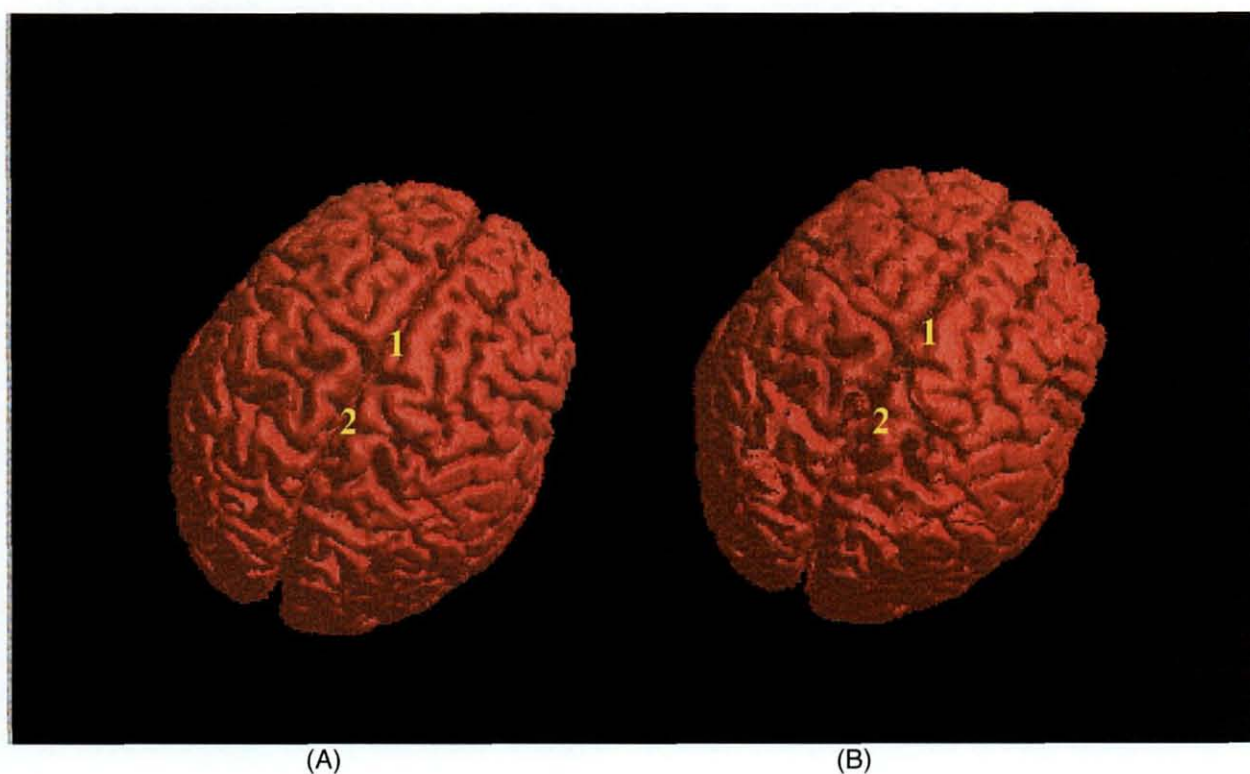
Para realizar os testes de segmentação foram utilizados os exames de ressonância magnética “MRI SBD” e “MRI DAPI”, descritos na seção 4.1.

As figuras 4.3 e 4.4 mostram os resultados obtidos com o algoritmo *flood fill* e a implementação feita por Milsztajn [MILSZTAJN03]. Nestes testes não foram eliminados previamente os ruídos e as inomogeneidades do campo magnético. Entretanto, o efeito dos volumes parciais é tratado pelas cadeias de Markov, por meio de iterações repetidas na implementação de Milsztajn, o que não acontece na implementação por *flood fill*. Os tempos de execução das duas implementações não podem ser utilizados em comparação direta, pois Milsztajn segmenta as imagens em duas fases. Primeiramente é executada a extração da caixa craniana utilizando a ferramenta Brain Extraction Tool, pertencente ao Oxford Center for Functional Magnetic Resonance Imaging of the Brain [FSL02]. Posteriormente, os tecidos são classificados em líquido cérebro-espinhal, massa branca e massa cinzenta por meio de algoritmo genético e cadeias de Markov. Já o algoritmo *flood fill* extrai o cérebro (massa branca e massa cinzenta) num único passo. As coordenadas iniciais das sementes e os limiares de intensidade de sinal foram obtidos empiricamente, sendo o último obtido com a ajuda de histograma disponível na plataforma de Dometerco

[DOMETERCO02].

A figura 4.3 mostra as imagens obtidas na segmentação do exame “MRI SBD”. Neste exame, a caixa craniana estava conectada ao córtex principalmente no topo e na nuca do paciente. A imagem (A) da figura 4.3 mostra o resultado de Milsztajn, obtido em aproximadamente 20 minutos (tempo total abrangendo extração do cérebro e segmentação dos tecidos). A imagem (B) mostra o resultado do algoritmo *flood fill*, obtido em aproximadamente 13 segundos, extraindo os *voxels* com intensidade de sinal entre 64 e 240, utilizando 68MB de memória para a pilha que, em seu maior tamanho, tinha 992.000 entradas. Imediatamente abaixo do ponto indicado com o número 1, está sendo mostrada a diferença da largura do sulco cerebral entre as duas imagens, provavelmente causado pelo efeito dos volumes parciais. Abaixo e à esquerda do ponto indicado com o número 2 está uma região conectada com a caixa craniana, levando-se em consideração os valores de limiar.

FIGURA 4.3 – SEGMENTAÇÃO DO EXAME “MRI SBD”. (A) O RESULTADO DA IMPLEMENTAÇÃO DE MILSZTAJN [MILSZTAJN03] E (B) O RESULTADO DO ALGORITMO FLOOD FILL.



FONTE: O autor

A figura 4.4 mostra as imagens obtidas na segmentação do exame “MRI DAPI”. Nesse exame, a caixa craniana estava conectada ao córtex principalmente na nuca do paciente. Da mesma forma que a figura anterior, a imagem (A) da figura 4.4 mostra o resultado de Milsztajn [MILSZTAJN03], obtido em aproximadamente 25 minutos. A imagem (B) mostra o resultado do algoritmo *flood fill*, obtido em aproximadamente 7 segundos, extraindo os *voxels* com intensidade de sinal entre 34 e 100, utilizando 43 MB de memória para a pilha que, em seu maior tamanho, tinha 602.000 entradas. Deve-se observar as diferenças na fissura que divide o cérebro em dois hemisférios, as quais são provavelmente causadas pelo efeito dos volumes parciais.

FIGURA 4.4 – SEGMENTAÇÃO DO EXAME “MRI DAPI”. (A) O RESULTADO DA IMPLEMENTAÇÃO DE MILSZTAJN [MILSZTAJN03] E (B) O RESULTADO DO ALGORITMO FLOOD FILL.



FONTE: O autor

Portanto, a segmentação utilizando o algoritmo *flood fill* não apresentou resultado satisfatório. As imagens de ressonância magnética necessitam métodos de segmentação mais sofisticados, que não se baseiam simplesmente em valores de

limiares. Esses métodos devem solucionar os problemas de ruídos, inomogeneidades do campo magnético e o efeito dos volumes parciais. A partir dessa constatação, o restante do trabalho tomou como base o resultado obtido com a ferramenta desenvolvida por Milsztajn, baseada em algoritmos genéticos e cadeias de Markov.

4.4 ATENUAÇÃO DAS IRREGULARIDADES DA SUPERFÍCIE DO CÓRTEX CEREBRAL

Uma das funcionalidades que a ferramenta de visualização multimodal provê é o cálculo aproximado da profundidade dos focos de ativação e sua projeção na superfície do córtex cerebral, facilitando a comunicação entre os especialistas médicos e a execução do planejamento radioterápico e pré-operatório, a fim de evitar danos em estruturas sensíveis localizadas em regiões próximas às intervenções.

O córtex cerebral possui muitas protuberâncias e depressões na forma de circunvoluções, sulcos ou fissuras que prejudicariam a visualização dos focos de ativação projetados e a noção da medida de profundidade. Por exemplo, se a profundidade for medida a partir de um ponto da superfície do córtex que esteja em uma protuberância e logo a seguir for comparada com outra obtida a partir do fundo de uma fissura, mesmo que estes dois pontos aparentem estar muito próximos, as profundidades serão diferentes, dificultando estabelecer uma noção correta de distância.

Para minimizar este problema, após segmentar o exame de ressonância magnética, aplica-se o algoritmo de fechamento morfológico para obter um volume mais uniforme, atenuando as irregularidades da superfície do córtex cerebral. Este novo volume é utilizado pela ferramenta de visualização multimodal como uma membrana envolvente do cérebro.

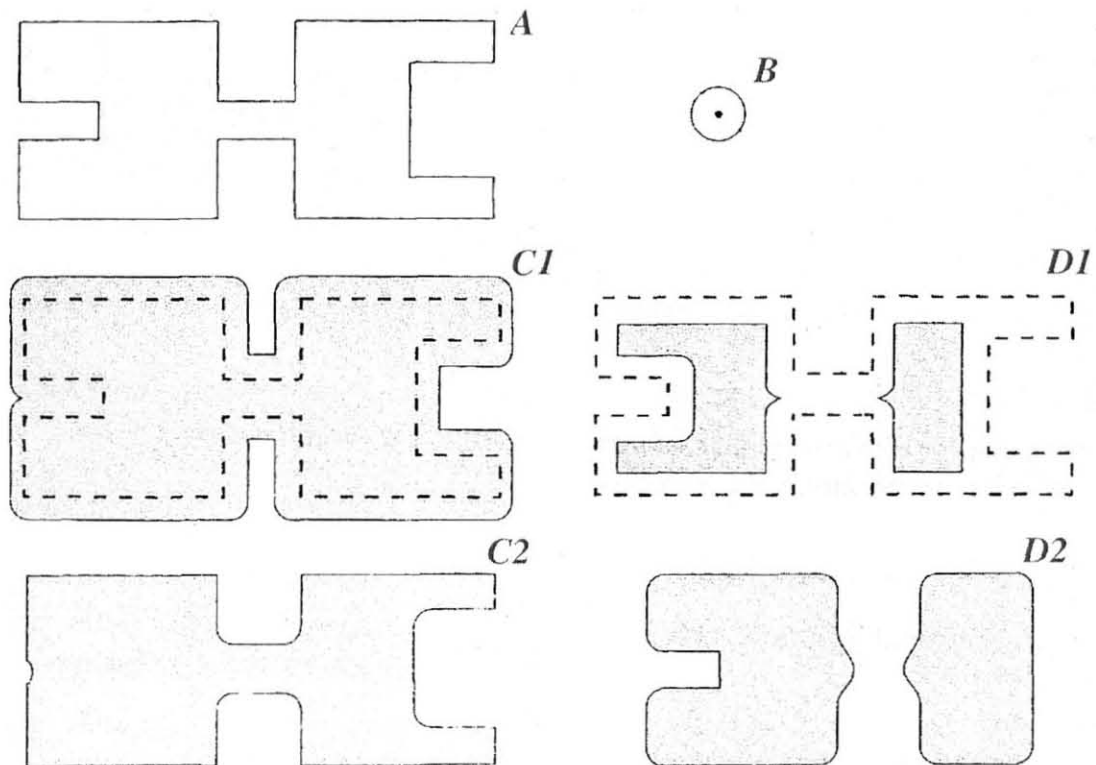
A morfologia matemática é uma área do conhecimento que surgiu em 1964 e atualmente é muito utilizada para melhorar a qualidade das imagens, reconhecer

padrões e analisar imagens em termos de sua estrutura geométrica [SERRA82]. Ela emprega a teoria de conjuntos no espaço Euclidiano para descrever as formas dos objetos na imagem. Em imagens binárias, cada elemento do conjunto é um vetor bidimensional com coordenadas x e y dos *pixels* pretos (por convenção). Em imagens com níveis de cinza, dois componentes de cada elemento se referem às coordenadas x e y e o terceiro corresponde ao valor da intensidade de cinza. Outras dimensões podem ser utilizadas para conter mais atributos da imagem [GONZALEZ87].

O fechamento é um operador da morfologia matemática obtido por meio da aplicação dos operadores de dilatação e erosão, nesta ordem. Se a ordem for invertida, obtém-se outro operador, a abertura morfológica.

A dilatação morfológica do conjunto A pelo conjunto B (chamado de elemento estruturante) é executada em duas etapas: primeiro o conjunto B é refletido em relação à origem do sistema de coordenadas e depois é transladado por todo espaço

FIGURA 4.5 – OPERAÇÕES MORFOLÓGICAS APLICADAS AO CONJUNTO A COM O ELEMENTO ESTRUTURANTE B . DILATAÇÃO($C1$), FECHAMENTO($C2$), EROSAÇÃO($D1$) E ABERTURA($D2$).



de coordenadas onde exista pelo menos um elemento não nulo do conjunto A . O conjunto de todos os elementos em A que foram contidos no conjunto B durante a translação é a dilatação.

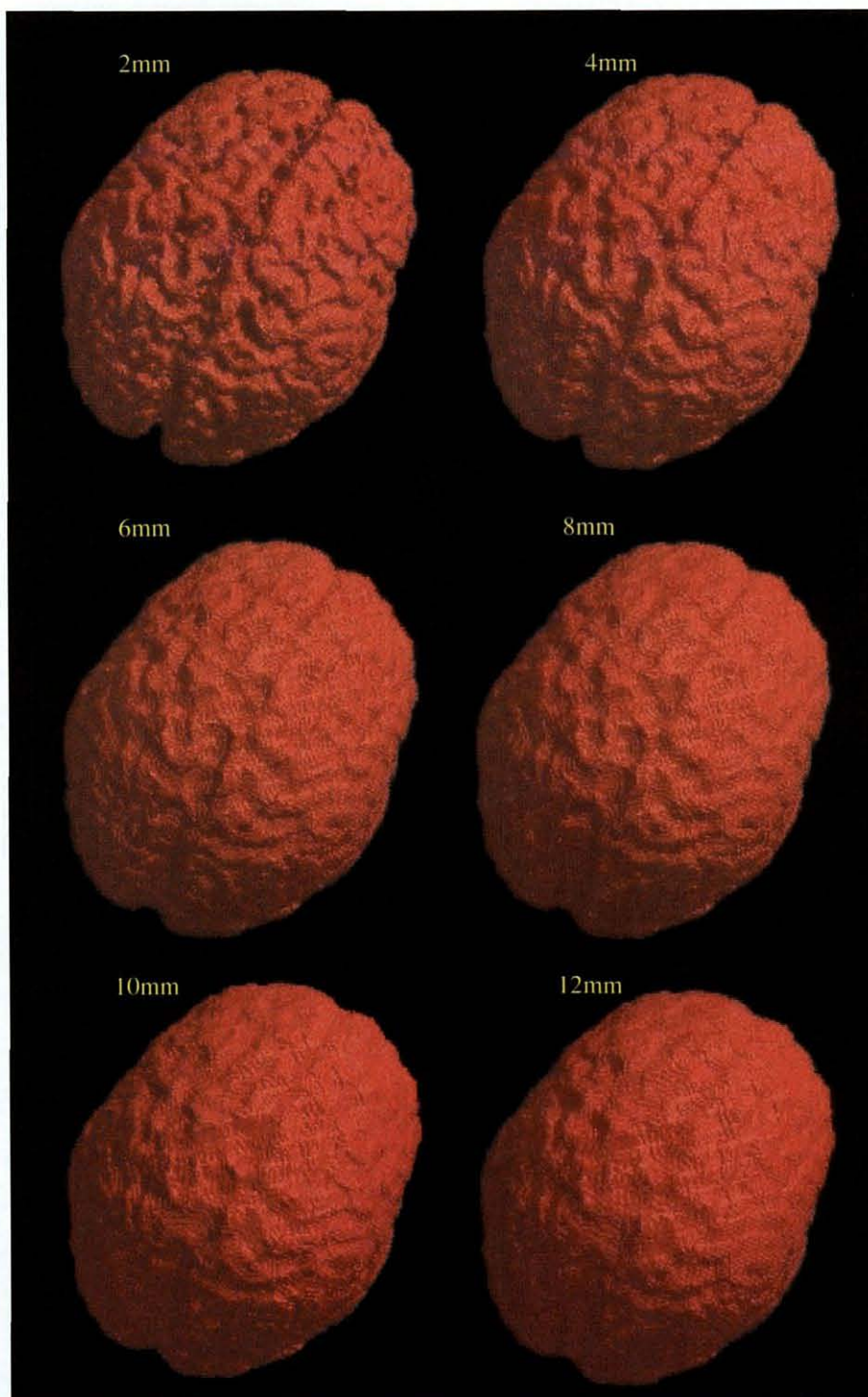
A erosão de A por B é o conjunto de todos os pontos em A já contidos por B , após o conjunto B ser transladado pelo espaço de coordenadas onde ele esteja completamente contido em A .

A figura 4.5 mostra o conjunto inicial A e o elemento estruturante B em 2D. Nesse caso, o elemento estruturante e sua reflexão são iguais, pois ele é simétrico em relação à origem. O conjunto $C1$, delimitado pela linha cheia, é o resultado da dilatação de A por B . O conjunto $C2$ é gerado pela erosão de $C1$ por B , obtendo o fechamento morfológico. O conjunto $D1$, delimitado pela linha cheia, é o resultado da erosão de A por B . O conjunto $D2$ é gerado pela dilatação de $D1$ por B , obtendo a abertura morfológica. As duas operações, abertura e fechamento, suavizam os contornos de objetos da imagem. A abertura elimina istmos e protuberâncias estreitas e altera as angulações que apontam para fora do objeto (pode ser visto na figura 4.5 o arredondamento dos cantos do conjunto $D2$). O fechamento preenche pequenos buracos e fendas e altera as angulações que apontam para dentro do objeto (pode ser visto na figura 4.5 o arredondamento dos cantos do conjunto $C2$). Portanto, o fechamento morfológico é mais apropriado para atenuar as irregularidades da superfície do córtex cerebral, pois não descarta saliências ou protuberâncias que possam existir nas circunvoluções cerebrais.

Este trabalho implementa o algoritmo de fechamento morfológico para volumes binários de três dimensões, cuja técnica é análoga à apresentada em duas dimensões. O volume obtido é gravado em formato DICOM 3.0. A figura 4.6 mostra o resultado desse algoritmo aplicado ao exame “MRI SBD”, previamente segmentado e com seus valores convertidos para binário. As imagens dessa figura foram geradas usando uma esfera como elemento estruturante com diâmetros de 2, 4, 6, 8, 10 e 12mm. O algoritmo foi executado no ambiente computacional descrito pela seção 4.2,

demorando para cada diâmetro do elemento estruturante, respectivamente, 4 minutos, 16 minutos, 33 minutos, 2 horas e 3 minutos, 3 horas e 8 minutos e 4 horas e 12 minutos.

FIGURA 4.6 – FECHAMENTO MORFOLÓGICO APLICADO AO CÓRTEX CEREBRAL USANDO ESFERAS COMO ELEMENTOS ESTRUTURANTES DE DIÂMETROS 2, 4, 6, 8, 10 E 12MM.



FONTE: O autor

O fechamento morfológico não tem como objetivo aplainar perfeitamente a superfície do córtex cerebral, mas obter uma superfície atenuada e relativamente uniforme para projetar os focos de ativação e calcular aproximadamente as suas respectivas profundidades. O volume gerado pela esfera com diâmetro de 12mm obteve esse resultado desejado e será utilizado como dado de entrada para a ferramenta de visualização multimodal, descrita a seguir.

4.5 FERRAMENTA DE VISUALIZAÇÃO VOLUMÉTRICA MULTIMODAL

Este trabalho está no contexto de uma linha de pesquisa cuja plataforma de visualização utiliza o algoritmo de visualização direta de volumes *ray casting*, portanto, a ferramenta de visualização multimodal utiliza o algoritmo *ray casting*, que, apesar de gerar imagens com boa qualidade, implica em um alto custo computacional. Como a visualização multimodal normalmente processa vários volumes de dados simultaneamente para produzir a imagem final, o tempo de resposta torna-se relativamente alto. Este problema se acentua ainda mais porque a cada alteração dos parâmetros de visualização é necessária nova execução do algoritmo.

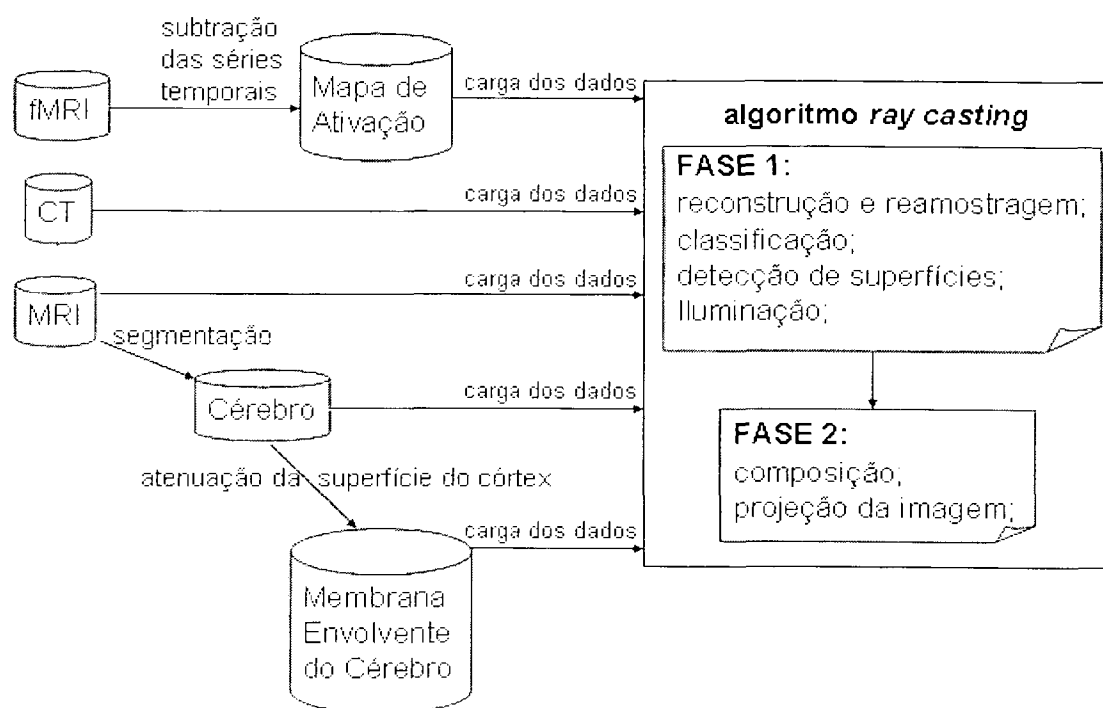
A proposta deste trabalho foi dividir o algoritmo *ray casting* em 2 fases, com sua implementação baseada no trabalho de Dometerco [DOMETERCO02]. Na primeira fase do algoritmo são realizadas as tarefas de reconstrução e reamostragem, classificação, detecção de superfícies e iluminação; e na segunda fase são executadas a composição (*compositing*) e a projeção da imagem no plano. Esta abordagem possibilita maior agilidade ao usuário, permitindo que determinados parâmetros de visualização possam ser alterados sem que haja a necessidade de reprocessar todas as fases do algoritmo. Este enfoque também possibilita a execução de forma distribuída, onde a primeira fase pode ser executada em um servidor e a segunda em um computador cliente.

Inicialmente são carregados cinco tipos de exames médicos, descritos na seção 4.1, a saber:

- I. O exame fMRI, a partir do qual se gera o mapa de ativação cerebral, obtido por meio da subtração das 2 séries temporais, uma com o paciente em repouso e outra em atividade. O algoritmo que implementa esta subtração foi desenvolvido por Dometerco [DOMETERCO02];
- II. O exame de CT, o qual pode ser carregado opcionalmente;
- III. A membrana envolvente do cérebro (abreviada como MEC), obtida pela atenuação das irregularidades da superfície do córtex cerebral como descrito na seção 4.4;
- IV. O exame de ressonância magnética obtida do *Simulated Brain Database* (MRI SBD);
- V. O exame de ressonância magnética após segmentação do cérebro, como descrito na seção 4.3.

O exame MRI SBD, com as informações anatômicas originais, precisa ser

FIGURA 4.7 – VOLUMES DE DADOS CARREGADOS E A DIVISÃO DO ALGORITMO *RAY CASTING*.



FONTE: O autor

carregado para que a iluminação seja feita corretamente. O vetor normal à superfície, utilizado no processo de iluminação, deve ser obtido por meio de informações do exame original. A visualização deve apresentar informações de interesse identificado pelo processo de segmentação.

A figura 4.7 sintetiza os volumes de dados que são carregados e a divisão do algoritmo *ray casting* em duas fases.

A implementação da visualização multimodal será, juntamente com sua utilização, descrita a seguir.

4.5.1 Implementação da Primeira Fase do Algoritmo *Ray Casting*

Após a carga dos dados, devem ser fornecidos os parâmetros para a primeira fase do algoritmo *ray casting*. A figura 4.8 mostra a tela para preenchimento desses parâmetros. Para facilitar sua descrição, cada linha da tela está numerada no lado esquerdo.

As informações referentes à posição do observador e à iluminação, conforme o modelo de Phong [PHONG75], são informadas nas linhas 1, 2, 4 e 5. O coeficiente de reflexão difusa utiliza os componentes vermelho, verde, azul das cores dos materiais, definidos na linha 14. O cérebro pode ser rotado com relação ao eixo x, y e z por meio de parâmetros da linha 3.

Como cada um dos volumes de dados carregados possui um espaço de coordenadas particular, deve-se estabelecer um mapeamento de pontos de um espaço para outro, de forma que cada par de pontos relacionados se refiram à mesma região do espaço. Este mapeamento é denominado registro.

O registro dos exames anatômicos e funcionais é feito manualmente por meio de transformações afins. Os exames fMRI e CT são registrados em relação ao exame MRI SDB por meio das linhas 6 a 11. Os volumes de dados gerados pela segmentação do cérebro e pela atenuação das irregularidades da superfície do córtex

FIGURA 4.8 – TELA DE PARÂMETROS DA PRIMEIRA FASE DA VISUALIZAÇÃO VOLUMÉTRICA MULTIMODAL. AS LINHAS ESTÃO NUMERADAS EM VERMELHO.

Parâmetros de Visualização						
1	Luz Ambiente(a)[0,1]:	1	Coef.Amb.(ka)[0,1]:	0.8	Luz Incidente(l)[0,1]:	1
2	Coef.Espec.(ks)[0,1]:	0.2	Exp. Especular(n):	5.0	Reservado:	
3	Cérebro - Rot. em X:	-90	Cérebro - Rot. em Y:	90	Cérebro - Rot. em Z:	0
4	Fonte de Luz - X:	0.5773503	Fonte de Luz - Y:	0.5773503	Fonte de Luz - Z:	0.5773503
5	Observador - X:	0.0	Observador - Y:	0.0	Observador - Z:	1.0
6	Ativação - Escala X:	1.0	Ativação - Escala Y:	1.5	Ativação - Escala Z:	1
7	Ativação - RotX:	180	Ativação - RotY:	0	Ativação - RotZ:	0
8	Ativação - Transl X:	-120	Ativação - Transl Y:	-37	Ativação - Transl Z:	55
9	CT - Escala X:	0.86	CT - Escala Y:	0.97	CT - Escala Z:	0.91
10	CT - RotX:	180	CT - RotY:	0.0	CT - RotZ:	0
11	CT - Transl X:	-47	CT - Transl Y:	-21	CT - Transl Z:	23
12	Cérebro Lim.Grd. Dns:	0.2	MEC Lim. Grd. Dns:	0.2	Ativação - Limiar:	66
13	CT Lim. Grd. Dns:	0.5	Ativação Prof.Máx:	100	Cérebro Lim.Segment:	160
14	Materiais (nome, double min, double max, double dens, double kdt, double kdj, double kdb, double alfa):					
	CRTAr;0;50;0;0;0;0;0					
	CRTCerebro;35;6000;0.3;0.25;0.25;0.25;0.6					
	CTAr;0;220;0;0.8;0.8;0.8;0					
	CTGordura;180;800;0.1;1;1;0.01					
	CTMus;750;110;0.3;1;1;0.8;0.1					
	CTOsso;1050;10000;0.81;0.6;0.6;0.4;0.2					
	ATV0;000;066;0;0;1;1;1					
	ATV1;066;067;1;0;1;0;1					
	ATV2;067;074;1;1;1;0;1					
	ATV3;074;10000;1;1;0;0;1					
	PRJ0;000;066;1;0;1;1;0.6					
	PRJ1;066;067;1;0;1;0;0.6					
	PRJ2;067;074;1;1;1;0;0.6					
	PRJ3;074;100;1;1;0;0;0.6					
	PRJ4;100;300;1;0;0.5;0.5;0.6					
	PRJ5;300;500;1;1;0.5;0;0.6					
	PRJ6;500;10000;1;1;1;0.5;0.6					

Obs: Informar em linhas adjacentes os atributos dos materiais que são adjacentes no objeto em estudo

Aplicar Fechar

FONTE: O autor

devem ser utilizados em conjunto com os respectivos volumes originais, pois assim estarão automaticamente registrados. Os parâmetros do registro foram obtidos empiricamente por meio de tentativas manuais de alinhamento, portanto, o registro pode conter imprecisões que podem produzir algumas falhas.

As diferenças de resolução espacial entre os exames são solucionadas pelo algoritmo *ray casting* por meio de interpolação.

Os volumes são apresentados por meio da técnica de visualização por

membranas. Nessa técnica, as regiões ocupadas por materiais com densidades similares ficam transparentes e somente as superfícies entre os materiais de densidades diferentes ficam visíveis, em oposição à técnica de visualização por gel, que considera visíveis as regiões preenchidas por materiais de mesma densidade. Esta abordagem torna mais fácil identificar os focos de ativação internos aos volumes.

Para o volume do cérebro, da membrana envolvente e da tomografia computadorizada existem limiares de gradiente da densidade, na linha 12 e 13, que possibilitam visualizar superfícies mais pronunciadas.

A utilização de limiares para filtrar os focos de ativação que atingem um certo grau de correlação entre os períodos de repouso e atividade do paciente facilitam a identificação das regiões do cérebro responsáveis pelo controle das atividades mentais e corpóreas. Este limiar pode ser informado na linha 12, coluna à direita.

Normalmente as atividades cerebrais ocorrem próximo à superfície, e cada hemisfério do cérebro controla atividades distintas. Torna-se interessante, portanto filtrar os focos de ativação de acordo com a profundidade que eles aparecem, caso contrário, as atividades dos dois hemisférios podem se sobrepor e prejudicar a visualização [ZUIDERVELD+96]. A profundidade máxima do foco de ativação pode ser informada, em milímetros, na linha 13, coluna central.

O limiar de segmentação do cérebro, na linha 13, coluna à direita, possibilita ao usuário filtrar quais dos materiais (líquido cérebro-espinhal, massa cinzenta e massa branca) devem ser mostrados. Normalmente, apresenta-se a massa cinzenta e branca do cérebro (limiar 160). Se apenas a massa branca for mostrada (limiar 250), as endentações corticais tornam-se mais pronunciadas e visíveis.

Os materiais que compõem os volumes de dados devem ser relacionados na linha 14, informando o domínio do sinal, o valor de densidade, os componentes vermelho, verde e azul da cor e a opacidade (canal alfa). O domínio do sinal será utilizado para classificar a amostra em seu respectivo material. A densidade é empregada para detectar superfícies visíveis. O parâmetro relacionado à transparência

possibilita visualizar estruturas internas dos volumes.

O usuário precisa especificar as informações relativas ao volume segmentado do cérebro, ao volume CT e aos mapas de ativação. Eles são nomeados, respectivamente, com o prefixo CRT, CT e ATV.

O volume proveniente da segmentação é utilizado apenas para identificar os *voxels* pertencentes ao cérebro. Portanto, não se faz necessário relacionar os seus materiais. O volume gerado pela atenuação das irregularidades da superfície do córtex utiliza as informações relativas aos materiais do volume segmentado do cérebro (prefixo CRT).

Os materiais com prefixo PRJ são utilizados para classificar a intensidade das projeções dos focos de ativação na superfície dos volumes anatômicos. Nesse caso, as informações não representam propriamente materiais, mas classes de projeções que devem ser visualizadas em cor e opacidade diferenciada. O valor de densidade desses materiais não são utilizados pelo algoritmo.

Após serem informados os parâmetros iniciais, o algoritmo registra os volumes de dados, calcula seus respectivos *bounding box* e lança um raio para cada *pixel* da imagem final simultaneamente a cada volume de dados. Os raios amostram valores em intervalos fixos de 1mm.

As superfícies formadas pelos materiais são detectadas por meio do vetor normal obtido pela diferença central dos valores de densidade das seis amostras vizinhas.

A orientação da superfície a ser iluminada é calculada também por diferença central, considerando as seis amostras vizinhas, relativas à intensidade do sinal no volume de dados.

Nos volumes do cérebro, da membrana envolvente e da tomografia computadorizada, a opacidade das amostras é acumulada e o processamento do raio é interrompido caso esse valor indique opacidade total. No mapa de ativação, o raio será interrompido se a profundidade máxima informada pelo usuário for alcançada.

No final da primeira fase são armazenados em memória a cor, a opacidade e o vetor normal da iluminação de cada amostra dos volumes do cérebro, da membrana envolvente e da tomografia computadorizada. Para o mapa de ativação são armazenados a cor, a opacidade e um rótulo indicando a qual material a ativação pertence. No primeiro caso, os dados utilizam 32 bytes e no segundo 43 bytes para cada pixel. Também são acumuladas e armazenadas, para cada raio, as intensidades das ativações que serão usadas posteriormente para calcular a intensidade da projeção na superfície dos volumes.

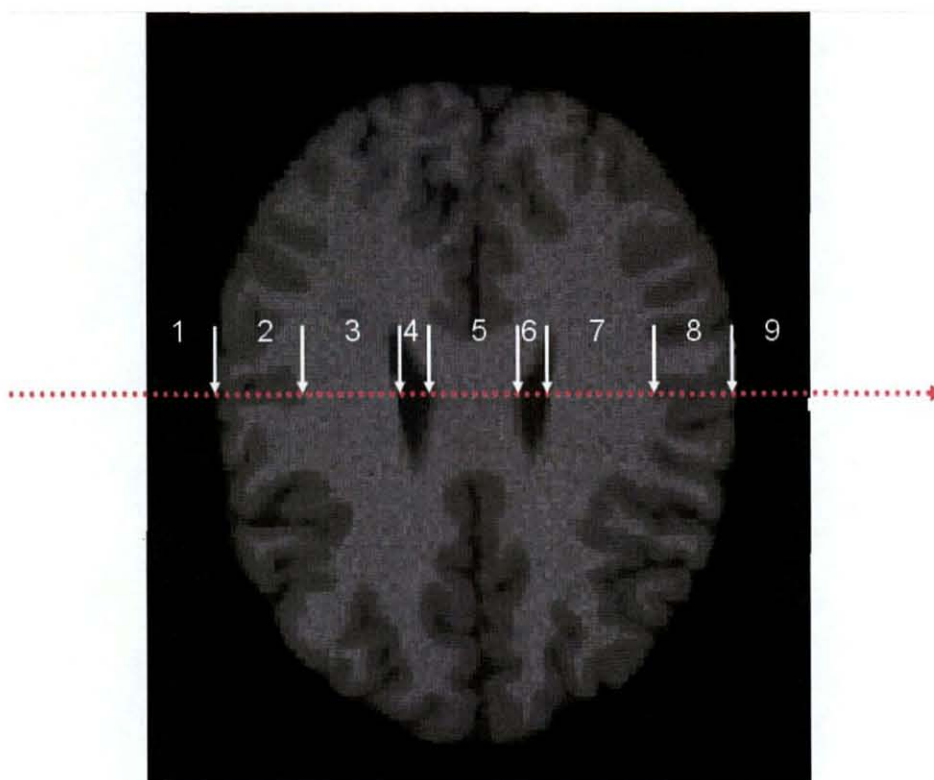
A cor e a opacidade são utilizadas para compor o valor final do *pixel*. O vetor normal é usado no cálculo da iluminação da projeção das ativações. O rótulo da ativação será exibido para o usuário quando o cursor do *mouse* for colocado sobre o foco de ativação da imagem.

Essas informações são armazenadas em tabelas tridimensionais, onde dois índices representam as coordenadas x e y do *pixel* na imagem final e o terceiro índice representa a quantidade de materiais diferentes que o raio percorreu consecutivamente. Cada material percorrido possui um contador com o número de amostras transpostas. Assim, se dois ou mais valores se repetem, somente o primeiro é salvo e os demais são registrados pelo contador. Esta abordagem reduz o espaço para armazenar as informações, principalmente porque existem regiões contíguas preenchidas pelo mesmo material, como por exemplo, o ar que ocupa as regiões ao redor do volume, a massa branca que preenche grande parte do interior do cérebro e o líquido cérebro-espinhal que ocupa as cavidades do sistema ventricular cerebral e preenche o espaço entre as meninges pia-máter e aracnóide.

A figura 4.9 mostra, de forma simplificada, o percurso de um raio (em vermelho) em uma fatia do volume de dados do cérebro e indica os nove diferentes materiais consecutivos que ele transpôs. O primeiro é o ar (1), depois a massa cinzenta (2), a massa branca (3), um ventrículo preenchido com o líquido cérebro-espinhal (4), depois, novamente a massa branca (5), outro ventrículo (6), a massa branca (7), a

massa cinzenta (8) e finalmente o ar (9). É importante salientar que dificilmente um raio atravessa totalmente o volume de dados, como mostrado aqui, pois ele é interrompido antes, quando o acúmulo das amostras torna o meio opaco.

FIGURA 4.9 – MATERIAIS PERCORRIDOS POR UM RAIOS EM UMA FATIA DO VOLUME DE DADOS DO CÉREBRO. AR (1), MASSA CINZENTA (2), MASSA BRANCA (3), VENTRÍCULO (4), MASSA BRANCA (5), VENTRÍCULO (6), MASSA BRANCA (7), MASSA CINZENTA (8) E O AR (9).



FONTE: O autor

4.5.2 Experimentos da Primeira Fase

As imagens apresentadas na figura 4.13 foram geradas com os parâmetros apresentados na figura 4.8. Cada imagem possui 216 *pixels* de largura e 180 de altura. Nesse experimento, o maior número de materiais diferentes que um raio percorreu, segue como descrito:

- no volume cerebral foram percorridos 9 materiais em 50 amostras lidas;
- na membrana envolvente foram percorridos 2 materiais em 39 amostras lidas;
- na tomografia computadorizada foram percorridos 45 materiais em 135 amostras lidas;
- no mapa de ativação foram percorridos 12 materiais em 113 amostras lidas.

A memória necessária para armazenar essas tabelas foi de 85.4 MB e pode ser calculada da seguinte forma:

- volume cerebral:

$$(180 * 216 \text{ pixels}) * 9 \text{ materiais} * 32\text{bytes} = 10.6 \text{ MB};$$
- membrana envolvente:

$$(180 * 216 \text{ pixels}) * 2 \text{ materiais} * 32\text{bytes} = 2.3 \text{ MB};$$
- tomografia computadorizada:

$$(180 * 216 \text{ pixels}) * 45 \text{ materiais} * 32\text{bytes} = 53.4 \text{ MB};$$
- mapa de ativação:

$$(180 * 216 \text{ pixels}) * 12 \text{ materiais} * 43\text{bytes} = 19.1\text{MB}.$$

Os experimentos realizados demonstram que essa compactação é eficiente, pois, em média, a cada 110 amostras consecutivas, o raio percorre 18 materiais diferentes.

O tempo de execução desta fase depende principalmente da quantidade de materiais diferentes definidos e de suas opacidades, repercutindo na quantidade de amostras a serem percorridas pelo raio. No caso do mapa de ativação, a profundidade máxima de amostragem das ativações também é importante. As imagens da figura 4.13 precisaram aproximadamente de 4 minutos para concluir a primeira fase do algoritmo.

Durante outros experimentos efetuados com a ferramenta, a demora de execução da primeira fase variou entre 3 e 7 minutos, utilizando os recursos computacionais descritos na seção 4.2.

4.5.3 Implementação da Segunda Fase do Algoritmo *Ray Casting*

A segunda fase do algoritmo é responsável pela determinação da cor final do *pixel* e pela projeção ortogonal da imagem no plano. A composição (*compositing*) é realizada no sentido do plano para o volume (*front-to-back*) e incorpora a característica de transparência do material. As componentes de cor da amostra têm seu valor multiplicado por seu respectivo valor de opacidade.

Quando houver a necessidade de visualizar mais de um volume de dados simultaneamente, a composição das amostras deve ter a seguinte ordem de prioridade: projeção da ativação, CT, membrana envolvente, cérebro e mapa de ativação.

A figura 4.10 mostra a tela de parâmetros da segunda fase do algoritmo de

FIGURA 4.10 – TELA DE PARÂMETROS DA SEGUNDA FASE DA VISUALIZAÇÃO VOLUMÉTRICA MULTIMODAL. AS LINHAS ESTÃO NUMERADAS EM VERMELHO.

1	Proj(P) / Ativação(A) / Ambos(PA):	P	
----- PROJEÇÃO ou AMBOS -----			
2	Método(0Não 1MValor 3Acumul.):	1	Limiar de Intensidade Projeção: 0
3	Projetar no(1Cérebro 2MEC 3CT):	2	Mostrar Cérebro(S/N): N
4	Mostrar MEC(S/N):	S	Mostrar CT(S/N): N
----- ATIVAÇÃO -----			
5	Profundidade(mm):	0	Visualizar Mais profundas(S/N): N

Aplicar Fechar

FONTE: O autor

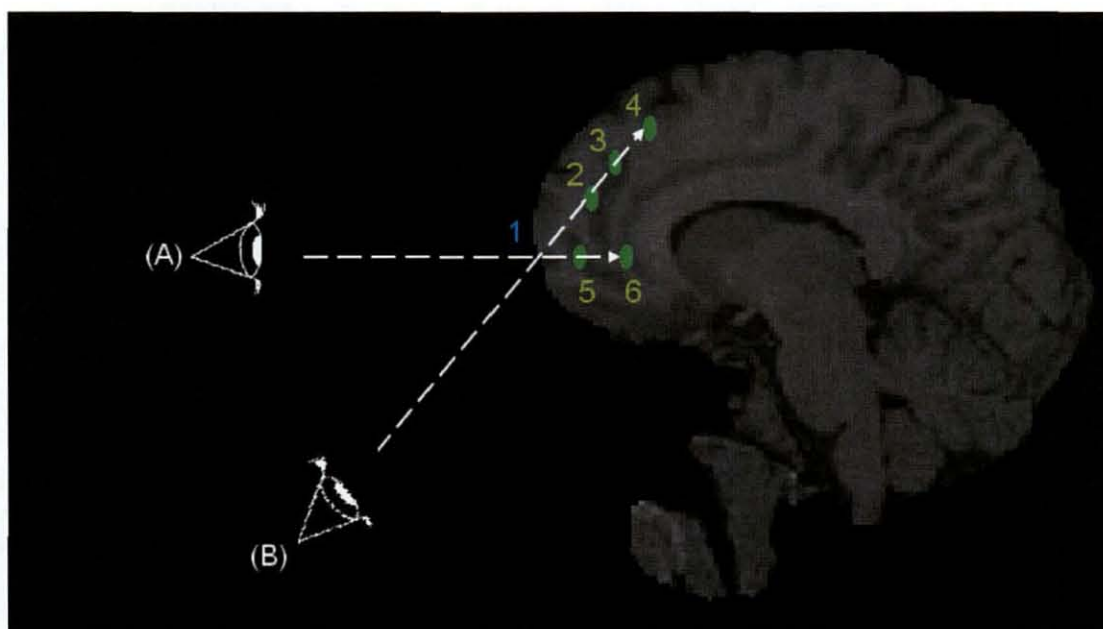
visualização multimodal. Neste momento, o usuário pode escolher uma das formas de operação, informadas na linha 1 da figura 4.10. As formas de operação podem ser as seguintes:

- visualizar os focos de ativação projetados na superfície dos volumes de dados anatômicos;
- mostrar somente os focos de ativação;
- apresentar simultaneamente os volumes de dados anatômicos com os focos de ativação.

A primeira e a terceira formas de operação utilizam os parâmetros das linhas 2 a 4 e a segunda forma utiliza as opções da linha 5.

A posição onde será projetada a ativação é a da primeira amostra encontrada pelo raio, no volume anatômico, cujo valor de opacidade seja diferente de zero. A intensidade da projeção é calculada utilizando os focos de ativação percorridos pelo raio. A intensidade, a localização e a forma das projeções dependem do ângulo de visão do observador.

FIGURA 4.11 – PROJEÇÃO DOS FOCOS DE ATIVAÇÃO. OS OBSERVADORES (A) E (B) VERÃO PROJEÇÕES DIFERENTES APRESENTADAS NA MESMA POSIÇÃO DA SUPERFÍCIE DO CÉREBRO (1). (A) VÊ A PROJEÇÃO GERADA A PARTIR DOS FOCOS DE ATIVAÇÃO (5) E (6). (B) VÊ A PROJEÇÃO GERADA A PARTIR DOS FOCOS DE ATIVAÇÃO (2), (3) E (4).



FONTE: O autor

A figura 4.11 mostra dois observadores, (A) e (B), visualizando o cérebro e as regiões de ativação (2), (3), (4), (5) e (6). Em ambas as visões, os focos de ativação serão projetados no mesmo ponto da superfície do córtex cerebral, logo abaixo e a direita da posição (1). Esta posição representa a primeira amostra do volume cerebral com opacidade diferente de zero, encontrada pelo raio. O observador (A) irá ver a

projeção produzida a partir dos focos de ativação (5) e (6) e o observador (B) irá ver a projeção calculada a partir das ativações (2), (3) e (4). Assim, muito provavelmente, as projeções terão intensidade e forma diferentes.

A intensidade da projeção pode ser obtida selecionando o foco de ativação com maior intensidade ou acumulando todas as intensidades dos focos de ativação colineares ao raio. O maior valor revela atividades mentais discrepantes mais facilmente e o valor acumulado indica mais claramente as regiões de maior atividade [STOKKING+99]. O método de cálculo da projeção é informado na linha 2, coluna à esquerda, da figura 4.10. A opção “0” visualiza os volumes de dados sem apresentar as projeções; a opção “1” calcula a intensidade da projeção pelo maior valor; e a opção “2” obtém a intensidade da projeção acumulando as intensidades das ativações.

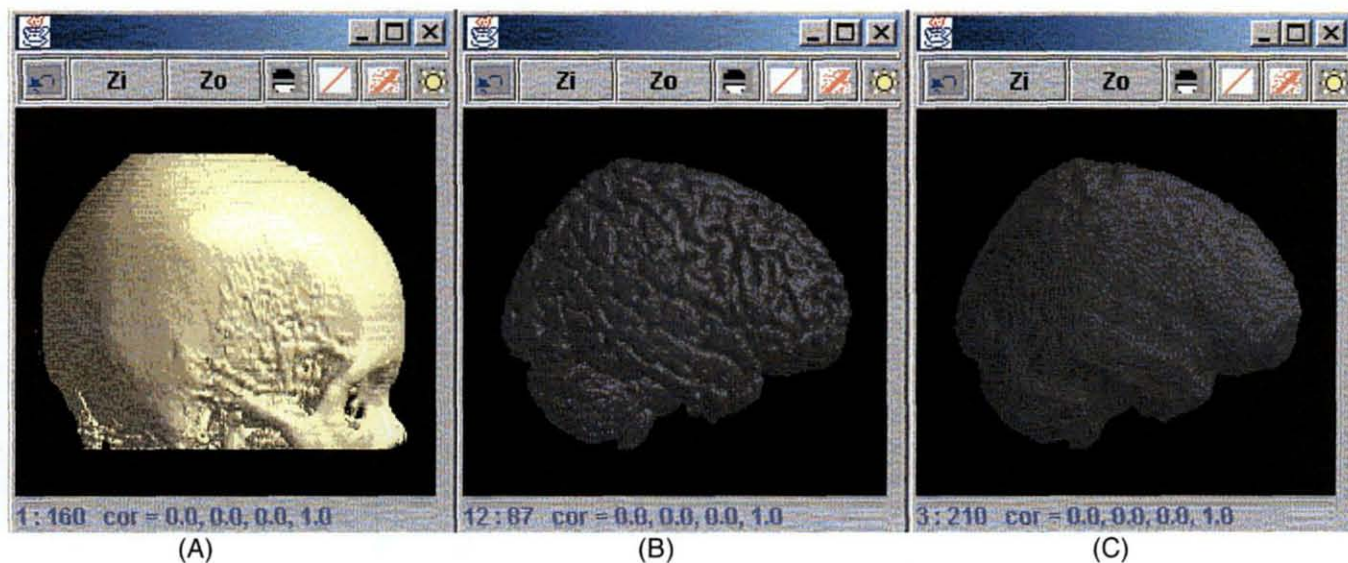
As projeções podem ainda ser filtradas por um valor de limiar, informado na coluna à direita da linha 2, da figura 4.10. Esse limiar é útil para localizar projeções de alta intensidade cercadas por outras de baixa intensidade.

O volume anatômico sobre o qual serão projetados os focos de ativação é informado na linha 3. Estas projeções podem ser visualizadas simultaneamente com mais de um volume anatômico. Ao mover o cursor do *mouse* sobre a projeção, a linha, a coluna e o valor da intensidade da projeção são mostrados no rodapé da imagem. Ao se clicar duas vezes com o botão esquerdo do *mouse* sobre a projeção, uma relação de todos os focos de ativação que formaram a projeção é emitido.

4.5.4 Experimentos da Segunda Fase

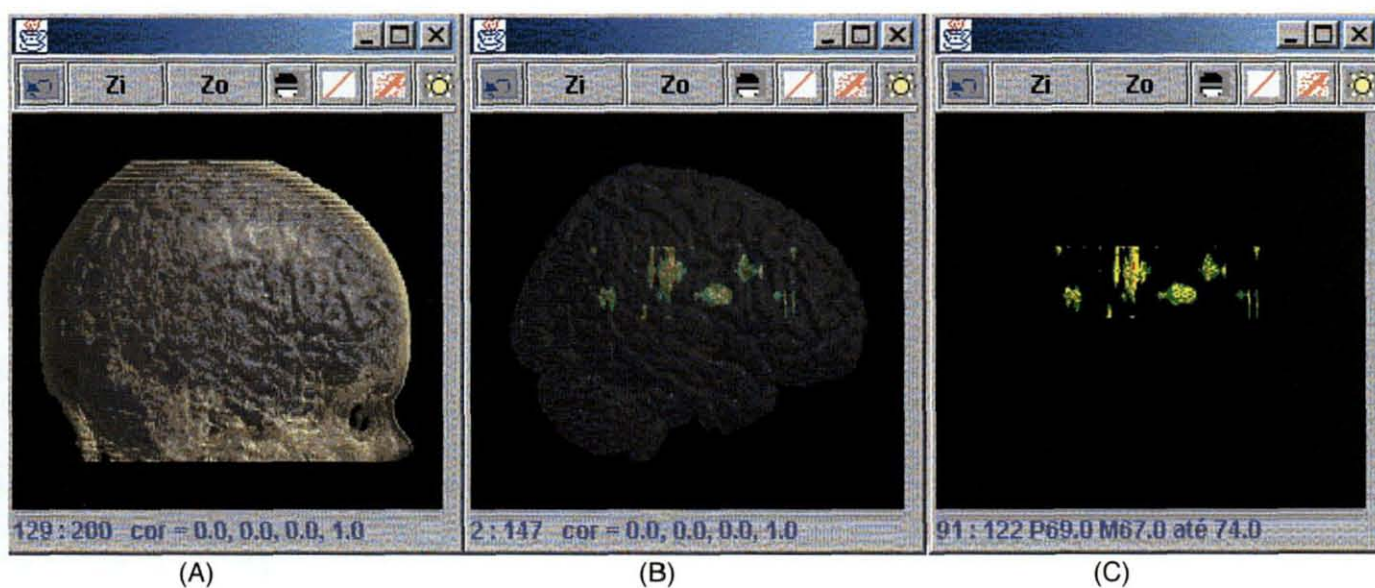
A figura 4.12 contém imagens que mostram o crânio (A), o cérebro (B) e a membrana envolvente do cérebro (C) sem as projeções das ativações. A figura 4.13 contém imagens que mostram o cérebro dentro do crânio (A), as ativações dentro do cérebro (B) e somente as ativações (C). Estas imagens utilizaram os parâmetros iniciais de visualização apresentados na figura 4.8.

FIGURA 4.12 – IMAGENS DO CRÂNIO (A), DO CÉREBRO (B) E DA MEMBRANA ENVOLVENTE (C).



FONTE: O autor

FIGURA 4.13 – IMAGENS DO CÉREBRO DENTRO DO CRÂNIO (A), DAS ATIVAÇÕES DENTRO DO CÉREBRO (B) E SOMENTE DAS ATIVAÇÕES (C).

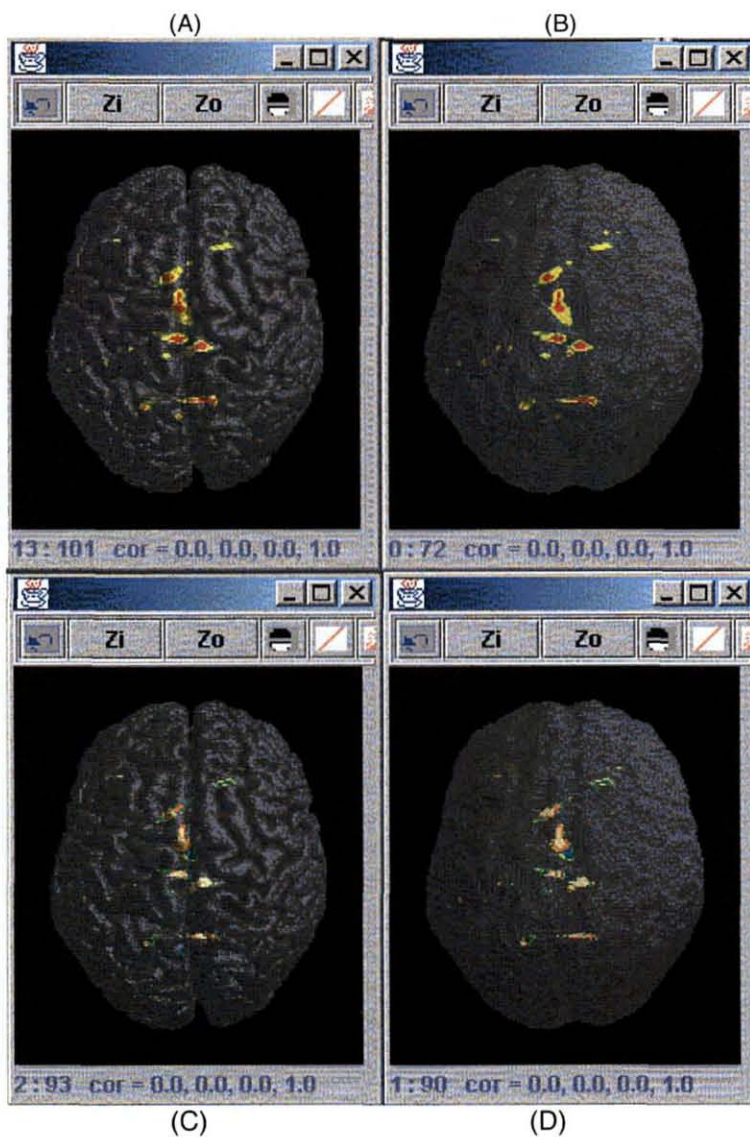


FONTE: O autor

A figura 4.14 mostra as imagens da projeção dos focos de ativação pelo método do maior valor na superfície do cérebro (A) e da membrana envolvente (B) e pelo método do valor acumulado na superfície do cérebro (C) e da membrana envolvente

(D).

FIGURA 4.14 – PROJEÇÃO DOS FOCOS DE ATIVAÇÃO PELO MÉTODO DO MAIOR VALOR NA SUPERFÍCIE DO CÉREBRO (A) E DA MEMBRANA ENVOLVENTE (B) E PELO MÉTODO DO VALOR ACULUMADO (C) E (D).



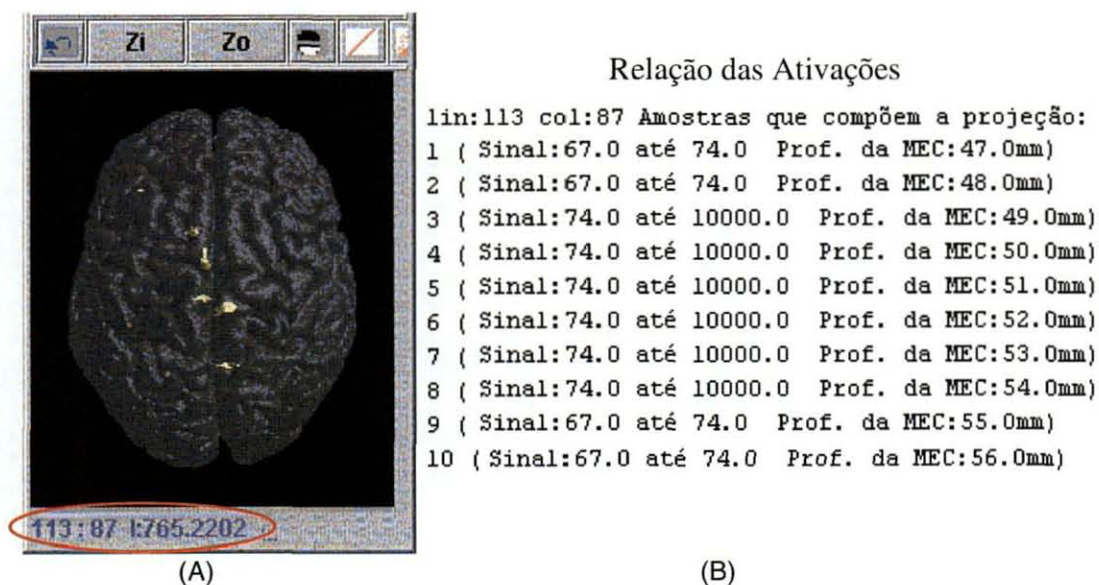
FONTE: O autor

A figura 4.15 imagem (A), mostra a mesma projeção dos focos de ativação da figura 4.14 imagem (C), mas apresentando agora apenas as projeções com intensidade maior que 500. O valor da intensidade da projeção pode ser visto no rodapé da imagem, quando o cursor do *mouse* passou sobre a linha 113 e coluna 87. A imagem (B) da figura 4.15 mostra a relação de todas as ativações que foram utilizadas

para o cálculo da intensidade da projeção, obtida ao clicar 2 vezes com o cursor do *mouse* sobre a projeção.

Quando se está visualizando exclusivamente os focos de ativação, podem-se

FIGURA 4.15 – (A) PROJEÇÃO DOS FOCOS DE ATIVAÇÃO PELO MÉTODO DO VALOR ACULUMADO COM INTENSIDADE SUPERIOR A 500 E (B) A RELAÇÃO DAS ATIVAÇÕES QUE COMPUSERAM A PROJEÇÃO DA LINHA 113, COLUNA 87.



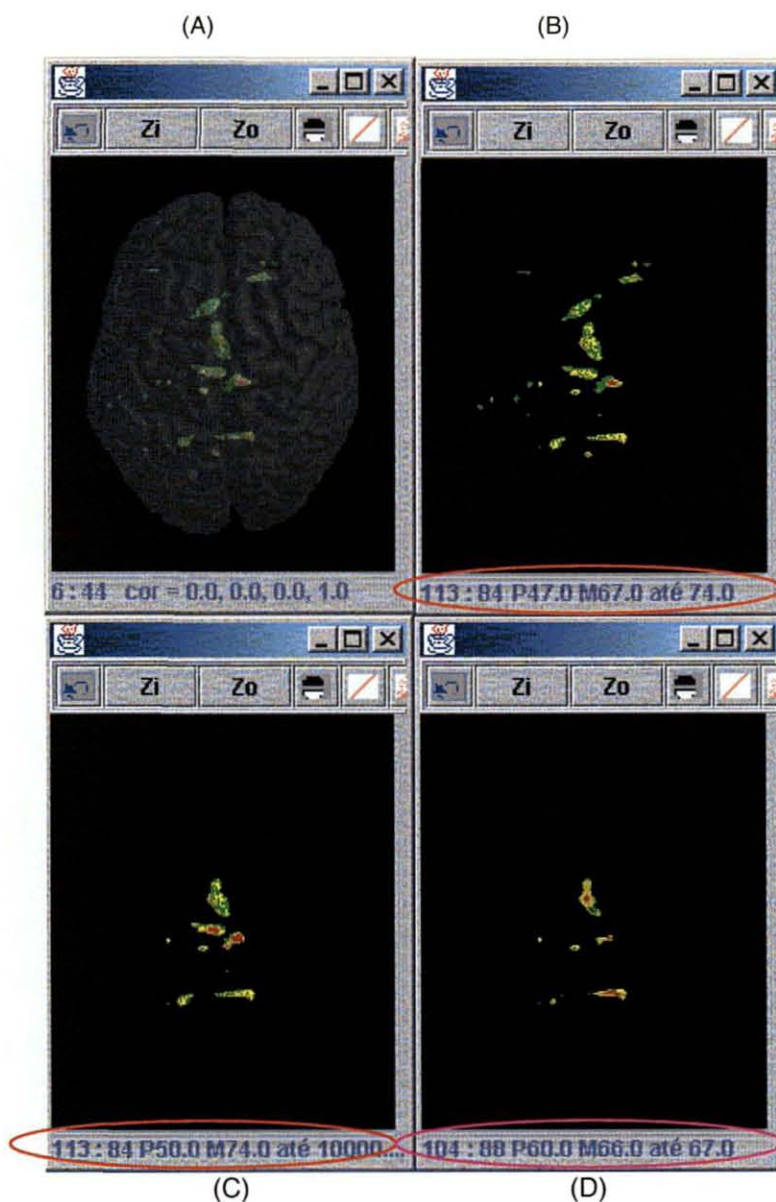
FONTE: O autor

mostrar somente ativações que estejam em uma dada profundidade. Também pode-se escolher se as ativações mais profundas deverão ser apresentadas. Estas opções facilitam observar ativações obstruídas por outras. Ao mover o cursor do *mouse* sobre os focos de ativação, a linha, a coluna, a profundidade e a que material ela pertence são apresentados no rodapé da imagem.

A figura 4.16 contém imagens que mostram as ativações no interior do cérebro (A), os focos de ativação (B), as ativações cuja profundidade é maior que 50mm (C) e as ativações cuja profundidade é maior que 60mm (D). Os valores de profundidade e intervalo de sinal das ativações podem ser vistas no rodapé das imagens. Elas são prefixadas com a letra “P” e com a letra “M”, respectivamente. Quando o cursor do *mouse* é posicionado na linha 113 e coluna 84, as informações são diferentes nas imagens (B) e (C), pois as ativações estão em profundidades diferentes.

A imagem (D) não possui mais ativação nesta posição e neste caso o cursor do *mouse* foi posicionado na linha 104 e coluna 88.

FIGURA 4.16 – ATIVAÇÕES NO INTERIOR DO CÉREBRO (A), SOMENTE OS FOCOS DE ATIVAÇÃO (B) E AS ATIVAÇÕES CUJA PROFUNDIDADE SÃO MAIORES QUE 50MM (C) E MAIORES QUE 60MM (D).

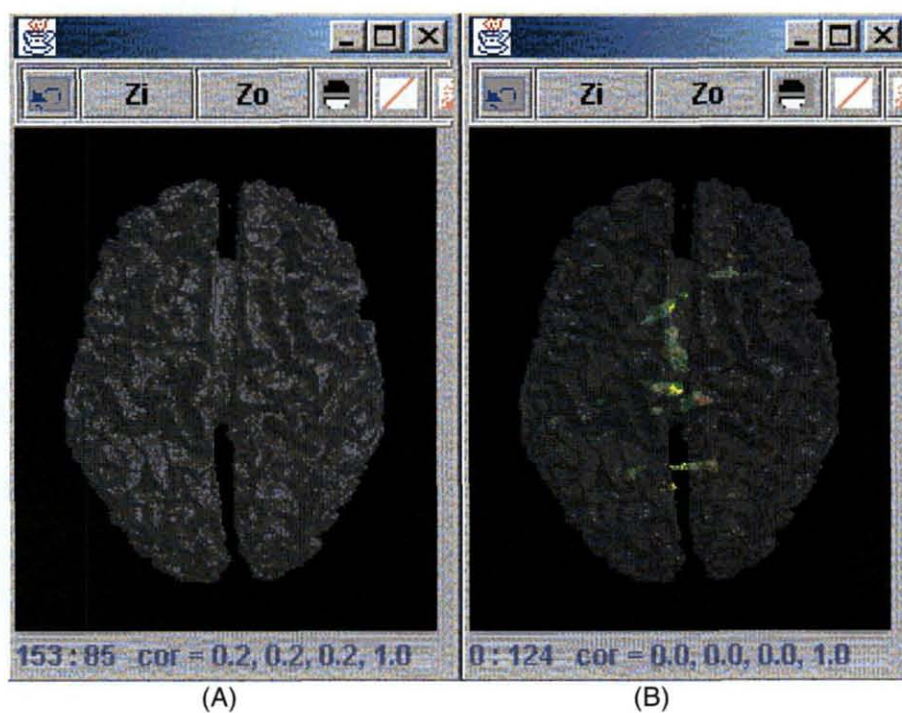


FONTE: O autor

A figura 4.17 imagem (A) apresenta a massa branca do cérebro, obtida

alterando o limiar de segmentação do cérebro nos parâmetros iniciais de visualização, linha 13, coluna à direita da figura 4.8. A imagem (B) mostra os focos de ativação juntamente com a massa branca do cérebro.

FIGURA 4.17 – (A) SOMENTE A MASSA BRANCA DO CÉREBRO E (B) A MASSA BRANCA COM OS FOCOS DE ATIVAÇÃO CEREBRAL.



FONTE: O autor

O tempo de execução da segunda fase da ferramenta de visualização depende de quantos volumes de dados serão vistos ao mesmo tempo, mas varia entre 3 e 8 segundos, utilizando os recursos computacionais descritos na seção 4.2.

5 CONCLUSÕES

As investigações realizadas neste trabalho abrangeram contribuições científicas relevantes e permitiram o desenvolvimento de ferramentas destinadas à visualização volumétrica multimodal de imagens médicas, possibilitando a apresentação simultânea de focos de ativação e de informações anatômicas do cérebro.

As principais contribuições do trabalho são:

- a segmentação do cérebro em exames de ressonância magnética baseado no algoritmo *flood fill*;
- o fechamento morfológico para atenuar as irregularidades da superfície do córtex gerando uma membrana envolvente do cérebro;
- a visualização volumétrica multimodal baseada no algoritmo *ray casting*.

Os resultados das investigações relacionadas ao algoritmo *flood fill*, neste contexto, comprovaram a necessidade de um método mais sofisticado para a segmentação do cérebro em imagens de ressonância magnética, não existindo em literatura científica esta comprovação.

A membrana envolvente foi utilizada para calcular a profundidade dos focos de ativação. Esta informação e a possibilidade de filtrar ativações de acordo com a profundidade que elas aparecem, possibilitando observar ativações que estão atrás de outras, são importantes para o estudo, mapeamento pré-operatório e o acompanhamento de doenças cerebrais.

A apresentação tridimensional provida pelo algoritmo de visualização volumétrica e a projeção dos focos de ativação na superfície dos volumes anatômicos proporcionam uma melhor compreensão do relacionamento entre características anatômicas e a distribuição espacial dos focos de ativação cerebral.

No caso específico dessa plataforma, a utilização da técnica de visualização por membrana mostrou-se mais adequada do que a visualização por gel, pois ela

destacou as superfícies do volumes anatômicos sem prejudicar a visualização dos focos de ativação.

Uma proposta interessante deste trabalho foi a divisão do algoritmo *ray casting* em duas fases, armazenando na memória as amostras reconstruídas, classificadas e iluminadas na primeira fase e postergando as tarefas de composição e projeção para a segunda. Esta abordagem se mostrou viável devido à existência de regiões contíguas preenchidas com o mesmo material. Este enfoque permitiu que determinados parâmetros de visualização pudessem ser alterados sem que houvesse a necessidade de reprocessar todas as fases do algoritmo.

As ferramentas da plataforma de visualização foram construídas para que pudessem ser executadas independentemente uma da outra e utilizassem o formato padrão de dados DICOM 3.0. Isto possibilitou maior agilidade e flexibilidade durante a utilização das ferramentas. Um exemplo dessa característica foi à facilidade com que o volume de dados gerado pela segmentação do algoritmo *flood fill* pode ser substituído por outro, possibilitando a realização de testes e de comparações.

5.1 TRABALHOS FUTUROS

Um tópico com muito potencial de investigação é a produção do mapa de ativação cerebral a partir de dados de fMRI, o qual não foi focado no contexto deste trabalho.

A plataforma deve incorporar ferramentas para filtrar os ruídos e as inhomogeneidades do campo magnético e a segmentação deve ser feita por um método que trate o efeito dos volumes parciais, investigando, por exemplo, a técnica dos campos aleatórios de Markov.

Uma contribuição importante do trabalho diz respeito ao algoritmo de fechamento morfológico, que tem por objetivo a atenuação das irregularidades da superfície do córtex cerebral. Os experimentos permitiram concluir que elementos

estruturantes com diâmetro superior a 6mm, tiveram um tempo de resposta relativamente alto, ultrapassando 2 horas. Um método que poderia ser investigado é aquele baseado em modelos deformáveis [SOUZA03], onde o volume inicial é modificado até convergir para o formato e precisão desejados.

O registro manual pode estar sujeito a erros e tornar-se uma atividade muito enfadonha quando se utilizam muitos exames médicos simultaneamente. O problema é agravado ao se visualizar exames de pacientes com lesões ou malformações acompanhadas de distorções na anatomia cortical. Isso indica a necessidade de pesquisa de métodos automáticos que facilitem e aprimorem o registro dos volumes de dados.

A abordagem dada ao algoritmo *ray casting*, neste trabalho, procurou diminuir o tempo de resposta de processamento. Entretanto, quando se modificam parâmetros de rotação, não existe ganho com esta implementação. Porém, em muitos casos, o especialista médico deve executar várias rotações até encontrar o melhor ângulo de visão. Na literatura existem trabalhos que investigam a resolução adaptativa utilizando o algoritmo de visualização volumétrica *Shear-Warp*. Poder-se-ia pesquisar a implementação desse algoritmo para que o usuário pudesse visualizar a imagem em resoluções diferentes à medida que o algoritmo é executado. Assim, antes que todo o processamento tenha sido terminado, o usuário pode decidir se deseja outro ângulo de visão.

Este trabalho foi baseado nas necessidades do instituto DAPI (Diagnóstico Avançado por Imagem) em posicionar espacialmente as ativações cerebrais para facilitar o diagnóstico de enfermidades cerebrais. Os resultados obtidos estão sendo atualmente avaliados por este instituto.

REFERÊNCIAS

- [AMARO00] Amaro Junior, E. Ressonância magnética funcional relacionada a eventos. **Revista de Psiquiatria Clínica**, v. 27, n. 3, 2000.
- [BRAINWEB03] BrainWeb: Simulated Brain Database. Disponível em: <<http://www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb/>> Acesso em 12 de novembro de 2003.
- [BRUMMER93] Brummer, M. E.; Mersereau, R. M.; Eisner, R. L.; Lewine, R. R. J. Automatic detection of brain contours in MRI data sets. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 12, n. 2, p.153-166, June 1993.
- [CARDOSO97] CARDOSO, S. H. Arquitetura do cérebro. **Cérebro & Mente**, n. 1, mar./maio 1997. Disponível em: <<http://www.epub.org.br/cm/>> Acesso em 12 de maio de 2003.
- [CLINE+88] CLINE, H.; LORENSEN, W.; LUDKE, S.; TEETER, B. Two Algorithms for Three-Dimensional Reconstruction of Tomograms. **Medical Physics**, v. 15, n. 3, p. 320-327, 1988.
- [DICOM01] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION (EUA). **Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)**. Disponível em: <<http://medical.nema.org/dicom.html>> Acesso em: 30 jul. 2001.
- [DOMETERCO02] DOMETERCO, J. H. Uma Plataforma para Visualização Tridimensional de Regiões de Ativação Cerebral por Imagens de Ressonância Magnética Funcional. **Dissertação de Mestrado**. Departamento de Informática, Universidade Federal do Paraná, Brasil, 77 p., 2002.
- [DREBIN+88] DREBIN, R. A.; CARPENTER, L.; HANRAHAN, P. Volume Rendering. **Computer Graphics**, v. 22, n. 4, Aug. 1988.
- [ELVINS92] ELVINS, T. A Survey of Algorithms for Volume Visualization. **Computer Graphics**, v. 26, n. 3, Aug. 1992.
- [FOLEY+90] FOLEY, J. D.; DAM, A. V.; FEINER, S. K.; HUGHES, J. F.; Computer Graphics – Principles and Practice. **Addison-Wesley Systems Programming Series**, 1990.
- [FSL02] Oxford Centre for Functional Magnetic Resonance Imaging of the Brain. Disponível em <<http://www.fmrib.ox.ac.uk>> Acesso em 10 de janeiro de 2002.
- [GATTASS+99] GATTASS, R. et al. Mapeando o pensamento. **Ciência Hoje**, v. 26, n. 155, p. 19-25, nov. 1999.
- [GERMAN84] GERMAN, S.; Stochastic relaxation, Gibbs Distributions, and Bayesian restoration of images, **IEEE Transaction Pattern Anal**, v. 6, p. 721-741,1984.
- [GEUS92] GEUS, K. de. Visualization in Radiotherapy Planning. **Tese de Doutorado** Faculty of Engineering, Department of Computer Science, University of Sheffield, United Kingdom, 222 p., 1992.
- [GEUS93] 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, 1993. **Anais do VI SIBGRAPI**, p. 303-312.
- [GLASS01] GLASS, M. Principles of Computerized Tomographic Imaging. Disponível em <<http://www.ph.tn.tudelft.nl/~marlein>> Acesso em 10 abril de 2003.
- [GONZALEZ87] GONZALEZ, R. C., Digital image processing, second ed., **Addison-Wesley**, 1987.
- [GREENES+90] GREENES, R.; BRINKELY, J. Radiology Systems. **Medical Informatics**. p. 324-365, 1990.
- [HERMAN80] HERMAN., G. Image reconstruction from Projections: The Fundamentals of Computerized Tomography, **Academic Press**, New York, 1980.
- [HILL93] HILL, D. Combination of 3D Medical Images from Multiple Modalities. **Tese de Doutorado**. Image Processing Group, Radiological Sciences, Guy's Campus, University of London. United Kingdom, ps. 182, 1993.
- [HOLMAN+91] HOLMAN, B.L.; ZIMMERMAN, R.E.; JOHNSON, K.A.; CARVALHO, P.A.; SCHWARTZ, R.B.; LOEFFLER, J.S.; ALEXANDER, E.; PELIXXARI, C.A.; CHEN, G.T.Y. Computer-assisted Superimposition of Magnetic Resonance and High-Resolution Technetium-99m-HMPAO SPECT Images of Brain. **Journal of Nuclear Medicine**, v.32, n.8, p. 1478-1485, 1991.
- [HURDAL+01] HURDAL, M. K.; KURTZ, K. W.; BANKS, D. C. Case Study: Interacting with Cortical Flat Maps of the Human Brain. **IEEE Visualization 2001**, October 26, 2001.
- [KAPUR95] KAPUR, T.; Segmentation of Brain Tissue from Magnetic Resonance Images, Techreport AITR-1566, **MIT AI Lab.**, 1995.
- [KLOSE+99] KLOSE, U. et al. Functional Imaging with Magnetic Resonance. **Elelectromedica**, v. 67, n. 1, p. 27-36, 1999.
- [KÖNIG+99] KÖNIG, A.; DOLEISCH, H.; GRÖLLER, E. Multiple Views and Magic Mirrors – fMRI Visualization of the Human Brain. In: SPRING CONFERENCE ON COMPUTER GRAPHICS, 15, 1999, Budmerice. **Proceedings of the 15th Spring Conference on Computer Graphics**, 1999, p. 130-139.
- [KRUGER91] KRUGER, W. The Application of Transport Theory to Visualization of 3D Scalar Data Fields. **Computational Physics**, v.5, n. 4, p. 397-406, 1991.
- [KUNDEL90] KUNDEL, H.L. Visual cues in the interpretation of medical images. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v.7, n. 4, p. 472-483, 1990.
- [LACROUTE+95] LACROUTE, P.; LEVOY, M. Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of The Viewing Transformation. **IEEE Computer Graphics**, v. 28, n. 3, p. 451-458, 1995.
- [LACHMANN92] LACHMANN, F.; BARILLOT, C., Brain tissue classification from MRI data by means of texture analysis, **Medical Imaging VI: Image Processing, The International Society for Optical Engineering**, v. 1652, p. 72-83, 1992.

- [LEEMPUT99] LEEMPUT, K. V.; Automated Model-Based Tissue Classification of MR Images of Brain. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 18, n.10, p 897-908, 1999.
- [LEMIEUX99] LEMIEUX; H., G.; Krakow, K.; Woermann, F.G.; Fast, Automatic Segmentation of the Brain in T1-weighted Volume Magnetic Resonance Image Data, **Proceedings SPIE Medical Imaging 1999: Image Processing**, n. 3661, p152-160, 1999.
- [LEVIN+89] LEVIN, D. N. ; HU, X.; TAN, K.K.; GALHOTRA, S.; PELIZZARI, C.A.; CHEN, G.T.Y.; BECK, R.N.; CHEN, C.T.; COOPER, M.D.; MULLAN, J.F.; HEKMATPANAH, J.; SPIRE, J.P. The brain: integrated three-dimensional display of MR and PET images. **Radiology**, v. 172, p. 783-789, 1989.
- [LEVOY88] LEVOY, M. Display of Surfaces from Volume Data. **IEEE Computer Graphics and Applications**, v. 5, n. 3, p.29-37, 1988.
- [LEVOY90] LEVOY, M. Efficient Ray Tracing of Volume Data. **ACM Transactions on Graphics**, v. 9, n. 3, p. 245-261, July 1990.
- [LICHTENBELT+98] LICHTENBELT, B.; CRANE, R.; SHAZ, N. Introduction To Volume Rendering. **Hewlett-Packard Company**, 1998.
- [LOHMANN+01] LOHMANN, G. et al. LIPSIA – A new software system for the evaluation of functional magnetic resonance images of the human brain. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, v. 25, p. 449-457, 2001.
- [LORENSEN+87] LORENSEN, W. E.; CLINE, H. E. Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. **Computer Graphics**, v. 21, n. 4, p. 163-169, 1987.
- [LURITO+00] LURITO, J. T.; BRYAN, R.; MATHEWS, V.; ULMER, J.; LOWE, M. Functional Brain Mapping. **Neuroradiology**, p. 79-104, 2000.
- [MALZBENDER+91] MALZBENDER, T.; KITSON, F. A Fourier Technique for Volume Rendering. **Focus on Scientific Visualization**, p. 305-316, 1991.
- [MANSSOUR00] MANSSOUR, I. H.; DAL SASSO, C. M.; Collaborative Visualization in Medicine. **The 8 International Conference in Central Europe on Computer Graphics**, Pizen, 2000.
- [MANSSOUR98] MANSSOUR, I. H. Visualização Colaborativa de Dados Científicos com Ênfase na Área Médica, **CPGCC/UFRGS**, Porto Alegre, 118p, 1998.
- [MATTOS93] MATTOS, P. N. Um Estudo sobre Reconstrução Tomográfica a Partir de Projeções. , **CPGCC/UFRGS**, Porto Alegre, 1993.
- [MCCORMIC+87] MCCORMIC, B.; DEFANTI, T.; BROWN, M. Visualization in Scientific Computing. **Computer Graphics**, v. 21, n. 6, 1987.
- [MILSZTAJN03] MILSZTAJN, F.; Segmentação de Tecidos Cerebrais em Imagens de Ressonância Magnética Utilizando Campos Aleatórios de Markov, **Dissertação de Mestrado**, Departamento de Informática, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2003.

- [MULLER01] MULLER, R.; ZEIPLET, R., Automatic segmentation of 3D-MRI data using a genetic algorithm, **International Workshop on Medical Imaging and Augmented Reality**, p. 278-281, 2001.
- [MURAKI93] MURAKI, S. Volume Data and Wavelet Transform. **IEEE Computer Graphics and Applications**, v. 13, n. 4, p. 50-56, July 1993.
- [NOE02] NOE, A.; KOVACIC, S.; GEE, J. C.; Segmentation of Cerebral MRI Scans Using a Partial Volume, Shading Correction and a Anatomical Prior, **The International Society for Optical Engineering .Medical Imaging Image Processing**, v. 4322, p. 1466-1477 2002 .
- [NOLL01] NOLL, D. C. A Primer on MRI and Funcional MRI. Disponível em: <<http://www.bme.umich.edu/~dnoll/>> Acesso em: 23 abr. 2003.
- [OGAWA+90] OGAWA, S.; LEE, T., KAY, A. et al. Brain Magnetic Resonance Imaging with Contrast Dependent on Blood Oxigenation. **Proceedings of National Academic SCI USA**, v. 94, p. 68-78, 1990.
- [PAIVA+99] PAIVA, A. C.; SEIXAS, R. B.; GATTASS, M.. Introdução à Visualização Volumétrica, PUC-Rio, **Tecgraf**, 107p, 1999.
- [PHAM00] PHAM, D. L.; XU, C.; PRINCE, J. L.; A Survey of Current Methods in Medical Image Segmentation, **Annual Review of Biomedical Engineering**, v.2, p. 315-337, 2000.
- [PHONG75] PHONG, B. T. Illumination for Computer Generated Pictures. **Communications of the ACM**, v. 18, n. 6, p. 311-317, 1975.
- [POLIAKOV+99] POLIAKOV, A. V. et al. Integration and Visualization of Multimodality Brain Data for Language Mapping. In: AMERICAN MEDICAL INFORMATICS ASSOCIATION SYMPOSIUM, 1999. **AMIA'99 Symp. Suppl.**, p. 349-353.
- [PORTER+84] PORTER, T; DUFF, T. Compositing Digital Images. **Computer Graphics**, v. 18, n. 3, p. 253-259, July 1984.
- [RHODES97] RHODES, M. L. Computer Graphics and Medicine: A Complex Partnership. **IEEE Computer Graphics & Applications**, v. 17, n. 1, p. 22-28, 1987.
- [RICHARD03] RICHARD, N.; DOJAT, M.; GARBAY, C.; A multi-agent framework for MRI brain scans segmentation, **HBM**, New-York City ,2003.
- [SABELLA88] SABELLA, P. A Rendering Algorithm for Visualizing 3D Scalar Fields. **Computer Graphics**, v. 22, n. 4, p. 51-58, 1988.
- [SANDOR+97] SANDOR, S.; LEAHY, R.. Surface-Based Labeling of Cortical Anatomy Using a Deformable Atlas. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v.16, n.1, 1997.
- [SERRA82] SERRA, J. Image Analysis and Mathematical Morphology. **Academic Press - London**, 1982.
- [SEIXAS+94] SEIXAS, R. de B. et al. Otimização do algoritmo de ray casting para visualização de tomografias. In: SIMPÓSIO BRASILEIRO DE COMPUTAÇÃO

GRÁFICA E PROCESSAMENTO DE IMAGENS, Curitiba. **Caderno de Comunicações do VII SIBGRAPI**, p. 5-8, 1994.

- [SHIRLEY+90] SHIRLEY, P.; TUCHMAN, A. A polygonal Approximation to Direct Scalar Volume Rendering, **Computer Graphics**, v.24, n. 5, p.63-70, 1990.
- [SILVA96] SILVA, M. R. Visualização Direta de Dadas Volumétricos Usando a Técnica de Ray-Casting. **Instituto de Informática/UFRGS**, Porto Alegre, 1996.
- [SMITH00] SMITH, S.; Robust automated brain extraction, **In Sixth International Conference on Functional Mapping of the Human Brain**, p 625, 2000.
- [SOUZA03] SOUZA, ALEXANDRE M. Identificação de Tumores Cerebrais por meio do Modelo de Contornos Ativos e Algoritmos Genéticos. **Dissertação de Mestrado**. Departamento de Informática, Universidade Federal do Paraná, Brasil, 113 p., 2003.
- [STOKKING+97] STOKKING, R; ZUIDERVELD, K. J.; HULSHOFF POL, H. E.; VAN RIJK, P .P.; VIERGEVER, M. A. Normal Fusion for 3D Integrated Visualization of SPECT and MR Brain Images. **The Journal of Nuclear Medicine**, v.32, p.624-629, 1997.
- [STOKKING+99] STOKKING, R; VAN ISSELT, JW; VAN RIJK, P.P. Integrated Visualization of Functional and Anatomical Brain Data: a validation study. **The Journal of Nuclear Medicine**, v.40, p.311-316, 1999.
- [TUY+84] TUY, H.K.; TUY, L.T. Direct 2D Display of 3D Objects. **IEEE Computer Graphics and Applications**, v. 4, n. 10, p. 29-33, 1984.
- [UPSON+88] UPSON, C.; KEELER, M. V-Buffer – Visible Volume Rendering. **Computer Graphics**, v. 22, n. 4, Aug. 1988.
- [VALENTINO+91] VALENTINO, D.J.; MAZZIOTTA, J.C.; HUANG, H. Volume rendering of multimodal images: Application to MRI and PET imaging of the human brain. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v.10, n.4, p. 554-562, 1991.
- [VIERGEVER+01] VIERGEVER, M. A. et al. Registration, segmentation, and visualization of multimodal brain imagens. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, v. 25, p. 147-151, 2001.
- [VIERGEVER+97] VIERGEVER, M. A.; MAINTZ, J. B. A.; STOKKING, R. Integration of functional and anatomical brain images. **Biophysical Chemistry**, v. 68, p.207-219, 1997.
- [WELLS+96] WELLS, W. M. et al. Adaptive segmentation of MRI data. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 15, n. 4, p. 429-442, 1996.
- [WELSH+01] WELSH, T.; MUELLER, K., ZHU, W.; VOLKOW, N.; MEADE, J. Functional Imaging with Magnetic Resonance. **IEEE Visualization 2001**, October 26, 2001.
- [WESTBROOK+00] WESTBROOK, C.; KAUT, C. Ressonância Magnética Prática. **Guanabara e Koogan**. segunda edição, 2000.
- [WESTOVER90] WESTOVER, L. Footprint Evaluation for Volume Rendering. **Computer Graphics**, v. 24, n. 4, p. 367-376, 1990.

- [WIESEN+94] WIESEN, J. E.; MIRALDI, F. Imaging Principles in Computed Tomography. In: HAAGA, J. R. **Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging of the Whole Body**. 3 ed. Mosby-Year Book Inc., 1994.
- [XU+99] XU, C.; PHAM, D. L.; RETTMANN, M. E.; YU, D. N.; PRINCE, J. L. Reconstruction of the Human Cerebral Cortex from Magnetic Resonance Images. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v.18, n.6, 1999.
- [XUE+00] XUE, J.; RUAN, S.; MORETTI, B.; Fuzzy Modeling of Knowledge for MRI Brain Structure Segmentation, **International Conference on Image Processing**, v. 1, p. 617-620, 2000.
- [ZUIDERVELD+96] ZUIDERVELD, K. J.; KONING, H. J.; STOKKING, RIK; MAINTZ, J. B. A.; APPELMAN, F. J. R.; VIERGEVER, M. A. Multimodality Visualization of Medical Volume Data. **Computer and Graphics**, v.20, n.6, 1996.

