

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM INFORMÁTICA

JOSÉ HENRIQUE DOMETERCO

UMA PLATAFORMA PARA VISUALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL DE
REGIÕES DE ATIVAÇÃO CEREBRAL POR IMAGENS DE
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

ORIENTADOR: PROF. DR. KLAUS DE GEUS

CURITIBA

AGOSTO 2002

JOSÉ HENRIQUE DOMETERCO

**UMA PLATAFORMA PARA VISUALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL DE
REGIÕES DE ATIVAÇÃO CEREBRAL POR IMAGENS DE
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL**

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

Orientador: Prof. Dr. Klaus de Geus

**CURITIBA
AGOSTO 2002**

A meus pais, José Dometerco e Geni Scheffer Dometerco.

AGRADECIMENTOS

A Deus.

A meus pais e a meus irmãos, Marcos Aurélio Dometerco e Rogério Fernando Dometerco, pelo incentivo e pela compreensão da minha ausência durante o período de elaboração deste trabalho.

A minha noiva Luciane Cristina Seguro, pelo apoio constante, pela companhia e pela faculdade de compreender meus momentos de insulamento.

Ao orientador, Dr. Klaus de Geus, pela confiança depositada, pela ajuda, discussões e valiosas sugestões que contribuíram de forma irrefutável para a conclusão de todo este trabalho.

Aos professores Dr. Hélio Pedrini e Dr. Marcelo Knörich Zuffo, pela participação na comissão examinadora e pelas excelentes sugestões.

Ao Dr. Arnolfo Carvalho Neto, do DAPI, pelas reuniões, colaboração e apoio dado na área médica.

A meus colegas Cássio Augusto Rúbio e Cilas de Freitas, pelas discussões sobre o trabalho, intercâmbio de materiais e momentos de descontração. Ao Cássio também pelos debates que antecederam a defesa.

Enfim, mas não menos importante, àqueles que me acompanharam e me ajudaram de alguma forma, em todos os estágios do curso.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	vi
LISTA DE TABELAS	viii
RESUMO ix	
ABSTRACT x	
1 INTRODUÇÃO	1
2 AQUISIÇÃO DE VOLUMES DE DADOS CEREBRAIS	4
2.1 A ARQUITETURA DO CÉREBRO	4
2.2 IMAGEAMENTO ANATÔMICO DO CÉREBRO	5
2.2.1 Tomografia Computadorizada	5
2.2.2 Ressonância Magnética.....	9
2.2.2.1 Princípios de ressonância magnética	10
2.2.2.2 O processo de aquisição por ressonância magnética	12
2.3 IMAGEAMENTO FUNCIONAL DO CÉREBRO	14
2.3.1 Ressonância Magnética Funcional.....	14
2.4 PADRÃO DICOM DE AQUISIÇÃO E TRANSMISSÃO DE IMAGENS MÉDICAS DIGITAIS	18
3 VISUALIZAÇÃO DE VOLUMES DE DADOS MÉDICOS	23
3.1 VOLUME DE DADOS MÉDICOS	23
3.2 MÉTODOS DE VISUALIZAÇÃO VOLUMÉTRICA	24
3.2.1 Métodos Baseados em Modelagem de Superfície	24
3.2.2 <i>Rendering</i> de Volumes Direto	25
3.2.3 Reconstrução e Reamostragem do Volume de Dados	27
3.2.4 <i>Pipeline</i> para o <i>Rendering</i> de Volumes Direto	28
3.2.4.1 Classificação	29
3.2.4.2 Detecção de superfícies	32
3.2.4.3 Iluminação	33
3.2.4.4 Projeção	34
4 VISUALIZAÇÃO DE REGIÕES DE ATIVAÇÃO CEREBRAL	35
4.1 PRÉ-PROCESSAMENTO DO VOLUME FMRI	35
4.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA	36
4.3 REGISTRO DE VOLUMES	38
4.3.1 O Sistema de Coordenadas Talairach	40
4.4 VISUALIZAÇÃO	42
4.4.1 Técnicas de Visualização Bidimensional	42
4.4.2 Técnicas de Visualização Tridimensional	44
5 UMA PLATAFORMA PARA VISUALIZAÇÃO DE REGIÕES DE ATIVAÇÃO CEREBRAL	49
5.1 CARACTERÍSTICAS DAS IMAGENS UTILIZADAS	49
5.2 FERRAMENTAS APLICADAS NA IMPLEMENTAÇÃO	50
5.3 ESTRUTURA DA IMPLEMENTAÇÃO	50
5.4 CARREGAMENTO E VISUALIZAÇÃO DE IMAGENS	52
5.5 GERAÇÃO DO MAPA DE ATIVAÇÃO	54

5.6	REGISTRO FMRI/CT	55
5.7	PARÂMETROS DE VISUALIZAÇÃO.....	56
5.8	IMPLEMENTAÇÃO DO ALGORITMO DE <i>RAY CASTING</i>	57
5.8.1	Reconstrução e Reamostragem.....	60
5.8.2	Classificação	60
5.8.3	Detecção de Superfícies.....	61
5.8.4	Processo de <i>Compositing</i>	62
5.9	FORMAS DE VISUALIZAÇÃO EXPLORADAS.....	63
5.9.1	Visualização do Mapa.....	63
5.9.2	Visualização por Gel.....	66
5.9.3	Visualização por Membranas.....	66
6	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....	71
6.1	Trabalhos Futuros	72
	REFERÊNCIAS.....	73

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1	– PRINCÍPIO DE RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM CT.....	7
FIGURA 2.2	– IMAGEM POR CT DA CABEÇA DE UM PACIENTE.....	8
FIGURA 2.3	– MAGNETIZAÇÃO EXCITADA COM PRECESSÃO AO REDOR DO CAMPO MAGNÉTICO ESTÁTICO E, DESSE MODO, INDUZINDO UMA VOLTAGEM, $S(T)$, EM UMA BOBINA PRÓXIMA.....	11
FIGURA 2.4	– IMAGEM MRI OBTIDO PELO MÉTODO EPI, PARA ESTUDOS FUNCIONAIS DO CÉREBRO.....	13
FIGURA 2.5	– IMAGEM MRI DA CABEÇA MOSTRANTO OS DETALHES DO ENCÉFALO.....	13
FIGURA 2.6	– RESSONÂNCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL POR BLOCOS E RELACIONADA A EVENTOS.....	17
FIGURA 2.7	– PRINCIPAIS ESTRUTURAS DO MODELO DE INFORMAÇÃO DICOM.....	19
FIGURA 2.8	– ESTRUTURAS DO ELEMENTO DE DADOS E DO <i>DATA SET</i> DICOM.....	20
FIGURA 3.1	– INTERPOLAÇÃO TRILINEAR.....	28
FIGURA 3.2	– FUNÇÃO DE CLASSIFICAÇÃO DE VALORES CT.....	30
FIGURA 3.3	– VARIAÇÃO DA OPACIDADE ATRIBUÍDA A MATERIAIS DISTINTOS.....	32
FIGURA 4.1	– EXEMPLO DE VARIAÇÃO DO LIMAR NO MAPA DE ATIVAÇÃO: EM (a), >98%; EM (b), >96%; EM (c) >94%.....	37
FIGURA 4.2	– GRADES DO SISTEMA DE COORDENADAS TALAIRACH...	42
FIGURA 4.3	– MAPA DE ATIVAÇÃO SOBREPOSTO À ANATOMIA.....	43
FIGURA 4.4	– PROJEÇÃO DA INTENSIDADE MÁXIMA DOS FOCOS DE ATIVAÇÃO SOBRE CONTORNOS DO CÉREBRO.....	44
FIGURA 4.5	– PROJEÇÃO DOS FOCOS DE ATIVAÇÃO COM ATÉ 2CM DE PROFUNDIDADE NA SUPERFÍCIE DO CÓRTEX.....	45
FIGURA 4.6	– USO DE OPACIDADE PARA VISUALIZAR FOCOS DE ATIVAÇÃO INTERNOS.....	45
FIGURA 4.7	– USO DE PLANOS CORTANTES PARA VISUALIZAÇÃO DE ATIVAÇÃO EM ESTRUTURAS INTERNAS. AS ATIVAÇÕES ESTÃO EM REALCE.....	46
FIGURA 4.8	– MAGIC MIRRORS.....	47
FIGURA 5.1	– DIAGRAMA DE CLASSES.....	51
FIGURA 5.2	– GALERIA DE IMAGENS ANATÔMICAS.....	53
FIGURA 5.3	– FUNÇÃO DE ESTIMULAÇÃO.....	54
FIGURA 5.4	– REGIÃO DO ESTUDO FUNCIONAL EM RELAÇÃO À ANATOMIA.....	55
FIGURA 5.5	– TÉCNICA DE <i>RAY CASTING</i>	58
FIGURA 5.6	– INTENSIDADE DO <i>VOXEL</i> E SEUS MATERIAIS.....	60
FIGURA 5.7	– FRONT-TO-BACK COMPOSITING.....	63

FIGURA 5.8	– VISUALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL SOMENTE DOS FOCOS DE ATIVAÇÃO. (A) POSIÇÃO ORIGINAL DO MAPA. (B) ROTAÇÃO 90 ⁰ NO EIXO Y. (C) ROTAÇÃO 90 ⁰ NO EIXO X.....	64
FIGURA 5.9	– VISUALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL DOS FOCOS COM PERCENTUAIS DE ATIVAÇÃO DIFERENTES, POR MEIO DE ESCALA DE CORES. (A) BAIXAS ATIVAÇÕES. (B) ATIVAÇÕES INTERMEDIÁRIAS. (C) LOCAIS DE ALTA ATIVAÇÃO. (D) VISUALIZAÇÃO SIMULTÂNEA EM COR. (E) VISUALIZAÇÃO SIMULTÂNEA EM ESCALA DE CINZA.....	65
FIGURA 5.10	– IMAGEM MOSTRANDO O CRÂNIO (OPACO) E AS ATIVAÇÕES EM VERMELHO.....	66
FIGURA 5.11	– MATERIAIS ANATÔMICOS SEMITRANSSPARENTES E ATIVAÇÕES EM AMARELO.....	67
FIGURA 5.12	– VISUALIZAÇÃO POR MEMBRANA COM GRADIENTE DE SUPERFÍCIE EM (A) > 0,2 E EM (B) > 0,3.....	68
FIGURA 5.13	– SEQUÊNCIA VISUALIZAÇÃO POR MEMBRANAS.....	69

LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1 – VALORES HU PARA ALGUNS MATERIAIS DO CORPO	6
TABELA 2.2 – ELEMENTOS IMPORTANTES EXTRAÍDOS DE UM ARQUIVO DICOM COM IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.....	21
TABELA 5.1 – EXEMPLO DE PARÂMETROS DE CLASSIFICAÇÃO PARA DOIS MATERIAIS ADJACENTES	61
TABELA 5.2 – PARÂMETROS DE CLASSIFICAÇÃO PARA VISUALIZAÇÃO POR MEMBRANAS.....	68
TABELA 5.3 – PARÂMETROS DE CLASSIFICAÇÃO PARA VISUALIZAÇÃO POR MEMBRANAS DAS IMAGENS DA FIGURA 5.13.....	70

RESUMO

A aquisição de imagens médicas por ressonância magnética funcional (fMRI) permite identificar regiões do cérebro humano relacionadas a determinadas atividades sensoriais, motoras ou cognitivas. A visualização integrada dessas informações funcionais com estruturas anatômicas do cérebro é um importante campo dentro da visualização volumétrica aplicada à Medicina.

Este trabalho apresenta uma plataforma simplificada, flexível e escalável para a investigação de técnicas de visualização de regiões de ativação cerebral, detectadas nas imagens por ressonância magnética funcional. A ferramenta envolve as principais etapas do processo, desde a leitura das imagens funcionais e a geração do mapa de ativação, e a sua visualização tridimensional integrada com dados anatômicos, empregando *rendering* direto de volumes.

Palavras-chave: *Rendering* de volumes, visualização de ativações cerebrais, *ray casting*, fMRI.

ABSTRACT

Functional magnetic resonance imaging (fMRI) allows for the identification of regions of the human brain associated with certain sensory, motor or cognitive tasks. Integrated visualization of functional information and anatomical structures of the human brain is an important field in volumetric visualization applied to Medicine.

This work presents a simplified, scalable and flexible platform for investigating visualization techniques of brain activation regions, detected in functional magnetic resonance images. The tool addresses the main phases of this process, namely, the reading of functional images, the generation of activation maps and the integrated visualization of activation maps and anatomical data, using direct volume rendering.

Keywords: Volume rendering, visualization of brain activations, ray casting, fMRI.

1 INTRODUÇÃO

Na busca pela compreensão cada vez mais aprofundada da anatomia do corpo humano e dos fenômenos metabólicos e funcionais que nele ocorrem, os pesquisadores contam com o progresso tecnológico na engenharia e na computação.

Os instrumentos de aquisição de dados médicos digitais, cada vez mais sofisticados, geram volumes extraordinários de informações que precisam ser armazenadas e posteriormente investigadas de tal maneira que propiciem avanços nos estudos científicos na área médica.

Do outro lado, uma ferramenta chamada visualização provê a interpretação de informações representadas em computador para a geração de imagens a partir de conjuntos de dados complexos e multidimensionais [MCCORMICK+97]. A Visualização Científica ou, no seu termo original, Visualização em Computação Científica, é o termo dado quando estes conjuntos de dados representam fenômenos complexos e o objetivo é a extração de informações científicas relevantes. A Visualização Científica emergiu em meados dos anos 80 com o aparecimento de novas técnicas de computação gráfica e processamento de imagens e dos supercomputadores [ROSENBLUM+94].

Uma das subáreas mais interessantes da Visualização Científica, que tem tido um rápido crescimento, é a Visualização Volumétrica. A Visualização Volumétrica compreende técnicas que permitem a projeção de um conjunto de dados no espaço tridimensional, conhecido também por dados volumétricos, em uma superfície de visualização bidimensional [ELVINS92]. Estas técnicas auxiliam o entendimento de propriedades e estruturas contidas dentro do volume, pois permitem a visualização do volume de dados como um todo.

Segundo Kaufman [KAUFMAN91], a Visualização Volumétrica é um método para a extração de informação a partir de dados volumétricos, através do uso de computação gráfica interativa e imageamento, e está relacionada com a

representação, manipulação e *rendering* destes dados.

Além de ser amplamente empregada na Medicina, a visualização volumétrica é também usada na paleontologia, dinâmica dos fluidos, educação, execução de testes não-destrutivos, microscopia e exploração de petróleo [LICHTENBELT+98].

A aplicação da visualização volumétrica a dados médicos tem o objetivo de auxiliar o profissional a criar imagens tridimensionais a partir de fatias bidimensionais oriundas de vários métodos de aquisição, facilitando as tarefas de interpretação do diagnóstico, decisão terapêutica ou conduta cirúrgica e ainda o treinamento de equipes.

As grandezas geralmente armazenadas pelos dados volumétricos são densidade, pressão, temperatura, carga eletrostática, velocidade, etc. Os dados volumétricos podem ser oriundos de simulações baseadas em algum modelo matemático ou, especialmente na Medicina, através da utilização de *scanners* sobre o material de interesse. Nesta última forma estão as técnicas como Ressonância Magnética - MRI, Tomografia Computadorizada - CT, Tomografia por Emissão de Pósitrons – PET e Ultra-sonografia.

A Ressonância Magnética tem contribuído muito para estudos detalhados da estrutura anatômica cerebral e, desde o final da década de 80, passou também a mapear aspectos funcionais do cérebro - áreas de ativação cerebral induzidas por atividades cognitivas, motoras ou sensoriais podem ser detectadas por uma técnica derivada conhecida como ressonância magnética funcional [RAICHLE98].

É neste contexto que este trabalho se enquadra. A investigação de técnicas de visualização de regiões de ativação cerebral por meio de imagens de ressonância magnética funcional requer a disponibilidade de uma ferramenta que implemente os principais processos envolvidos nesta tarefa, desde a leitura e análise das imagens funcionais até a associação com dados anatômicos e a visualização propriamente dita. Além disso, para conduzir um trabalho que apresente bons resultados, é necessário ter em mãos imagens com boa resolução e qualidade.

Esta pesquisa surgiu tendo em vista auxiliar um grupo de trabalho

multidisciplinar, constituído por profissionais da área médica, física e de psicologia, sob coordenação do DAPI – Clínica de Diagnóstico Avançado por Imagens, em Curitiba. A pesquisa foi conduzida com a orientação médica desta instituição, que atua nas áreas de ressonância magnética, tomografia computadorizada, mamografia, ecografia e raios X.

O empenho desse grupo é fomentar os estudos na área de ressonância magnética funcional, inicialmente em caráter experimental. Nos equipamentos existentes no contexto deste trabalho, a detecção de áreas de ativação cerebral é feita apenas pelo método estatístico da correlação e a visualização de regiões de ativação não contempla três dimensões.

O objetivo deste trabalho é investigar maneiras de visualizar tais ativações, por meio de visualização volumétrica, construindo inicialmente uma plataforma simplificada que abranja uma porção razoável dos processos relacionados à atividade. A ferramenta objetiva fornecer as principais funcionalidades para o trabalho médico, de forma flexível e escalável.

O trabalho está organizado da seguinte maneira. No capítulo 2, são abordadas as técnicas de aquisição de imagens médicas empregadas na consolidação deste trabalho. É discutido também um padrão para aquisição e transferência de imagens médicas. No capítulo 3, os métodos de visualização volumétrica são apresentados, com um enfoque maior no método utilizado na implementação. No capítulo 4, são discutidas as principais etapas do processo de visualização de regiões de ativação. Na seqüência, a arquitetura, objeto principal deste trabalho, é apresentada. Finalmente, no capítulo 6 são enunciadas as conclusões e propostas para trabalho futuros.

2 AQUISIÇÃO DE VOLUMES DE DADOS CEREBRAIS

Cada modalidade de aquisição de imagem fornece determinados tipos de informações que permitem percepções diferentes do objeto sendo estudado. Para o estudo das funções cerebrais por meio da visualização volumétrica, as modalidades podem se enquadrar em dois grupos: aquisição de volumes anatômicos e aquisição de volumes (ou imagens) funcionais.

O primeiro grupo é constituído por técnicas que geram volumes de alta resolução e provêm detalhes anatômicos com boa qualidade. O segundo tem o propósito de colher informações relacionadas a processos metabólicos. Os dados anatômicos normalmente servem como substrato para os dados funcionais. A visualização integrada desses dois tipos de volumes proporciona uma melhor compreensão da anatomia e função.

Nesta seção serão abordadas as técnicas de aquisição relevantes no contexto deste trabalho, uma breve introdução sobre a arquitetura cerebral e um padrão utilizado para aquisição e transmissão de imagens médicas digitais.

2.1 A ARQUITETURA DO CÉREBRO

O cérebro humano é o maior órgão do encéfalo. Pesa de 1050 a 1200 g aproximadamente. Apresenta uma camada externa de cor cinzenta, com espessura variando de 1 a 4 mm, chamada córtex, que cobre inteiramente os dois hemisférios [CARDOSO97].

A superfície do córtex é irregular, com saliências (circunvoluções) e depressões (cissuras). O córtex é formado por diversas camadas de células nervosas superpostas e constitui o centro de comando de todas as atividades do organismo.

Os hemisférios são separados por uma ranhura denominada fissura longitudinal. Na base dessa fissura encontra-se um espesso feixe de fibras nervosas

(corpo caloso), formado por uma substância de cor branca. O hemisfério esquerdo controla a metade direita do corpo e vice-versa, em razão de um cruzamento de fibras nervosas no bulbo raquiano [CARDOSO97].

Cada hemisfério cerebral é dividido em seções denominadas lobos, delimitadas pelo sulco central e pela fissura lateral. Estas seções se diferem na espessura e composição das camadas celulares e na quantidade de fibras nervosas que chegam ou partem de cada uma.

Embora o sistema nervoso seja um todo único, determinadas áreas cerebrais estão mais diretamente ligadas a certas funções. Assim, como exemplo, o lobo frontal, localizado na parte anterior do cérebro, é responsável pela elaboração do pensamento, planejamento, programação de necessidades individuais e emoção. O lobo occipital, situado na parte posterior, é responsável pelo processamento da informação visual. Danos nesta área promove cegueira total ou parcial. O lobo temporal, localizado abaixo da fissura lateral, está relacionado com o sentido da audição, possibilitando o reconhecimento de tons específicos e intensidade do som [CARDOSO97].

2.2 IMAGEAMENTO ANATÔMICO DO CÉREBRO

Duas técnicas de aquisição de informações anatômicas são aqui apresentadas: a tomografia computadorizada e a ressonância magnética.

2.2.1 Tomografia Computadorizada

O conceito fundamental na tomografia computadorizada é que a estrutura interna de um objeto pode ser reconstruída a partir de múltiplas projeções desse objeto, por meio do uso de raios X combinado com a tecnologia de computação.

A CT foi desenvolvida em 1972 por Godfrey N. Hounsfield [HOUNSFIELD73]. Nela, o equipamento utiliza alta voltagem (120 a 150KV) para emitir feixes controlados de raios X, em forma de leque, contra o objeto. Após

atravessá-lo, esse feixe é colimado em detectores localizados diametralmente opostos à fonte dos raios.

Os dados da projeção do feixe emitido dependem da interação deste com a substância que forma o objeto. Na CT, a energia do fóton de um feixe de raios X diminui a medida que ele atravessa um objeto. Essa queda deve-se principalmente ao efeito fotoelétrico (absorção) e ao efeito de Compton (espalhamento) [WIESEN+94].

Cada material presente no objeto apresenta um coeficiente de atenuação linear (μ) para os raios por ele atravessados. Esta propriedade depende do número atômico e da densidade do material, e do espectro de energia do feixe de raios X. A técnica de CT se baseia na equação de atenuação de raios X [WIESEN+94]

$$I = I_0 e^{-\mu L} \quad (1)$$

onde I_0 é a intensidade incidente de um feixe de raios X sobre a superfície de um objeto de espessura L , e I é a intensidade transmitida.

A unidade de medida dos dados produzidos pelo equipamento de CT é a Hounsfield - HU. Hounsfield arbitrariamente atribuiu o valor 0 à água, 1000 ao osso e -1000 ao ar. Substâncias com atenuação menor que a da água recebem proporcionalmente um valor negativo. Da mesma forma, substâncias com atenuação maior que a da água, recebem um valor positivo. A Tabela 2.1 apresenta as HUs para alguns materiais importantes do corpo humano.

TABELA 2.1 – VALORES HU PARA ALGUNS MATERIAIS DO CORPO HUMANO

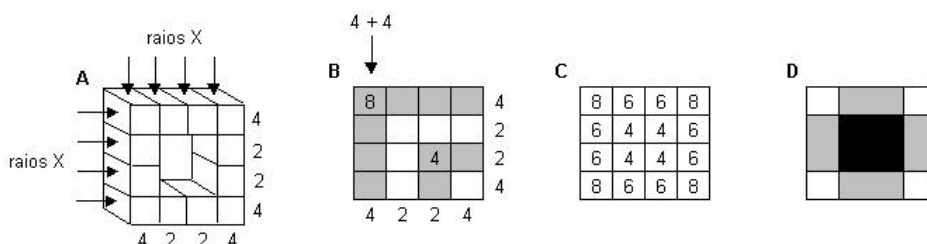
TECIDO	INTERVALO HU
Ar	-1000
Pulmão	-500 a -200
Gordura	-200 a -50
Água	0
Sangue	25
Músculo	25 a 40
Osso	200 a 1000

FONTE: GLASS, M. **Principles of Computerized Tomographic Imaging**. Disponível em < <http://www.ph.tn.tudelft.nl/>

~marlein> Acesso em 14 Fev. 2001.

Lançando-se o feixe de diferentes ângulos sobre a mesma seção transversal do objeto, é possível gerar uma quantidade de projeções que permita montar uma imagem. A Figura 2.1 exemplifica, de modo extremamente simples, um processo de reconstrução. O bloco A representa um objeto, dividido em pequenas unidades cujo tamanho é determinado pela resolução espacial dos raios do feixe. Cada uma delas dá a sua contribuição na absorção. Os números indicados nos lados esquerdo e inferior são denominados projeções ou somas do raio, significando a intensidade resultante do raio após sua viagem pelo objeto. A Figura 2.1(C), denota uma matriz, onde cada elemento tem como valor a soma das projeções dos raios que se cruzaram naquela região do objeto correspondente ao elemento, como visto na Figura 2.1(B). Por último, uma imagem pode ser formada mapeando-se cada valor existente na matriz C para uma cor (Figura 2.1D).

FIGURA 2.1 – PRINCÍPIO DE RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM CT

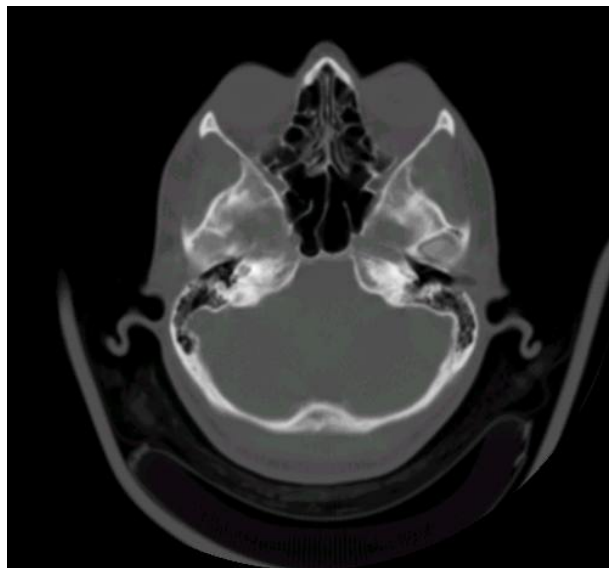


FONTE: WIESEN, J. E.; MIRALDI, F. Imaging Principles in Computed Tomography. In: HAAGA, J. R. **Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging of the Whole Body**. 3 ed. Mosby-Year Book Inc., 1994.

Os equipamentos de CT (*scanners* CT) comumente utilizados na prática médica produzem imagens normalmente com 512 x 512 pixels¹ e a distância entre pixels variando entre 0,5 e 2mm. Em geral, dois bytes são utilizados para armazenar o valor existente em cada pixel. O tempo de aquisição de cada imagem varia de 1 a 5 segundos.

¹ Pixel: picture element

FIGURA 2.2 - IMAGEM POR CT DA CABEÇA DE UM PACIENTE



As imagens por CT permitem uma visualização muito boa de estruturas que possuem discrepantes índices de permeabilidade para o raio X, como osso e tecido. Estruturas com índices muito próximos são melhor identificadas com o emprego de agentes externos de contraste. A Figura 2.2 mostra uma imagem (ou fatia) axial da cabeça de um paciente, obtida por CT, com resolução de 512 x 512 pixels.

Para se obter diversas fatias de uma determinada região visando sua visualização 3D, o local de incidência do raio é deslocado transversalmente ao longo da região sendo estudada. A resolução entre essas fatias depende da granularidade do deslocamento.

O avanço mais significativo em tecnologia de CT foi o desenvolvimento do CT espiral, introduzido por volta de 1990. Nele a aquisição de várias fatias é feita continuamente de forma que a trajetória dos raios sobre o corpo do paciente tome a forma de uma espiral. Com esse avanço, a velocidade de obtenção das fatias é maior, reduzindo a duração do exame. Pequenas lesões podem ser melhor identificadas devido a menor ocorrência de movimentos do paciente e a extinção dos vazios

espaciais ou temporais existentes na técnica tradicional.

Contudo, há leis fundamentais da física que impedem a melhoria do desempenho de um *scanner* CT, visando incrementar a resolução e o contraste das imagens por ele geradas, sem que haja um aumento da exposição do paciente aos raios X [WIESEN+94].

Uma visão geral sobre os princípios matemáticos e a teoria da aquisição de imagens baseada em raios X pode ser obtida na literatura médica [NRC96].

2.2.2 Ressonância Magnética

Existem muitas vantagens no uso da ressonância magnética:

- a) baixo risco para o paciente por ser um método não-invasivo, pois não utiliza radiações ionizantes como na CT e, com isso, permite estudos mais freqüentes;
- b) possibilidade de usar agentes de contraste intrínsecos através de variações nos tempos de espera entre emissões de radiofrequência. Assim, os contrastes produzidos em tecidos moles são superiores aos obtidos por outras modalidades de aquisição de imagens;
- c) obtenção de informações anatômicas e funcionais;
- d) obtenção de imagens em planos arbitrários, por meio de manipulações eletrônicas, sem a mudança de postura do paciente;
- e) imagens com alta resolução, com distância submilimétrica entre pixels e entre fatias.

Uma característica da imagem MR é que não existe uma escala de valores absolutos para um determinado conjunto de materiais. Há uma sobreposição espectral das intensidades de diferentes classes de tecidos, bem como a presença de uma inomogeneidade no sinal, variando espacialmente e de forma suavizada [SLED+98]. Isto dificulta os processos de classificação e segmentação de tais imagens durante os

processos de visualização.

Esta seção descreve primeiramente os fundamentos da modalidade de ressonância magnética. O tema é complexo e será explanado superficialmente. Na seqüência é feita uma discussão acerca das imagens obtidas por essa modalidade, sob o ponto de vista da visualização de ativações cerebrais.

2.2.2.1 Princípios de ressonância magnética

O fenômeno da ressonância é geral e se manifesta em toda a natureza. Todos os corpos sujeitos a movimentos vibratórios apresentam ressonância. Um exemplo desse fenômeno foi a ruptura da ponte Tacoma Narrows, nos Estados Unidos, em 1940, ocasionada pela identidade das oscilações do vento com a frequência de ressonância da ponte [BILLAH+91].

Os primeiros estudos com ressonância magnética nuclear - NMR foram realizados em meados de 1940 [RAICHLE98] e foram expandidos para imagens médicas - MRI em 1973 [LAUTERBUR73].

A MRI é baseada na ressonância magnética nuclear, uma propriedade dos núcleos atômicos com números ímpares de nêutrons, números ímpares de prótons ou ambos [NOLL01]. Os núcleos mais comumente utilizados são ^1H , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na e ^{31}P . Para imageamento de sistemas biológicos, ^1H é o preferido, devido a sua alta concentração no corpo humano, e por apresentar um melhor sinal na imagem devido a sua razão giromagnética.

Na ressonância magnética, um corpo é colocado sob a ação de um forte campo magnético, denominado \mathbf{B}_0 , a fim de que os momentos magnéticos associados aos spins de núcleos ressonantes fiquem alinhados paralela ou antiparalelamente a esse campo, formando uma rede \mathbf{M} de magnetização. Nessa rede, os spins giram a uma frequência dada pela equação de *Larmour*:

$$f = \gamma B_0 \quad (2)$$

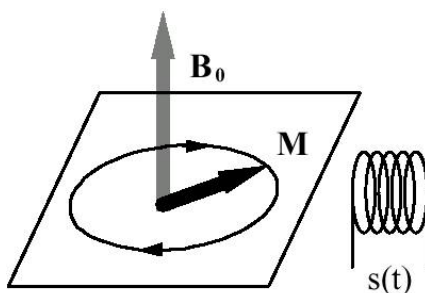
onde γ é uma constante específica para cada tipo de núcleo. No caso do Hidrogênio (^1H) $\gamma = 42,58 \text{ MHz / T}$ e é o elemento químico que apresenta a maior frequência em relação aos demais. Se o campo magnético for mais intenso, e. g. 1,5 T, a sua frequência será de 63,87 MHz.

Quando um campo magnético oscilante é aplicado sobre a rede **M** os spins absorvem a energia e passam para um estado de excitação. Este campo oscilante é chamado de campo de radiofrequência, devido à semelhança de suas ondas com as de radiotransmissão.

A excitação faz com que a rede **M** seja desviada total ou parcialmente para um plano perpendicular ao campo **B**₀ porque os spins afetados passam para um estado de precessão neste plano perpendicular, a uma frequência dada pela equação (2). Essa precessão causa uma indução eletromagnética que é captada por uma bobina colocada próximo ao objeto em estudo (Figura 2.3).

Após a excitação, a magnetização retorna ao seu estado de equilíbrio de acordo com um processo de decaimento exponencial - FID. Dois parâmetros

FIGURA 2.3 – MAGNETIZAÇÃO EXCITADA COM PRECESSÃO AO REDOR DO CAMPO MAGNÉTICO ESTÁTICO **E**, DESSE MODO, INDUZINDO UMA VOLTAGEM, **S(T)**, EM UMA BOBINA PRÓXIMA



fundamentais são utilizados para descrever o sinal de ressonância. O primeiro descreve a taxa em que o sinal induzido decai. A queda do sinal deve-se às interações entre os spins nucleares - T_2 e à inhomogeneidade do campo magnético local - T_2^* durante este processo de decaimento. O segundo parâmetro - T_1 é a taxa em que um núcleo, uma vez colocado sob ação de um campo magnético, exponencialmente se aproxima de um

equilíbrio térmico, a medida que se alinha àquele campo. A maioria das aquisições por ressonância magnética exploram também as diferenças entre esses parâmetros para gerar o contraste dos diferentes tecidos na imagem.

Para a formação da imagem, a localização espacial do sinal é baseada em gradientes de intensidade, ortogonais entre si, aplicados ao campo magnético. Variando-se esse campo para mais ou para menos, após um pulso de radiofrequência, conduz-se a mudanças nas frequências de ressonância dos núcleos naquela região excitada. Girando numa frequência maior ou menor, quando o gradiente cessar, os núcleos ficarão defasados em relação aos núcleos de regiões próximas que não sofreram variações. A utilização de métodos de codificação de frequência e codificação de fase são empregados então para se obter uma interpretação espacial do sinal recebido. Os dados normalmente são populados em uma grade bidimensional chamada *k-space*. As linhas dessa grade contêm os dados da codificação de frequência e as colunas os dados da codificação de fase. Aplicando a transformada de Fourier sobre essa grade obtém-se a imagem MR [NOLL01]. Para a geração de fatias paralelas do objeto em estudo, recorre-se também ao gradiente de campo, só que neste caso ele é aplicado na direção perpendicular ao plano da fatia.

2.2.2.2 O processo de aquisição por ressonância magnética

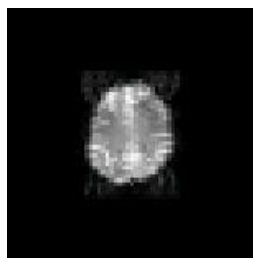
Quando uma imagem MR é adquirida, o pulso de radiofrequência se repete em tempos determinados – TR. O sinal FID pode ser medido em vários momentos dentro do intervalo TR. O tempo entre a aplicação do pulso e a medição do sinal é chamado tempo de espera do eco – TE. Ajustando TR e TE, diferentes contrastes entre os tecidos do corpo são produzidos na imagem. A intensidade do sinal FID depende da densidade de ^1H presente no tecido. Quanto maior a densidade, maior o sinal e, conseqüentemente, maior será o valor do pixel na imagem. Por último, o contraste na imagem também depende de dois outros parâmetros, T1 e T2, já explicados acima, que

são característicos de cada tipo de tecido.

Uma vez que a manipulação dos parâmetros para aquisição MRI é ampla, vários tipos de imagens podem ser obtidos. O método Echo Planar Imaging – EPI pode adquirir uma imagem 64 x 64 pixels em torno de 100 ms, porém com baixa resolução espacial [KLOSE+99]. A Figura 2.4 mostra um exemplo de imagem obtido por este método, muito utilizado em estudos funcionais do cérebro.

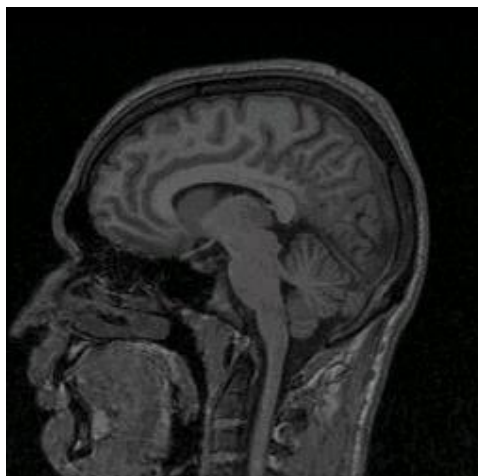
As imagens obtidas permitem, por exemplo, uma excelente visualização das

FIGURA 2.4 - IMAGEM MRI OBTIDO PELO MÉTODO EPI, PARA ESTUDOS FUNCIONAIS DO CÉREBRO



estruturas cerebrais, possibilitando identificar, entre outros, a substância cinza, a substância branca, as membranas que envolvem o encéfalo, o sistema vascular, etc. A Figura 2.5 mostra outro exemplo de imagem MRI, com resolução de 128 x 128.

FIGURA 2.5 - IMAGEM MRI DA CABEÇA MOSTRANTO OS DETALHES DO ENCÉFALO



2.3 IMAGEAMENTO FUNCIONAL DO CÉREBRO

Existem diversas técnicas de aquisição de imagens para estudos funcionais do cérebro.

Estudos do fluxo sanguíneo cerebral localizado, feitos com Tomografia por Emissão de Pósitrons – PET, Tomografia Computadorizada por Emissão Simples de Fótons – SPECT, Xenon CT e, mais recentemente, Ressonância Magnética Funcional – fMR, assim como estudos do metabolismo da glicose e oxigênio, e a distribuição dos neurotransmissores, através da PET, têm contribuído enormemente para a compreensão das atividades cerebrais e sua distribuição espacial sob condições fisiológicas diferentes [LURITO+00]. Não obstante, a Eletroencefalografia – EEG e a Magneto-encefalografia – MEG também vêm contribuindo tremendamente para o entendimento do mecanismo de processamento neuronal. Para compreensão de todas estas técnicas deve-se considerar a organização cerebral em um nível aprofundado, incluindo fenômenos no nível celular.

As aquisições por fMRI é a mais amplamente empregada pelos radiologistas [LURITO+00] para os estudos funcionais do cérebro. Este trabalho é baseado em imagens provindas desta técnica. Portanto, será apresentada uma discussão mais detalhada desta metodologia e de seus benefícios.

2.3.1 Ressonância Magnética Funcional

O termo ressonância magnética funcional – fMRI refere-se aos métodos de aquisição de imagens que permitem a identificação e a visualização de regiões de ativação cerebral em resposta a certas atividades motoras, sensoriais ou cognitivas [KLOSE+99].

A fisiologia da atividade neuronal abrange muitos processos complexos. Contudo, desde 1890 sabe-se que o cérebro utiliza regiões específicas conforme a atividade que está executando [RAICHLE98][ROY+90].

As portas para aplicação da MRI em estudos funcionais cerebrais se abriram quando se descobriu que existem modificações locais na quantidade de oxigênio do tecido durante as modificações da atividade neuronal. Ogawa e colegas [RAICHLE98] foram os primeiros mostrar que as modificações na oxigenação do sangue podiam ser detectadas por imagens de ressonância ponderadas em T2.

Embora existam outros métodos fMRI para detecção de mudanças no metabolismo cerebral (consumo de oxigênio e glicose), como aquelas baseadas em variação no fluxo e no volume sanguíneo, a técnica chamada contraste dependente do nível de oxigenação do sangue – BOLD, introduzida por Ogawa, é a mais popular [NOLL01].

Esta técnica é baseada na susceptibilidade da hemoglobina, pigmento existente nas hemácias (glóbulos vermelhos do sangue) responsável pela fixação do oxigênio e sua transferência às células. O estado de oxigenação de seus 4 átomos de ferro é o que determina a sua propriedade magnética. Hemoglobinas desoxigenadas são paramagnéticas, ao passo que as oxigenadas são diamagnéticas. Hemoglobinas desoxigenadas, na MRI, aumentam localmente o campo magnético a que estão submetidas (B_0) e influenciam diretamente no decaimento do sinal (FID), significando que ocasionarão, por conseguinte, um sinal ligeiramente menor na imagem. Por outro lado, locais onde há maior concentração de hemoglobina oxigenada em relação às desoxigenadas produzirão um sinal mais acentuado. As aquisições ponderadas nos parâmetros T2 e T2* são as mais utilizadas para a detecção desses contrastes na imagem [LURITO+00].

No exame de ressonância funcional, são adquiridas uma série de imagens do cérebro em períodos em que o paciente está em repouso e em períodos em que o paciente recebe algum tipo de estimulação. Esta seqüência de atividades desempenhada pelo paciente é chamada de paradigma, e é planejada de tal maneira que haja um engajamento dos circuitos neuronais que se pretende estudar.

Para o mapeamento de regiões cerebrais responsáveis pela visão, o paciente

pode receber estímulos visuais através de uma seqüência de imagens projetadas em uma tela ou em óculos especiais [KLOSE+99]. Para o mapeamento de áreas de recepção auditiva, ele pode ser submetido à elaboração de rimas ou prestar atenção em sons reproduzidos nos alto-falantes acoplados ao sistema [LURITO+00]. Além desses estímulos, o paciente pode também desempenhar certas tarefas para causar a estimulação, como movimentos dos dedos ou das mãos. Antes do exame se iniciar, o paciente é instruído sobre as atividades que deverá desempenhar no decorrer das aquisições.

A aquisição de imagens é feita em vários ciclos de estimulação e de repouso para um processamento estatístico posterior, que determinará as áreas do cérebro que foram responsáveis pelo controle da atividade imposta.

As regiões do cérebro responsáveis pelo controle da região estimulada, durante o período de estimulação, recebem uma quantidade de sangue oxigenado maior que a necessária para o metabolismo. Isto resulta num aumento de oxihemoglobina e numa diminuição de desoxihemoglobina no local, acarretando uma elevação do sinal na imagem.

O aumento de sinal em exames funcionais gira em torno de 1%, dependendo da tarefa escolhida para estimular o paciente, em um equipamento de 1,5 Tesla [LURITO+00]. Por isso os exames de fMRI obtêm uma série de várias imagens da mesma região anatômica para precisar melhor as áreas ativadas. A fMRI por BOLD mostrou-se viável com imagens EPI obtidas com *scanners* MRI com campo magnético de 7T [YACOUB+01]. Nestes estudos, em caráter experimental, houve uma melhoria significativa no sinal da ativação.

O efeito BOLD é captado por imagens ponderadas em T2, normalmente por seqüências EPI. Como a obtenção desse tipo de imagem é rápida [KLOSE+99], é possível a aquisição de várias fatias da cabeça em apenas alguns segundos. A resolução desses volumes pode chegar a 64 x 64 x 30 fatias, em detrimento do tempo de aquisição, quando se deseja localizar a ativação analisando todo o cérebro. Quando

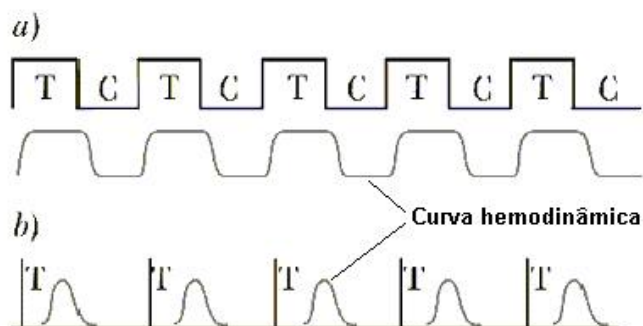
o objetivo é estudar a ativação cerebral em apenas uma determinada região, opta-se pela extração de poucas fatias, com ganho na resolução temporal.

Os dados produzidos em um típico experimento fMRI consistem, portanto, em uma série de blocos de imagens obtidos a cada intervalo de tempo. O número total de imagens pode ultrapassar a 1000, dependendo do paradigma adotado para a aquisição.

Existe um desacoplamento entre a atividade neuronal e a resposta do fluxo sanguíneo. O aumento do fluxo demora em torno de 2 segundos para apresentar-se mensurável pelo equipamento de ressonância, e atinge o máximo de resposta cerca de 5 a 7 segundos do estímulo [AMARO00].

Uma técnica recente para mapeamento funcional do cérebro é a ressonância magnética funcional relacionada a eventos – efMRI [AMARO00]. Ao contrário da técnica tradicional – chamada de ressonância magnética por blocos, onde os estímulos são aplicados continuamente nos períodos de ativação – na efMRI apenas um estímulo é imposto a espaços de tempo regulares. O objetivo é adquirir o maior número de imagens no menor tempo possível, de forma a mostrar os eventos hemodinâmicos cerebrais com maior resolução temporal, observando também quais as áreas cerebrais que estão correlacionadas ao evento e a ordem temporal dessa associação. A Figura 2.6 mostra, em (a), a ressonância por blocos e em (b) a efMRI. As imagens são obtidas nos períodos de ativação (T) e repouso (C). A curva hemodinâmica é diferente nos dois casos.

FIGURA 2.6 – RESSONÂNCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL POR BLOCOS E RELACIONADA A EVENTOS



A principal vantagem da fMRI é ser um método não-invasivo. A detecção de regiões funcionais evita que, em uma cirurgia no cérebro, se extirpem partes do tecido nervoso responsáveis pela parte sensitiva e motora. Outras aplicações da ressonância magnética funcional são [GATTASS+99]: localização pré-operatória de áreas da linguagem, localização de focos epileptiformes e investigação básica em neurociência.

2.4 PADRÃO DICOM DE AQUISIÇÃO E TRANSMISSÃO DE IMAGENS MÉDICAS DIGITAIS

O Padrão para Aquisição e Transmissão de Imagens Médicas Digitais - DICOM foi desenvolvido pela Associação Nacional (Americana) de Fabricantes de Equipamentos Elétricos - NEMA em comissão com o Colégio Americano de Radiologia – ACR para que equipamentos de aquisição de imagens médicas produzidos por diferentes fabricantes possam armazenar e transmitir imagens e informações a elas relacionadas usando uma especificação comum.

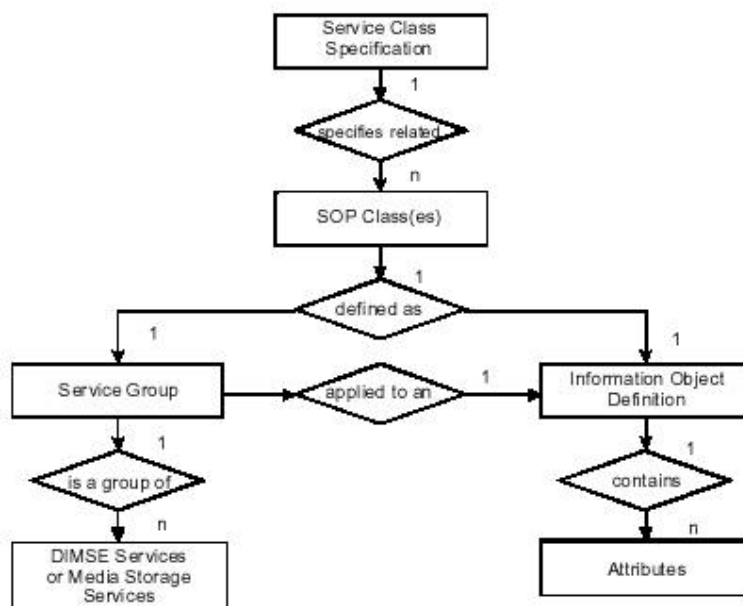
Os trabalhos para a consolidação desse padrão iniciaram-se em 1983 e dois anos depois foi publicada sua primeira versão. Desde então melhorias foram a ele acrescentadas, como o padrão de terminologia e estrutura de informação, na versão 2.0, e, entre outras coisas, o suporte à rede (TCP/IP², ISO-OSI³) na versão 3.0 em 1993, onde tal padrão recebeu o nome de DICOM.

Pelo fato das imagens utilizadas neste trabalho estarem nesse padrão, uma breve explicação sobre ele será dada, com enfoque no formato de armazenamento. A definição completa e oficial do padrão produzido pelo comitê está disponível em meio eletrônico [DICOM01].

² TCP/IP: Transmission Control Protocol / Internet Protocol.

³ ISO-OSI: Open System Interconnection Model.

FIGURA 2.7 - PRINCIPAIS ESTRUTURAS DO MODELO DE INFORMAÇÃO DICOM



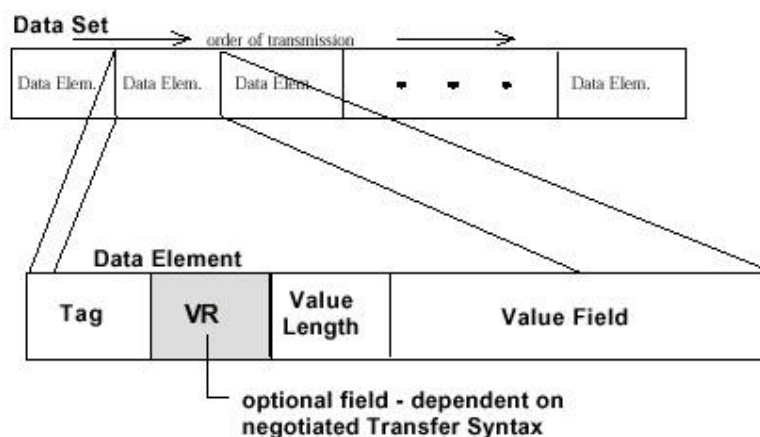
O modelo de informação DICOM define a estrutura e a organização das informações relacionadas à comunicação de imagens médicas. A Figura 2.7 mostra um modelo entidade-relacionamento⁴ com as principais estruturas desse modelo de informação.

Os Objetos de Informação – IODs são abstrações orientadas a objetos do mundo real aplicadas na comunicação de imagens médicas digitais. Um IOD pode ser normalizado, quando representa uma única classe de objetos do mundo real, ou composto, quando contém informações sobre relacionamentos existentes entre objetos de diferentes classes. Os atributos com certa relação entre si são agrupados em módulos e são empregados para compor os IODs.

Um exemplo de IOD composto é o objeto *Image*. Ele possui um agrupamento de entidades como paciente, que está relacionada a um ou mais estudos,

⁴ O modelo entidade-relacionamento (E-R) tem por base a percepção de que o mundo real é formado por um conjunto de objetos chamados *entidades* e pelo conjunto dos *relacionamentos* entre esses objetos.

FIGURA 2.8 – ESTRUTURAS DO ELEMENTO DE DADOS E DO DATA SET DICOM



e cada estudo contém uma ou mais séries de imagens propriamente ditas.

As operações executadas sobre os objetos IODs podem ser de natureza de armazenamento ou de comunicação. Essas operações são agrupadas em classes de serviços e o contexto de sua execução sobre os objetos fica definido na classe Par Objeto-Serviço – SOP.

Por meio de tipos de dados definidos também no padrão, os atributos são implementados em estruturas denominadas elementos de dados. Um conjunto de elementos de dados forma um *Data Set* que, fisicamente, resume a informação de um IOD a ser armazenada ou transferida pela rede (Figura 2.8). Cada elemento de dado é constituído por três campos obrigatórios e um opcional:

- a) Identificação – *Tag*, que garante a sua unicidade. A *Tag* é composta por um par ordenado de números inteiros de 16 bits, representados em hexadecimal⁵. A forma de apresentação é (gggg, eeee), onde o primeiro termo indica o número de um grupo e o segundo o número de um elemento dentro do grupo;

⁵ Sistema de numeração cuja base é 16.

- b) o Tipo e o Formato de Dado - VR armazenado pelo Campo Valor - VF.
Este campo é opcional;
- c) o Tamanho do Campo - VL informando o tamanho, em bytes, de VF;
- d) o campo VF que armazena o valor propriamente dito do elemento de dado. A quantidade de bytes desse campo é sempre par.

A Tabela 2.2 mostra um exemplo de elementos de dados extraídos de um arquivo DICOM contendo uma imagem por ressonância magnética, com 256 x 256 pixels. Tais elementos provêm informações úteis para a elaboração de um programa de carregamento e visualização de imagens.

TABELA 2.2 – ELEMENTOS IMPORTANTES EXTRAÍDOS DE UM ARQUIVO DICOM COM IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

POSIÇÃO ⁽¹⁾	TAG	NOME DA TAG	VR	VL	VF
1174	(0018,0050)	Slice Thickness	DS	8	1.5
1190	(0018,0080)	Repetition Time	DS	10	30.0
1208	(0018,0081)	Echo Time	DS	8	6.0
1224	(0018,0083)	Number of Averages	DS	8	1.0
1240	(0018,0084)	Imaging Frequency	DS	16	638592130.0
1264	(0018,0085)	Imaged Nucleus	SH	2	H1
1274	(0018,0086)	Echo Numbers(s)	IS	2	1
1284	(0018,0087)	Magnetic Field Strength	DS	6	15000
1298	(0018,0088)	Spacing Between Slices	DS	8	1.5
2948	(0020,0013)	Image Number	IS	2	10
4092	(0028,0002)	Samples per Pixel	US	2	1
4122	(0028,0010)	Rows	US	2	256
4132	(0028,0011)	Columns	US	2	256
4142	(0028,0030)	Pixel Spacing	DS	18	1.015625\1.015625
4168	(0028,0100)	Bits Allocated	US	2	16
4178	(0028,0101)	Bits Stored	US	2	16
4188	(0028,0102)	High Bit	US	2	15
9572	(7FE0,0010)	Pixel Data	OW	131072	IMAGEM

FONTE: O autor

(1) Posição do primeiro byte da *Tag*, contada a partir do início do arquivo, em bytes.

A interpretação de um elemento de dado às vezes depende das informações de outros. Por exemplo, para se saber o número de *bits* alocados e o número efetivamente utilizado para o armazenamento de um pixel da imagem no elemento de dado chamado *Pixel, Tag (7FE0, 0010)*, deve-se recorrer aos elementos cujas *Tags* são (0028,0100) e (0028,0101), respectivamente.

Finalmente, o arquivo físico DICOM tem o seguinte leiaute genérico. Um preâmbulo com 128 bytes não aproveitados, sucedidos por 4 bytes assinalados com os caracteres “D”, “I”, “C”, “M”, e toda a seqüência de elementos de dados necessárias para atender o padrão, conforme o estudo que estiver sendo feito. Como exemplo de elementos de dados, cita-se o tipo da imagem, nome do paciente, especificação do equipamento utilizado, sintaxe de transferência (compressão de dados utilizada, a ordem dos bytes para números inteiros - *little-endian* ou *big-endian* ⁶, etc.) e, por último, a seqüência de pixels da imagem.

A disposição de tais pixels dentro do arquivo é a seguinte. Primeiro a coordenada (0,0) da imagem, segundo a coordenada (0, 1) e assim por diante. Quando chegar a última coluna da primeira linha, o próximo pixel será o da primeira coluna da linha seguinte, e assim sucessivamente até que todas as linhas sejam percorridas.

Os principais fatores de sucesso do DICOM são a utilização dos protocolos TCP/IP e ISO-OSI, o emprego de um mecanismo para estabelecimento de associação entre dois equipamentos, que permite a negociação de como a mensagem será transferida entre eles (sintaxe de transferência), e uma especificação orientada a objetos dos Objetos de Informação e das Classes de Serviços.

⁶ Ordem para transmissão de bytes para números inteiros. *Little-endian*: byte menos significativo para o byte mais significativo. *Big-endian* é o inverso.

3 VISUALIZAÇÃO DE VOLUMES DE DADOS MÉDICOS

Como visto no capítulo anterior, a área médica lida freqüentemente com dados obtidos pelos mais diversos tipos de equipamentos. As peculiaridades anatômicas ou funcionais que cada modalidade ressalta fornecem subsídios para o profissional clínico compreender melhor as estruturas e os processos fisiológicos internos, propiciando uma melhor diagnose, acompanhamento mais acurado da evolução de doenças, além do auxílio no planejamento e na execução de cirurgias.

Neste capítulo, o objetivo é comentar a estrutura dos dados adquiridos e os métodos da visualização volumétrica aplicados na visualização desses dados médicos.

3.1 VOLUME DE DADOS MÉDICOS

Os dados adquiridos em exames médicos normalmente formam um volume, representando um espaço tridimensional amostrado do objeto em estudo. Cada amostra (x, y, z, v) deste espaço físico possui um valor v que armazena uma propriedade qualquer na posição espacial (x, y, z) . Na maioria das aquisições médicas, as amostras não são tomadas a intervalos espaciais regulares. Isto significa que a distância entre elas é diferente para alguma das três direções ortogonais. Normalmente, a distância é igual para amostras localizadas na mesma fatia, diferindo apenas entre uma fatia e outra. Volumes de dados com essa característica são chamados anisotrópicos [KAUFMAN94]. Quando é possível imaginar o volume como sendo uma grade retilínea tridimensional uniformemente espaçada, onde cada interseção de linhas dessa grade é uma amostra, o volume é chamado isotrópico.

Os dados volumétricos podem ser tratados como uma matriz de justapostos elementos de volume – *voxels*. Cada *voxel* denota um (ou mais) valor(es) para uma pequena região espacial, e não há sobreposição entre eles. O *voxel* pode representar diferentes tipos de dados ou grandezas como por exemplo densidade, pressão,

temperatura, carga eletrostática, tensão, cor e opacidade e campo eletromagnético. Nos volumes por CT, o *voxel* contém o índice de absorção de raio X dos tecidos situados na pequena região por ele representada. O *voxel* pode ser interpretado como um pequeno hexaedro definido em torno do valor amostrado [KAUFMAN94].

3.2 MÉTODOS DE VISUALIZAÇÃO VOLUMÉTRICA

Duas abordagens básicas para a geração de imagens 3D podem ser aplicadas ao volume de dados: modelagem de superfícies geométricas e *rendering* de volumes direto – DVR. Enquanto a primeira é computacionalmente mais rápida pelo fato de gerar apenas uma aproximação das superfícies de interesse, a segunda abordagem demanda elevado tempo de processamento e espaço de armazenamento, mas apresenta os dados originais com melhor qualidade. Uma discussão sobre essas abordagens e a proposta de uma classificação apropriada para as técnicas de visualização volumétrica são encontradas na literatura [ELVINS92] [PAIVA+99].

3.2.1 Métodos Baseados em Modelagem de Superfície

Nos métodos de modelagem de superfícies geométricas, também chamados *iso-surfacing*), primitivas geométricas são empregadas para representar superfícies. Valores estipulados pelo usuário são utilizados para determinar contornos de isovalor ou a presença de superfícies entre *voxels* vizinhos. No primeiro caso, cada fatia do volume é percorrida e contornos fechados são gerados obedecendo ao valor do parâmetro informado. Na seqüência é feita a ligação entre os contornos de fatias adjacentes, geralmente através de triângulos, buscando sempre uma conexão ótima. No segundo caso um polígono é gerado, através de interpolação, para aproximar a real superfície existente no local. A malha de polígonos gerada após a varredura é armazenada para a geração da imagem.

Incluem-se nos métodos por modelagem de superfície os algoritmos

Cuberille [HERMAN+79], *contour-connecting* [KEPPEL75], *marching cubes* [LORENSEN+87], *dividing cubes* [CLINE+88] e *marching tetrahedras* [SHIRLEY+90]. Eles diferem entre si principalmente na escolha da primitiva e na escala em que são definidos.

No algoritmo de *marching cubes*, duas fatias são percorridas simultaneamente. Quatro *voxels* são selecionados da primeira fatia e quatro da segunda, de forma que constituam um pequeno cubo. Cada um dos vértices desse cubo é comparado com o valor de limiar - o vértice receberá valor 0 se estiver fora dele e 1 caso contrário. O algoritmo gera um triângulo com base nos 256 modos que uma superfície poder passar por esse cubo, levando em consideração os valores 0 e 1 dos vértices. Por intermédio das simetrias complementar e rotacional, estes 256 casos foram reduzidos para 15 para simplificar o algoritmo. Para cada vértice do triângulo gerado é calculada a normal, que é utilizada posteriormente no cálculo da iluminação da imagem.

Com a entrada de mais de um parâmetro de limiar, múltiplas isosuperfícies podem ser visualizadas simultaneamente na imagem final. Mesmo assim, qualquer *voxel* que não esteja na superfície não será mostrado.

Todos estes métodos sofrem pelo fato de terem de fazer uma decisão binária na detecção da superfície: ou ela passa pelo *voxel* corrente ou não. Isso constitui a principal desvantagem, pois falsas superfícies (falsos positivos) podem ser detectadas devido à presença de ruídos nos dados adquiridos, ou então pequenas estruturas, como minúsculas lesões, que precisavam aparecer na imagem final não o são devido a uma má escolha do valor de limiar por parte do usuário (falsos negativos).

3.2.2 *Rendering* de Volumes Direto

Nos métodos de *rendering* de volumes direto, não existe nenhum modelo geométrico intermediário entre os dados volumétricos e a imagem a ser visualizada.

Esses métodos são baseados em leis da física para a propagação da luz em materiais coloridos e semitransparentes. Uma função de transferência associa a cada *voxel* presente no volume uma cor e uma opacidade. Desse modo, não há geração de malhas poligonais para representar as superfícies presentes no volume.

Superfícies tênues que ocorrem na interface entre dois materiais, e variações locais nas propriedades do volume, como absorção ou emissão de luz, não são perdidas, porque os valores para a imagem final são determinados diretamente a partir dos dados volumétricos. Limiares e outras operações não-lineares não são empregadas [DREBIN+88]. A meta é evitar a introdução de artefatos computacionais como *aliasing* e quantização.

O *rendering* de volumes direto pode ser classificado em quatro categorias principais [PAIVA+99]:

- a) ordem da imagem (*forward mapping*): nesta abordagem lança-se um raio associado a cada pixel da imagem que atravessa o volume, atingindo *voxels* que contribuem para o valor do pixel. Nesta categoria, estão os algoritmos de *ray casting* [LEVOY88], e o método de Sabella [SABELLA88];
- b) ordem dos objetos (*backward mapping*): neste tipo, percorre-se o volume e, para cada *voxel*, encontra-se os pixels que serão afetados pela sua contribuição. Os algoritmos *V-buffer* [UPSON+88], *splatting* [WESTOVER90] e mapeamento de texturas [WILSON+94] estão nessa classe;
- c) Métodos baseados em transformações geométricas: aplicam-se transformações geométricas afins ao volume, de modo a gerar uma simplificação das situações anteriores, com o objetivo de otimizar o processo. Um exemplo é o algoritmo *Shear-Warping* [LACROUTE+95];
- d) Métodos baseados em mudança de base: esta classe contém algoritmos baseados na transformação do volume para outro espaço (e.g. frequência)

a partir de onde é realizada a visualização. Exemplos são os métodos de domínio de Fourier [MALZBENDER+91] e de Wavelet [MURAKI93].

3.2.3 Reconstrução e Reamostragem do Volume de Dados

Uma vez que o espaço volumétrico é de natureza discreta, e os pontos de interesse a serem tomados deste espaço podem não coincidir com as posições do volume que possuem valor conhecido, é necessário reconstruí-lo e reamostrá-lo. A geração de novos valores a partir dos *voxels* já existentes é chamada interpolação.

Cada método de interpolação é controlado por um núcleo (*kernel*), chamado núcleo de interpolação. O formato deste núcleo é determinante na qualidade da imagem final [LICHTENBELT+98].

Alguns núcleos de interpolação unidimensional podem ser aplicados no espaço bidimensional ou tridimensional. Em cada estágio, uma interpolação unidimensional é realizada em um dos eixos (x , y ou z). Os núcleos vizinho mais próximo, linear, convolução cúbica e B-spline são aplicáveis no espaço volumétrico [LICHTENBELT+98].

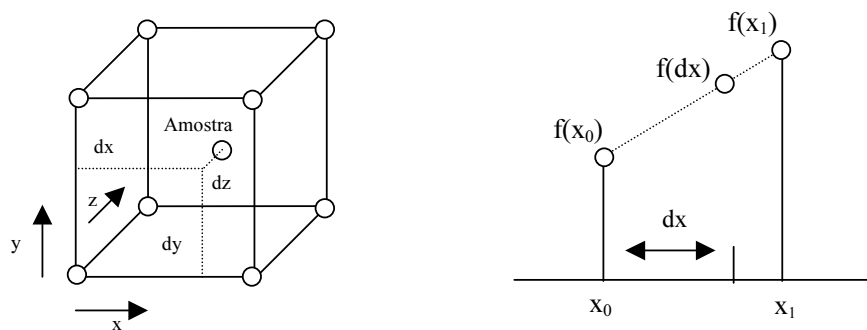
A interpolação via vizinho mais próximo é o método mais simples. O valor a ser atribuído ao ponto de amostragem é o valor do *voxel* que estiver mais próximo a este ponto. Interpolações trilineares (lineares, em 3D) reduzem os problemas de *aliasing* gerados pela interpolação via vizinho mais próximo, a um custo computacional razoável. A convolução cúbica e B-spline geram resultados melhores porém a um custo computacional maior [LICHTENBELT+98].

Em *ray casting*, a interpolação trilinear, ilustrada na Figura 3.1, é normalmente utilizada [LEVOY88].

A fórmula para interpolação em um dos eixos (no caso o x) é:

$$f(dx) = \frac{f(x_1) - f(x_0)}{x_1 - x_0} * dx + f(x_0)$$

FIGURA 3.1 – INTERPOLAÇÃO TRILINEAR



3.2.4 Pipeline para o Rendering de Volumes Direto

O processo de *rendering* de volumes pode ser subdividido em quatro passos principais [DREBIN+88]: classificação, detecção de superfícies, iluminação e projeção.

Entretanto, os volumes de dados, em seu estado bruto, podem ainda passar por uma etapa de pré-processamento antes de efetivamente serem submetidos ao processo de *rendering*. Essa etapa abrange interpolar valores de *voxels* nulos, remover ruídos, retirar fatias sem importância ou gerar novas entre as já existentes, realçar alguma característica do objeto em estudo, reamostrar todo o conjunto com o propósito de torná-lo um retículo uniforme, ou ainda segmentá-lo.

A segmentação separa o volume de dados em unidades estruturais, e normalmente é executada apenas uma vez. Ela atribui rótulos aos *voxels*. Um rótulo pode ser qualquer informação que se deseja armazenar junto a cada *voxel*. Por exemplo, em um volume de dados obtidos por ressonância magnética, pode-se rotular cada um deles como pertencentes a tecido cerebral, a tecido mole não-cerebral e a

osso. Essa informação pode ser utilizada na etapa de classificação para atuar apenas na região ocupada pelo cérebro.

3.2.4.1 Classificação

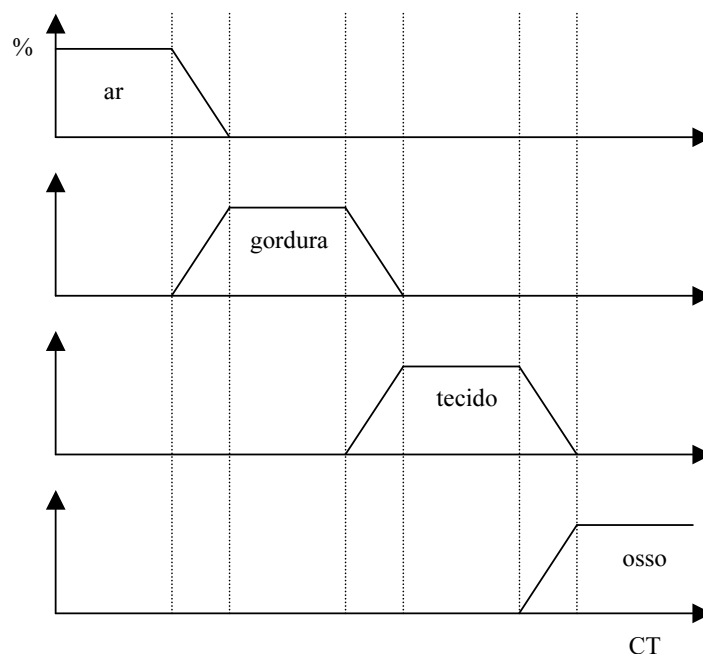
Os volumes de dados médicos contêm composições de diversos elementos ou materiais, por exemplo, um conjunto de substâncias físicas, como osso, gordura, tecido muscular, água, ar, ou de sinais, como os ecos dos spins na ressonância magnética.

A classificação consiste em identificar estes diferentes elementos que compõem o volume de dados, sem explicitamente definir seus formatos e extensões. Uma boa classificação requer o conhecimento prévio das estruturas que podem estar presentes e as posições onde podem ser encontradas. O histograma de volume é uma ferramenta útil nessa etapa, pois mostra como os elementos estão distribuídos.

Em *rendering* de volumes direto, o processo de classificação envolve tipicamente a definição de funções de transferência de cor e opacidade. A opacidade é uma medida de transparência de cada *voxel*, descrevendo a quantidade de luz incidente no *voxel* que é absorvida por ele. A função de transferência de cor permite mapear valores contidos no volume em uma cor RGB (vermelho, verde, azul) característica. O modelo natural para realizar este mapeamento consiste em considerar apenas a intensidade do *voxel*.

Existem situações onde o processo de classificação não é muito simples. Por exemplo, em volumes de dados de MRI do corpo humano, a mesma intensidade pode ser associada à partes do cérebro e a tecidos não-cerebrais. Classificação baseada unicamente na intensidade dos *voxels* irá falhar. Assim, os rótulos atribuídos aos *voxels* numa etapa de segmentação podem ser empregados para realizar o processo. Propostas para tratar este problema são encontradas literatura [WELLS+96] [GUILLEMAUD+97] [LEEMPUT+99] [SHATTUCK+01].

FIGURA 3.2 – FUNÇÃO DE 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.

A classificação pode ser binária ou de natureza probabilística. Nas classificações binárias, apenas um determinado material é considerado como presente no *voxel*. Decisões de classificação usando limiares introduzem artefatos na distribuição dos percentuais do material no *voxel*, observados na imagem final [DREBIN+87].

Na classificação probabilística, a probabilidade de uma material estar presente no *voxel* é estimada por um percentual [DREBIN+88]. A intensidade dos *voxel* é analisada por um classificador probabilístico, que calcula quanto de cada material está ali presente. Em regiões homogêneas do volume de dados, os *voxels* possuem 100% de um material apenas. Entretanto nas interfaces, o *voxel* deve representar essa interseção tomando uma parte de cada um dos materiais

No caso de tomografia computadorizada, os *voxels* podem ser classificados

em 4 tipos de materiais, de acordo com seus valores de absorção de raios X: ar, gordura, tecido e osso. O processo de classificação assume que não mais de 2 materiais tenham valores sobrepostos [DREBIN+88]. Portanto, cada *voxel* pode ser classificado como representando uma das seguintes configurações (Figura 3.2):

- a) ar;
- b) mistura entre ar e gordura;
- c) gordura;
- d) mistura entre gordura e tecido;
- e) tecido;
- f) mistura entre tecido e osso;
- g) osso.

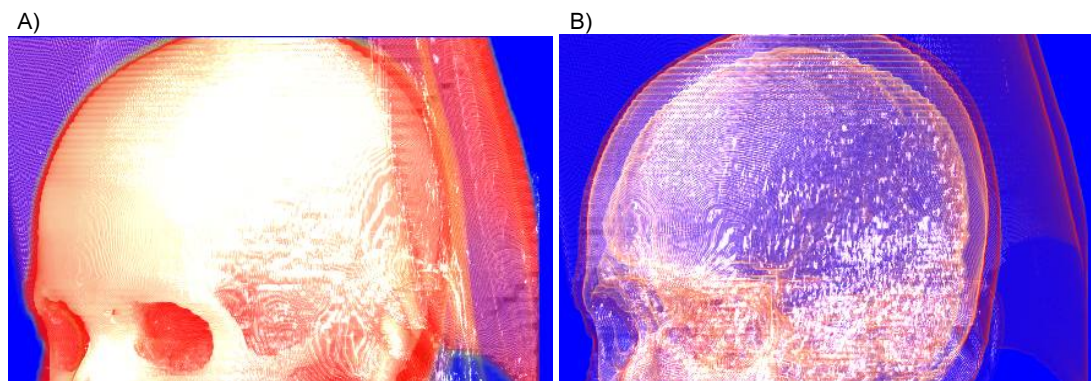
Uma vez classificado, a chance de um *voxel* ter uma intensidade I é igual à soma das probabilidade dos seus elementos constituintes terem a intensidade I . De maneira inversa, dada uma intensidade I , é possível saber qual a probabilidade de um determinado material existir em um certo *voxel*.

Estabelecida a classificação das estruturas internas, diversas propriedades podem a elas serem associadas, como cor, opacidade, densidade, etc. Variando-se a opacidade, uma estrutura pode facilmente tornar-se semitransparente, opaca, ou removida da imagem final. Com isso, pode-se isolar elementos distintos como osso, músculo ou gordura em um exame de tomografia computadorizada.

Nas imagens médicas, os elementos mais externos podem ficar mais transparentes que os internas, para melhorar a visualização. Modificando a cor e a opacidade, pode-se também realçar estruturas de interesse, como tumores e regiões de ativação cerebral.

Na Figura 3.3A, os *voxels* classificados como osso receberam uma opacidade alta. Na 3.3B, foi atribuída uma certa opacidade apenas nas regiões onde há encontro de dois materiais distintos. O volume utilizado para essas figuras é de tomografia computadorizada.

FIGURA 3.3 – VARIACÃO DA OPACIDADE ATRIBUÍDA A MATERIAIS DISTINTOS



3.2.4.2 Detecção de superfícies

O processo de detecção de superfícies baseia-se em alguma propriedade associada aos elementos existentes no volume. Normalmente ele toma como base o valor de densidade atribuído a cada material. Quando dois materiais de diferentes densidades se encontram, uma superfície ocorre.

A estimativa do vetor normal em um determinado ponto do volume pode ser feita a partir do gradiente de densidade em sua vizinhança, utilizando diferenças centrais:

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

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

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

Por ser baseada em uma vizinhança muito próxima, essa estimativa é sensível a ruídos e descontinuidades do volume. Para reduzir o efeito da localidade, pode-se estimar o gradiente considerando não apenas os seis *voxels* vizinhos, mas sim os 26 *voxels* vizinhos. Apesar de geralmente ser melhor, esta forma de estimativa é computacionalmente mais cara e pode inserir alguma suavização adicional na imagem resultante [LICHTENBELT+98].

O vetor normal calculado a partir do gradiente de densidade entre *voxels* adjacentes é utilizado no processo de iluminação.

O módulo (magnitude) do vetor normal também pode ser empregado na seleção das superfícies a serem iluminadas. Módulos maiores indicam que a superfície é discrepante, ou seja, está havendo um encontro de dois materiais com densidades bem diferentes. Se o módulo for próximo de zero, significa que a superfície está entre dois materiais com densidades parecidas. Selecionando valores grandes para o módulo a imagem final apresentará apenas superfícies mais fortes.

Manipulando os valores de densidade associados a cada material, consegue-se inibir a detecção superfícies entre materiais diferentes.

3.2.4.3 Iluminação

Um modelo físico de iluminação deve considerar todos os fenômenos que ocorrem quando um raio de luz incide sobre a superfície de um objeto: reflexão, transmissão, emissão e absorção.

Contudo, um modelo como este é muito complexo para ser empregado na visualização de volumes. Por isso, são desconsiderados alguns fenômenos e usadas algumas aproximações.

Tipicamente em *volume rendering* os modelos mais usados são os de reflexão local. Neles, os únicos itens considerados são a iluminação direta e a sua reflexão na superfície. Dentre eles, os mais conhecidos são Gouraud [GOURAUD71] e Phong [PHONG75].

Um modelo de iluminação descreve a forma em que uma cor é associada a um ponto no espaço, baseado na incidência de luz, no ângulo entre o observador e a fonte de luz, nas propriedades do objeto e na orientação e posição do ponto no espaço. O objetivo é criar uma ilusão de profundidade, realçar bordas e características do volume [LICHTENBELT+98].

Na equação da iluminação de Phong são contemplados três termos. O primeiro diz respeito à luz ambiente, uma luz com a mesma intensidade em qualquer ponto do objeto sendo visualizado. O segundo termo é a reflexão difusa, cuja intensidade é proporcional ao ângulo que o raio de luz incidente forma com a normal à superfície em um dado ponto. O último termo refere-se à reflexão especular, cuja intensidade cai a medida que o ponto de observação da cena se afasta do raio de luz refletido specularmente na superfície do objeto.

3.2.4.4 Projeção

Em *rendering* de volumes, a transformação de um objeto 3D para um espaço bidimensional (imagem) é feita por meio de projeções paralelas ou perspectivas [LICHTENBELT+98].

Essas projeções são formadas pela interseção de linhas, denominadas projetores, com um plano denominado plano de projeção [ROGERS+90]. As linhas partem de um ponto arbitrário, chamado centro de projeção, em direção ao espaço ocupado pelo objeto. Se o centro de projeção estiver localizado em um ponto finito no espaço tridimensional, o resultado é uma projeção em perspectiva. Se tal ponto estiver no infinito, os projetores serão paralelos e o resultado é uma projeção paralela.

O processo de determinação da cor final do pixel no plano de projeção (imagem) a partir de várias amostras do volume colineares a este pixel é chamado de *compositing*. O sentido de navegação através das amostras pode ser do plano para o volume (*front-to-back compositing*) ou do volume para o plano (*back-to-front compositing*) [LICHTENBELT+98]. A contribuição dada por um *voxel* específico na cor final do pixel depende da opacidade e cor acumulada nos outros *voxels* colineares durante a navegação.

4 VISUALIZAÇÃO DE REGIÕES DE ATIVAÇÃO CEREBRAL

O processo de visualização de regiões de ativação engloba uma série de etapas após a aquisição dos dados.

Nas etapas iniciais, operações são aplicadas ao volume para remoção de ruídos e realinhamento das imagens. Em seguida, ele é submetido a um processamento de natureza estatística com a finalidade de se encontrar os prováveis *voxels* que tiveram variações no sinal conforme o estímulo aplicado ao paciente. O resultado desse processo é um mapa de ativação. Por último, este mapa é normalmente combinado com um volume anatômico de alta resolução por intermédio de métodos de registro, e então visualizado.

O objetivo deste capítulo é descrever esses passos. No entanto, este trabalho dá um enfoque maior na última etapa – visualização, descrita no capítulo 5.

De uma forma geral, alguns pacotes de software existentes desenvolvidos para serem aplicados nesta área médica contemplam total ou parcialmente estas etapas que serão discutidas [COX96] [LOHMANN+01] [GÖKÇAY+99].

4.1 PRÉ-PROCESSAMENTO DO VOLUME FMRI

Devido à baixa amplitude do sinal entre os períodos de ativação e períodos de repouso, pequenos ruídos, causados por movimentos da cabeça do paciente, variações do sinal relacionadas aos ciclos cardíacos e respiratórios, ou distorções no campo magnético podem influenciar na correta detecção do mapa de ativação [NOLL01]. Muitas formas de tratar esses ruídos são propostas na literatura [NOLL01] [LURITO+00] [OLIVEIRA+97] [KLOSE+99].

Em específico, na correção de movimentos o objetivo é realinhar as imagens adquiridas numa seqüência temporal fMRI de forma que fiquem geometricamente compatíveis. O desalinhamento, causado por movimentos do paciente durante a

aquisição das imagens, consiste em rotações e ou translações nos três eixos espaciais. Para corrigi-los, cada bloco da série temporal é rotado ou transladado até se alinhar a um bloco de referência. Marcadores externos fixos na cabeça e visíveis nas imagens podem auxiliar nesta etapa.

Como as diversas fatias de um bloco da série não são adquiridas no mesmo instante (para EPI o tempo para cada fatia gira em torno de 100ms), o deslocamento temporal entre elas pode ser corrigido por meio de interpolações.

A equalização das imagens pode ser aplicada para correções de variações do sinal em pontos onde se espera que ele seja constante ao longo do tempo. Tais variações são conhecidas como flutuação na linha de base [OLIVEIRA+97].

4.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O objetivo da análise estatística é produzir um mapa que identifique e caracterize a atividade cerebral resultante das tarefas executadas pelo paciente nos períodos de ativação e repouso.

Os métodos mais empregados são aqueles baseados em modelos lineares, como os de *cross-correlation*, ANCOVA, *t-test* e regressão múltipla [FRISTON+95]. Eles são fáceis de usar porém requerem um número maior parâmetros para processarem os sinais fMRI coletados, com a duração dos períodos, considerações sobre a curva hemodinâmica e determinados ruídos [NOLL01].

No X SIBGRAPI [OLIVEIRA+97] os autores apresentaram um trabalho para a detecção através do teste de correlação. Uma curva de estimulação é definida no formato de uma onda quadrada e quanto mais o sinal do pixel segue a função que define esta curva, maior é a probabilidade dele ser um pixel ativado.

Por outro lado, existem métodos que não assumem nenhum padrão de resposta hemodinâmica nem requerem conhecimento prévio das características de distribuição espacial da atividade neuronal para a detecção da ativação

[BAUMGARTNER+98] [LEVIN+01] [MCKEOWN+98].

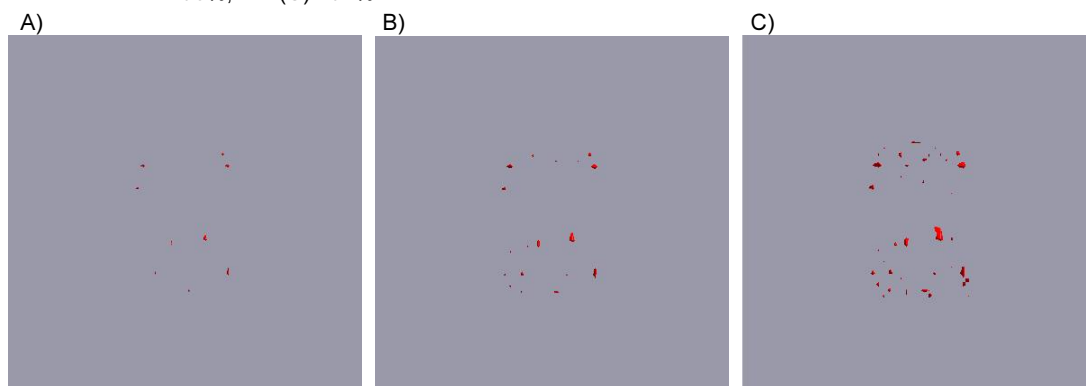
Uma forma de obtenção do mapa é através da subtração da intensidade dos *voxels* dos blocos considerados ativados, com os dos blocos considerados de repouso. Dada a sua implementação extremamente simples, esta forma não apresenta resultados confiáveis [OLIVEIRA+97].

Um fator que pode ser levado em consideração durante esta etapa é a latência hemodinâmica. Como a resposta do fluxo sanguíneo na área cerebral excitada pode levar até 5 segundos, o descarte das imagens obtidas nos primeiros momentos de cada ciclo de ativação pode ajudar a melhorar os resultados [LURITO+00].

Ainda, uma restrição que pode ser aplicada durante a geração do mapa é que áreas de ativação geralmente abrangem um número razoável de *voxels* conectados. Dessa forma, somente *clusters* (grupos) constituirão o mapa. *Voxels* isolados, inicialmente classificados como ativados, podem ser descartados.

Uma vez obtido o mapa, limiares podem ser utilizados para filtrar apenas os *voxels* que atingem um certo grau de correlação com a curva de estímulo. Variando o valor do limiar, regiões mais ou menos responsáveis pelo controle da atividade imposta podem ser visualizadas (Figura 4.1).

FIGURA 4.1 – EXEMPLO DE VARIAÇÃO DO LIMIAR NO MAPA DE ATIVAÇÃO: EM (A), >98%; EM (B), >96%; EM (C) >94%



FONTE: O autor

4.3 REGISTRO DE VOLUMES

Uma vez que as informações transferidas pelas modalidades de aquisição de imagens médicas são de certa forma complementares entre si, o registro dos volumes de dados pode trazer à tona informações adicionais do objeto em estudo. Além disso, dependendo dos requisitos clínicos, pode não ser suficiente apenas considerar separadamente as informações anatômicas, funcionais, vasculares, etc. Estruturas ósseas e outras áreas de contraste, vistas claramente na CT, podem ser sobrepostas e visualizadas com imagens por MR, que tem como característica principal a distinção de tecidos moles. Da mesma forma, a visualização das ativações em um volume de alta definição traz mais significado do que a apresentação de mapas isolados ou sobrepostos nas fatias EPI de baixa resolução de onde foram calculados. Ainda, estudos cerebrais em diferentes indivíduos, cada cérebro com sua forma e tamanho específico, podem ser compartilhados quando transferidos para um modelo anatômico comum [TALAIRACH+88], por meio de transformações típicas de registro. Dada sua importância, o intento desta seção é abordar o tema para aplicações em fMRI.

O registro consiste na determinação de um mapeamento um-para-um de pontos de um espaço para pontos em outro espaço de coordenadas, de forma que cada par de pontos relacionados se refira à mesma região anatômica [MAURER+93]. As imagens ou volumes envolvidos podem ser de mesma modalidade (*co-registration*) ou de modalidades distintas (*registration*).

O alinhamento de imagens era inicialmente feito de forma visual. Métodos de registro evoluíram drasticamente e hoje, além do registro imagem-imagem, existe também o registro imagem-espaço físico. Este último é útil nas cirurgias e radiocirurgias estereotáticas.

Os mapeamentos, ou transformações, podem ser classificadas acordo com diversos critérios [ELSEN+93] [WEST+96] [MAINTZ+93], como exemplo, elasticidade e tipo dos pontos de marcação utilizados. Com respeito à elasticidade, as

transformações são consideradas rígidas se a distância mútua entre os pontos for preservada, e elásticas se houver algum tipo de deformação no objeto sendo registrado. Além disso, os pontos de controle para o registro podem ser extrínsecos, se forem propositalmente colocados durante a aquisição das imagens, ou intrínsecos, se o registro se basear apenas em características internas dos objetos.

Registro de corpos rígidos pode ser visto como a estimativa de parâmetros de rotação e translação que realizam o mapeamento de um espaço a outro em corpos rígidos, dado um conjunto de pontos e suas respectivas coordenadas. Em corpos elásticos as transformações podem ser solucionadas por funções polinomiais de *warping* [MAURER+93].

A aplicação de registros em imagens de modalidades diferentes do cérebro de um paciente fica, normalmente, reduzida à transformações de corpo rígido. Transformações elásticas têm grande utilidade quando as imagens são de mesma modalidade mas envolvem pacientes diferentes, como em estudos comparativos de populações, registro baseado em atlas, ou então estudos ao longo de um período de tempo e referentes a um mesmo paciente [VIERGEVER+01].

Tanto os métodos de registro baseados em marcadores extrínsecos quanto os em marcadores intrínsecos são utilizados no registro de imagens.

Dentre os marcadores extrínsecos estão armações estereotáticas e parafusos afixados no crânio do paciente, moldes ajustados de forma não-invasiva e *skin-makers* [VIERGEVER+97]. O que possuem em comum é que não admitem registros retrospectivos, isto é, o registro com outras imagens obtidas sem tais marcadores. A inclusão das coordenadas posicionais dos marcadores no protocolo clínico para viabilizar a retrospectiva é vista como uma desvantagem. Os *skin-makers* são marcadores não-invasivos e apresentam maior confiabilidade comparado com os demais do grupo [ELSEN93].

Os métodos baseados em características intrínsecas são mais confortáveis para o paciente e permitem estudos retrospectivos. A seleção correta de propriedades

na imagem, nas quais a transformação será baseada, é a questão chave nesses métodos. Tais propriedades podem ser pequenas estruturas anatômicas, contornos ou superfícies gerados a partir dessas estruturas, ou ainda propriedades derivadas dos *voxels*, como a intensidade e gradiente.

O método de eleição para registro de imagens multimodais do cérebro tem sido o baseado em propriedades dos *voxels* [VIERGEVER+01]. Existem duas abordagens para esse método. A primeira baseia-se diretamente na similaridade das intensidade dos *voxels* dos conjuntos de dados sendo registrados. A segunda, baseia-se em bordas, estrias e outras características derivadas a partir dos volumes participantes do registro.

No trabalho LIPSIA [LOHMANN+01], os autores implementaram o registro utilizando a abordagem baseada em *voxel*. São exemplificados três tipos de conjunto de dados utilizados na cadeia de processamento para visualização de regiões de ativação.

O primeiro são dados funcionais, consistindo de uma série temporal de blocos, cada bloco constituído por 16 imagens EPI. Cada imagem tem 64 x 64 amostras, espaçadas entre si por 3 mm. A distância entre elas é de 5 mm. O segundo conjunto são dados anatômicos ponderados em T1. É obtido na mesma sessão do exame funcional e na mesma orientação que o primeiro conjunto. O terceiro conjunto é um volume anatômico com alta resolução e serve de referência para a visualização do mapa de ativação.

O registro do mapa com o volume anatômico é auxiliado pelo segundo volume, uma vez que ele está geometricamente alinhado com as imagens funcionais e as características do sinal de seus *voxels* assemelham-se aos do terceiro conjunto.

4.3.1 O Sistema de Coordenadas Talairach

Este sistema foi desenvolvido por Jean Talairach e Pierre Tournoux

[TALAIRACH+88]. É um sistema de coordenadas tridimensionais que permite a coleção normalizada de dados cerebrais. Esta normalização possibilita a realização de diversos tipos de estudos entre diferentes indivíduos, uma vez que as medidas cerebrais são convertidas para uma escala comum.

Duas estruturas anatômicas cerebrais foram selecionadas como referência para o sistema: a comissura anterior (AC) e comissura posterior (PC). Elas são formações de fibras nervosas que conectam os hemisférios através da fissura longitudinal.

Quatro linhas principais foram criadas para delinear o sistema:

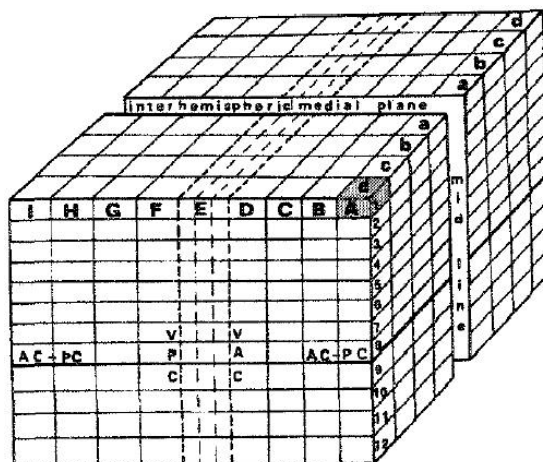
- a) linha AC-PC, linha esta que passa pela borda superior da comissura anterior e pela borda inferior da comissura posterior;
- b) a linha VAC, que tangencia a margem posterior da comissura anterior, e é perpendicular à linha CA-CP;
- c) a linha VPC, que tem a mesma orientação da linha VAC, mas tangencia a margem anterior da comissura posterior;
- d) e, por último, a linha central, que representa a fissura existente entre os hemisférios cerebrais.

O espaço volumétrico fica demarcado por um conjunto de pontos pertencentes ao córtex cerebral (*Talairach bounds*):

- a) o ponto mais acima do córtex parietal;
- b) o ponto mais posterior do córtex occipital;
- c) os pontos mais ínferos do lobo temporal esquerdo e direito;
- d) o ponto mais à frente do lobo frontal;
- e) os pontos mais laterais (direita e esquerda) do córtex parieto-temporal.

Esse espaço é dividido em 1056 células (Figura 4.2) com o propósito de prover uma normalização mais ajustada por meio da decomposição da anatomia cerebral. A normalização de um sistema de coordenadas de dados de um determinado estudo para o Talairach é determinada em 2 passos [COX96]. O primeiro consiste em

FIGURA 4.2 – GRADES DO SISTEMA DE COORDENADAS TALAIRACH



FONTE: DESCO, M. et al. Multimodality image quantification using Talairach grid. **Proceedings of SPIE**, v. 4320, p. 1385-1392, 2001.

rotar o volume adquirido de forma que fique alinhado com os eixos (linhas) estereotáticos de referência. O segundo passo é encontrar cada um dos pontos extremos do cérebro, nas direções dos três eixos, e então usá-los para escalar o volume adequadamente.

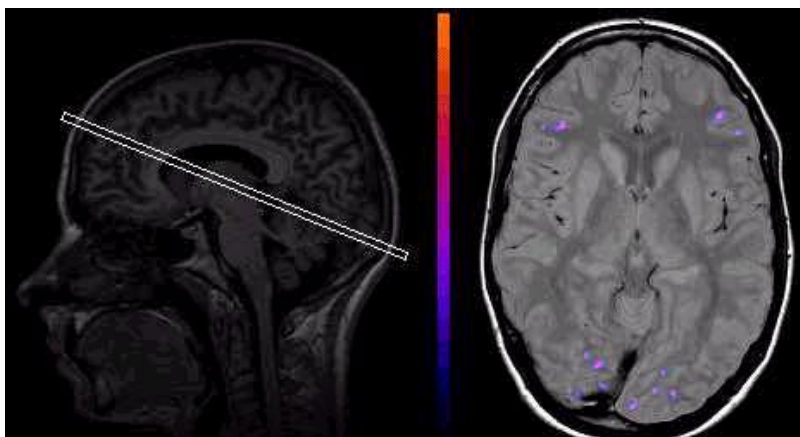
4.4 VISUALIZAÇÃO

Uma vez que imagens tenham sido registradas, a questão que surge é como visualizá-las da melhor maneira possível. Esta questão é orientada à necessidade. Bons resultados sob o ponto de vista médico podem ser conseguidos mesmo com técnicas bastante simples. Na visualização de dados funcionais, normalmente ocorre uma integração com outros tipos de modalidades anatômicas.

As técnicas de visualização foram divididas em dois grupos, de acordo com a dimensão dos dados sendo tratados: visualização bidimensional e tridimensional.

4.4.1 Técnicas de Visualização Bidimensional

FIGURA 4.3 – MAPA DE ATIVAÇÃO SOBREPOSTO À ANATOMIA



FONTE: BUCHER; S. F. et al. Functional MRI of eye movements. Disponível em < <http://www.nefo.med.uni-muenchen.de/~tstephan/projects/fmrieyemov/default.html> > Acesso em 22 ago. 2001.

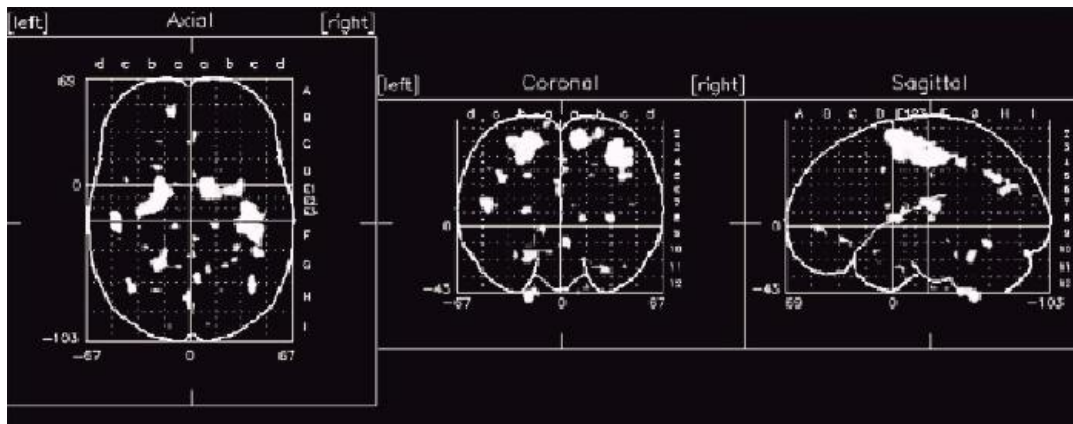
Na visualização de regiões de ativação, o mapa pode ser sobreposto à uma fatia anatômica para uma melhor percepção do relacionamento entre anatomia e função (Figura 4.3). O emprego de uma escala de cores é útil para diferenciar os focos de maior e menor intensidade. As técnicas seguintes servem também para a integração de imagens de PET, CT, SPECT ou mesmo MR.

Uma forma simples é a apresentação simultânea de imagens de duas ou mais modalidades diferentes em janelas separadas, ligadas por um cursor comum [HAWKES+90]. Cada janela pode atuar independentemente no contraste, suavização e outras operações de processamento de imagens.

Outras classes de métodos para integração de imagens podem ser [VIERGEVER+97]:

- a) por operações aritméticas nos valores dos pixels;
- b) por *chessboard*: partes de modalidades diferentes são mostradas alternadamente;
- c) por aplicação de modelos de cores diferentes, como RGB e HSV, em cada modalidade;

FIGURA 4.4 – PROJEÇÃO DA INTENSIDADE MÁXIMA DOS FOCOS DE ATIVAÇÃO SOBRE CONTORNOS DO CÉREBRO



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

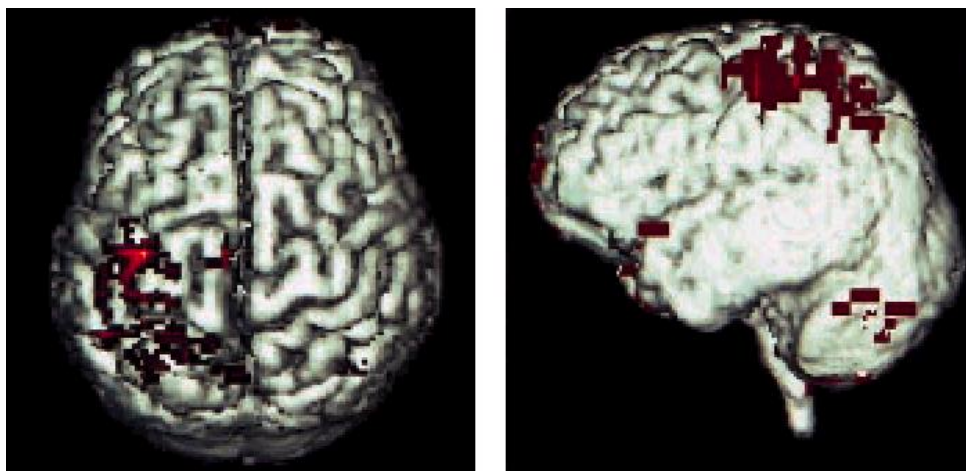
- d) pela divisão de uma fatia em várias partes, de acordo com o interesse do usuário, e cada uma dessas partes apresentar um conteúdo provindo de outra fatia equivalente, em modalidade distinta. Uma fatia pode ser mostrada também com estruturas relevantes (pontos, contornos, objetos) extraídas de outra modalidade.

A principal desvantagem desses métodos é a falta de informações tridimensionais. O observador precisa analisar cada fatia individualmente para tentar reconstruir mentalmente um modelo 3D necessário para o entendimento melhor da distribuição das regiões de ativação ou de outras características relevantes.

4.4.2 Técnicas de Visualização Tridimensional

A aplicação de técnicas de visualização volumétrica para mostrar informações funcionais e anatômicas apresentam inúmeras vantagens comparadas com a visualização 2D. A complexidade e a abundância das informações podem impedir uma compreensão correta dos dados se eles forem analisados independentemente. Além disso, o estudo de padrões de ativação 3D, na maioria das vezes, requer que a

FIGURA 4.5 – PROJEÇÃO DOS FOCOS DE ATIVAÇÃO COM ATÉ 2CM DE PROFUNDIDADE NA SUPERFÍCIE DO CÓRTEX.

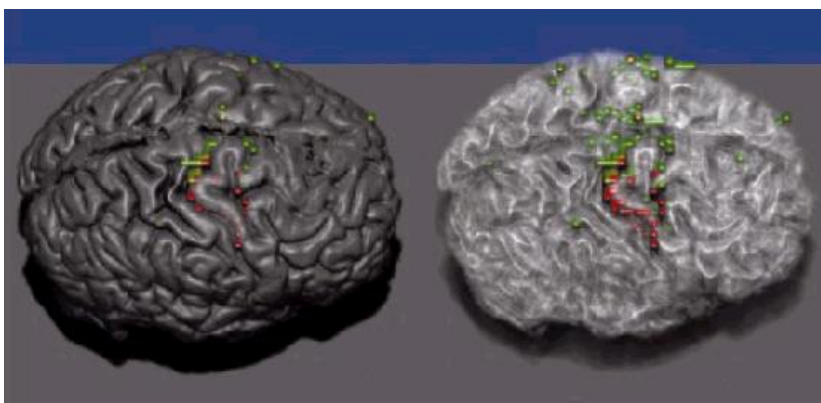


FONTE: KLOSE, U. et al. Functional Imaging with Magnetic Resonance. **Elelectromedica**, v. 67, n. 1, p. 27-36, 1999.

análise seja feita sobre um volume [POLIAKOV+99]. Na técnica chamada *windowed display*, o *rendering* dos volumes é executado de forma isolada e as imagens resultantes podem então ser empregadas para formar uma visualização integrada. Uma das modalidades atua como referência e partes de interesse na segunda são extraídas e sobrepostas à primeira [LEVIN+89].

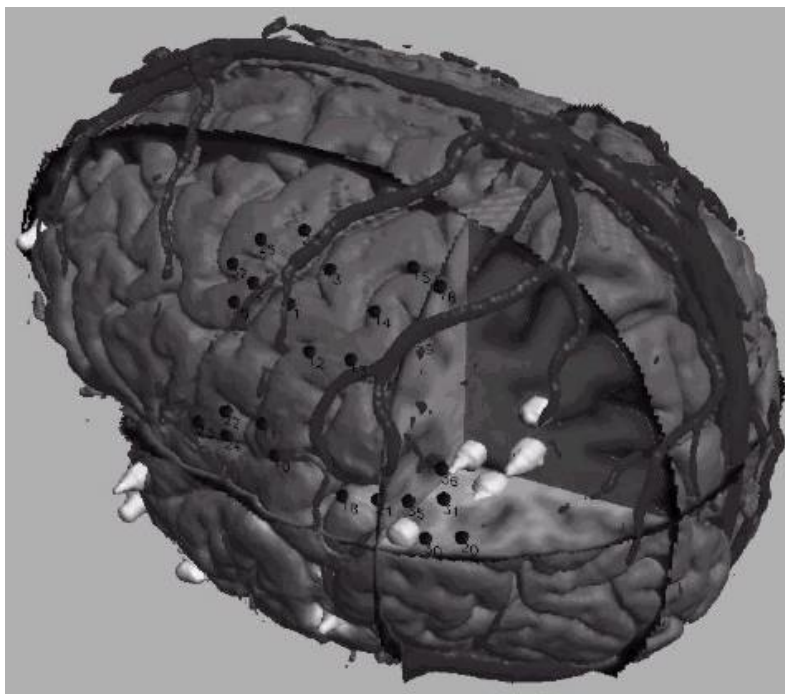
Outra abordagem, mostrada na Figura 4.4, tenta aumentar a quantidade da

FIGURA 4.6 – USO DE OPACIDADE PARA VISUALIZAR FOCOS DE ATIVAÇÃO INTERNOS



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

FIGURA 4.7 – USO DE PLANOS CORTANTES PARA VISUALIZAÇÃO DE ATIVAÇÃO EM ESTRUTURAS INTERNAS. AS ATIVAÇÕES ESTÃO EM REALCE.



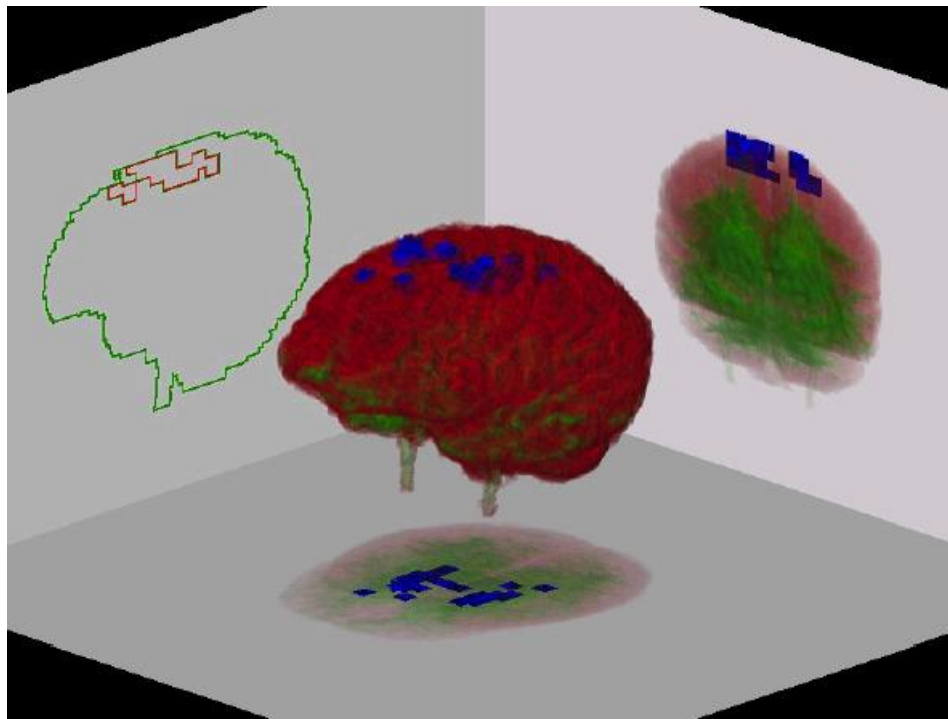
FONTE: POLIAKOV, A. V. et al. Integration and Visualization of Multimodality Brain Data for Language Mapping. In: AMERICAN MEDICAL INFORMATICS ASSOCIATION SYMPOSIUM, 1999. **AMIA'99 Symp. Suppl.**, p. 349-353.

informação apresentada, utilizando uma projeção de intensidade máxima – MIP mapeada sobre uma grade de referência contendo os contornos do cérebro [KÖNIG+99] [FRISTON94]. MIP é uma técnica de *rendering* de volumes usada para visualizar estruturas de alta intensidade contidas no volume de dados. Cada pixel recebe o valor da maior intensidade encontrada nos *voxels* varridos pelo seu projetor.

Em muitos casos, os focos de ativação fMRI estão sob a superfície do córtex. Uma forma de visualizá-los é destacando as partes da superfície localizadas próximas a esses locais [KLOSE+99]. Isso implica, evidentemente, num passo anterior de segmentação das estruturas cerebrais, como a massa branca e a massa cinzenta. Na Figura 4.5 A e B são mostrados os focos situados até 2cm de profundidade em relação à superfície.

Viergever [VIERGEVER+01] usou transparência maior para os tecidos

FIGURA 4.8 – MAGIC MIRRORS



FONTE: 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.

localizados na região superficial, de forma que focos internos ficassem visíveis. A Figura 4.6, esquerda, a ativação aparece apenas para os *voxels* que estão na superfície. *Voxels* internos, considerados ativados, não são visíveis devido ao problema da oclusão ocasionado pelos tecidos cerebrais. Na Figura 4.6, direita, a transparência permitiu que tais *voxels* aparecessem.

O uso de planos cortantes tem se tornado uma técnica comum na visualização de volumes. Pontos visíveis em um imagem resultante do processo de *rendering* podem ser usados para posicionar o plano cortante para a investigação de estruturas internas. Dois ou mais planos podem ser utilizados para remover partes do volume e, na região exposta, informações de outra modalidade pode ser impressas, como por exemplo, os dados de ativação cerebral.

No trabalho de Poliakov [POLIAKOV+99], três planos ortogonais – axial, sagital e coronal – são usados para especificar a região do cérebro a ser removida da visualização, com intuito de revelar estruturas interiores. O usuário ajusta as posições desses planos interativamente, enquanto visualiza uma superfície externa de baixa resolução no formato do córtex, que lhe serve de apoio. Após o ajuste, as informações anatômicas e funcionais são transferidas às seções definidas pelos planos por meio de mapeamento de textura (Figura 4.7).

Numa técnica denominada *Magic Mirrors* [KÖNIG+99], a visualização da imagem produzida pelo processo de *rendering* de volume é melhorada com a adição de três diferentes visões do objeto. Essas visões múltiplas são realizadas pelo posicionamento de três planos, atrás e abaixo do objeto. Cada plano recebe uma imagem, gerada de forma independente, incluindo técnica de *ray casting* com projeção ortogonal. Nesta forma de apresentação, a localização das regiões ativadas torna-se óbvia, uma vez que o contexto tridimensional dos dados anatômicos e funcionais pode ser reconhecido mais facilmente quando múltiplas visões da mesma cena estão disponíveis. A Figura 4.8 mostra, no plano inferior e no plano direito, variações na função de transferência de opacidade utilizada para gerar a imagem que está no centro. No plano esquerdo, as ativações foram projetadas no contorno cerebral.

5 UMA PLATAFORMA PARA VISUALIZAÇÃO DE REGIÕES DE ATIVAÇÃO CEREBRAL

O método de visualização volumétrica empregado neste trabalho foi o *rendering* de volume por *ray casting*. Detalhes de seu desenvolvimento são descritos neste capítulo.

5.1 CARACTERÍSTICAS DAS IMAGENS UTILIZADAS

Foram utilizadas, para a anatomia, 56 imagens axiais de uma série CT convencional, de um paciente do sexo feminino. O equipamento utilizado para extração das imagens é da marca ELSCINT, modelo CT TWIN. As fatias têm resolução de 512 x 512 pixels. A distância entre pixels numa fatia é de 0,48828125mm e a distância entre as fatias é de 2,5mm. Tais imagens cobrem parcialmente a cabeça do paciente em estudo.

Para a elaboração do mapa de ativação, foi utilizada uma série por ressonância magnética funcional contendo 512 imagens, tipo EPI, obtidas continuamente em 6min, em um equipamento marca General Electric, modelo GENESIS SIGNA. As imagens têm resolução de 64 x 64 pixels, separados espacialmente no eixo X por 6,249913mm e no eixo Y por 6,25mm. Cada bloco é composto por 4 fatias distantes 12mm entre si. O paciente iniciou o exame em repouso e, durante a aquisição, foi estimulado em 6 períodos de 30 segundos cada. O estímulo consistiu na projeção de figuras de objetos em uma tela para que o paciente mentalmente tentasse nomeá-los. As figuras eram trocadas a cada 5 segundos e, para os períodos de repouso, uma imagem neutra era apresentada.

Todas essas imagens estão no padrão DICOM 3.0. Cada uma é armazenada fisicamente em um arquivo e os arquivos estão agrupados em diretórios (seções). Cada diretório representa uma série. As imagens de uma mesma série obrigatoriamente são

de mesma modalidade e foram adquiridas no mesmo exame.

5.2 FERRAMENTAS APLICADAS NA IMPLEMENTAÇÃO

A linguagem utilizada na implementação foi Java, pacote de desenvolvimento padrão versão 1.3, da Sun Microsystems [SUN01]. Ela provê suporte à orientação a objetos e foi projetada para executar em múltiplos sistemas, como Linux, Solaris, Windows, IBM e HP.

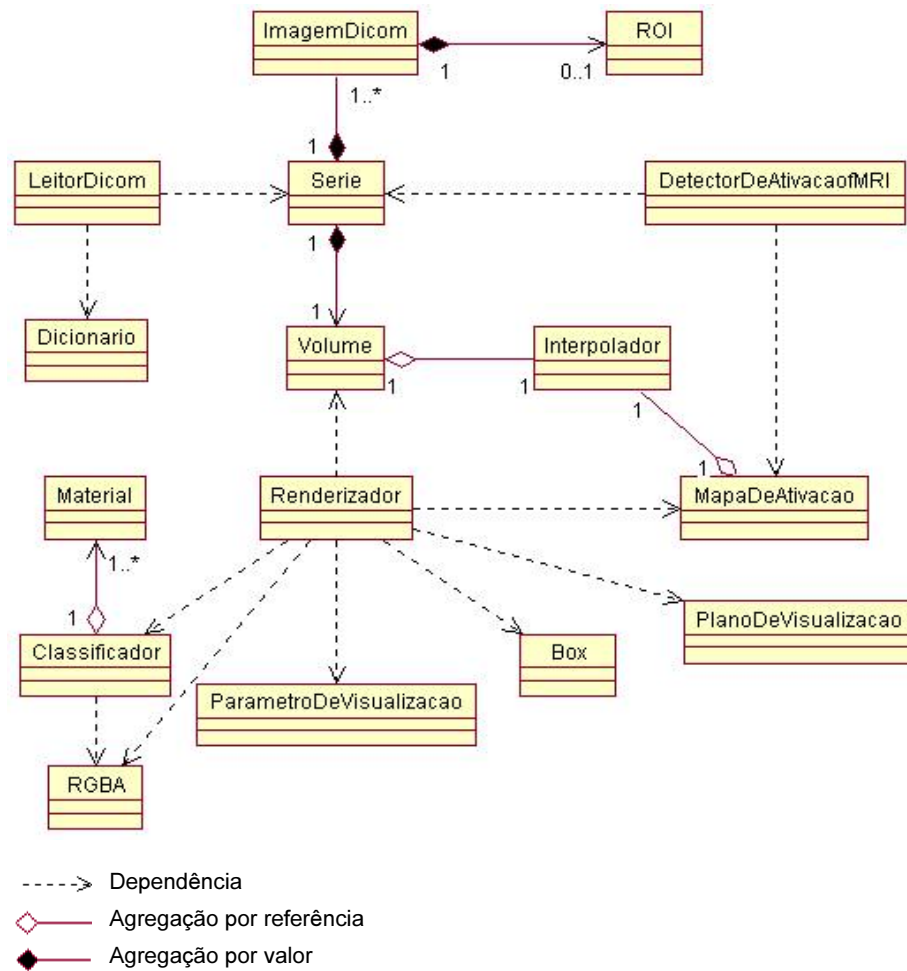
Para a apresentação da imagem resultante do processo de *rendering* na interface de usuário, foram utilizadas duas classes do pacote, diretamente relacionadas: *MemoryImageSource* e *Image*. A primeira recebe um array unidimensional de inteiros no formato α RGB (opacidade e cor) e produz um objeto *Image*, que é então associado à janela de visualização.

5.3 ESTRUTURA DA IMPLEMENTAÇÃO

O diagrama de classes de objetos na Figura 5.1, apresentado em notação UML (*Unified Modeling Language*) [OMG01], exibe de forma simplificada, sem considerar métodos e atributos, as classes de objetos que implementam as principais funcionalidades da ferramenta:

- a) *Dicionario*: contém elementos de dados definidos no padrão DICOM 3.0, necessários para o programa. Os principais elementos contidos são aqueles que representam os módulos de IODs compostos referentes a imagens CT e MR. Cada entrada no dicionário contém a *Tag*, o tipo de dado (VR) e o nome do elemento;
- b) *LeitorDicom*: interpreta os arquivos disponibilizados pelo equipamento de aquisição de imagens, baseando-se nas informações disponíveis em *Dicionario*. Separa as informações do cabeçalho e a imagem propriamente dita;

FIGURA 5.1 – DIAGRAMA DE CLASSES



- c) *Volume*: encapsula as amostras de todas as imagens de uma série tomadas do objeto em estudo;
- d) *ImagemDicom*: representa uma fatia do conjunto de dados armazenado pelo *Volume*;
- e) *Serie*: agrupa ordenadamente um conjunto de imagens de uma determinada aquisição;
- f) *ROI*: demarca uma região quadrangular de interesse selecionada pelo usuário em uma fatia, durante sua visualização;
- g) *Renderizador*: responsável pelo controle da execução do *pipeline* do

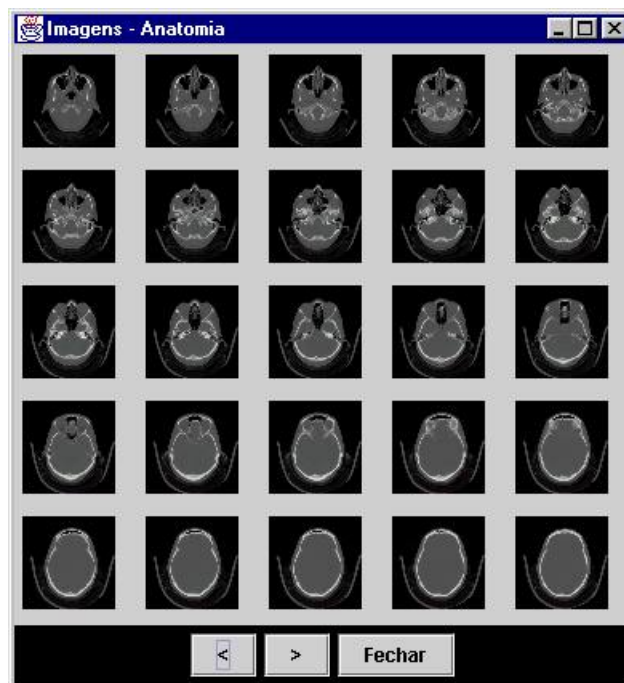
processo de *rendering*. Nela estão implementados o método de *ray casting*, detecção de superfícies, iluminação, a etapa de *compositing*, as chamadas à classificação e à interpolação, bem como as transformações geométricas para alinhamento do mapa com o volume anatômico;

- h) *Classificador*: implementa classificação probabilística para os *voxels* de CT;
- i) *Material*: denota um dentre os diversos materiais existentes no volume de dados;
- j) *Interpolador*: opera sobre um conjunto de dados para efetuar reconstrução e reamostragem;
- k) *DetectorDeAtivacaoofMRI*: implementa a geração do mapa de ativação, a partir de um série funcional e informações do paradigma adotado;
- l) *RGBA*: utilizada para representar a cor e a opacidade associada a um *voxel* ou pixel;
- m) *PlanoDeVisualizacao*: encapsula uma matriz de objetos *RGBA*, que serve para acumular as contribuições dos *voxels* na etapa de *compositing*;
- n) *Box*: implementa um cubo ortogonal aos eixos do sistema de coordenadas e que engloba um volume de dados (*bounding box*).

5.4 CARREGAMENTO E VISUALIZAÇÃO DE IMAGENS

As fatias de uma série são ordenadas pela *Tag* DICOM (0020,0013) - *Image Number*, e depois armazenadas em memória, estruturadas em um array tridimensional. Esse array é montado com base na quantidade de fatias a serem carregadas, e nas informações lidas do cabeçalho dos arquivos DICOM – o número de linhas e colunas de cada fatia e o número de bits necessários para armazenar cada amostra. A utilização de dois *bytes* para cada elemento do array é suficiente. Os valores encontrados nas amostras variaram no intervalo [0, 3190] e [0, 3536], para CT e fMRI,

FIGURA 5.2 – GALERIA DE IMAGENS ANATÔMICAS



respectivamente.

O array é indexado na forma (k, j, i) , k remetendo às fatias, j e i às linhas e colunas, respectivamente, de uma fatia. Assim, o índice $(0, 0, 0)$ refere-se ao primeiro pixel da primeira imagem, $(20, 1, 0)$ ao primeiro pixel da segunda linha na vigésima primeira imagem, e assim por diante. Para cada array, é armazenada em uma outra estrutura de dados a distância entre as amostras de uma mesma fatia e a distância entre fatias, informações estas empregadas posteriormente na reconstrução do volume e na visualização.

Depois de carregadas, as fatias são apresentadas em uma galeria de imagens (Figura 5.2) para que possam ser selecionadas e visualizadas separadamente em tamanho original, onde é possível então analisar o sinal de cada pixel. Para imagens funcionais, uma região de interesse – ROI pode ser demarcada objetivando a visualização da variação dos sinais dos pixels daquela região, ao longo do tempo. Isso

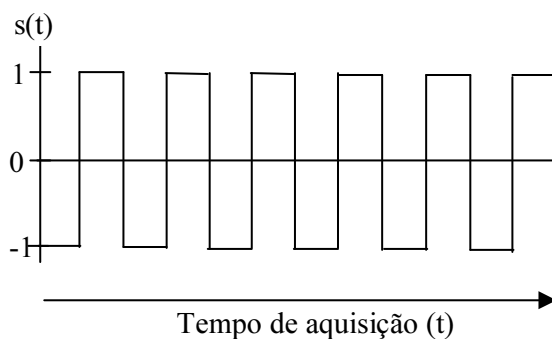
pode ser útil para se verificar se a região manteve o sinal constante ou se houve alguma relação entre a curva de estimulação e a curva de ativação. Outra ferramenta também disponível é o histograma de freqüências, útil para o entendimento da distribuição dos materiais na imagem e conseqüentemente para uma melhor parametrização da classificação durante o processo de visualização volumétrica.

5.5 GERAÇÃO DO MAPA DE ATIVAÇÃO

O mapa de ativação para a série funcional carregada é calculado por meio de subtração de imagens.

Os parâmetros que devem ser informados para o cálculo são o tempo total de aquisição das imagens e o tempo que dura um período de ativação e um de repouso. O mapa de ativação é criado nas mesmas dimensões de um bloco de imagens da série funcional.

FIGURA 5.3 – FUNÇÃO DE ESTIMULAÇÃO



Foi considerada a existência de uma função de estimulação, $s(t)$, assumindo o formato de uma onda quadrada, onde as cristas dessa onda indicam a ativação, e os vales indicam o repouso, como mostra a Figura 5.3. O valor de cada elemento no mapa é obtido pela fórmula:

$$\text{mapa}(k, j, i) = \sum_{t=0}^{t=t_{\text{total}}} s(t) * \text{serieFuncional}_t(k, j, i)$$

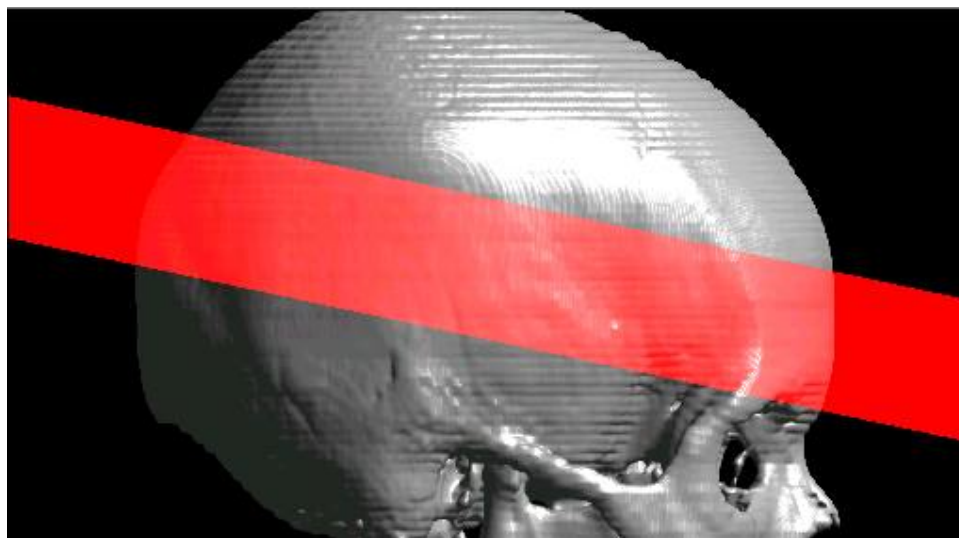
onde $\text{serieFuncional}_t(k, j, i)$ é a intensidade de um ponto da série no tempo t .

Após o cálculo para todos os elementos do mapa, seus valores são normalizados numa escala de 0 a 100. Pontos (*voxels*) com valores próximos de 100 denotam áreas que tiveram uma correlação maior com o estímulo aplicado e, portanto, são considerados mais ativados.

5.6 REGISTRO FMRI/CT

O mapa é registrado com o volume anatômico assumindo parâmetros de rotação e translação informados para o programa. É considerada uma transformação de corpo rígido, como descrito no capítulo 4. Não foram elaboradas técnicas de registro automático, semi-automático ou interativo porque ultrapassariam o escopo deste trabalho.

FIGURA 5.4 – REGIÃO DO ESTUDO FUNCIONAL EM RELAÇÃO À ANATOMIA



O sistema de coordenadas do mapa e do volume são colocados numa escala comum, baseada na menor distância existente entre os *voxels* do volume. As operações de rotação e translação são então aplicadas ao mapa, para que ele fique alinhado à anatomia. O mapeamento inverso dessas operações permite que, dado um ponto no conjunto de dados anatômicos, seja obtido o ponto correspondente no conjunto de

dados do mapa, e verificado se há ou não ativação naquele local.

Na Figura 5.4, a tarja vermelha indica a região ocupada pelas quatro fatias da ressonância funcional, já registradas à anatomia.

5.7 PARÂMETROS DE VISUALIZAÇÃO

O uso de parâmetros provê maior flexibilidade ao processo de visualização volumétrica. Com os dados volumétricos carregados (série de imagens), é possível visualizá-los sob diferentes condições, alterando os valores das seguintes variáveis:

Para a classificação do volume anatômico CT:

- a) a quantidade de materiais nele existente;
- b) faixa de intensidade CT dos *voxels* ocupada por cada material;
- c) densidade de cada material;
- d) a cor RGB e a opacidade α para cada material. RGB é multiplicada por α antes de ser utilizada.

Para a etapa de iluminação, na qual foi utilizado o modelo de Phong:

- a) I_a : intensidade da luz ambiente;
- b) k_a : coeficiente de reflexão da luz ambiente;
- c) I_i : intensidade da luz incidente;
- d) k_s : coeficiente de reflexão especular;
- e) n : expoente de reflexão especular;
- f) vetor luz;
- g) vetor olho.

Outras variáveis:

- h) rotações para o volume;
- i) limiar de ativação: especifica a partir de qual valor um *voxel* ativado será considerado;
- j) limiar de magnitude de gradiente de superfície: especifica a partir de que

valor de gradiente uma superfície entre dois materiais será considerada.

5.8 IMPLEMENTAÇÃO DO ALGORITMO DE *RAY CASTING*

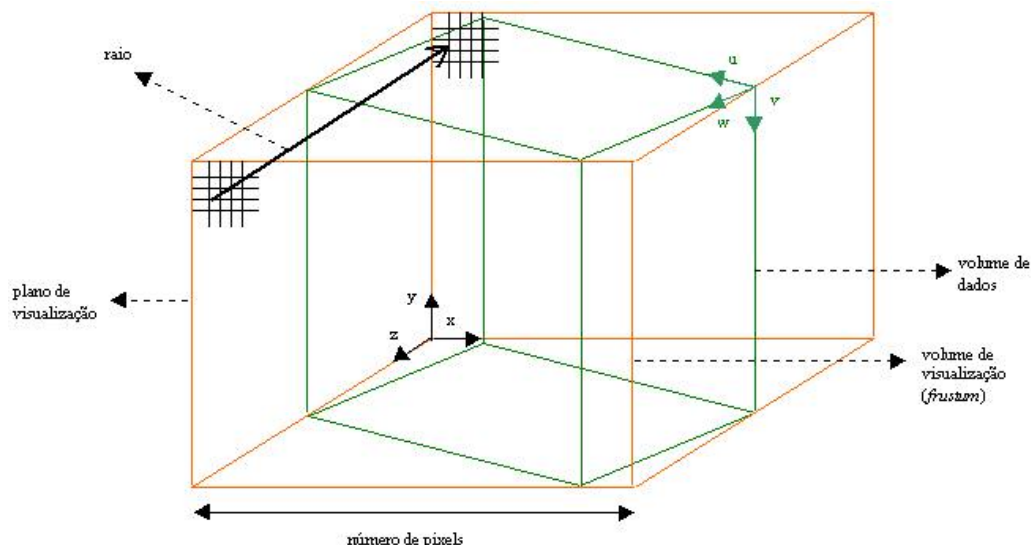
O algoritmo consiste em lançar raios a partir de cada pixel da imagem em direção ao volume de dados. A cor final desse pixel é calculada pelo acúmulo de cor e opacidade dos *voxels* atingidos pelo raio durante sua trajetória pelo volume.

[LEVOY90] propôs uma técnica conhecida como terminação adaptativa (*early ray termination*) visando reduzir o tempo de execução desse algoritmo. Ela consiste em parar o caminhamento do raio quando a opacidade sendo acumulada alcança um valor máximo. Este critério considera que as amostras localizadas além daquela onde o raio foi interrompido não dariam contribuições significativas para a cor final do pixel. A decomposição em *octree* [MEAGHER82], uma técnica de enumeração hierárquica espacial, permite um rápido caminhamento por espaços vazios, diminuindo substancialmente o comprimento dos raios e reduzindo também o tempo de execução [SEIXAS+96]. Outras estratégias de otimização são encontradas na literatura [SEIXAS+94] [ZUFFO+94] [OLIVEIRA99].

Este trabalho contempla a projeção paralela. A projeção em perspectiva apresenta uma desvantagem devido à divergência dos raios. A densidade dos raios diminui conforme eles avançam no interior do volume, acarretando em subamostragem, especialmente nas regiões posteriores do volume, onde pode haver perda na representação de pequenos detalhes.

A tarefa essencial no algoritmo de *ray casting* é o lançamento dos raios e a detecção de suas interseções com o volume de dados. O lançamento é feito da seguinte maneira: um espaço 3D, chamado *frustum*, no formato geométrico de um paralelepípedo retangular é definido. Uma de suas faces representa a imagem a ser gerada. Os raios partem dessa face em direção à oposta, paralelos entre si, atravessando o volume por completo (Figura 5.5). O *frustum* é definido em função da

FIGURA 5.5 – TÉCNICA DE RAY CASTING



escala do objeto e da posição que se deseja observá-lo.

Inicialmente, são determinados dois sistemas de coordenadas. O primeiro, formado no espaço do objeto pelos eixos ortogonais U, V e W, é utilizado para endereçar cada *voxel* no volume de dados. No plano U-V estão as amostras de uma mesma fatia, e as fatias se distribuem ao longo do eixo W. Nesta mesma orientação espacial, é estabelecido o segundo sistema, composto pelos eixos X, Y e Z, empregados para endereçar cada ponto do *frustum*, ou seja, os pixels da imagem e as numerosas amostras a serem tomadas do volume durante o traçado do raio. O canto posterior, inferior esquerdo é assinalado pela coordenada (0, 0, 0) e todos os demais pontos são endereçados em relação a esse primeiro.

Tomando-se as coordenadas em UVW dos pontos situados nos vértices do volume de dados, uma *box*⁷ é criada. Como normalmente o volume de dados é anisotrópico, sendo geralmente a resolução interfatias menor que a intrafatias, a *box* é expandida por meio de uma operação de escala para corresponder espacialmente com

⁷ Poliedro regular com seis faces retangulares.

o objeto real. Não obstante, a *box* ainda pode ser girada pelas operações de rotação, impondo a posição final de visualização do objeto (volume).

O *frustum* é então estabelecido a partir dos pontos mais extremos da *box* em cada um dos três eixos do sistema XYZ. Suas dimensões são tais que envolvem totalmente os pontos pertencentes à *box*. As operações que levaram as coordenadas do espaço do objeto ao espaço da visualização (*frustum*) são acumuladas em uma matriz 4x4. A sua inversa é utilizada para levar um ponto do espaço de visão ao correspondente no espaço do objeto.

Uma vez definido o *frustum*, o primeiro raio é lançado de um dos vértices da face de observação, e os demais de maneira incremental, até que toda a face seja percorrida. Para cada raio, caminhamentos incrementais são efetuados de maneira a amostrar o volume de dados em intervalos igualmente espaçados.

A relação existente entre deslocamentos unitários no *frustum* e os correspondentes deslocamentos no espaço do objeto é utilizada para otimizar o algoritmo. Nesse processo, conhecido como mapeamento incremental [GEUS92], o caminhamento no objeto ocorre por deslocamentos Δu , Δv e Δw , calculados previamente para cada eixo do *frustum*, à medida que se caminha no raio e na face de observação.

É necessário verificar ainda se um ponto no raio está ou não contido na região ocupada pelo volume de dados. Caso este ponto esteja no interior do volume, a informação volumétrica ali existente será utilizada para contribuir na cor final do pixel da imagem. Essa verificação é realizada com auxílio da *box* criada para envolver o volume.

A otimização exposta acima também é empregada no mapa de ativação. Uma vez que ele está registrado com o volume de dados, torna-se fácil calcular previamente para ele os deslocamentos a serem considerados quando os raios forem lançados. Também é criada uma *box* para identificar, de forma análoga à descrita anteriormente, se um ponto no volume de dados corresponde à região submetida ao estudo funcional.

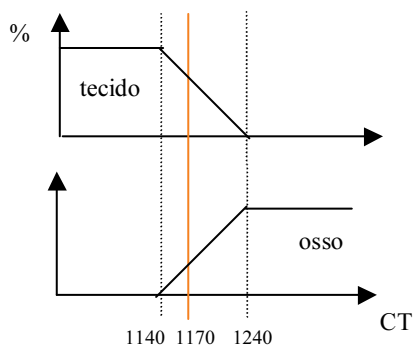
5.8.1 Reconstrução e Reamostragem

Como os pontos de amostragem do raio raramente coincidem com as amostras originais que compõem o volume de dados ou o mapa, é necessário que o sinal seja reconstruído e reamostrado. Esse processo pode ser aproximado de maneira satisfatória por meio de interpolação trilinear, tomando-se como base os valores dos oito *voxels* circunvizinhos ao ponto em questão.

5.8.2 Classificação

O algoritmo de classificação empregado neste trabalho leva em consideração dois fatores: a intensidade e a posição do ponto amostrado dentro do volume. Nessa classificação, $m+1$ materiais são utilizados. Os m primeiros são materiais anatômicos. O último é um “material” que indica ativação cerebral. O *voxel* pode conter 100% de qualquer um desses materiais, ou então uma composição entre dois dos m primeiros, de forma semelhante àquela apresentada na Figura 3.2. É assumido que o *voxel* conterá apenas o último material quando estiver representando um ponto em uma região onde há ativação, e esse valor supera um determinado limiar estipulado como parâmetro para o programa.

FIGURA 5.6 – INTENSIDADE DO VOXEL E SEUS MATERIAIS



São utilizadas duas funções de transferências de cor e opacidade para os *voxels* classificados. O resultado tem o formato $C\alpha$, sendo C uma cor RGB e α a

opacidade. A primeira função é aplicada para um *voxel* anatômico:

$$C_{\text{voxel}} = C_{\text{material1}} * \%_{\text{material1}} + C_{\text{material2}} * \%_{\text{material2}}$$

$$\alpha_{\text{voxel}} = \alpha_{\text{material1}} * \%_{\text{material1}} + \alpha_{\text{material2}} * \%_{\text{material2}}$$

TABELA 5.1 – EXEMPLO DE PARÂMETROS DE CLASSIFICAÇÃO PARA DOIS MATERIAIS ADJACENTES

NOME	FAIXA	DENSIDADE	COR			OPACIDADE
			R	G	B	
Músculo	1000 a 1240	0,5	0,8	0,0	0,0	0,1
Ossos	1140 a 4000	1,0	0,4	0,4	0,4	0,8

Como exemplo numérico, se o valor CT do *voxel* num ponto reconstruído for 1170, conforme a Figura 5.6, e os parâmetros constantes na Tabela 5.1 forem adotados para a sua classificação, então 70% do material nele presente será considerado músculo e 30% será considerado osso. Lembrando que a cor é premultiplicada pela opacidade antes de ser utilizada, o resultado pode ser expresso da seguinte maneira:

$$C.r_{\text{voxel}} = 0,08 * 0,7 + 0,32 * 0,3$$

$$C.g_{\text{voxel}} = 0,0 * 0,7 + 0,32 * 0,3$$

$$C.b_{\text{voxel}} = 0,0 * 0,7 + 0,32 * 0,3$$

$$\alpha_{\text{voxel}} = 0,1 * 0,7 + 0,8 * 0,3$$

A segunda função é aplicada para *voxels* ativados. Supondo que o *voxel* tenha um percentual de ativação acima de um determinado limiar, e a cor escolhida para representá-la seja vermelha, a função pode ser apresentada como:

$$C.r_{\text{voxel}} = 1,0$$

$$C.g_{\text{voxel}} = 0,0$$

$$C.b_{\text{voxel}} = 0,0$$

$$\alpha_{\text{voxel}} = 1,0$$

5.8.3 Detecção de Superfícies

Dois tipos de superfícies são detectadas. A primeira refere-se à superfície existente entre dois materiais CT com densidades diferentes. Ela é encontrada a partir

do gradiente de densidade entre *voxels* adjacentes, ou seja, usando diferença central (Seção 3.2.4.2). Havendo superfície, o vetor normal é calculado também pelo método do gradiente de diferença central, a partir dos valores de CT.

Na segunda maneira, a detecção da superfície é baseada nos gradientes de intensidade de ativação entre *voxels* do mapa. O cálculo também é baseado no gradiente de diferença central. O vetor normal resultante neste caso é utilizado no processo de sombreamento dos focos de ativação.

5.8.4 Processo de *Compositing*

A cor final do pixel na imagem é determinada pelo emprego de *back-to-front compositing*, exemplificado na Figura 5.7 e implementado da seguinte maneira: cada amostra computada no raio está no formato $C\alpha$. O pixel se inicia sem cor e sem opacidade. À medida que o raio penetra no volume, o valor existente no pixel é mesclado com cada nova amostra $C\alpha$ computada no intervalo $[a, b]$. Isto significa que o raio entra na amostra com uma cor C_{in} e opacidade α_{in} e sai com novos valores, dependendo de sua contribuição, conforme a equação abaixo:

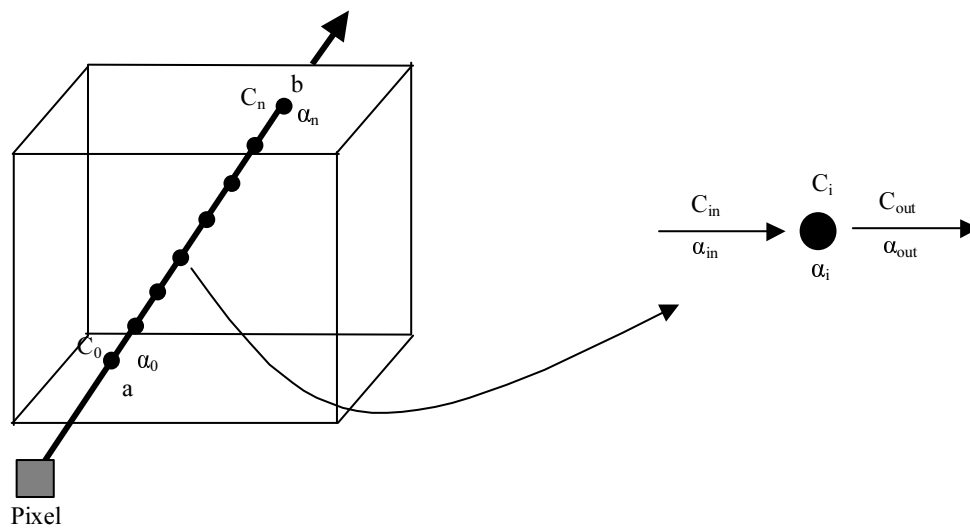
$$C_{out}\alpha_{out} = C_{in}\alpha_{in} + (C_i\alpha_i) * (1 - \alpha_{in})$$

onde o fator $(1 - \alpha_{in})$ determina qual é a transparência que chega na amostra em questão, em função das opacidades acumuladas em α_{in} . O trecho de código seguinte, em Java, foi usado no programa para mesclar o valor atual do pixel com o valor da nova amostra:

```
transparencia = 1 - pixel.a;
pixel.r += amostra.r * transparencia;
pixel.g += amostra.g * transparencia;
pixel.b += amostra.b * transparencia;
pixel.a += amostra.a * transparencia;
```

Considerando todas as $n+1$ amostras do raio, o processo de *compositing*

FIGURA 5.7 – FRONT-TO-BACK COMPOSITING



utilizado pode ser expresso pela equação:

$$(C\alpha)_{[a,b]} = C_0\alpha_0 + (C_1\alpha_1) * (1 - \alpha_0) + \\ (C_2\alpha_2) * (1 - \alpha_0) * (1 - \alpha_1) + \dots + (C_n\alpha_n) * (1 - \alpha_0) * \dots * (1 - \alpha_{n-1})$$

ou então pela forma proposta por Porter e Duff [PORTER+84], por meio do operador “OVER”:

$$(C\alpha)_{[a,b]} = C_0\alpha_0 \text{ OVER } C_1\alpha_1 \text{ OVER } C_2\alpha_2 \text{ OVER } \dots \text{ OVER } C_n\alpha_n$$

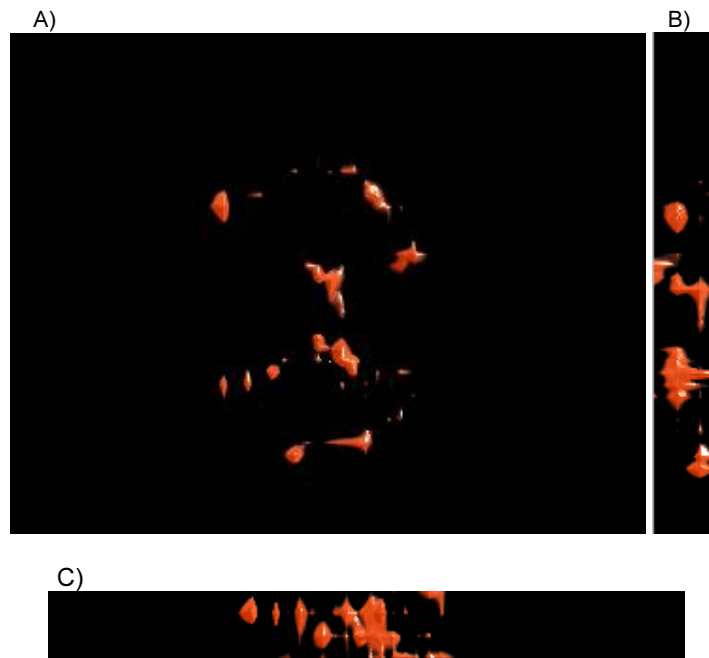
Cabe observar que quando a opacidade acumulada α_{in} atingir um valor máximo, a saber, 1, o raio termina sua trajetória através do volume. Por outro lado, se ao final do raio a opacidade não atingiu o valor máximo, é feita uma última operação de mesclagem com uma cor de fundo, cuja opacidade é 1.

5.9 FORMAS DE VISUALIZAÇÃO EXPLORADAS

Três diferentes formas de visualização foram investigadas: visualização do mapa, visualização por gel e visualização por membranas.

5.9.1 Visualização do Mapa

FIGURA 5.8 – VISUALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL SOMENTE DOS FOCOS DE ATIVAÇÃO. (A) POSIÇÃO ORIGINAL DO MAPA. (B) ROTAÇÃO 90° NO EIXO Y. (C) ROTAÇÃO 90° NO EIXO X.



Esse modo de visualização consiste em aplicar o algoritmo de *ray casting* apenas sobre o mapa de ativação. Nesta situação, o mapa toma o lugar do volume anatômico no processo de *rendering* e a visualização é feita como se não houvesse o segundo volume (ativação).

O mapa é considerado como sendo formado por diversos “materiais”. Como os valores dos seus *voxels* estão no intervalo [0, 100], atribuir transparência total para os materiais que retratam locais de ativação zero ou baixa permite que apenas os locais mais relevantes sejam visualizados (Figura 5.8).

A flexibilidade fornecida pela parametrização para o processo de classificação permite também o uso de uma escala de cores para visualizar simultaneamente locais com percentuais de ativações diferentes. É necessário classificar cada faixa de percentual como um material distinto e associar a ele a cor e opacidade que se deseja (Figura 5.9), ou mesmo definir uma função de transferência contínua que mapeie a cor e a opacidade em função do percentual de ativação.

FIGURA 5.9 – VISUALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL DOS FOCOS COM PERCENTUAIS DE ATIVAÇÃO DIFERENTES, POR MEIO DE ESCALA DE CORES. (A) BAIXAS ATIVAÇÕES. (B) ATIVAÇÕES INTERMEDIÁRIAS. (C) LOCAIS DE ALTA ATIVAÇÃO. (D) VISUALIZAÇÃO SIMULTÂNEA EM COR. (E) VISUALIZAÇÃO SIMULTÂNEA EM ESCALA DE CINZA.

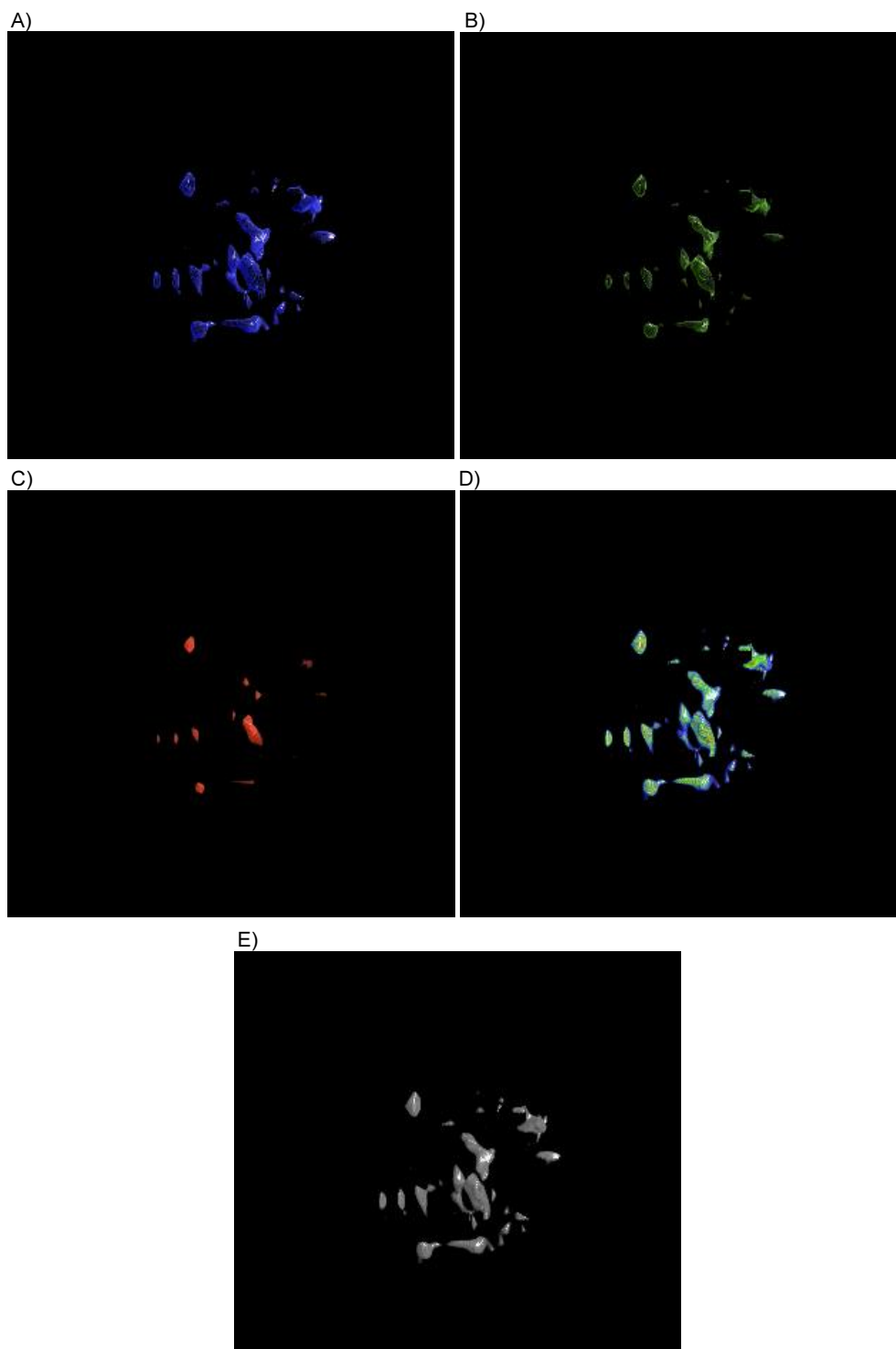
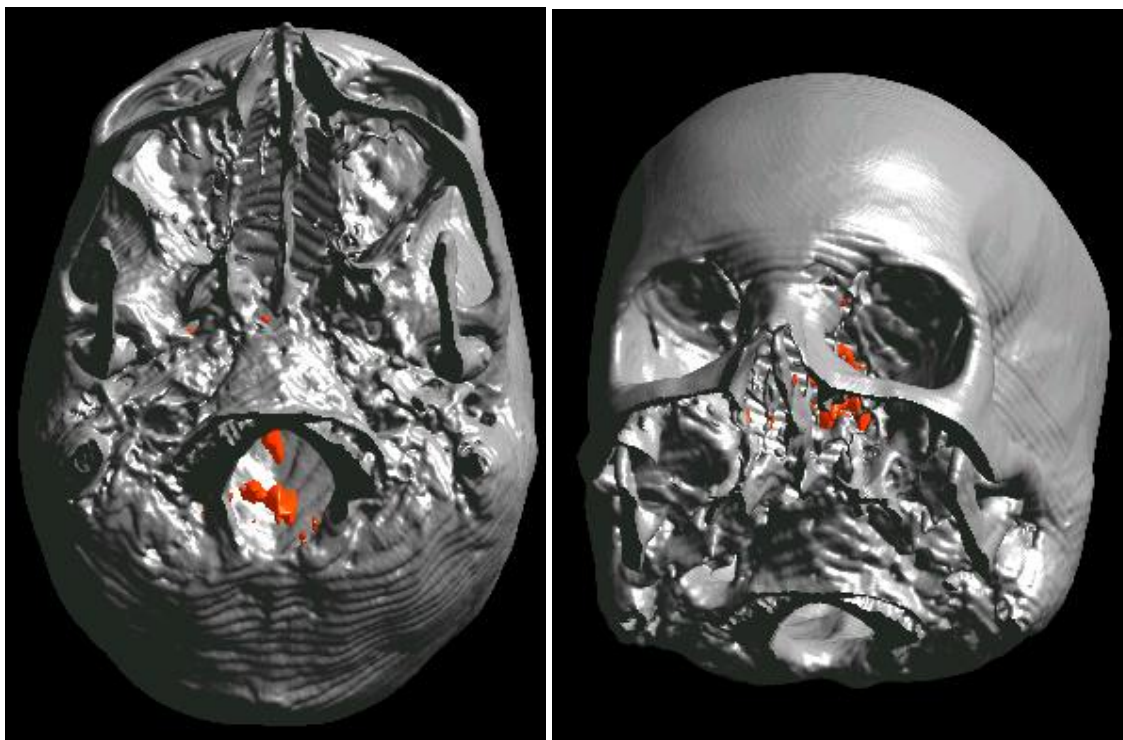


FIGURA 5.10 – IMAGEM MOSTRANDO O CRÂNIO (OPACO) E AS ATIVAÇÕES EM VERMELHO.



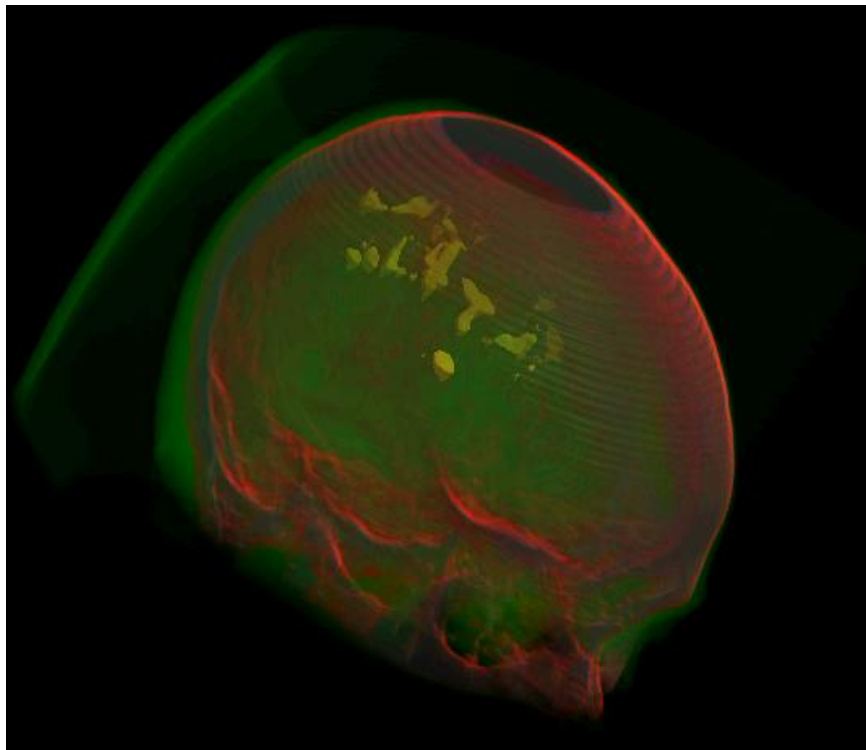
5.9.2 Visualização por Gel

Na visualização conhecida como gel, onde os materiais são representados normalmente como gel semitransparente, não há rejeição das amostras calculadas ao longo de um raio para o processo de *compositing*. Entretanto, conforme os parâmetros informados, os focos de ativação podem ficar encobertos por determinadas estruturas (Figura 5.10) como o osso. Para que as ativações fiquem visíveis na imagem final, os tecidos mais externos podem receber uma opacidade baixa (Figura 5.11).

5.9.3 Visualização por Membranas

O termo “visualização por membranas”, utilizado neste trabalho, refere-se à forma de visualização que consiste em atribuir opacidade zero em locais anatômicos onde não há superfícies, representando apenas membranas entre diferentes materiais.

FIGURA 5.11 – MATERIAIS ANATÔMICOS SEMITRASPARENTES E ATIVAÇÕES EM AMARELO.



Dessa forma, ficam transparentes as regiões ocupadas por materiais com densidades iguais e somente as superfícies entre materiais com densidades diferentes ficam visíveis. Os focos de ativação ficam bem notados se comparado ao método de visualização tradicional.

Uma vez que a superfície anatômica detectada é representada por um vetor, o ajuste do parâmetro de sua magnitude de gradiente permite selecionar apenas as superfícies onde o gradiente local seja alto. Assim, apenas superfícies bem categorizadas ficam visíveis.

As Figuras 5.12 A e B mostram os resultados obtidos, considerando os parâmetros da Tabela 5.2 e as regiões acima de 66% de ativação. O mapa é mostrado em amarelo no volume anatômico. Na primeira imagem, o limiar de magnitude de superfície é maior que 0,2, e na segunda, o limiar é maior que 0,3.

TABELA 5.2 – PARÂMETROS DE CLASSIFICAÇÃO PARA VISUALIZAÇÃO POR MEMBRANAS

NOME	FAIXA	DENSIDADE	COR			OPACIDADE
			R	G	B	
Ar	0 a 900	0,00	0,8	0,8	0,8	0,00
Gordura	850 a 1100	0,25	0,0	1,0	0,0	0,03
Músculo	1050 a 1240	0,70	1,0	0,0	0,0	0,09
Osso	1140 a 3190	1,00	0,3	0,3	0,3	0,10

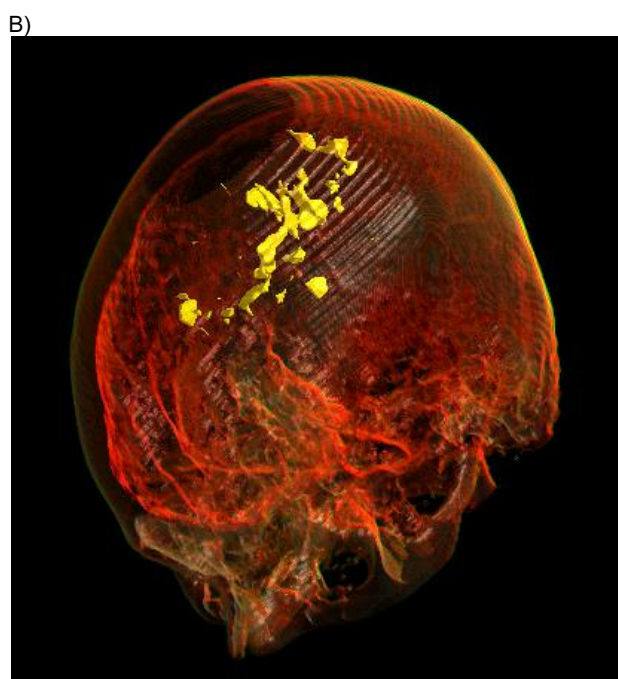
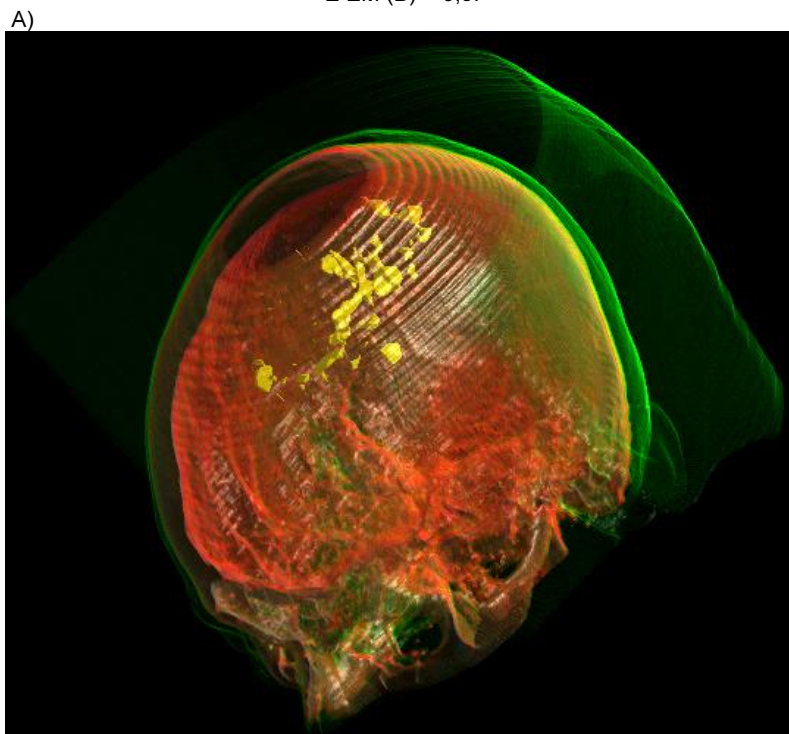
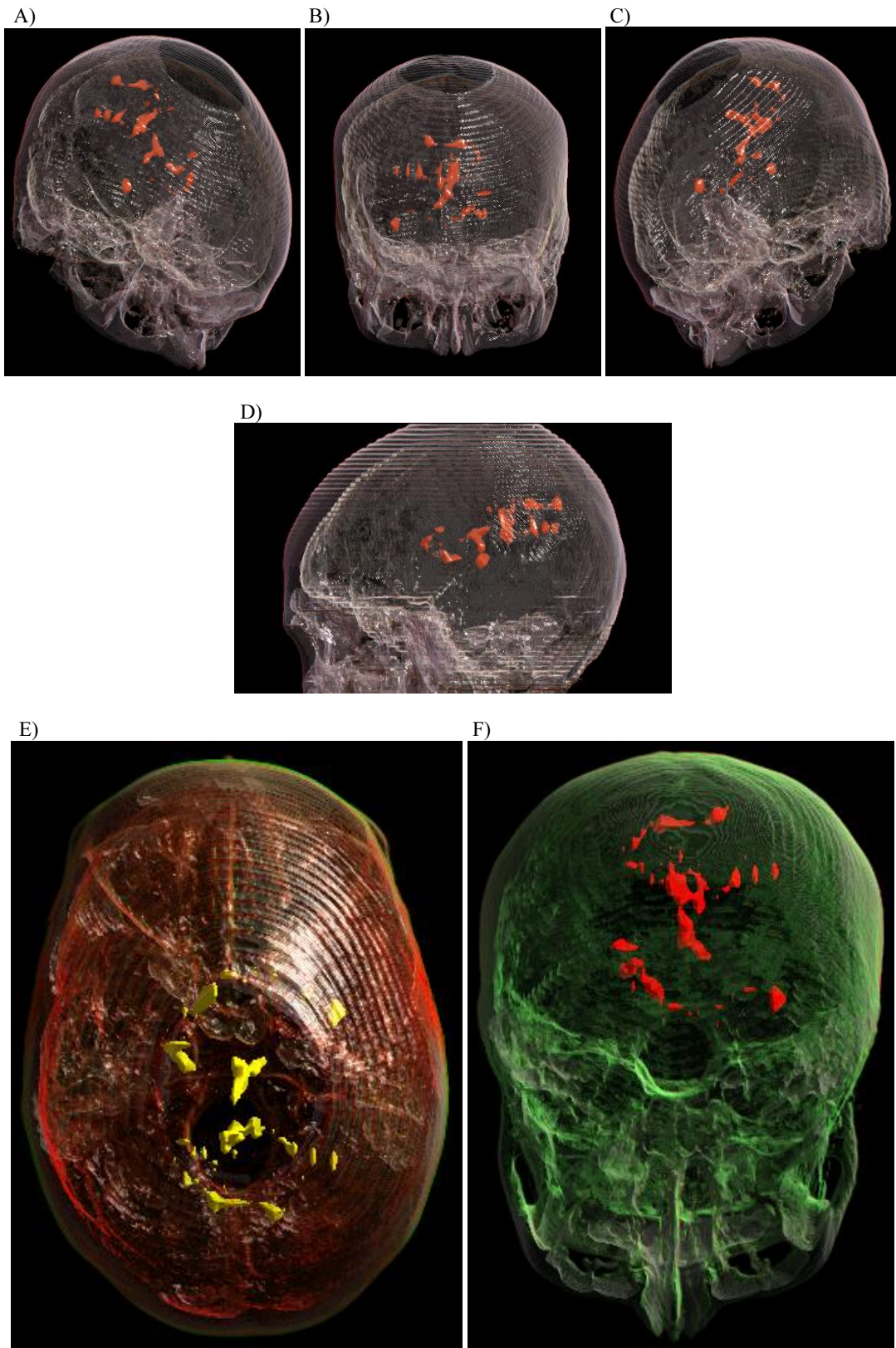
FIGURA 5.12 – VISUALIZAÇÃO POR MEMBRANA COM GRADIENTE DE SUPERFÍCIE EM (A) $> 0,2$ E EM (B) $> 0,3$.

FIGURA 5.13 - SEQUÊNCIA VISUALIZAÇÃO POR MEMBRANAS



Por último, a Figura 5.13 exibe uma série de imagens com algumas variações nos parâmetros de posição do objeto, iluminação, cor das ativações e classificação, com o intuito de demonstrar o potencial da ferramenta. A Tabela 5.3 contempla os parâmetros de classificação empregados. Nas imagens 5.13 A a D foi utilizado um limiar de 68% para ativações e 0,3 para superfícies. Na imagem 5.13 E as ativações acima de 69% são apresentadas em amarelo, com limiar de 0,3 para superfícies. Na última imagem, 5.13 F, foi desconsiderado a reflexão especular e apresentado as ativações que superaram 70% e superfícies com magnitude de gradiente acima de 0,36.

TABELA 5.3 – PARÂMETROS DE CLASSIFICAÇÃO PARA VISUALIZAÇÃO POR MEMBRANAS DAS IMAGENS DA FIGURA 5.13

NOME	FAIXA	DENSIDADE	COR			OPACIDADE
			R	G	B	
Imagem A - D						
Ar	0 a 220	0,00	0,8	0,8	0,8	0,00
Gordura	180 a 800	0,10	0,4	0,4	0,0	0,03
Músculo	750 a 1080	0,30	0,3	0,0	0,0	0,09
Cérebro	1030 a 1130	0,70	0,3	0,3	0,0	0,04
Oso	1100 a 3190	0,90	0,3	0,4	0,5	0,10
Imagem E						
Ar	0 a 900	0,00	0,8	0,8	0,8	0,00
Gordura	850 a 1100	0,25	0,0	0,6	0,0	0,03
Músculo	1050 a 1240	0,70	0,6	0,0	0,0	0,09
Oso	1140 a 3190	1,00	0,3	0,3	0,3	0,20
Imagem F						
Ar	0 a 900	0,00	0,8	0,8	0,8	0,00
Gordura	850 a 1100	0,25	0,6	0,2	0,2	0,03
Músculo	1050 a 1240	0,70	0,2	0,6	0,2	0,10
Oso	1140 a 3190	1,00	0,3	0,3	0,3	0,25

6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Neste trabalho foi apresentada uma plataforma simplificada para a visualização tridimensional de regiões de ativação cerebral por imagens de ressonância magnética funcional.

A visualização volumétrica dos dados funcionais integrados aos dados anatômicos, aqui implementada pelo método de *ray casting*, agrega outros fatores para compreensão das informações contidas em tais volumes se comparada à visualização 2D do mapa de ativação sobreposto às fatias EPI de baixa resolução, contemplada nos equipamentos do DAPI para esta finalidade.

A apresentação tridimensional possibilita a análise dos relacionamentos geométricos espaciais existentes entre os focos de ativação e entre esses focos e as estruturas anatômicas onde estão contextualizados.

O emprego de uma função de transferência de cor e opacidade distinta para os *voxels* considerados ativados provê um realce naquelas regiões responsáveis pela resposta ao estímulo aplicado ao paciente, provendo uma percepção visual de sua localização e sua extensão no cérebro.

A aplicação da técnica de visualização por gel pode ocasionar uma oclusão das regiões ativadas posicionadas em locais mais internos, afetando sua observação na imagem final. A atribuição de opacidade muito baixa aos tecidos mais externos pode comprometer as informações anatômicas relevantes.

A visualização por membranas demonstra ser uma alternativa viável, dando um destaque melhor para as superfícies existentes entre materiais envolventes aos focos de ativação e contribuindo para a sua melhor percepção.

Por último, a interpretação de imagens no padrão DICOM delega à ferramenta a potencialidade para incluir outras modalidades de imagens geradas naquele padrão, ou ainda para utilizar aquisições produzidas em outras instituições por meio de equipamentos atuais disponíveis, a grande maioria atendendo ao padrão

DICOM.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

Uma vez que a plataforma está definida e é exeqüível, a evolução de suas funcionalidades tem caráter modular, consistindo em trabalhos em pontos isolados, sem interferência em outros pontos já estabelecidos.

Primeiramente, atenção dever ser dada à inserção de um método mais robusto para a geração do mapa de ativação. O método utilizado permitiu que fosse dada continuidade ao trabalho de desenvolvimento da plataforma. No entanto, a detecção dos focos de ativação com uma precisão mais elevada pode ser realizada com algum dos métodos referenciados no capítulo 4. Ainda, para aumentar a acurácia dessa detecção, podem ser incluídas atividades de pré-processamento na série fMRI, também comentadas no capítulo 4.

A integração (registro e fusão) das modalidades suportadas (CT e fMRI) com volumes anatômicos MRI constituirá um contexto mais rico para a avaliação funcional, em virtude de tal modalidade apresentar ótimos contrastes para tecido mole. A intenção é extrair desse novo volume regiões importantes como a massa branca e a massa cinzenta por meio de técnicas de segmentação específicas para volumes MRI, e agregar essas informações detalhadas de tecido cerebral às técnicas de visualização apresentadas.

A introdução de informações quantitativas nos resultados exibidos é importante sob o ponto de vista médico. A medição volumétrica dos focos de ativação pode ser útil para o acompanhamento de sua evolução em pacientes submetidos a tratamentos de reabilitação.

REFERÊNCIAS

- [AMARO00] AMARO JUNIOR, E. Ressonância magnética funcional relacionada a eventos. **Revista de Psiquiatria Clínica**, v. 27, n. 3, 2000.
- [BAUMGARTNER+98] BAUMGARTNER, R.; WINDISCHBERGER, C.; MOSER, E. Quantification in functional magnetic resonance imaging: fuzzy clustering vs. correlation analysis. **Magnetic Resonance Imaging**, v. 16, n. 2, p. 115-25, 1998.
- [BILLAH+91] BILLAH, K.; SCANLAN, R. Resonance, Tacoma Narrows Bridge Failure, and Undergraduate Physics Textbooks. **American Journal of Physics**, v. 59, n. 2, p. 118-124, Feb. 1991.
- [CARDOSO97] CARDOSO, S. H. Arquitetura do cérebro. **Cérebro & Mente**, n. 1, mar./maio 1997. Disponível em: <<http://www.epub.org.br/cm/>> Acesso em 20 mar. 2002.
- [CLINE+88] CLINE, H. E. et al. Two Algorithms for Three-dimensional Reconstruction of Tomograms. **Medical Physics**, v. 15, n. 3, p. 320-327, May/June 1988.
- [COX96] COX, R. W. AFNI: Software for Analysis and Visualization of Functional Magnetic Resonance Neuroimages. **Computer and Biomedical Research**, v. 29, p. 162-173, 1996.
- [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.
- [DREBIN+87] DREBIN, R. A.; FISHMAN, E. K.; MAGID, D. Volumetric Three-dimensional Image Rendering: Thresholding vs. Non-thresholding Techniques. **Radiology**, v. 163, p. 737-738, 1987.
- [DREBIN+88] DREBIN, R. A.; CARPENTER, L.; HANRAHAN, P. Volume Rendering. **Computer Graphics**, v. 22, n. 4, Aug. 1988.
- [ELSEN93] P. A. van den. **Multimodality matching of brain images**. PhD thesis, 1993. Utrecht University.
- [ELSEN+93] ELSEN, P. A van den et al. Medical Image Matching - a Review with Classification. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 12, n. 1, p. 26-39, Mar. 1993.
- [ELVINS92] ELVINS, T. A Survey of Algorithms for Volume Visualization. **Computer Graphics**, v. 26, n. 3, Aug. 1992.
- [FRISTON94] FRISTON, K. J. Statistical Parametric Mapping. In: THATCHER, R. W. et al. **Functional Neuroimaging**, San Diego, CA: Academic Press, 1994. p. 79-93.
- [FRISTON+95] FRISTON, K. J. et al. Statistical Parametric Maps in Functional Imaging: A General Linear Approach. **Human Brain Mapping**, v. 2, p. 189-210, 1995.
- [GATTASS+99] GATTASS, R. et al. Mapeando o pensamento. **Ciência Hoje**, v. 26, n. 155, p. 19-25, nov. 1999.

- [GEUS92] GEUS, K. de. **Visualization in Radiotherapy Planning**. United Kingdom, 1992. 222 f. Tese (Doctor of Philosophy in the Faculty of Engineering) Department of Computer Science, University of Sheffield.
- [GLASS01] GLASS, M. **Principles of Computerized Tomographic Imaging**. Disponível em < <http://www.ph.tn.tudelft.nl/~marlein> > Acesso em 14 Fev. 2001.
- [GÖKÇAY+99] GÖKÇAY, D. et al. LOFA: Software for Individualized Locations of Functional MRI Activity. **NeuroImage**, v. 10, p. 749-755, 1999.
- [GOURAUD71] GOURAUD, H. Continuous Shading of Curved Surfaces. **IEEE Transactions of Computers**, v. 20, n. 6, p. 623-629, 1971.
- [GUILLEMAUD+97] GUILLEMAUD, R.; BRADY, M. Estimating the bias field of MR Images. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 16, n. 3, p. 238-251, 1997.
- [HERMAN+79] HERMAN, G. T.; LIU, H. K. Three-dimensional Display of Human Organs from Computed Tomograms. **Computer Graphics and Imaging Processing**, v. 9, n. 1, p. 1-21, Jan. 1979.
- [HAWKES+90] HAWKES, D. J. et al. Preliminary work on the interpretation of SPECT images with the aid of registered MRI images and an MR derived neuro-anatomical atlas. In: HOEHNE, K.H.; FUCHS, H.; PIZER, S. M. **3D Imaging in Medicine: Algorithms, Systems, Applications**. Berlin: Springer-Verlag, 1990. p. 241.
- [HOUNSFIELD73] HOUNSFIELD, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system, **British Journal of Radiology**, v. 46, p. 1016-1022, 1973.
- [KAUFMAN91] KAUFMAN, A. **Volume Visualization**, Los Alamitos: IEEE Computer Society Press Tutorial, 1991.
- [KAUFMAN94] KAUFMAN, A. Voxels as a computational representation of geometry. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTER GRAPHICS AND INTERACTIVE TECHNIQUES. **SIGGRAPH '94 Course Notes**.
- [KEPPEL75] KEPPEL, E. Aproximating Complex Surfaces by Triangulation of Countour Lines. **IBM Journal of Research and Development**, New York, v. 19, n. 1, p. 2-11, Jan. 1975.
- [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.
- [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.
- [LAUTERBUR73] LAUTERBUR, P. C. Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance. **Nature**, v. 242, p.190-191, 1973.

- [LEEMPUT+99] LEEMPUT, K. van et al. Automated Model-Based Tissue Classification of MR Images of the Brain. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 18, n. 10, p. 897-908, 1999.
- [LEVIN+89] LEVIN, D. N. et al. The brain: integrated three-dimensional display of MR and PET images. **Radiology**, v. 72, p. 783-789, 1989.
- [LEVIN+01] LEVIN, D. N.; UFTRING, S. J. Detecting Brain Activation in FMRI Data Without Prior Knowledge of Mental Event Timing. **NeuroImage**, v. 3, p.153-160, 2001.
- [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**, New York, v. 21, n. 4, p. 163-169, July 1987.
- [LURITO+00] Lurito, Joseph T. et al. Functional Brain Mapping. **Neuroradiology**, p. 79-104, 2000.
- [MAINTZ+98] MAINTZ, J. B. A.; VIERGEVER, M. A. A Survey of Medical Image Registration. **Medical Image Analysis**, v. 2, n. 1, Mar. 1998.
- [MALZBENDER+91] MALZBENDER, T.; KITSON, F. A Fourier Technique for Volume Rendering. **Focus on Scientific Visualization**, p. 305-316, 1991.
- [MAURER+93] MAURER JR, C. R.; FITZPATRICK, J. M. A Review of Medical Image Registration. In: MACIUNAS, R. J. **Interactive Image-Guided Neurosurgery**. Park Ridge, IL: American Association of Neurological Surgeons, 1993, p. 17-44.
- [MCCORMICK+97] MCCORMICK, B.; DEFANTINI, T; BROWN, M. Visualization in Scientific Computing. **Computer Graphics**, v. 21, n. 6, Nov. 1987.
- [MCKEOWN+98] MCKEOWN, M. J. et al., Analysis of fMRI data by blind separation into independent spatial components. **Human Brain Mapping**, v. 6, n. 3, p. 160-188, 1998.
- [MEAGHER82] MEAGHER, D. Geometric modeling using octree encoding. **Computer Graphics and Image Processing**, v. 19, p. 129-147, 1982.
- [MURAKI93] MURAKI, S. Volume Data and Wavelet Transform. **IEEE Computer Graphics and Applications**, v. 13, n. 4, p. 50-56, July 1993.
- [NOLL01] NOLL, D. C. **A Primer on MRI and Funcional MRI**. Disponível em: <<http://www.bme.umich.edu/~dnoll/>> Acesso em: 20 abr. 2001.

- [NRC96] NATIONAL RESEARCH COUNCIL. Committee on the Mathematics and Physics of Emerging Dynamic Biomedical Imaging. **Mathematics and Physics of Emerging Biomedical Imaging**. Washington, D. C.: National Academy Press, 1996.
- [OLIVEIRA+97] OLIVEIRA, P. P. de M.; GATTAS, M. Detecção de Ativação em Ressonância Nuclear Magnética Funcional do Cérebro. In: SIMPÓSIO BRASILEIRO DE COMPUTAÇÃO GRÁFICA E PROCESSAMENTO DE IMAGENS, 1997. **Anais do X SIBGRAPI**.
- [OLIVEIRA99] OLIVEIRA, P. P. de M. **Exames virtuais utilizando um algoritmo de ray casting acelerado**. Rio de Janeiro, 1999. 64 f. Dissertação (Mestrado em Ciências em Informática) – Departamento de Informática, PUC-Rio.
- [OMG01] OBJECT MANAGEMENT GROUP. **OMG Unified Language Specification**. Disponível em <<http://www.omg.org/technology/documents/formal/uml.htm>> Acesso em 19 out. 2001.
- [PAIVA+99] PAIVA, A. C. de; SEIXAS, R. de B.; GATTASS, M. **Introdução à visualização volumétrica**. Rio de Janeiro, 1999. Monografia (Ciência da Computação) – Departamento de Informática, PUC-Rio.
- [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.
- [RAICHLE98] RAICHLE, M. E. Behind the scenes of functional brain imaging: A historical and physiological perspective. **Proceedings of the National Academy of Science USA**, v. 95, n. 3, p. 765-762, Feb. 1998.
- [ROGERS+90] ROGERS, D. F.; ADAMS, J. A. **Mathematical elements for computer graphics**. 2 ed. McGraw-Hill, 1990.
- [ROSENBLUM+94] ROSENBLUM, L. et al. **Scientific Visualization: Advances and Challenges**. Academic Press, 1994.
- [ROY+90] ROY, C. S.; SHERRINGTON, C. S. On the regulation of the blood-supply of the brain. **The Journal of Physiology**, London, v. 11, p. 85-108, 1890.
- [SABELLA88] SABELLA, P. A Rendering Algorithm for Visualizing 3D Scalar Fields. **Computer Graphics**, v. 22, n. 4, p. 51-58, 1988.
- [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, 1994, Curitiba. **Caderno de Comunicações do VII SIBGRAPI**, p. 5-8.
- [SEIXAS+96] SEIXAS, R. de B.; GATTASS, M. Visualização volumétrica em um ambiente de computação distribuída. In: SIMPÓSIO BRASILEIRO DE COMPUTAÇÃO

- GRÁFICA E PROCESSAMENTO DE IMAGENS, 1996. **Anais do IX SIBGRAPI**, p. 15-22.
- [SHATTUCK+01] SHATTUCK, D. W. et al. Magnetic Resonance Image Tissue Classification Using a Partial Volume Model. **NeuroImage**, v. 13, p. 856-876, 2001.
- [SHIRLEY+90] SHIRLEY, P.; TUCKMAN, A. A Polygonal Approximation to Direct Scalar Volume Rendering. **Computer Graphics**, v. 24, n. 5, p. 63-70, 1990.
- [SLED+98] SLED, J. G.; PIKE, G. B. Understanding intensity nonuniformity in MRI. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON MEDICAL COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION, 1, 1998, Cambridge. **Lecture Notes in Computer Science**. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 1998, v. 1496, p. 614-622.
- [SUN01] SUN MICROSYSTEMS, INC. **Java Development Toolkit (JDK) 1.3**. Santa Clara, CA, 2000. Pacote para desenvolvimento e execução de aplicações Java.
- [TALAIRACH+88] TALAIRACH, J.; TOURNOUX, P. **Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain**. New York: Thieme Medical Publishers, 1988.
- [UPSON+88] UPSON, C.; KEELER, M. V-Buffer – Visible Volume Rendering. **Computer Graphics**, v. 22, n. 4, Aug. 1988.
- [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.
- [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.
- [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.
- [WEST+96] WEST, J. et al. Comparison and evaluation of retrospective intermodality brain image registration techniques. **Journal of Computer Assisted Tomography**, v. 20, n. 4, Dec. 1996.
- [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.
- [WILSON+94] WILSON, O.; GELDER, A. V.; WILHELMS, J. **Direct Volume Rendering via 3D Textures**. Santa Cruz (CA): Baskin Center for Computer Engineering and Information Sciences, University of California, 1994. Relatório Técnico UCSC-CRL-94-19.
- [YACOUB+01] YACOUB, E. et al. Imaging brain function in humans at 7 Tesla. **Magnetic Resonance in Medicine**, v. 45, n. 4, p. 588-594, 2001.
- [ZUFFO+94] ZUFFO, M. K.; LOPES, R. de D. A High Performance Direct Volume Rendering Pipeline. In: SIMPÓSIO BRASILEIRO DE COMPUTAÇÃO GRÁFICA E

PROCESSAMENTO DE IMAGENS, 1994, Curitiba. **Anais do VII SIBGRAPI**, p. 241-248.