

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA
DA COMPUTAÇÃO**

Harley Miguel Wagner

**ATLAS CEREBRAL DIGITAL:
DESENVOLVIMENTO DE UMA FERRAMENTA
COMPUTACIONAL PARA MAPEAMENTO
FUNCIONAL E ANATÔMICO DE ÁREAS
CEREBRAIS, BASEADO NO ATLAS DE
TALAIRACH.**

Dissertação submetida à Universidade Federal de Santa Catarina como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Ciência da Computação.

Prof. Dr. Rer. Nat. Aldo von Wangenheim

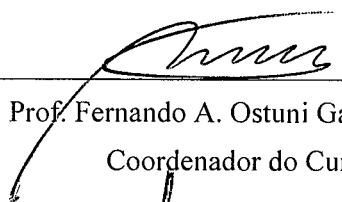
Florianópolis, fevereiro de 2001.

**ATLAS CEREBRAL DIGITAL: DESENVOLVIMENTO
DE UMA FERRAMENTA COMPUTACIONAL PARA
MAPEAMENTO FUNCIONAL E ANATÔMICO DE
ÁREAS CEREBRAIS, BASEADO NO ATLAS DE
TALAIRACH.**

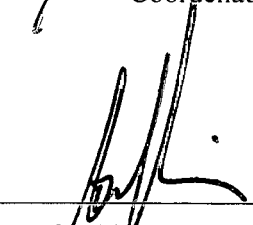
Harley Miguel Wagner

Esta Dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Ciência da Computação Área de Concentração Sistemas de Computação e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação.

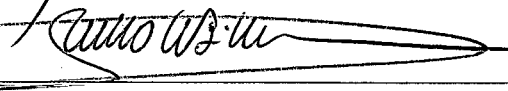
Banca Examinadora



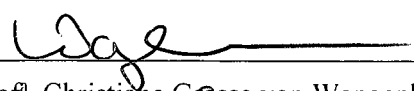
Prof. Fernando A. Ostuni Gauthier, Dr.
Coordenador do Curso



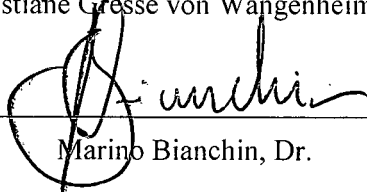
Prof. Aldo von Wangenheim, Dr. Rer. Nat.
Orientador



Prof. Paulo Cesar Trevisol Bittencourt, M.Sc.



Prof. Christiane Gresse von Wangenheim, Dra.Eng.



Marino Bianchin, Dr.

*“Existem dois tipos de pessoas:
as que vencem e as que perdem,
a grande diferença entre elas
é que as que vencem,
certamente tentaram mais uma vez...”*

A meu filho Daniel, pelos momentos de paz e tranquilidade que me proporciona nos poucos momentos em que estamos juntos, e a Cristiane por sua enorme capacidade de compreensão e sua fonte inesgotável de carinho.

AGRADECIMENTO

A todas as pessoas que de alguma forma ajudaram o tornar este projeto uma realidade.

À família conhecida como Projeto Cyclops.

A CAPES pelo auxílio financeiro.

Aos meus amigos Herculano, Paulo, Silvio, Marcos e Caju pelo apoio incondicional.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	X
RESUMO	XI
ABSTRACT	XII
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	2
1.2 MOTIVAÇÃO	3
1.3 OBJETIVO GERAL	3
1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	3
1.5 ANÁLISE DE REQUISITOS	4
1.5.1 REQUISITOS CONCEITUAIS	4
1.5.2 REQUISITOS DO SISTEMA	4
1.6 ESTRUTURA DO TRABALHO	6
2. PROCESSAMENTO DE IMAGENS MÉDICAS	7
2.1 IMAGEM DIGITAL	7
2.2 A RESOLUÇÃO DA IMAGEM	8
2.3 PIXEL : ORGANIZAÇÃO EM UMA MATRIZ QUADRADA.	10
2.4 ANÁLISE DE IMAGENS	11
2.5 RECONHECIMENTO DE IMAGENS	11
2.6 GERENCIAMENTO DE IMAGENS E INFORMAÇÃO	13
2.7 IMAGENS RADIOLÓGICAS	15
2.7.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (TC)	15
2.7.2 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA (RM)	16
2.7.3 LOCALIZAÇÃO RADIOLÓGICA DIRETA E INDIRETA	17
3. COMPUTAÇÃO GRÁFICA	19

3.1 DISPOSITIVOS GRÁFICOS DE SAÍDA	20
3.2 EQUIPAMENTOS GRÁFICOS DE ENTRADA	22
3.3 SISTEMAS DE COORDENADAS	23
3.4 SEGMENTAÇÃO	23
3.5 OBJETOS 3D	24
3.6 PROJEÇÕES (PROCESSO DE VISUALIZAÇÃO)	24
3.7 TRANSFORMAÇÕES GEOMÉTRICAS	25
3.8 VRML	27
3.8.1 CARACTERÍSTICAS	28
3.8.2 COORDENADAS NO ESPAÇO	28
3.8.3 O FORMATO VRML	29
3.8.4 CONSTRUINDO UMA CENA	29
3.8.5 CONSTRUÇÃO DE OBJETOS COMPLEXOS	30
3.8.6 UTILIZAÇÃO DE TEXTURAS	31
4. SISTEMA NEUROANATÔMICO	32
4.1 ENCÉFALO	32
4.1.1 TELENCEFALO	32
4.1.2 DIENCEFALO	33
4.2 HEMISFÉRIOS CEREBRAIS	33
4.3 DOMINÂNCIA CEREBRAL	34
4.4 CÓRTEX CEREBRAL E SUAS CAMADAS	35
4.5 FUNÇÕES ESPECIALIZADAS DO CÓRTEX CEREBRAL	36
4.6 DIVISÃO DO CÓRTEX CEREBRAL EM LOBOS	37
4.7 TRONCO ENCEFÁLICO	40
4.8 CEREBELO	41

5. ATLAS DE TALAIRACH	42
5.1 SISTEMA DE COORDENADAS 3D	42
5.2 SEÇÕES DO CÉREBRO	44
5.3 SISTEMA DE REFERÊNCIA	44
5.3.1 LINHA BASAL CA-CP	44
5.4 SISTEMA DE GRADES	46
5.5 ESTRUTURAS CEREBRAIS NO ESPAÇO TRIDIMENSIONAL	49
5.5.1 TRATO CORTICAL	49
5.5.2 LOBO FRONTAL	50
5.5.3 LOBO OCCIPITAL	51
5.5.4 LOBO TEMPORAL	51
5.6 FUNÇÕES CEREBRAIS E O SISTEMA DE REFERÊNCIA	52
6. ESTRUTURA DE ARMAZENAMENTO DE DADOS TRIDIMENSIONAL: OCTREE	53
6.1 ESTRUTURA DE DADOS	53
6.2 REFINAMENTO	54
6.3 ESTRUTURA	55
7. ATLAS CEREBRAL DIGITAL: CYCLOPS BRAIN ATLAS	57
7.1 IMPLEMENTAÇÃO DO MODELO OCTREE	57
7.1.1 GERAÇÃO DOS FILHOS	57
7.1.2 ROTACIONAMENTO	58
7.1.3 AJUSTE DOS PONTOS	62
7.2 IMPLEMENTAÇÃO DO MODELO DECA OCTREE	63
7.2.1 GERAÇÃO DOS FILHOS	63
7.2.2 FORMAÇÃO DE PLANOS	63

<i>7.3 IMPLEMENTAÇÃO DO MODELO BI-QUADTREE</i>	64
<i>7.3.1 GERAÇÃO DOS FILHOS</i>	64
<i>7.4 IMPLEMENTAÇÃO DO ATLAS DIGITAL</i>	65
<i>7.4.1 GERAÇÃO DO “PILOTO ARTIFICIAL”</i>	65
<i>7.4.2 INTERSECÇÃO DOS PLANOS AOS CORTES TOMOGRÁFICOS</i>	66
<i>7.4.3 COORDENADAS TOMOGRÁFICAS X COORDENADAS CARTESIANAS</i>	67
<i>7.4.4 LOCALIZAÇÃO DE UM PONTO EM UM CUBO</i>	68
<i>7.5.5 IDENTIFICANDO OS CUBOS CONFORME O ATLAS DE TALAIRACH</i>	69
8. RESULTADOS	73
9. CONCLUSÃO	75
10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	76

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: CORTE TOMOGRÁFICO CEREBRAL.	2
FIGURA 2 : INTERLIGAÇÃO ENTRE AS ÁREAS DA COMPUTAÇÃO GRÁFICA.	20
FIGURA 3: DIVISÃO DO HEMISFÉRIO CEREBRAL EM LOBOS CEREBRAIS.	33
FIGURA 4: DIVISÃO DO CÉREBRO EM HEMISFÉRIOS.	34
FIGURA 5: CAMADAS DE FIBRAS NERVOSAS DO CÓRTEX	35
FIGURA 6: DIVISÃO DO CÉREBRO EM ÁREAS CORTICAIS.	36
FIGURA 7: LOBOS CEREBRAIS. VISÃO MEDIAL (ESQ), VISÃO LATERAL (DIR).	38
FIGURA 8: REPRESENTAÇÃO DO CÉREBRO EM TRÊS DIMENSÕES	42
FIGURA 9: SEÇÕES MAPEADAS DO CÉREBRO.	44
FIGURA 10: REGIÕES CA-CP.	45
FIGURA 11: LOCALIZAÇÃO DAS REGIÕES CA-CP	45
FIGURA 12: SULCOS PRINCIPAIS QUE DETERMINAM AS LINHAS VCA, VCP E SAGITAL.	45
FIGURA 13: LINHAS PRINCIPAIS (VCA, VCP, CA-CP).	46
FIGURA 14: SISTEMA DE GRADES PROPORCIONAIS DEFINIDAS POR TALAIRACH.	47
FIGURA 15: DIVISÃO DO CÉREBRO EM PARALELOGRAMOS ORTOGONAIS.	48
FIGURA 16: VISUALIZAÇÃO DO ATLAS DE TALAIRACH EM DIFERENTES ÂNGULOS.	49
FIGURA 17: RELACIONAMENTOS TALAMO-CORTICAIS ESSENCIAIS	52
FIGURA 19: ESTRUTURA DE DADOS HIERÁRQUICA.	53
FIGURA 20: ESTRUTURA DE DADOS OCTREE.	54
FIGURA 21: EXEMPLO DE OCTREE:	55
FIGURA 22: GERAÇÃO DOS FILHOS DO MODELO NO 1º NÍVEL	57
FIGURA 23: ROTACIONAMENTO ATRAVÉS DE UM EIXO.	59
FIGURA 24: PROJEÇÃO DE UM SEGMENTO EM UM PLANO YZ.	59
FIGURA 25: PARÂMETROS DA PROJEÇÃO DE UM SEGMENTO DE LINHA.	60
FIGURA 26: ROTAÇÃO DO EIXO FALSO ENTRE O PLANO XZ.	61
FIGURA 27: GERAÇÃO DOS FILHOS DO MODELO DECA OCTREE	63
FIGURA 28: GERAÇÃO DOS FILHOS DO MODELO BI-QUADTREE	64
FIGURA 29: PILOTO SAGITAL DO VOLUME TOMOGRÁFICO.	65
FIGURA 30: PILOTO CORONAL DO VOLUME TOMOGRÁFICO.	66
FIGURA 31: VISÃO DE UM CORTE AXIAL COM AS LINHAS BASAIS	67
FIGURA 32: SEQUÊNCIA DE PONTOS PARA FORMAÇÃO DOS PLANOS	68
FIGURA 33: INTERFACE DO SISTEMA.	73
FIGURA 34: ADAPTAÇÃO DO ATLAS NO CÉREBRO.	74

RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um atlas cerebral digital, deformável e adaptável ao cérebro específico de cada paciente. Baseando-se no modelo definido por Talairach, este atlas digital foi modelado a partir de uma variação da estrutura de armazenamento de dados tridimensional em árvore, conhecida como octree. Esta variação denominada modelo “deca octree”, foi estendida para tornar a funcionalidade de “geração de filhos” diferenciada, subdividindo-se em dezoito cubos (octrees). Cada um destes cubos seguindo a funcionalidade do modelo octree divide-se por mais dois níveis. Para a estrutura gerada ficar idêntica à estrutura do “Atlas de Talairach”, é necessário ainda criar um outro modelo estendido da octree, este modelo assim como a Deca Octree, tem a funcionalidade de geração de filhos diferenciada, formando sempre quatro cubos também por dois níveis de profundidade.

Esta ferramenta faz o mapeamento funcional e anatômico de áreas cerebrais, identifica a relação dos quadrantes com a área de Brodman e associa as áreas cerebrais com suas funções, baseando-se no “Atlas de Talairach”. Este sistema tem como objetivo auxiliar a identificação e a localização automatizada de áreas cerebrais e áreas funcionais em imagens obtidas através de Tomografia Computadorizada (TC) e Ressonância Magnética (RM), correlacionando dados da imagem do paciente com as funções possivelmente afetadas por lesões encontradas, conforme sua localização.

ABSTRACT

This work presents a digital brain atlas development, deformable and adaptable to each patient's brain. Based on the Talairach model, this digital atlas shows a variation of the tridimensional data storage structure in tree, known octree. This variation called "deca octree" extend the "children creation" functionality, subdividing each cube in eighteen new cubes (octrees). Each new cube divide themselves trough two levels following the octree model. To make this structure identical to Talairach Atlas is needed to create another extended octree model, this model as the Deca Octree have an extend "children creation" functionality, always quarter the cubes trough two levels deep.

This tool makes the functional and anatomic mapping of brain's areas, identify the relationship between quadrants and Brodman area; and it associates the brain's areas with its functions, based in the Talairach Atlas. The goals of this system are: give aid to automated identification and localization of brain and functional's areas in acquired CT (Computer Tomography) and MR (Magnetic Ressonance) images, correlating patient's image data with the functions possibly affected by found injury according to its localization.

1. INTRODUÇÃO

O crescente grau de complexidade de sistemas de análise e representação de imagens, o uso de conhecimentos proporcionalmente complexos torna-se cada vez mais exigidos. Na área médica, onde as imagens possuem qualidade e conteúdos bastante diferentes, essas exigências dos sistemas de análise e representação de imagens tornam-se bem mais necessários. Esta necessidade exige o desenvolvimento de ferramentas computacionais robustas e confiáveis.

O desenvolvimento de sistemas computacionais capazes de auxiliar no diagnóstico médico não é uma abordagem simples, estes sistemas exigem antes de tudo conhecimento médico adequado. Para desenvolver “soluções” é indispensável uma assessoria médica, este suporte é a fonte necessária para fornecer os subsídios para a definição dos problemas. É neste âmbito que se encontra o projeto Cyclops, um projeto que procura reunir profissionais da informática e profissionais da área medica em busca do mesmo objetivo.

Dentre as diversas pesquisas realizadas no projeto, está o estudo de metodologias para o mapeamento funcional e anatômico das áreas cerebrais, relacionando áreas cerebrais com suas funcionalidades. Este estudo tem como objetivo buscar informações concretas sobre áreas cerebrais afetadas e suas possíveis correlações com determinados sintomas observados nos pacientes.

Sabe-se que o cérebro humano é classificado como órgão de anatomia e funcionamento complexo, sua funcionalidade está relacionada com todas as regiões do corpo e com aspectos sensoriais e cognitivos do comportamento. Assim, qualquer acidente que ocorra na região cerebral deverá comprometer as funções das quais a região afetada é responsável. A necessidade de uma rápida e precisa detecção de tais anomalias cerebrais pode ser importante tanto para estudos como para diagnósticos.

As técnicas de diagnóstico utilizadas atualmente são tradicionalmente feitas manualmente ou com a ajuda de software simples oferecido pelo fabricante do equipamento radiológico. Estes métodos não são ajustados para um diagnóstico diferencial confiável e rápido.

O aspecto fundamental proposto nesta metodologia é a possibilidade da manipulação de volumes de tomografias computadorizadas comuns, tal como os

normalmente encontrados em diversos hospitais. Outro ponto importante é desenvolver um método capaz de adaptar-se a uma solução equivalente a um dos sistemas de coordenada comumente usado em medicina, o Atlas de Talairach.

1.1 Definição do problema

A finalidade do processo de representação de uma imagem digitalizada é o reconhecimento de determinados objetos para adequação da imagem a um sistema de coordenadas comuns. Para tanto é necessária a utilização de metodologias que permitam a adaptação dinâmica e otimizada do processo de avaliação das características específicas de uma imagem em particular.

Quando se trabalha com um volume de tomografias computadorizadas de cérebro, visualizando cada corte em um negatoscópio, tem-se uma imagem com poucos pontos de referência. Desta forma o profissional tem que fazer uso de uma régua para conseguir através das medidas se localizar dentro das áreas cerebrais.

O fato de estar visualizando o “problema” não possibilita de imediato a localização exata de uma região nem a relação das áreas funcionais envolvidas. O uso de um gabarito contendo o atlas também não é eficiente, pois cada cérebro possui um tamanho próprio. Estas dificuldades podem retardar a determinação da posição exata de um determinado achado patológico.

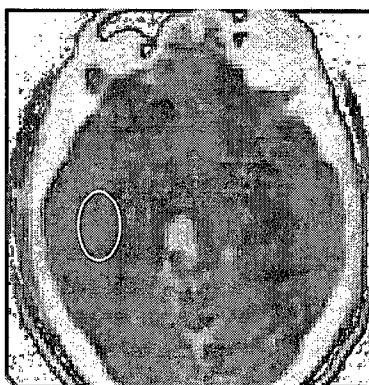


FIGURA 1: Corte tomográfico cerebral.

A fig. 1, demonstra como a tentativa de identificação de uma área cerebral (em destaque) em um corte ou volume tomográfico, pode ser ambígua sem o uso de uma ferramenta de auxílio a identificação de áreas cerebrais. Conforme é possível observar

nesta figura, a falta de pontos de referência dificulta a identificação precisa de uma determinada região.

Com a ajuda de uma ferramenta adequada, este problema pode ser eliminado. Um sistema que localiza, identifica e correlaciona as áreas cerebrais, poderá identificar mais rapidamente e com mais precisão áreas cerebrais e suas funções relacionadas, proporcionando ao profissional mais segurança e rapidez no diagnóstico.

1.2 Motivação

Apesar do desenvolvimento de softwares para uso na área médica possuir uma gama de grandes empresas desenvolvendo soluções, percebe-se que ainda existem muitas necessidades a serem sanadas em diversas áreas quando o assunto é software de auxílio ao diagnóstico médico.

Dentre estas necessidades, uma ferramenta para auxiliar o médico na localização de áreas cerebrais é uma delas. Mesmo existindo uma necessidade, uma aplicação, não existe uma ferramenta específica para prover esta solução. Esta ferramenta pode ser utilizada em diversas situações, além de oferecer a possibilidade de funcionamento com outras ferramentas desenvolvidas ou em desenvolvimento no projeto Cyclops.

A ferramenta Cyclops Brain Atlas, possibilita o uso em diversas aplicações e estudos, não se encerrando em uma única pesquisa, mas oferecendo a possibilidade de extensão para muitas outras novas aplicações.

1.3 Objetivo Geral

Desenvolver uma ferramenta de software para auxiliar a identificação e localização de áreas funcionais do cérebro em volumes tomográficos.

1.4 Objetivos Específicos

- ✓ Desenvolver um Atlas cerebral digital deformável adaptável ao cérebro específico de cada paciente;
- ✓ Localizar de forma automatizada, áreas cerebrais e áreas funcionais dentro da anatomia do cérebro;
- ✓ Correlacionar dados de imagem do paciente com possíveis patologias;

- ✓ Possibilitar uma relação entre as patologias encontradas nas imagens com as funções possivelmente afetadas por elas;
- ✓ Desenvolver uma ferramenta capaz de se adaptar a imagens geradas tanto por equipamentos ultramodernos como por equipamentos antigos, possibilitando ser utilizado em clínicas brasileiras;
- ✓ Desenvolver uma interface de sistema simples e produtiva, que ofereça ao usuário condições de operar com segurança e confiabilidade, resultando em produtividade;

1.5 Análise de Requisitos

Nesta parte são descritos os requisitos que foram satisfeitos para que os objetivos propostos para este trabalho fossem atingidos.

1.5.1 Requisitos Conceituais

- ✓ Modelagem da representação da estrutura cerebral em três dimensões, a partir de volumes tomográficos cranianos;
- ✓ Adaptação de uma estrutura de dados a um volume de tomografias computadorizadas cerebrais;
- ✓ Com o conhecimento a respeito dos métodos de localização de estruturas e do funcionamento, buscou-se uma estrutura de dados que apresente maior analogia e seja adaptável ao sistema de coordenadas tridimensionais;
- ✓ Utilização de uma estrutura robusta que possibilite ao modelo uma melhor flexibilidade;
- ✓ Implementação do rotacionamento genérico possibilitando uma maior adaptação às bordas do cérebro na imagem analisada;

1.5.2 Requisitos do Sistema

A definição dos requisitos do sistema apresenta todas as necessidades de operacionalidade do sistema Cyclops Brain Atlas. Fornecendo ao usuário segurança e confiabilidade.

Desenvolvimento de uma interface ergonômica onde seja possível apresentar todos os cortes tomográficos do volume, além do piloto sagital e coronal, estes por sua

vez devem estar em separado. A interface do sistema deve ser flexível para mostrar os diferentes números de janelas apresentadas, sendo que este número varia de volume para volume, dependendo do número de cortes. Para auxiliar a visualização das janelas que expõe os cortes, a interface apresentará barras de rolagem vertical e/ou horizontais quando for necessário;

Na janela principal do sistema, deverá existir controle permitindo ao usuário as operações de giro, ajuste e propagação;

O formato do mouse deve indicar que função está selecionada no momento. Nesta etapa o usuário pode selecionar dentre as opções de Draw, Pilot, Locate e Atlas;

Quando se estiver fazendo uso de uma destas funções (rotacionamento, ajuste e propagação) o formato do mouse modificará, dessa forma informando ao usuário que determinada operação já está disponível;

No botão de função ajuste, após ser pressionado, é disponibilizado as funções de ajuste das linhas que formarem o Atlas. Quando o usuário aproxima o mouse de uma extremidade a seta modifica e o usuário pode mover uma linha para os lados;

No botão de função rotacionamento, o usuário escolhe em qual dos cortes deseja fazer o giro (axial, coronal e sagital) define quantos graus e escolhe para qual lado deve ser feita a rotação, desta forma será possível girar o bloco sobre seu eixo até o ajuste com o corte tomográfico;

No botão de função propaga, a função desencadeia a propagação das alterações feitas no corte escolhido para todos os outros cortes, o formato do mouse é modificado a fim de chamar a atenção do usuário com relação à atividade que está sendo realizada, esta modificações são propagadas em todos os cortes inclusive no piloto;

Quando o usuário estiver fazendo uso da função de ajuste, o sistema deve permitir ao mesmo fazer os ajustes sem a necessidade de posicionar o mouse exatamente sobre a linha desejada;

Nas funções rotacionamento, ajuste e propagação, o ponteiro do mouse se modifica informando desta forma ao usuário que a operação está disponível, sendo iniciada ou executada;

Logo depois de aberto todo o volume tomográfico, um cubo englobando todo cérebro é construído com as linhas que representam as linhas principais do Atlas de

Talairach, a partir deste ponto o usuário pode fazer as alterações que forem necessárias para ajustá-las aos cortes;

As alterações feitas na interface, são realizadas nas estruturas (octree), os valores são recalculados e apresentados na interface. Todas as alterações feitas no modelo, ou em nodo do modelo, deverão ser refletidas em seus nodos irmãos e seus respectivos nodos filhos, após isso serão propagados para todas as imagens do volume.

1.6 Estrutura do trabalho

A estrutura deste trabalho ficou distribuída em capítulos desta forma:

No capítulo dois é abordado o processamento de imagens médicas, conceitos de imagem digital, análise de imagens e reconhecimento de imagens.

No capítulo três é feita uma breve contextualização teórica sobre computação gráfica, objetos 3D, projeções e transformações geométricas, além de uma breve descrição sobre VRML.

No capítulo quatro é feita uma contextualização teórica do sistema neuroanatômico e uma breve descrição das áreas cerebrais.

No capítulo cinco, é apresentada uma descrição detalhada do Atlas de Talairach, seu sistema de coordenadas, as linhas basais, as funções cerebrais e seu sistema referência.

No capítulo seis é abordado o modelo de armazenamento de dados tridimensional conhecido como Octree.

No capítulo sete, é descrita a implementação do atlas cerebral digital.

No capítulo oito é apresentado os testes realizados com o sistema, a avaliação dos profissionais e o desempenho do sistema.

No capítulo nove é apresentado a conclusão deste trabalho.

No capítulo dez é apresentado as referências bibliográficas.

2. PROCESSAMENTO DE IMAGENS MÉDICAS

O trabalho com imagens médicas pode ser dividido em quatro categorias: geração de imagens, análise de imagens, gerenciamento de imagens e gerenciamento de informações. Em cada uma destas tarefas é possível o uso do computador. O processamento de imagens por computador é um dos ramos da computação que mais tem crescido, permitindo uso mais amplo e descentralizado.

Após a invenção do tomógrafo computadorizado, foram desenvolvidos muitos métodos de produção de imagens, como a MRI (tomografia de ressonância magnética), que produz cortes tomográficos a partir de campos magnéticos e a ultra-sonografia que além de gerar imagens de estruturas anatômicas, presta-se a avaliação da função orgânica; e entre as quais se conta o SPECT e o PET (tomógrafo de emissão positrônica).

Podemos atribuir a muitos fatores a multiplicação das modalidades de produção de imagens médicas, tais como a melhor compreensão dos princípios básicos da captação de imagens, aperfeiçoamento de técnicas matemáticas de reconstrução, a evolução dos computadores com desenvolvimento de equipamentos mais baratos e mais seguros. Esta melhoria na tecnologia da computação levou a uma tendência para a geração de imagens digitais.

2.1 Imagem Digital

A imagem digital é importante pela forma com que é representada. O computador não pode guardar em sua memória ou modificar em seus circuitos qualquer imagem na forma analógica, como o olho humano a enxerga, porque o computador trabalha com números discretos, não podendo representar diretamente tons de cinza ou cores contínuas. Para que o computador possa operar com imagens, elas precisam primeiro ser convertidas para uma grande lista de números.

Numa radiografia simples do tórax, as variações nas áreas claras e escuras são codificadas como um conjunto de números, por exemplo, nas áreas claras do filme (correspondentes a regiões que absorvem uma grande porção do feixe de raios X), pode ser dado o valor numérico de 0 (zero), enquanto que nas áreas escuras (que são causadas por baixa absorção de raios X) poderá ser atribuído algum valor alto, tal como

255 para o negro total. Aos níveis de cinza intermediários podemos atribuir algum valor entre 0 e 255.

Para fazer essa conversão de imagem em números, a imagem é subdividida em uma grade, contendo milhões de quadrados de igual tamanho, sendo cada um dos mesmos associados a um valor numérico da intensidade de raios X naquele ponto. A essa grade de quadrados chamamos de “imagem matriz”, e cada quadrado na imagem é chamado de “pixel” (do inglês “picture element”). Cada pixel carrega a informação sobre o nível de cinza que ele representa. Este nível de cinza em si mesmo é o análogo de alguma propriedade do corpo na imagem que nos interessa, ou seja, a grandeza física que eles representam. Em uma imagem radiográfica, o valor numérico representa a atenuação de raios X no tecido, em uma imagem de medicina nuclear, esse valor é o número de contagem dado pelo composto radioativo. Os computadores usam uma forma de representação numérica chamada de “notação binária”.

Os computadores usam a base binária para aritmética, porque dois valores, tais como 0 e 1, são facilmente representados eletronicamente. O número de arranjos possíveis para números binários é 2^n , onde n é o número de opções possíveis. Essa regra também é válida para o número de níveis de cinza que nós queremos representar. Com dois dígitos binários (ou bits) na memória do computador, é possível ter 4 tons de cinza, com 3 dígitos tem 8 tons de cinza e com 4 dígitos tem-se 16 tons.

Cada pixel, então, tem um certo número de bits a ele associado, assim podendo representar não somente o local na imagem (a localização do pixel na imagem matriz) com também o nível de cinza deste local. O número de bits associado com cada pixel é chamado de bit de intensidade e é usualmente igual para toda a matriz.

2.2 A Resolução da Imagem

Todas as imagens podem ser caracterizadas por diversos parâmetros de qualidade de imagem. Os mais úteis desses parâmetros são a resolução espacial, a resolução de contraste e a resolução temporal. Esses parâmetros foram largamente usados para caracterizar imagens de raios X tradicionais; eles também provêm os meios para comparação de imagens formadas por modalidades de imagens digitais. A resolução espacial está relacionada à aspereza da imagem; ou seja a capacidade de exibir separação física entre duas imagens. Para a imagem digital, a resolução espacial é

determinada pelo número de pixels por área de imagem. A resolução de contraste é a medida da capacidade para distinguir pequenas diferenças de intensidade, como mudanças nos parâmetros mensuráveis, tais como atenuação de raios X. para imagens digitais, o número de bits por pixel determina a resolução de contraste da imagem.

Finalmente, a resolução temporal é a medida de tempo necessária para formar a imagem. Pode-se considerar um processamento de imagens para aplicações em tempo real, se esta pode gerar imagens a uma taxa de 30 por segundo. A esta taxa é possível produzir imagens de batimento cardíaco sem borrões. Uma inadequada resolução resulta na impossibilidade de distinguir estruturas; duas estruturas parecem uma só (baixa resolução espacial) ou a lesão não apresenta limites precisos (baixa resolução de contraste). Outros parâmetros que são especificamente relevantes para a produção de imagens médicas são os que quantificam o risco do paciente, os graus de invasibilidade, a dosagem de radiações ionizantes, o grau de desconforto do paciente, o tamanho (portabilidade) do instrumento, a capacidade de descrever as funções fisiológicas bem como as estruturas anatômicas e o custo do procedimento.

Uma modalidade de produção de imagens perfeita deverá produzir imagens com altas resoluções espacial de contraste e temporal; deverá ser de baixo custo, ser portátil, livre de risco, indolor, e não invasiva; não deverá usar radiações ionizantes; e ter capacidade de descrever as funções fisiológicas bem como as estruturas anatômicas. A primeira razão para a proliferação de modalidades de produção de imagens é que nenhuma única modalidade satisfaz todos estes requerimentos cada uma é poderosa para uma ou mais dessas dimensões e fraca para outras.

A seleção da modalidade mais apropriada para um particular diagnóstico requer a renúncia entre essas várias dimensões. A resolução espacial é o problema mais freqüentemente questionado da imagem digital. A fim de igualar a resolução espacial típica do filme, uma imagem de 14x17 polegadas poderá ter aproximadamente 2000x2500 pixels, e para capturar todas as informações de níveis de cinza, cada pixel deve carregar 10 bits (1024 tons de cinza). Por este método o tamanho da imagem chegaria a 6,5Mb. Para dobrar-se a qualidade da resolução espacial é necessário quadruplicar o número de pixels. Já a resolução de contraste varia linearmente com o número de bits requeridos. A imagem matriz freqüentemente tem valores de 512x512 pixels, por exemplo, tornando as imagens fáceis de serem manipuladas no computador.

Na geração de imagens digitais, cores podem ser usadas para representar os tons de cinza das imagens, o que se denomina "falsa cor". Em vez de atribuir um diferente valor de cinza para cada valor binário no pixel, uma diferente saturação da cor primária é usada. Contudo, três cores primárias são necessárias para produzir todas as outras cores, deste modo, em imagens coloridas, cada pixel tem três componentes, uma para cada cor primária usada (tipicamente vermelho, verde, azul, ou RGB). Esses métodos para imagens coloridas requerem 3 vezes mais espaço para armazenagem que os tons de cinza.

2.3 Pixel : organização em uma matriz quadrada.

Um pixel é o elemento básico de amostragem de uma imagem. A forma mais comum para o pixel é a forma retangular ou quadrada. O pixel é também um elemento de dimensões finitas na representação de uma imagem digital. Frequentemente, a organização de uma imagem sob a forma de uma matriz de pixels é feita em uma simetria quadrada, na forma de um tabuleiro de xadrez. Isto se deve a facilidade de implementação eletrônica, seja dos sistemas de aquisição seja dos sistemas de visualização de imagens. É importante lembrar que este tipo de organização provoca o aparecimento de dois problemas importantes nas técnicas de processamento.

Um pixel não apresenta as mesmas propriedades em todas as direções, sendo anisotrópico. Esta propriedade faz com que um pixel tenha 4 vizinhos de borda e 4 vizinhos de diagonal. Esta propriedade nos força a definir o tipo de conectividade, ou D4 (onde se leva em consideração apenas os vizinhos de borda) ou em D8 (onde se leva em consideração os vizinhos de borda e os de diagonal). O segundo problema é consequência direta do primeiro, ou seja, as distâncias entre um ponto e seus vizinhos não é a mesma segundo o tipo de vizinho. Alguns tipos de algoritmos que são sensíveis a este problema são: as operações morfológicas que usam uma matriz de análise do tipo 3x3, as operações de esqueletização em análise de formas e principalmente as transformações de distâncias (na transformação de distância cada ponto da imagem ao invés de representar uma intensidade luminosa, representa uma distância de um dado ponto referência ao ponto calculado). A solução para este tipo de representação discreta da imagem é a correção dos valores calculados através de mascaras (pequenas matrizes) que ajustam ou ponderam estas distâncias em função da direção.

2.4 Análise de Imagens

Depois de a imagem ter sido gerada, é preciso ser analisada. Usualmente o exame radiológico é requisitado por quatro razões básicas: visualização, quantificação, localização e triagem. O radiologista escolhe o método de melhor indicação para manipular imagens, permitindo assim uma melhor visualização, como ajustar os níveis de cinza de uma imagem tomográfica para exibir as regiões de maior interesse, ou ainda, usar as técnicas de filtragens digitais para remover ruídos, para detecção de bordas e para limpar imagens borradas.

Atualmente o enriquecimento de imagens para uma melhor visualização é o principal uso do computador para a análise de imagens. O computador também pode ser utilizado para quantificar parâmetros mensuráveis, tal como o volume do coração ou o tamanho do feto. Nos sistemas mais modernos, esses parâmetros podem ser medidos nos instrumentos da tela com calibradores eletrônicos. O computador registra as medidas e executa os cálculos, melhorando a sua consistência, acurácia, e a produtividade dos radiologistas. Além disso, a disponibilização de imagens tridimensionais torna o cálculo de volumes mais acurado, principalmente quando são feitas automaticamente (volumetria).

Para certos propósitos, tais como cirurgias ou radioterapia, a localização precisa da lesão é a principal razão para estudo. A localização também é crucial para procedimentos radiológicos intervencionistas, tais como biópsias aspirativas com agulha e drenagem de abscessos. Os radiologistas analisam as imagens para determinar o melhor local para chegar á lesão, e para determinar o ângulo de aproximação e a profundidade. Dados de imagens tridimensionais são inestimáveis para localização, porque estas devem ser relacionadas a pontos de referência externos no corpo (como 3 cm acima do umbigo). Esta informação também é usada no planejamento de radioterapia onde o oncologista deve examinar o volume da zona de tratamento precisamente.

2.5 Reconhecimento de Imagens

Como a interpretação cuidadosa de imagens radiográficas consome tempo, e é caro treinar radiologistas para processar grande número de imagens, alguns

pesquisadores têm trabalhado no desenvolvimento de sistemas de ajuda á interpretação de imagens por computador. Esses sistemas podem ser particularmente utilizados com o propósito de triagem. Como na condição de triagem a probabilidade de positivo verdadeiro é, relativamente baixa, e usar leitura manual além de tediosa é demorado, o sistema de análise automática de imagens pode sinalizar imagens anormais ou questionáveis para posterior interpretação pelo radiologista. Esta noção de triagem automatizada já foi analisada com sucesso para a interpretação de registros de ECG. O problema da interpretação de imagens é baseado em técnicas de Inteligência Artificial. Apesar de ser improvável que o desenvolvimento de interpretação completamente automatizada ocorra brevemente, sistemas que oferecem interpretação parcialmente automatizada são viáveis. Esses sistemas resolvem subtarefas de uma tarefa de interpretação global.

O padrão de reconhecimento e análise de imagens pode ser dividido em quatro subtarefas: processamento global, segmentação, detecção de características, e classificação. Essas subtarefas são análogas ao processo que os cientistas acreditam que o cérebro humano realize com o processo sensorial.

O processamento global envolve a computação com a imagem inteira, sem levar em consideração o conteúdo local específico. O propósito é realçar a imagem para a visualização humana ou para posterior análise pelo computador. O processamento global é o mais ativo e mais próspero campo de pesquisa de análise de imagens, porque se aplicam princípios físicos de geração de imagens desenvolvidos pela industria espacial para realçar imagens do espaço exterior. Um exemplo comum de processamento global é a janela de níveis de cinza da imagem tomográfica. O tomógrafo produz números na faixa de -1000 a ~1000 (-3000 a ~4000 nos equipamentos mais modernos). O ser humano, contudo, não é capaz de distinguir mais do que cerca de 100 matizes de cinza. Para apreciar a máxima precisão disponível da imagem de tomografia computadorizada, o operador pode ajustar o ponto médio e o gama de exibição dos valores de CT. Deste modo o radiologista consegue perceber melhor pequenas mudanças na resolução de contraste dentro da sub-região de interesse, porém ao mesmo tempo eles sacrificam a resolução em outras áreas da imagem.

Outro exemplo do processamento global aplicado a imagens tomográficas é a equalização por histograma, no qual a distribuição estatística de níveis de cinza é

tornada uniforme, muitas vezes melhorando a resolução de contraste da imagem. Diversos algoritmos de filtragem podem ser aplicados no processamento da imagem para remover chuviscos da imagem, para acrescentar margens ou bordas, ou para tornar mais nítidas imagens borradas.

Durante a fase de segmentação, as regiões de interesse são extraídas da imagem total. As regiões usualmente correspondem a estruturas significativas anatomicamente, tal como órgãos ou partes de órgãos. A estrutura pode ser delineada pelas suas bordas, nesse caso técnicas de detecção de bordas (tais como algoritmo de aproximação de bordas) são usadas. Nenhum desses tipos de tecnologias tem sido completamente bem sucedido, pois as regiões freqüentemente têm bordas descontínuas ou não distinguíveis da composição interna. Além disso, as regiões contíguas freqüentemente sobrepõem-se.

A detecção de características é o processo de extração de parâmetros úteis para as regiões segmentadas. Esses parâmetros podem por si próprios ser informativos. Eles também podem ser usados aplicados dentro de um processo de classificação automatizado, o qual determina o tipo de objeto construído. Por exemplo, pequenas regiões redondas na imagem de raios X do tórax, podem ser classificadas como tumores, dependendo de fatores como intensidade, perímetro e área.

Modelos matemáticos são freqüentemente utilizados para ajudar na execução de subtarefas de análise de imagens automatizadas. Alguns pesquisadores estão aplicando técnicas de Inteligência Artificial para imitar interação entre subtarefas. O computador é programado com alguns dos conhecimentos anatômicos que o radiologista usa quando interpreta imagens. Assim, um bom modelo orgânico dá uma referência de alto nível para que o processo de segmentação funcione a contento.

2.6 Gerenciamento de Imagens e Informação

No manejo de informação dentro do hospital por meio de uma rede de computadores, surgiu inicialmente o conceito de Sistemas de Informação Radiológica - RIS (Radiology Information Systems) que demonstrou que são possíveis fazer uso de sistemas computadorizados para melhorar o gerenciamento dos pacientes, a geração e distribuição de relatórios, as facilidades de utilização dos recursos disponíveis, a localização dos filmes, e as rotinas de funcionamento do setor de radiologia. Freqüentemente eles são integrados ao Sistema de Informação Hospitalar (HIS -

Hospital Information Systems). Como o RIS faz tudo menos trabalhar com as próprias imagens, na década dos 80 este conceito foi ampliado para incluir o que chamamos de PACS (Picture Archiving and Communication System, ou sistemas de arquivamento e comunicação de imagens). É um sistema que permite, como o nome diz, a armazenagem e recuperação das imagens em uma rede de computadores.

Atualmente, a grande maioria das imagens é registrada e armazenada em filme. Igualmente imagens como CT e MRI, as quais são inerentemente digitais, são transferidas para o filme depois que os técnicos a tenham otimizado para a visualização. Ocasionalmente como no caso de estudos ultrasonográficos, as imagens são transferidas para videotapes para posterior revisão e interpretação.

O armazenamento de filmes requer um grande espaço no departamento de radiologia. Os departamentos têm a capacidade de armazenar filmes somente para pacientes que tenham sido estudados nos últimos 6 a 12 meses. Estudos antigos, são retidos por no mínimo 7 anos e estocados em um porão por exemplo. A aquisição digital de todas as imagens dentro de um hospital oferece um excitante panorama de redução do espaço físico requerido, custo de material, redução do trabalho manual tradicional de manuseio de filmes, rápida recuperação de imagens via pedido de informação á base de dados, e alta velocidade de transmissão de imagens através de redes.

O desenvolvimento dos sistemas PACS é uma área ativa de pesquisa em informática médica. Um número de complexos problemas teve que ser resolvidos antes de por em prática, incluindo padronização de transmissão de imagens e formatos de armazenagem. Armazenar todos os dados de imagens médicas digitais pode criar um grande problema de gerenciamento, que não pode ser resolvido por métodos que não envolvam computação. Por exemplo, um hospital de 600 leitos que realiza 125.000 procedimentos de imagens médicas por ano pode gerar centenas ou até milhares de gigabytes de dados de imagens por ano. Afortunadamente, a eletrônica digital permite o manejo de tão grande soma de dados, e existem técnicas de computação que podem comprimir informações, como a compressão de dados, que geralmente aproveita a redundância na informação. A máxima compressão para imagens é geralmente na faixa de 2 ou 3 para 1. Algumas técnicas de alta compressão de dados, conhecidas como “com perda”, conseguem proporções de até 10 para 1, mas podem desfocar e alterar a

imagem e prejudicar o diagnóstico em caso de estruturas muito pequenas na imagem (bordas, microcalcificações, etc.)

A tecnologia de discos óticos é o meio mais utilizado para armazenamento on-line de dados de imagens. Cada disco armazena cerca de 2,5 gigabytes, e são disponibilizados através de um equipamento robótico de manipulação e leitura, chamado de “jukebox”. Existem equipamentos deste tipo com capacidade de 100 discos ou mais, o que permite o armazenamento on-line de um ano inteiro de dados de um hospital de grande porte. Os discos óticos são baratos e os preços continuam em queda. Além disso os novos discos permitem que sejam gravadas. Existem vários outros meios para armazenagem em longo prazo (sem disponibilidade on-line), incluindo fita magnética, discos óticos e cartões a laser.

2.7 Imagens Radiológicas

Apesar dos recentes avanços da Ressonância Magnética (RM), a Tomografia Computadorizada (TC) mantém-se como indispensável na avaliação inicial dos pacientes com anomalias no cérebro, sendo capaz de fornecer informações que complementam a estimativa clínica sobre sua provável evolução. Por exemplo, no caso de AVEs (Acidentes Vasculares Encefálicos), podem fornecer dados sobre a localização topográfica e o volume dos hematomas, a presença de deslocamento das estruturas neurais e de lesões associadas, assim como dados sobre a possível origem do processo, os quais têm implicações sobre o tratamento e prognóstico evidentes.

2.7.1 Tomografia Computadorizada (TC)

Método que utiliza o computador para aumentar a discriminação da densidade possível com raios X. Permite distinguir apenas quatro densidades naturais do corpo humano. Isto se deve à obrigatória superposição de estruturas tridimensionais num filme bidimensional, à interação dos raios X pouco colimados com o volume relativamente grande de tecido e à resposta fotográfica limitada do filme.

Na tomografia computadorizada utiliza-se feixe de raios X altamente colimado e a leitura da radiação é feita por detectores especiais muito sensíveis. A radiação é emitida em torno do corpo com movimento continuado do tubo de raios X e o sinal luminoso

periodicamente gerado nos detectores é transformado em impulsos elétricos, quantificados por computador. A imagem é reconstruída matematicamente, para integrar milhares de leituras de atenuação, e é numérica, mas pode ser apresentada analogicamente numa tela de televisão. Esta imagem é na realidade tridimensional, constituída por elementos de volume de uma matriz com espessura típica entre 1.5 e 10 mm. Os elementos de superfície da matriz (pixels) definem a resolução espacial, que varia entre 0.3 e 1.5 mm² (milímetros quadrados). A discriminação espacial da tomografia computadorizada é inferior à da radiografia convencional.

No diagnóstico por TC toma-se a densidade da água como valor 1; as estruturas mais densas que a água, por exemplo a gordura, tem densidades negativas, sendo a do ar a mais negativa, representada por -500.

O osso aparece em branco e o ar em preto, as demais estruturas intermediárias têm tons de cinza mais claro ou escuro, dependendo da densidade correspondente. O uso do contraste iodado por via venosa é de grande importância em TC. Ele se acumula em alguns locais de maneira variável, mas apenas onde há quebra de barreira hematoencefálica. Nestes pontos, as neoplasias cerebrais por exemplo, a densidade do tecido patológico é aumentada e diz-se que houve realce anormal do contraste.

Limitações que devem ser mencionadas incluem aneurismas, só visíveis de maneira confiável quando relativamente volumosos (maiores que 1 cm), e lesões isodensas ao liquor, quando nele incluídas, sem efeito de massa associado, como cistos parasitários ventriculares e cisternas.

A tomografia computadorizada contribui pouco na investigação de doenças comuns que não tem manifestação radiológica, como as meningites agudas não complicadas, convulsões generalizadas na infância e doenças psiquiátricas não orgânicas. Para uma vasta gama de enfermidades, entretanto (anomalias congênitas, doenças vasculares, infecciosas, neoplasias, doenças hereditárias, traumas), a tomografia computadorizada representa o passo mais importante e frequentemente final no diagnóstico e planejamento terapêutico.

2.7.2 Ressonância Magnética (RM)

A Ressonância Magnética é um dos mais significativos avanços do último século no que diz respeito a diagnósticos médicos por imagem. Permite que se obtenha

imagens com alta definição de qualquer parte do corpo. Sob efeito de um potente campo magnético, prótons do corpo humano são sensibilizados de maneira uniforme, principalmente os presentes nos átomos de Hidrogênio (a água perfaz 69% do volume corporal). Em seguida um campo magnético oscilatório (rádio frequência) é emitido, obedecendo ao ritmo desses prótons (em ressonância com esses) que, uma vez cessado, devolve a energia absorvida nesse processo, permitindo a formação da imagem através da decodificação de sinais por computadores.

Além de não irradiar o paciente, a Ressonância Magnética na medicina contemporânea tornou-se um dos métodos mais estudados nos grandes centros médicos mundiais.

2.7.3 Localização Radiológica Direta e Indireta

O cérebro é uma massa compacta com um certo número de estruturas, que hoje podem ser imediatamente bem demarcadas e mostradas por um exame neuroradiológico apropriado. Outras estruturas anatômicas não podem ser observadas diretamente, mas somente indiretamente pelo reconhecimento de seu relacionamento espacial com outras estruturas visíveis. Estudam-se novas técnicas que sejam capazes de isolar os vários sistemas com suas funções. Atualmente utiliza-se dois diferentes procedimentos para localização de estruturas cerebrais: direto e indireto.

A combinação desses dois estudos pode ser usada hoje para aprimorar a interpretação dos novos métodos radiológicos: tomografia computadorizada (TC) e de ressonância magnética (RM).

A localização direta foi inicialmente limitada a estruturas que podiam ser visíveis pelo emprego de materiais de contraste no exame radiológico (sistema vascular, etc.) e as raras estruturas tornadas opacas pela calcificação.

Os scanners de TC e a RM tem transformado o escopo desta localização em uma eficiente maneira de visualização, já se pode identificar componentes do cérebro e seus processos patológicos. Outro grande progresso é na área de neurocirurgia e neuroradiologia. Tem sido desenvolvido procedimento simples para localização direta de lesões, como por exemplo, biopsias de tumores. Isto permite que se tenha uma referência clara para uma possível intervenção cirúrgica.

Despindo o interesse prático, esta técnica não é inteiramente satisfatória. No exemplo das estruturas compactas que constituem o cérebro, o reconhecimento do espaço ocupado pelos processos patológicos é somente um aspecto do problema. O reconhecimento das estruturas anatômicas que estão envolvidas na lesão, e das estruturas adjacentes que podem ser comprometidas pela lesão ou pela bioterapia, ou seja, o reconhecimento de localização correta dos processos patológicos em seu desenvolvimento anatomo-fisiológico constitui outro importante aspecto. Este reconhecimento pode facilitar a escolha do tratamento da lesão.

Imagens médicas ainda não têm uma resposta inteiramente satisfatória para este último aspecto da localização direta. As imagens radiológicas não podem fornecer todas as informações contidas na secção cerebral se esta não corresponde a um plano anatômico bem definido.

Elementos do cérebro não podem ser diretamente visualizados ou identificados, devem ser definidos em relação a outras estruturas anatômicas cerebrais. Finalmente, cada elemento localizado serve de base ao sistema de referências (basal brain lines) com o qual ele tem um relacionamento provado estatisticamente. Um sistema de referências baseado nas medidas craniano seria fácil para visualizar e sempre seguro. Entretanto o relacionamento entre essas medidas e as estruturas cerebrais não é perfeitamente confiável. A linha CA-CP define o plano horizontal. A linha vertical VCA define o plano verticofrontal. Essas duas linhas, bem como a linha sagital (midline), constituem os marcos de referência do sistema de localização indireta. O sistema proporcional tridimensional permite a exploração da modalidade de localização (sistema de localização indireta) e permite a coleção de dados "normalizados".

Um exame de uma grade cerebral de dois hemisférios do mesmo cérebro e de hemisférios de cérebros diferentes demonstra a enorme variabilidade dessas estruturas. Apesar de no estudo do relacionamento entre as linhas basais e os sulcos principais elas aparentam ser relativamente constantes, existem certas variações na forma destes sulcos, elas não são fundamentais e permanecem sem uma orientação genérica.

3. COMPUTAÇÃO GRÁFICA

No processo de síntese, as imagens são criadas a partir de um modelo de um objeto ou de uma cena constituída por vários objetos. O modelo é criado interativamente através do controle manual de dispositivos de entrada.

O termo computação gráfica é muitas vezes associado com imagens voando no espaço. Existe uma certa fascinação em criar a aparência de um objeto sólido na tela do computador a partir de um conjunto de instruções.

Entretanto, existe mais em computação gráfica que a criação de cenários realísticos. A comunicação gráfica usada para entrada e saída de dispositivos tem revolucionado a interface dos computadores modernos e provavelmente se tornará a mais significativa contribuição da computação gráfica para o futuro. Outra importante área onde a computação gráfica desempenha papel importante é a engenharia de projetos. São extensamente usados em muitas áreas como: construção naval, engenharia de automação, engenharia civil e eletrônica.

A computação gráfica divide-se em três áreas distintas:

Síntese de imagens: Ocupa-se da produção de representações visuais a partir das especificações geométrica e visual de seus componentes. É uma das áreas mais difundidas e é freqüentemente confundida com a própria computação gráfica.

Processamento de imagens: O termo processamento de imagens é usado para descrever aquelas atividades que manipulam imagens reais, ou seja, imagens capturadas por uma câmera e convertidas em dados numéricos. Tanto a imagem de partida quanto a imagem resultado apresentam-se sob representação visual. As transformações visam, em geral, melhorar as características visuais da imagem tais como aumentar o contraste, o foco ou ainda reduzir o ruído e distorções. Aplicações de processamento de imagens incluem diagnósticos automáticos de imagens médicas, visão robótica, automação industrial dentre outros.

Análise de imagens: Busca obter a especificação dos componentes de uma imagem a partir de sua representação visual.

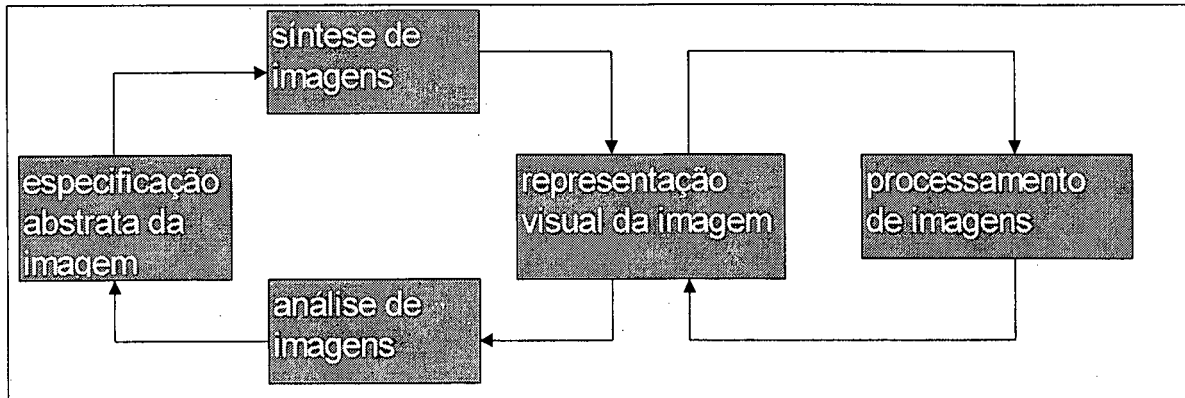


Figura 2: Interligação entre as áreas da computação gráfica.

O diagrama representado na fig. 2 ilustra a interligação entre as áreas da computação gráfica.

Em geral, a computação gráfica cobre a geração e manipulação de figuras gráficas por um computador digital. A origem das figuras destingue as demais áreas da computação gráfica do processamento de imagens. O processamento de imagens é voltado principalmente para a manipulação de imagens reais de vídeo, obtidas pela câmera. A computação gráfica, por outro lado, é mais usual para figuras a serem definidas por dados numéricos ou algoritmos. Assim, os profissionais de computação gráfica criam imagens visuais antes nunca vistas por olhos humanos.

Um exemplo de aplicação envolvendo ambas as áreas é a reconstrução de um objeto em 3D, a partir de um conjunto de suas projeções. É resolvido usando tanto técnicas de análise de imagens (Transformadas de Fourier, Reconhecimento de Formas, etc.) quanto de síntese (Projeção em Perspectiva, Sombreamento).

As imagens devem ser expressas em dados digitais para serem representadas e armazenadas antes do processamento, quando estas imagens são mostradas e manipuladas pelo computador, utilizando tanto áreas da computação gráfica quanto do processamento de imagens.

3.1 Dispositivos Gráficos de Saída

A avaliação da qualidade de uma figura é calculada através dos olhos, através de um sistema extremamente sensível em torno dos cones e da retina humana, que tornam

capazes ao olho captar as variações de intensidades da imagem, cores e condições de luminosidade.

É geralmente aceito que todas as cores visíveis possam ser representadas pelas três cores primárias: vermelho, verde e azul (RGB). Aceitando este princípio, concluímos que a qualidade de uma figura pode ser caracterizada pela sua resolução de contraste. A resolução especifica as menores áreas da figura que podem ser caracterizadas por uma determinada intensidade de cor, contraste específico à variação de intensidades que a imagem contém.

As figuras geradas por computador, normalmente, podem ser quantificadas tanto em resolução quanto em contraste, desde que a informação esteja armazenada digitalmente. A resolução essencial de uma figura produzida depende do tamanho da memória do computador, o programa que gera as figuras e as limitações físicas do dispositivo gráfico de saída.

Os mais correntes dispositivos usados são monitores que usam modo “point-plotting”. O mais simples destes dispositivos de saída produz imagens pretas e brancas. Nestes dispositivos, o menor elemento, chamado pixel, pode estar aceso (claro) ou apagado (escuro).

Um fator característico de um terminal colorido é sua paleta de cores. Ela contém todas as possíveis cores que o terminal pode produzir. Cada um oferece um largo conjunto que pode ser mostrado na tela a qualquer momento. O EGA (Enhanced Graphics Adapter) tem uma paleta de 64 cores diferentes. Os quatro bits armazenados para cada pixel especificam o número da cor. O mapa de cores especifica a cor atual, no intervalo de 0 a 63, assinalando cada número de cor. As cores produzidas por este mapa de cores são chamadas cores lógicas, desde que não exista nenhuma correspondência direta entre o número da cor e as suas atuais características.

Os equipamentos gráficos de saída produzem ou exibem textos, desenhos e/ou imagens, tomando como referência uma grade, que geralmente é regular, retangular ou quadrada, mas pode ser hexagonal. Uma grade pode ser vista como formada por polígonos adjacentes, os vértices dos polígonos são também chamados pontos da grade. As grades classificam-se em:

Vetorial: na posição dos pontos da grade, pode-se exibir um ponto físico, uma característica alfanumérica, ou um segmento de reta física entre pares de pontos. Deve-se exibir um padrão escolhido numa coleção de padrões possíveis.

Varredura: não se exibe segmento de reta, todos os pontos da grade devem receber um padrão (linha por linha). Uma característica importante na resolução dos equipamentos de saída é o número de pontos da grade por unidade de comprimento de superfície (determina o tempo necessário para efetuar a saída).

O monitor vetorial é bem adaptado para exibir linhas retas e representar desenhos geométricos (alta resolução), permite visualizar facilmente efeitos de transformações geométricas, capacidade limitada para preencher áreas e poucas cores (qualidade do desenho depende da sua complexidade).

O monitor de varredura é adequado para exibir pontos coloridos dentro de uma ampla paleta de cores, preencher áreas e representar imagens coloridas. Concepção dificulta a exibição das linhas retas inclinadas.

3.2 Equipamentos Gráficos de Entrada

Toda imagem criada através de recursos computacionais deve ser representada em algum meio físico que permita sua visualização. Os sistemas de computação gráfica mais modernos facilitam o processamento interativo, os dispositivos gráficos de entrada são importantes componentes destes sistemas. A representação visual das imagens sintetizadas não necessariamente se dá ao final do processo de criação podendo ao contrário assumir instâncias intermediárias necessárias ao desenrolar do próprio processo. Diversas tecnologias e diferentes meios físicos são utilizados nestas representações visuais. É importante, tanto para o usuário quanto para o implementador conhecer as características e limitações de cada uma dessas tecnologias.

Os equipamentos gráficos de entrada têm como função principal a aquisição de informações para o controle do processo de síntese de imagens. Os dispositivos de entrada armazenam essas informações de forma codificada em registros que são lidos pelo computador sob o efeito de uma interrupção.

O tradicional teclado do computador (dispositivo de entrada gráfica) ainda é parte integrante da maioria dos sistemas, e são requeridos para entrada de dados numéricos, comandos, componentes, nomes de arquivos e assim por diante. Em adição ao teclado

tem-se também o suposto dispositivo apontador ou locator, que também se tornou um componente essencial.

3.3 Sistemas de Coordenadas

Para a descrição e representação precisa de atributos geométricos de uma figura é necessário fixar-se em um sistema de coordenadas. Os sistemas de coordenadas mais conhecidos são o sistema de coordenadas cartesianas e o sistema de coordenadas polares. Tanto em um sistema cartesiano quanto em um polar os pares de valores de uma grandeza são tomados como coordenadas de pontos, entretanto, a interpretação de um gráfico de coordenadas polares é mais natural.

Em todo sistema gráfico, o sistema de coordenadas em uso precisa estar bem definido. A maioria das aplicações requer ou satisfaz-se com sistema de coordenadas cartesianas ou escala linear, embora existam sistemas alternativos.

Chama-se sistema de coordenadas o sistema de coordenadas preferidas pelo programa de aplicação e sistema de coordenadas universais ao utilizado para descrever atributos geométricos de primitivas do GKS (Graphical Kernel System).

3.4 Segmentação

Uma vez construídas, as figuras não podem ser modificadas, eliminadas ou reposicionadas a menos que toda a imagem seja apagada e reconstituída pelo programa de aplicação. Esta restrição torna o sistema gráfico insatisfatório para aplicações interativas onde o operador deseja liberdade para modificações.

A estruturação da imagem em partes identificadas por um nome, possibilita a referência de uma determinada parte que será submetida à alteração. É natural e eficiente que o programa de aplicação possa incluir, sob o mesmo nome de referência, um conjunto de primitivas de saída que forme uma unidade logicamente definida, e que se submeta, como uma unidade, as alterações solicitadas. Dessa forma, a estruturação da imagem em unidades lógicas fica a cargo do programa de aplicação refletindo uma organização adequada ao programa. A esses conjuntos de primitivas que formam unidades referenciáveis em alterações denominam-se segmentos.

A escolha do elenco de alterações dinâmicas a que podem ser submetidos os segmentos, exige um certo critério. Um elenco muito extenso contendo funções muito elaboradas poderia tornar o sistema gráfico excessivamente grande e/ou exigir recursos de hardware mais sofisticados. Um elenco muito pobre teria pouca utilidade. Os atributos de segmentos controlam a visibilidade, a localização, o realce, a prioridade e a detectabilidade das primitivas enfeixadas no segmento.

3.5 Objetos 3D

Em aplicações gráficas, são freqüentes a necessidade de aplicações com objetos definidos por um conjunto de faces planares que normalmente formam um poliedro. A modelagem e exibição de objetos gráficos tridimensionais ou o processamento de objetos sólidos por computador envolve basicamente duas etapas:

Transformações Geométricas: aquelas que modificam a posição, dimensões e a forma de objetos tridimensionais tais como translações, rotações e escalas 3D.

Projeções: visam obter representações bidimensionais de objetos 3D. Destas transformações são tratadas apenas as chamadas projeções planares, ou seja, aquelas em que a projeção é feita sobre o plano.

Os algoritmos típicos requeridos para cada objeto são primeiramente aqueles em se decidem quais pontos estão contidos no volume e ainda qual a extensão da linha dentro do objeto sólido para os propósitos do recorte.

3.6 Projeções (Processo de Visualização)

Visualização tridimensional nada mais é do que transformar um objeto tridimensional para sua imagem bidimensional em uma janela na tela de um computador ou em uma impressora ou plotadora. Os diferentes tipos de projeções buscam alcançar alguns dos objetivos abaixo relacionados:

Preservar ao máximo possível na representação 2D, medidas de elementos geométricos da figura 3D, como o comprimento de arestas e amplitude dos ângulos por elas formadas.

Dar uma visão do conjunto de uma figura espacial e não apenas um subgrupo de seus elementos, facilitando a tarefa de evocar mentalmente o objeto real a partir da

representação. Criar um efeito visual similar a uma fotografia, introduzindo certo grau de realismo na representação 2D.

Existem dois tipos de projeção: perspectiva e paralela, a projeção perspectiva: é o tipo de projeção em que o observador se encontra a uma distância finita do plano de projeção. Como principais características deste tipo de projeção tem-se: realismo na imagem gerada, comprimentos não preservados e ângulos preservados somente em faces cujos planos são paralelos ao plano de projeção. Já a projeção paralela é o tipo de projeção em que o observador encontra-se a uma distância infinita do plano. Dependendo da posição pode-se ter dois tipos de projeção paralela: ortográfica, quando a direção de projeção é perpendicular ao plano; oblíqua, quando a direção de projeção faz um ângulo qualquer (diferente de 90 graus) com o plano.

3.7 Transformações Geométricas

As operações matemáticas que permitem alterar uniformemente o aspecto de uma imagem já armazenado no computador e definida sobre um sistema de coordenadas são as transformações geométricas. Estas alterações não afetam a estrutura do desenho, mas o aspecto que ele vai assumir, ao ser representado sob diferentes orientações e escalas.

As imagens são formadas por primitivas gráficas, as quais têm como parâmetros coordenadas cartesianas de pontos no espaço. As transformações agem sobre estas coordenadas, de modo que, ao desenhar novamente estas primitivas com as novas coordenadas transformadas modificam também o desenho.

Se um desenho é composto de primitivas cujos parâmetros são exclusivamente coordenadas em relação à origem de um sistema cartesiano, sua transformação é obtida transformando-se todas as coordenadas, estas são parâmetros das primitivas.

Percebe-se que ao partir-se de um desenho é sempre possível retorná-lo ao seu aspecto original pela aplicação de uma operação inversa. Os três tipos fundamentais de transformação são: mudança de escala, rotação e translação. Outras transformações podem ser obtidas pela combinação das fundamentais. A seguir são descritas as transformações básicas:

Mudança de Escala, esta é uma transformação obtida pela multiplicação de todas as coordenadas que definem o desenho por fatores de escala não nulos. Estes fatores, no caso bidimensional são o fator de escala horizontal que multiplica as coordenadas

referentes ao eixo X do sistema cartesiano, e o fator de escala vertical que multiplica as coordenadas referentes ao eixo Y. No caso de imagens tridimensionais o escalamento de um ponto no espaço é efetuado pela multiplicação de cada uma das três coordenadas que o definem por esta escala. O efeito obtido é o afastamento ou a aproximação do ponto em relação à origem do sistema, proporcionalmente, em cada eixo, aos fatores de escala. Se for utilizado um fator de escala maior que um, isto provoca uma ampliação da imagem na direção do eixo afetado pelo fator. Fator de escala entre 0 e 1 provoca redução. Se for negativo, provoca um espelhamento da imagem em relação ao eixo não afetado por este fator. Quando os fatores de escala são diferentes obtêm-se figuras distorcidas em relação à original. A ampliação ou redução de uma imagem sem distorção é útil para provocar o efeito de aproximação ou de afastamento da figura em relação ao operador. Quando se aplica a mudança de escala numa imagem, não só o seu tamanho se altera, mas também a distância de seus pontos à origem do sistema de coordenadas, pois o ponto $(0, 0, 0)$ é o centro de escala. Para se fazer a escala em relação um ponto que não a origem, deve ser feita uma combinação de transformações de translação e de escala.

Translação: Chama-se de translação à movimentação de uma figura para uma outra posição no sistema de coordenadas, de modo que todos os pontos da imagem sejam deslocados de uma mesma distância em relação à sua posição anterior. A transformação de translação é obtida adicionando-se a todas as coordenadas que definem o desenho, as constantes de translação. No caso bidimensional, existem duas constantes, uma referente ao deslocamento paralelo ao eixo X e outra referente ao deslocamento paralelo ao eixo Y.

Rotação: Rotação em torno da origem, é a movimentação de uma figura para uma outra posição, de modo que todos os pontos da imagem mantenham a mesma distância da origem que possuíam antes da transformação. Para a obtenção de uma rotação em torno de um ponto qualquer que não a origem, deve-se fazer uma combinação de transformações de translação e rotação em torno da origem. O único parâmetro da transformação de rotação é o ângulo, que indica o valor do deslocamento angular no sentido anti-horário. Em três dimensões, deve-se definir qual o plano sobre o qual a rotação deve ser realizada ou, em outras palavras, qual o eixo em torno do qual se procederá a rotação. Se o plano de rotação for o definido pelos eixos x, y e

conseqüentemente z, a transformação será uma generalização do caso bidimensional. No caso das rotações em torno de x e y as matrizes de rotação sofrem algumas modificações. É importante definir que transladar um ponto e depois rotacioná-lo não é a mesma coisa que rotacioná-lo e depois transladá-lo com os mesmos parâmetros.

3.8 VRML

VRML é a abreviação de Virtual Reality Modeling Language, ou Linguagem para Modelagem em Realidade Virtual. É uma linguagem independente de plataforma que permite a criação de cenários 3D, por onde se pode passear, visualizar objetos por ângulos diferentes e interagir com eles. A linguagem foi concebida para descrever simulações interativas de múltiplos participantes, em mundos virtuais disponibilizados na internet e ligados com a WWW (World Wide Web).

VRML é uma linguagem que pode ser facilmente editada a partir de um simples editor de texto, assim como o formato HTML. Para visualizar os gráficos em um browser, é necessário instalar um plug-in.

Um gráfico em VRML é comumente chamado de mundo VRML. Uma cena gráfica é para VRML assim como um bitmap é para gráficos em 2D e é composta de objetos que existem em um espaço tridimensional. Os objetos possuem profundidade, largura e altura. Os objetos mais simples são considerados objetos primitivos, porque são descritos de modo bastante simples. Os objetos primitivos disponíveis são cone, esfera, cubo e cilindro. A combinação destes objetos primitivos pode ser usada para compor objetos mais complexos. Existem características como animação, movimentos de corpos, som e interação entre múltiplos usuários em tempo real.

Na estrutura de uma cena gráfica, os objetos são agrupados em forma de árvore, cada nó (objeto em VRML) da árvore pode ter nós “filhos”, e o relacionamento entre os nós “pais” e os nós “filhos” é chamado de hierarquia.

Esta linguagem tem como objetivo dar o suporte necessário para o desenvolvimento de mundos virtuais tridimensionais multi-usuários na internet sem precisar de redes de alta velocidade. O código é um subconjunto do formato de arquivo ASCII do Open Inventor, da Silicon Graphics, com características adicionais para navegação na Web. Esta característica é equivalente às âncoras do HTML, ou seja, pode-se criar âncoras em um ambiente virtual que levem a outros ambientes virtuais.

A linguagem trabalha com geometria 3D, permitindo a elaboração de objetos baseados em polígonos, suporta transformações como rotação, translação e escala, permite a aplicação de texturas, luz e sombreamento. Outra característica importante da linguagem é o nível de detalhe (LOD, level of detail), que permite o ajuste da complexidade dos objetos, dependendo da distância do observador.

3.8.1 Características

Tudo que se precisa para escrever um código VRML é um editor de textos. Uma vez editados, os arquivos são gravados em formato ASCII com extensão .wrl. Na verdade, a linguagem apenas descreve como os ambientes tridimensionais devem ser representados. O arquivo não precisa ser compilado. O código descreve as características do ambiente, como coordenadas, luz e cores. Também se pode colocar, em um mundo, objetos que estão localizados remotamente em outros lugares na internet, além de links que levam a outros homeworks ou homepages.

O VRML é basicamente uma simplificação do Open Inventor, apresentando alguns de seus aspectos relevantes como: formas, propriedades de materiais, transformações, visões de câmera, texturas mapeadas e iluminação. Há pouca possibilidade de interação, com algumas extensões que adicionam características de alteração de ambiente, animação e som.

Resumindo, as características do VRML podem-se agrupá-las em quatro áreas principais: criação de mundo estático, interação, animação e comportamento baseado em scripts e prototipação de objetos.

3.8.2 Coordenadas no Espaço

O VRML é baseado no sistema cartesiano 3D. A seqüência dos eixos é X , Y , Z . A unidade de medida para distâncias é metro e para ângulos é radiano. Usando uma página na frente do usuário como referência, o eixo X positivo está para a direita, o eixo Y positivo está para cima e o eixo Z positivo está perpendicular aos dois anteriores, saindo da página em direção ao usuário. O sentido de rotação para ângulos positivos é anti-horário, quando a seta vai a direção ao observador.

Uma cena em VRML utiliza o sistema de coordenadas cartesianas. Este sistema onde um ponto no espaço é composto de três coordenadas (X,Y e Z). O componente X indica os lados direito e esquerdo do mundo, sendo o valor positivo para a direita. O componente Y indica a direção para cima e para baixo do mundo, sendo positivo para cima, e o componente Z indica a profundidade, ou seja, quanto o objeto está longe ou perto da tela (observador) com valores positivos para perto do observador.

3.8.3 O Formato VRML

Um arquivo VRML começa com o seguinte cabeçalho "#VRML V2.0 utf8". Este cabeçalho indica que é um arquivo VRML de versão 2.0 e permite o padrão UTF8. UTF8 é um padrão da ISO que permite que caracteres sejam lidos por um editor de texto. Isso permite a utilização de caracteres acentuados para Espanhol, Francês, Alemão e Japonês. Claro que para se usar esses caracteres é necessário que o editor permita a sua escrita. Uma vez estando no arquivo VRML, qualquer browser pode ler estes caracteres. O símbolo de grade (#) indica comentário e deve ser a primeira letra do cabeçalho. VRML considera a vírgula (,) igual ao espaço, mas para uma melhor aparência do código, a vírgula é mais usada para separar listas de números. A indentação não é necessária, mas torna o código mais organizado permitindo a visualização do relacionamento entre os objetos. A convenção utilizada para nomear tipos de campos é que, campos que contém um único valor comecem com SF (single value field), e campos compostos por múltiplos valores iniciam com as letras MF (multiple value field). Muitos campos de valor únicos têm seu correspondente para múltiplos valores, por exemplo, SFColor e MFColor que contém uma seqüência de valor do tipo SF. Quando seqüências de números são utilizadas e são interpretadas como um único valor, este parâmetro deve estar entre colchetes.

3.8.4 Construindo uma Cena

Como padrão, os objetos são postos na posição 0 0 0 quando são criados. Para se modificar sua posição, utiliza-se o nó Transform. Este nó permite que se altere seu filho. Pode-se modificar a posição, alterar o tamanho e a orientação. O tamanho é modificado através do campo scale, utilizando como parâmetro um vetor (SFVec3f), assim como o

campo translation. Neste caso cada valor do vetor modifica os três componentes dos eixos cartesianos. Mantendo os três valores idênticos, o objeto será redimensionado de forma uniforme, ou seja, manterá a mesma proporção. Caso contrário a forma do objeto será modificada.

A orientação dos nós filhos é modificada pelo campo rotation, que é do tipo SFRotation. O tipo SFRotation é um pouco mais complicado que o SFVec3f. Os primeiros 3 números indicam o eixo de rotação e o último indica o ângulo de rotação do objeto em relação à posição inicial. O eixo de rotação é uma linha que passa pela origem (0 0 0) e o ponto dado. Regra de conversão: Graus $\times 0,017444 =$ radianos.

Há mais dois campos do nó Transform que servem para alterar os nós filhos. O campo center indica o ponto na qual a rotação deve ocorrer. Modificar o campo center significa que o eixo de rotação passará agora pelo ponto dado e não mais pela origem.

O campo scaleOrientation modifica o eixo na qual o objeto é modificado. Por default, o valor do campo é 0 0 1 0, que significa a rotação de “0” radianos sobre o eixo Z. O valor 1 0 0 1.57 irá fazer com que a rotação seja feita a 90° sobre o eixo X. O campo center é mais utilizado do que scaleOrientation.

Em uma composição, as partes são vistas como um todo. Em VRML, vários “nós” servem para agrupar objetos, o agrupamento é feito pela hierarquia através dos nós filhos. O nó de agrupamento mais simples é o Group. Neste caso pode-se apenas agrupar objetos sem aplicar nenhuma transformação a eles.

As palavras DEF e USE são utilizadas para se reutilizar partes de uma cena. A partir do momento em que um nó é nomeado com DEF, pode-se utilizar a palavra USE seguida do nome do nó ao invés de escrever o código novamente.

3.8.5 Construção de Objetos Complexos

VRML permite a criação de objetos mais complexos como cubo, cone, esfera e cilindro. O nó IndexedFaceSet utiliza um conjunto de faces (pequenas áreas que formam uma superfície) para construir objetos complexos. Estas áreas são definidas por um array (SFVec3f) de pontos e esses pontos são conectados. A partir dessa conexão, vão se formar polígonos que serão tratados como os objetos primitivos. A face mais simples que pode ser feita é um triângulo. Todos os pontos de uma face devem estar no mesmo plano, ou seja, coplanares. Cada face deve ser também convexa, ou seja, uma

linha traçada entre quaisquer dois pontos no polígono, deve estar dentro do polígono. O nó Coordinate é posto no campo coord do IndexedFaceSet, assim como Material é posto no campo material do nó Appearance.

O VRML também permite a criação de objetos sem dimensão, linhas e pontos. Linhas podem ser feitas com o objeto IndexedLineSet. Embora todas as características de Appearance afetem as cores em IndexedFaceSet, somente a cor emissiva afeta IndexedLineSet. O objeto Elevation Grid cria elevação em uma superfície. Utilizando a seção reta de um sólido, ou seja, um polígono, pode-se criar as mais variadas formas usando a extrusão. Este nó também possui um campo de orientação. Como o campo scale, contém uma lista de valores que serão aplicados aos pontos da spine. Os valores aqui utilizados são do tipo SFRotation, usados para modificar a orientação da seção reta.

3.8.6 Utilização de Texturas

Além da adição de cores, pode-se adicionar uma imagem bidimensional à superfície de um objeto. Em VRML qualquer imagem JPG pode ser usada como textura. Alguns browsers também permitem a visualização de imagens no formato GIF. O objeto ImageTextureNode é utilizado para adicionar textura. Há objetos em que não se aplica textura. São eles: IndexedLineSet e PointSet. Este nó é posto no campo texture no nó Appearance. A linguagem também permite a mudança no modo de aplicação da textura. Isso é feito com o uso de TextureTransform.

Outro modo de modificar aplicação de textura é utilizando o TextureCoordinate, mas somente IndexedFaceSet e ElevationGrid permitem seu uso. Isso porque possuem o campo texCoord.

Pode-se colorir os vértices de um objeto como IndexedFaceSet ou ElevationGrid adicionando o nó Color ao campo color.

4. SISTEMA NEUROANATÔMICO

O cérebro humano é uma estrutura relativamente pequena. Não representando mais que dois por cento de todo o peso do corpo, mas está diretamente relacionado com todas as funções do corpo humano. Os sistemas neurofuncionais são compostos de redes de neurônios. Responsáveis pela transmissão de sinais, como por exemplo visuais, auditivos, função motora e suas coordenações.

O cérebro é uma massa compacta, na qual um certo número de estruturas pode ser exibido atualmente por um exame neuroradiológico apropriado. Não podem ser apreciadas outras estruturas neuroanatômicas diretamente, mas só indiretamente por conhecimento da relação de espaço destas estruturas para outras estruturas visíveis.

4.1 Encéfalo

O cérebro consiste em três subdivisões básicas: os hemisférios cerebrais, o tronco encefálico e o cerebelo. Os dois hemisférios (telencéfalo) são separados pela cissura longitudinal. O tronco encefálico divide-se em: mesencéfalo (cérebro médio), metencéfalo (ponte), mielencéfalo (bulbo). O cerebelo é derivado do metencéfalo.

4.1.1 Telencéfalo

Os hemisférios são constituídos por um córtex acinzentado altamente circunvalado de uma substância branca subjacente e um conjunto de massas neuronais profundamente localizadas, conhecidas como núcleos da base. São subdivididos em lobos por vários sulcos. Os principais lobos recebem por nome os ossos com quem tem relação (limites arbitrários, histologicamente distinguíveis).

Cada hemisfério possui seis lobos: frontal, occipital, temporal, parietal, insular, límbico e três faces: supero-lateral, face-medial, inferior (base do cérebro).

O corpo caloso é a região central que interliga os dois hemisférios através da interconexão de fibras nervosas. Ele desempenha papel importante na transferência inter-hemisférica de discriminações adquiridas, experiências sensitivas e memória. Partes diferentes do corpo caloso são consideradas como rosto, o joelho, o corpo e o esplênio.

4.1.2 Diencéfalo

É uma estrutura par a cada lado do terceiro ventrículo. Os ventrículos laterais, o corpo caloso, o fórnix e o velo interpositum localizam-se superiormente ao diencéfalo. Fibras do membro posterior da cápsula interna e do corpo e cauda do núcleo caudato constituem o seu limite lateral. O diencéfalo continua-se como tegmento do mesencéfalo, a comissura posterior é considerada a zona de junção entre os dois. O limite rostral do diencéfalo está próximo ao forâmen interventricular, porém parte do hipotálamo se estende até a lâmina terminal. Este complexo consiste em quatro partes: o epitálamo, o tálamo, o hipotálamo e o subtálamo.

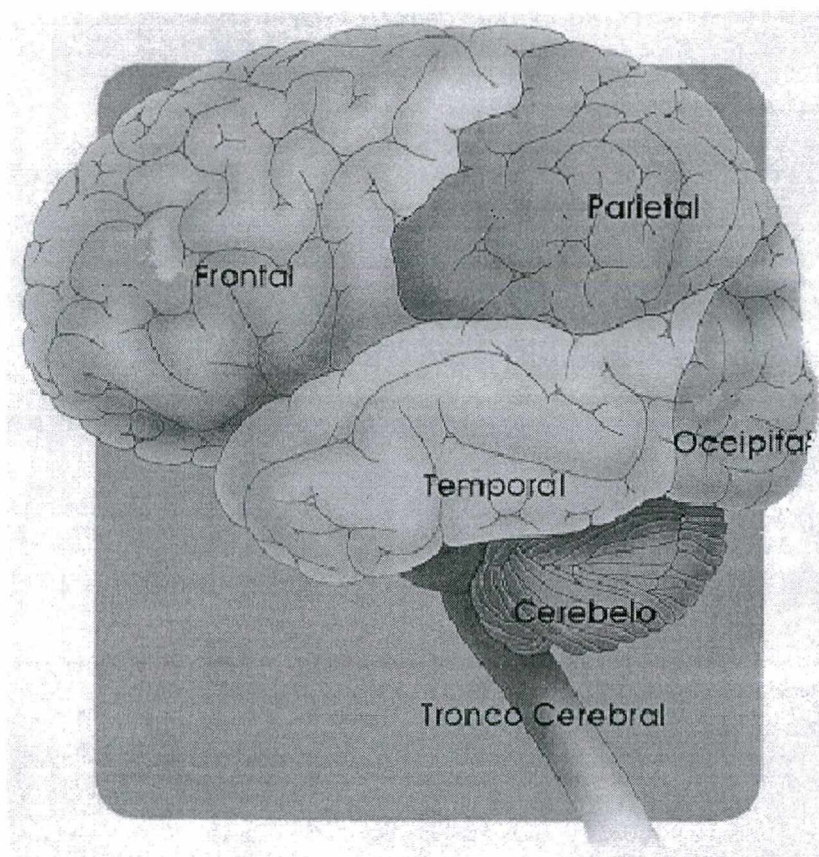


FIGURA 3: Divisão do hemisfério cerebral em lobos cerebrais.

4.2 Hemisférios Cerebrais

Através de uma proeminente ranhura chamada fissura longitudinal, o cérebro é dividido em duas metades chamadas hemisférios. Na base desta fissura encontra-se um

espesso feixe de fibras nervosas, este feixe é chamado corpo caloso, o qual fornece um elo de comunicação entre os hemisférios. O hemisfério esquerdo controla a metade direita do corpo e vice-versa, em razão de um cruzamento de fibras nervosas no bulbo.

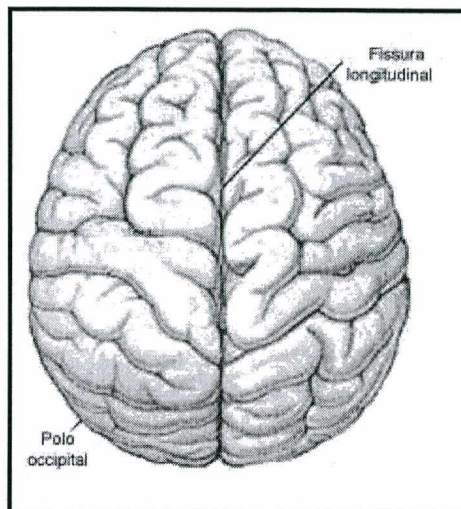


FIGURA 4: Divisão do cérebro em hemisférios.

Ainda que os hemisférios direito e esquerdo pareçam ser uma imagem em espelho um do outro, existe uma importante distinção funcional entre eles. Na maioria das pessoas, por exemplo, as áreas que controlam a fala estão localizadas no hemisfério esquerdo, enquanto áreas que governam percepções espaciais residem no hemisfério direito.

O sulco central e sulco lateral dividem cada hemisfério cerebral em quatro seções chamados lobos. O sulco central, também chamado fissura de Rolando, separa também a área cortical motora, a qual é anterior à fissura.

Começando do topo do hemisfério, as regiões superiores das áreas motoras e sensoriais controlam as partes inferiores do corpo.

4.3 Dominância Cerebral

Este termo refere-se ao fato de que um dos hemisférios cerebrais é o “dominante” em certas funções. A diferença é predominantemente percebida na linguagem e habilidades manuais. Ainda que exista uma variabilidade de indivíduo para indivíduo, a linguagem é essencialmente representada no hemisfério esquerdo, enquanto as habilidades não verbais tendem a ser representadas no hemisfério direito.

Área de Broca e área de Wernick referem-se a regiões no hemisfério esquerdo que exercem a função da linguagem.

4.4 Córtex Cerebral e Suas Camadas

Camadas de fibras nervosas do córtex

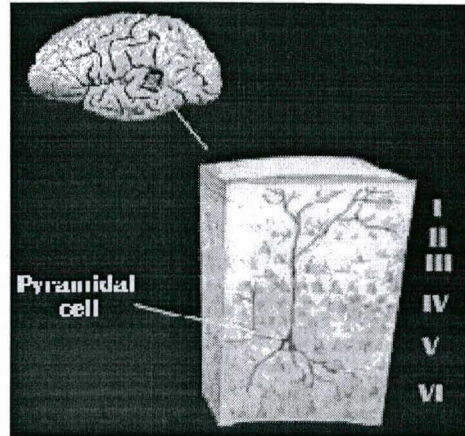


FIGURA 5: Camadas de fibras nervosas do córtex

I. Camada molecular, II. Camada granular externa, III. Camada piramidal externa, IV. Camada granular interna, V. Camada piramidal interna, VI. Camada fusiforme, (Modificado de Bear e cols., 1996).

O cérebro do homem, cortado em uma fatia, apresenta uma camada externa de cor cinzenta (formada em sua maior parte por corpos celulares), chamada córtex cerebral. O córtex cobre inteiramente os dois hemisférios.

Um corte em profundidade no cérebro mostra que a superfície cinzenta tem uma espessura que varia de um a quatro milímetros. A maior parte é composta por células nervosas (neurônios) que recebem impulsos dos pontos mais distantes do corpo e os retransmitem ao destino certo. Mas o cérebro desempenha funções altamente diversificadas e, por isso mesmo, as células que os constituem, também são especializadas. Tipos diferentes de neurônios são distribuídos através de diferentes camadas no córtex dispostos de tal forma a caracterizar as várias áreas dos hemisférios, cada qual com sua função.

As camadas específicas são constituídas por agrupamentos de neurônios de vários tipos, entre eles, as células piramidais, com sua forma característica.

Pequenas, médias, grandes e gigantes, as células piramidais constituem, a maior parte da terceira e quinta camadas.

Outros tipos de células, similares as células granulares, existem em todas as camadas, mas em maior quantidade na terceira e quarta camadas. O terceiro aspecto típico de neurônios do córtex é as células fusiformes, que são características da sexta camada.

Estas células não estão sozinhas no córtex; os prolongamentos celulares estabelecem conexões com vários grupos de fibras que passam por toda a região. Algumas fibras chegam e partem do córtex, trazendo ou levando impulsos nervosos. Outras fibras “tangenciais” estão dispostas em paralelo à superfície cerebral e são responsáveis por conectar áreas do córtex.

Estas fibras são distribuídas através de toda a espessura do córtex, mas elas são agrupadas em certas áreas. Fibras de várias procedências, em cadeia, chegam ao córtex e se ramificam como os galhos de uma árvore. Estabelecem contato com diferentes células corticais, por meio de diversas sinapses (ligações entre neurônios). Assim, todos os impulsos nervosos que aí chegam, são difundidos, em fases sucessivas, pelas várias camadas.

4.5 Funções Especializadas do Córtex Cerebral

No córtex cerebral podem ser distinguidos diversas áreas, com limites e funções relativamente definidos.

A diferença entre elas reside na espessura e composição das camadas celulares e na quantidade de fibras nervosas que chegam ou partem de cada uma.

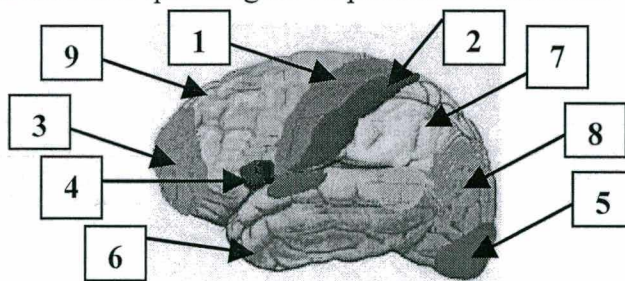


FIGURA 6: Divisão do cérebro em áreas corticais.

Embora o sistema nervoso seja um todo único, determinadas áreas cerebrais estão mais diretamente ligadas a certas funções. Assim, podem ser distinguidas as áreas

motoras principal, a área sensitiva principal, centros encarregados da visão, audição, tato, olfato, gustação e assim por diante.

Áreas de associação: são conectadas com várias áreas sensoriais e motoras por fibras de associação.

A fig. 6 apresenta a divisão do cérebro, onde o córtex motor primário (1) (giro pré-central) tem como função a iniciação do comportamento entomotor, o córtex somatosensorial primário (2) tem como função receber informação tátil do corpo (tato, vibração, temperatura, dor), o córtex pré-frontal (3) é responsável pela coordenação do movimento complexo, o centro da fala (área de Broca) (4) pela produção da fala e articulação, córtex aditivo (5) sua função é a detecção da intensidade do som, já a área de associação auditiva (6) sua função é o processamento complexo da informação auditiva e memória, a área de associação sensorial (7) tem como função o processamento de informação multisensorial, a área de associação visual (8) é responsável pelo processamento complexo de informação visual, percepção do movimento, o córtex visual (9) detecta estímulos visuais simples enquanto a área de Wernicke é responsável pela compreensão da linguagem.

As áreas de associação são importantes na manutenção de atividades mais elevadas no homem, ainda que não seja possível localizar qualquer faculdade mental específica ou fração da experiência consciente. Afásias ou defeitos na fala resultantes de lesões corticais ilustram a significância das áreas de associação. Em indivíduos destros elas são produzidas por lesões no hemisfério esquerdo (o hemisfério dominante).

4.6 Divisão do Córtex Cerebral em Lobos

A divisão em lobos embora tenha uma grande importância clínica, não corresponde a uma verdadeira divisão funcional, com exceção do lobo occipital, que parece ser todo relacionado com a visão. A divisão do córtex cerebral pode ser representada conforme mostrado na figura 7.

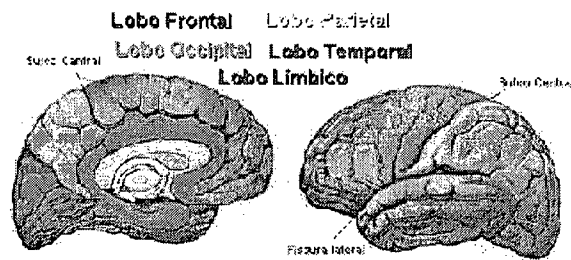


FIGURA 7: Lobos cerebrais. Visão medial (esq), visão lateral (dir).

Sulcos: Delimitam os giros ou circunvoluções cerebrais, provocando considerável aumento da superfície do cérebro sem aumento do seu volume. O padrão de sulcos e giros varia com cada cérebro, podendo ser diferentes até mesmo nos dois hemisférios de um mesmo cérebro. São eles: lateral (fissura lateral) e sulco central.

Lobo frontal: Localizado a partir do sulco central para frente, ocupa cerca de 1/3 do hemisfério cerebral, suas principais circunvoluções são: o giro pré-central, paralelo ao sulco central, responsável pela área motora primária e os giros frontais superior, médio e inferior.

O giro frontal inferior está dividido em: parte orbital, parte triangular, parte opercular, sendo que as duas últimas são dominantes no hemisfério esquerdo em destros, são denominadas áreas de Broca (linguagem), região relacionada com mecanismos motores da articulação da palavra.

O lobo frontal é responsável pela elaboração do pensamento, planejamento, programação de necessidades individuais e emoção.

Lobo Parietal: localizado a partir do sulco central para trás, seus limites não são precisos. Divide-se em giro pós-central, lóbulo parietal superior e lobo parietal inferior. O giro pós-central é área somestésica, esta é a região cortical onde impulsos relacionados com a sensação tátil e sinestésica dos receptores superficiais e profundos convergem e são representados somatotopicamente, os neurônios relacionados a aspectos discriminativos da sensibilidade. O lobo parietal inferior, é relacionado com a associação cortical, percepções multisensoriais de ordem mais alta (proveniente de regiões parietal, temporal e occipital). Sinais mnemônicos, base do entendimento e interpretação dos sinais sensoriais. É a região do córtex onde distúrbios surpreendentemente diferentes ocorrem como consequência de lesões no hemisfério dominante.

O lobo parietal é responsável pela sensação de dor, tato, gustação, temperatura, pressão. Estimulação de certas regiões deste lobo em pacientes conscientes produzem sensações gustativas. Também está relacionado com a lógica matemática.

Lobo temporal: Localizado abaixo da fissura lateral, na superfície inferior. Fossa medial do crânio. Dividido em giros temporais superior, médio e inferior. Os giros transversos, a borda inferior e sulco lateral constituem a córtex auditivo primária do homem. A parte anterior do giro para-hipocampal, o uncus e a estria olfatória lateral constituem o lobo piriforme e resultam a córtex olfativo primário.

O lobo temporal é relacionado com o sentido de audição, possibilitando o reconhecimento de tons específicos e a intensidade do som. Esta área também exibe um papel no processamento da memória e emoção.

Lobo Occipital: forma-se na linha imaginária do final do lobo temporal e parital, esta superfície é composta por vários giros occipitais laterais irregulares que são separados em grupos pelo sulco occipital lateral. No centro do hemisfério o lobo occipital está dividido pelo sulco calcariano em cúneus e giro lingual. O sulco calcariano mais o sulco parietoccipital (giro lingual) formam um Y que em ambos os lados do sulco calcarino representam a córtex visual primária. O lobo occipital é a área responsável por todo o processamento da informação visual.

Lobo Límbico: é localizada ao redor da junção do hemisfério cerebral e do tronco encefálico, esta área está diretamente envolvida com os aspectos do comportamento emocional e sexual e com o processamento da memória.

Lobo da Insula: Localiza-se na profundidade do sulco lateral (temporal e frontal separada). Área cortical triangular, superfície coberta por giros curtos e longos paralelos ao sulco lateral. As relações desta região podem ser apreciadas em cortes transversais do hemisfério. As regiões temporal, frontal e opercular cobrem a insula.

Substância Branca: A maciça substância branca do hemisfério cerebral forma o centro medular das circunvoluções corticais, estende-se do córtex aos núcleos da base e sistema ventricular e contém as fibras:

Projeção, responsáveis pela condução dos impulsos do córtex para locais distantes e vice-versa;

Associativas, responsáveis pela interconexão das diversas regiões corticais do mesmo hemisfério;

Comissuras, interconectam as regiões corticais correspondentes dos dois hemisférios. Apresentando um aspecto oval em cortes horizontais do cérebro, é chamado centro semi-oval.

Ventrículos Laterais: São as cavidades revestidas de epêndima dos hemisférios cerebrais. Têm forma de arco e contém líquido cerebrospinal que mantém a forma geral dos hemisférios. Podem ser divididos em corno anterior (frontal), corpo ventricular, o trígono (átrio) colateral, o corno inferior (temporal) e o corno posterior (occipital). Cada ventrículo lateral comunica-se com o terceiro ventrículo situado na linha média e com a forma de fenda, através de dois canais curtos (forâmens inter-ventriculares). Estes servem como um ponto de referência básica e são de grande importância nos estudos radiográficos.

Lobo límbico: este é um lobo artificial na face medial do hemisfério, constituído por partes dos lobos frontal, parietal, occipital e temporal que circundam a parte mais superior do tronco cerebral.

4.7 Tronco Encefálico

Em um cérebro intacto, apenas a superfície anterior do tronco encefálico é visível, pois os hemisférios cerebrais e o cerebelo cobrem as superfícies laterais e superior. Nas superfícies anteriores podem ser identificados, o bulbo, a ponte, o mesencéfalo e parte do diencéfalo, a maior parte deste está envolvida por estruturas hemisféricas. Bulbo (mielencéfalo): também chamado medula alonca, é a subdivisão básica mais inferior do tronco cerebral. Têm forma de pirâmide e está entre a medula espinhal e a ponte. A metade inferior contém um canal central; a porção dorsal da metade superior forma o corpo do assoalho do quarto ventrículo. Subdivide-se em: seção anterior (ventral), seção lateral, seção posterior (dorsal).

Quarto Ventrículo: é uma cavidade ampla e rasa, limitada ventralmente pela ponte e bulbo e dorsalmente pelo cerebelo. Apresenta forma romboidal, que se estende desde a medula cervical superior até o aqueduto cerebral do mesencéfalo. Comunica-se com o terceiro ventrículo (cavidade do diencéfalo), através do aqueduto cerebral.

Ponte (metencéfalo): representa a parte anterior do cérebro posterior, está bem delimitada na superfície anterior do tronco cerebral. Localiza-se em posição ventral ao cerebelo e anterior ao bulbo, do qual ela se acha separada por um sulco através do qual

convergem os nervos abducentes, o facial e vestibulo_coclear. A ponte consiste em uma volumosa parte ventral composta de feixes de fibras descendentes longitudinais, núcleos pontinhos e fibras orientadas transversalmente, projetando-se para o cerebelo, e uma parte dorsal menor conhecida como tegmento.

Mesencéfalo: também chamado de cérebro médio, é a parte menor e menos diferenciada do tronco cerebral. É a porção cranial do tronco encefálico, liga o metencéfalo ao diencéfalo. Apresenta uma parte ventral, os pedúnculos cerebrais, e outra dorsal, o tecto mesencefálico. É atravessado por um canal de calibre relativamente pequeno, o aqueduto cerebral, que comunica o terceiro e o quarto ventrículos.

4.8 Cerebelo

O Cerebelo está localizado na fossa posterior do crânio, atrás da ponte e medula oblonga, está separado do cérebro suprajacente por uma extensão do dura-mater, a tenda do cerebelo. Sua forma é oval, com seu maior diâmetro ao longo do eixo transversal. A superfície do cerebelo contém muitos sulcos e vários lobos. O cerebelo é composto por uma porção mediana pequena e ímpar e por duas massas laterais grandes, os hemisférios cerebelares. A estrutura interna do cerebelo é caracterizada por uma camada de córtex e uma massa interna de substância branca na qual estão localizados um grupo de núcleos. São eles: núcleo dentado, núcleo emboliforme, núcleo globuloso, núcleo fastigial.

A função do equicerebelo, que é a porção mais antiga, é manter o indivíduo orientado no espaço. O pareocerebelo controla os músculos antigravitacionais do corpo. O neocerebelo, que é a porção mais recente, age como um freio sobre os movimentos volitivos, especialmente aqueles que requerem precisão e sustentação, e sobre os movimentos finos da mão.

5. ATLAS DE TALAIRACH

Algumas técnicas de análise e reconstrução de imagens tridimensionais podem não satisfazer as necessidades do usuário, deixando muito a desejar. As imagens, muitas vezes são distorcidas e os resultados gerados podem ser na maioria das vezes, um amontoado de medidas superficiais que não condizem com a realidade. No caso da área de neuroradiologia, um profundo conhecimento do contexto anatômico das imagens torna-se imprescindível, pois a possibilidade de uma representação espacial das estruturas cerebrais facilitaria a visão de lesões ou distúrbios na anatomia.

5.1 Sistema de Coordenadas 3D

As imagens radiológicas têm sido utilizadas principalmente de maneira tradicional, para a descrição verbal e interpretação da lesão. O Atlas de Talairach propõe a interpretação dos espaços cortical e subcortical do cérebro, através da sua representação no espaço. Apresentando dois possíveis modelos para a leitura espacial. A figura a seguir ilustra a definição do cérebro em um espaço tridimensional (coordenadas X, Z, Y).

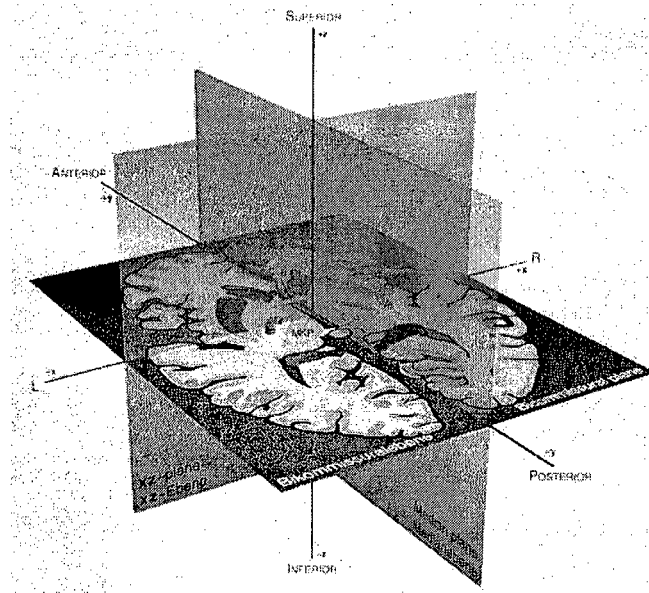


FIGURA 8: Representação do cérebro em três dimensões

O primeiro modelo de leitura espacial é o método clássico, expresso em milímetros. As medidas são tomadas da linha CA-CP, da VCA vertical e da sagital (midline).

Por causa da variação no tamanho do cérebro, particularmente em nível de telencéfalo, este método somente é válido com precisão, somente para os cérebros com tamanhos inferiores ao utilizado como piloto.

O segundo método introduz o conceito de proporcionalidade, e é baseado em um sistema de grade ortogonal derivado da linha CA-CP (Anterior Commissure - Posterior Commissure). As dimensões do sistema de grades podem se alterar de acordo com as dimensões do maior osso de um determinado cérebro.

Este sistema de localização permite o mapeamento de todo espaço cortical e subcortical. Desta forma, é possível identificar, em três dimensões, as principais estruturas contidas nestas áreas.

Para a aplicação desta ferramenta realiza-se uma série de secções anatômicas nos planos frontal, horizontal e sagital do cérebro. Estas secções emparelhadas plano a plano facilitam a percepção espacial do volume cerebral. As linhas basais formam um frame de referência definindo a orientação e posição espacial das estruturas na massa cerebral.

Este frame é a chave para a passagem de um plano para o outro, permitindo que se tenha maior precisão na transição de uma imagem radiológica para uma secção anatômica correspondente, e inversamente para localizar na imagem radiológica a estrutura anatômica que ficou escondida. A grade proporcional feita por este Atlas, deriva de um cérebro particular e é aplicada a qualquer outro cérebro posteriormente examinado. Isto é altamente relevante para estudos clínicos (radiológicos, neurológicos, neurocirúrgicos e neurofisiológicos).

O desenho da secção sagital resulta em traços fotográficos em dimensões reais de secções anatômicas apresentadas de forma diferente das condições anteriormente apresentadas nas tomografias.

Detalhes irrelevantes das imagens são deixados de fora. Desta forma para manter uma certa clareza nas secções, os números de estruturas anatômicas presentes e selecionadas são aquelas que apresentam maior importância atualmente.

5.2 Seções do Cérebro

Na verdade, Talairach criou um sistema de grades proporcional com uma metodologia para uma razoável montagem e comparação de estudos sucessivos de pacientes com hemisférios cerebrais com tamanhos e proporções individuais, possibilitando a criação de um banco de dados preciso para a localização de estruturas cerebrais no espaço tridimensional.

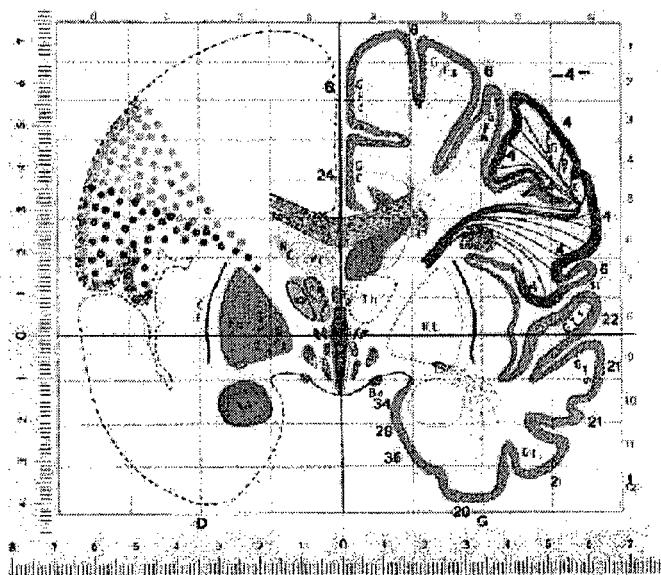


FIGURA 9: Seções mapeadas do cérebro.

5.3 Sistema de Referência

Três linhas de referência servem de base para este sistema de grades proporcional e tridimensional, são elas: CA-CP, VCA e sagital:

5.3.1 Linha Basal CA-CP

Esta linha passa através da borda superior da comisura anterior e a borda inferior da comisura posterior. Seguindo o caminho paralelo ao sulco do hipotálamo e separando a região do tálamo da região do subtálamo.

Esta linha define o plano horizontal. A figura 9 apresenta estas regiões, já na fig. 10 tem se a localização destas no cérebro.

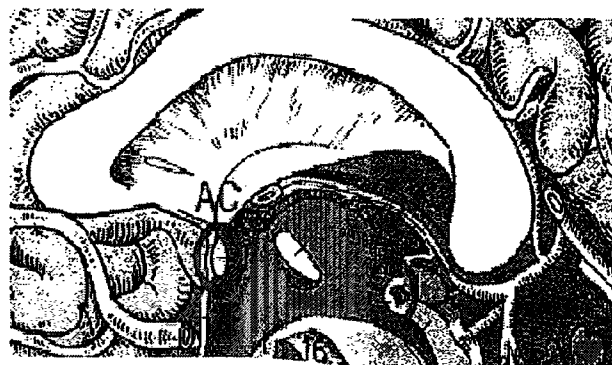


FIGURA 10: Regiões CA-CP.

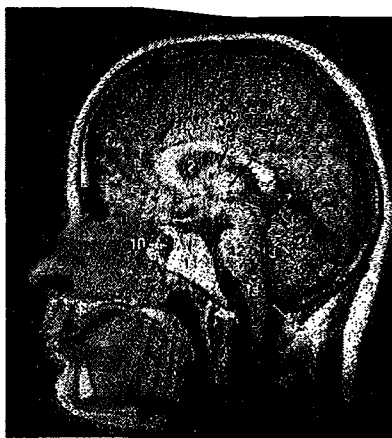


FIGURA 11: Localização das regiões CA-CP
(região cortada pela linha de mesmo nome)

A linha basal VCA é uma linha transversal vertical na margem posterior da comissura anterior. Esta linha é a base para o plano vertico-frontal. A linha basal sagital é a linha inter-hemisférica que define o plano sagital. Os sulcos principais que definem estas as linhas VCA e VCP, além da sagital são mostrados na fig12.

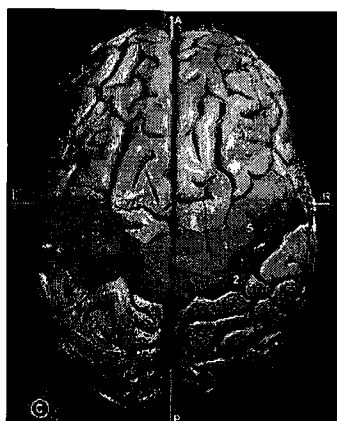


FIGURA 12: Sulcos principais que determinam as linhas VCA, VCP e Sagital.

O modelo definido por Talairach especifica que a cima da linha CA-CP, o cérebro deverá ser dividido em oito partes, e a baixo dela, o cérebro ficará dividido em quatro partes.

Por linhas verticais anteriores a linha VCA, divide-se o cérebro em quatro partes, posterior a linha VCP, divide o cérebro também em quatro partes. A fig. 14 apresenta mais claramente a idéia.

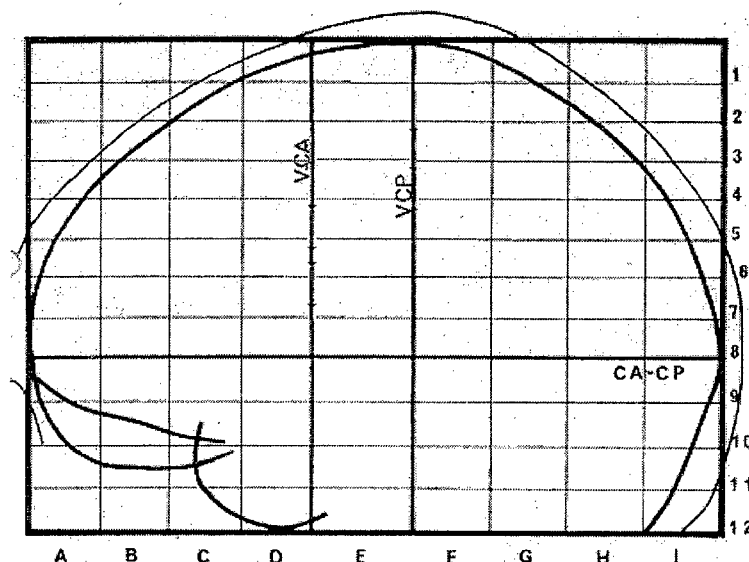


FIGURA 14: Sistema de grades proporcionais definidas por Talairach.

A parte do cérebro é dividida em paralelogramos ortogonal, a dimensões de cada paralelogramo variam de acordo com os principais eixos do cérebro. Cada um destes volumes é definido por suas três dimensões.

O espaço entre as duas linhas perpendiculares através das comissuras anteriores e posterior é dividido individualmente em três zonas, pois isto garante uma maior precisão na localização do núcleo central acinzentado e define compativelmente a localização do córtex motor.

O sistema de grade proporcional, após a localização das estruturas corticais e subcorticais com relativa precisão, demarca todos os três planos do espaço seja qual for a forma e o tamanho do cérebro.

Usando este sistema proporcional, isto é, baseando as divisões do cérebro em proporções de cérebros individuais pode-se realizar estudos estatísticos, porque cada caso individual pode ser reduzido à escala comum. Na fig. 14 é possível visualizar o resultado desta divisão.

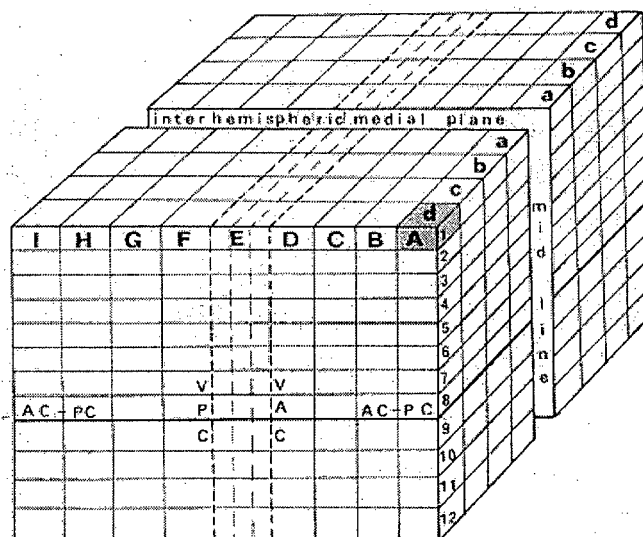


FIGURA 15: Divisão do cérebro em paralelogramos ortogonais.

Os retângulos da grade são desenhados em três planos do espaço para dividir a massa do cérebro em vários paralelogramos retangulares, os quais correspondem na direção vertical em doze setores horizontais, designados conforme mostrado na fig. 13 e fig. 15, sendo numerados de 1 até 12. Na direção antero-posterior por nove setores verticofrontais, designados conforme apresentado na fig. 13 e fig. 14, sendo identificados de “A” até “I”, na direção transversal é dividido em 4 seções, designadas de “a” até “d”.

Para evitar a criação de volumes que não possam ser usados genericamente, os setores são divididos em setores intermediários. Para as seções sagitais, os setores intermediários não podem exceder 4mm de cada um dos lados da linha divisória;

Estas divisões do cérebro em volumes unitárias são o caminho para um Atlas computadorizado. Tais atlas podem destacar cada uma de todas as estruturas, contidas estatisticamente.

5.5 Estruturas cerebrais no espaço tridimensional

O Atlas de Talairach representa as estruturas cerebrais de forma diferenciada para facilitar sua visualização no plano espacial, como pode ser observado na fig. 16 apresentado a seguir.

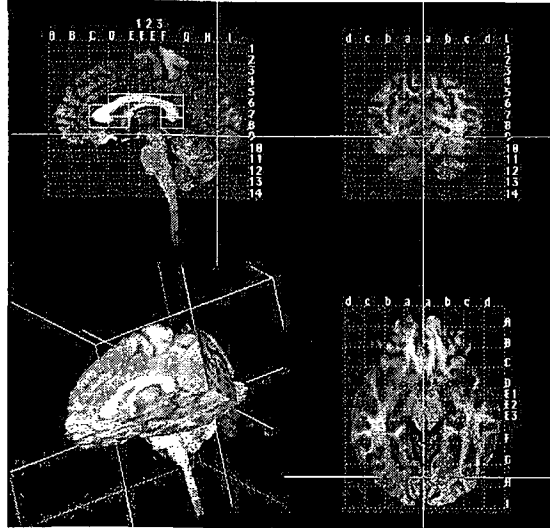


FIGURA 16: Visualização do Atlas de Talairach em diferentes ângulos.

A descrição da representação das principais estruturas e suas subdivisões em cada área, conforme as figuras, definidas a seguir.

5.5.1 Trato Cortical

É representado no lado esquerdo e direito de maneiras diferentes. No esquerdo, fibras verde-escuras estendem-se do córtex motor e seguem o contorno de suas linhas sinuosas. No direito, o trato piramidal é representado por pontos em cores negras. A aparente assimetria entre os lados esquerdo e direito correspondem as variações dos sulcos centrais nos dois hemisférios. Na representação do trato cortical têm-se:

- ✓ Pontos Vermelhos: córtex da face;
- ✓ Pontos Verdes: mão - extremidade superior - ombro;
- ✓ Pontos Pretos: tronco - extremidade inferior;
- ✓ Curso Óptico: é representado em vermelho;
- ✓ Fibras Auditivas: Estas são representadas em marrom;

- ✓ Trato Oufatório: É representado em amarelo. Divide-se em duas partes, medial e lateral;
- ✓ Bubos de Longa Associação: Estas fibras são representadas coloridas em violeta, incluindo o corpo caloso;
- ✓ Área Cortical: A tomografia da área cortical não tem validade absoluta;

5.5.2 Lobo Frontal

Área 4: é a área motora primária e contribui para a formação do trato cortico-espinhal;

Área 6: é conhecida por estar envolvida nas funções motoras e síndrome extrapiramidal. Ela contribui com o trato cortico-espinhal;

Área 8: representa uma grande porção do campo oculomotor para o movimento conjugado voluntário dos olhos e da cabeça. Está conectada pelos bubos de longa associação com outras regiões corticais, em particular o lobo occipital e fibras de proteção com o corpo cerebral e nervos oculomotores;

Áreas 9 e 10: pertence ao córtex pré-frontal. As conexões principais são com o tálamo e também os três outros lobos cerebrais e hipotálamo. Fibras eferentes, são associadas com outras provenientes das áreas 8 e 45, o acompanham o trato de Arnold e o corpo cerebral;

Áreas 44 e 45: cobre aproximadamente a área de Broca cortical na convolução frontal inferior. São diretamente ligados pelo trato longo com a área 10 e conhecido como área motora suplementar

Área 47: está conectada com a porção orbital da convolução frontal pelas conexões talâmicas e hipotalâmicas e tem funções degenerativas;

Lobo Parietal:

Áreas 1, 2 e 3: Têm conexões contralaterais com as áreas 1, 2 e 4, conexões homolaterais com a área 22. O córtex somatosensor primário, envia fibras aferentes para o núcleo vermelho e mais para a área 2 e núcleo central acinzentado;

Área 5: Têm conexões contralaterais com as áreas 1, 2 e 4, conexões homolaterais com a área 22;

Área 7: Têm conexões contralaterais com as áreas 1, 2 e 5. Para áreas 5 e 7 através de projeções subcorticais para o núcleo lenticular e o tegmento;

Áreas 39 e 40: São territórios fortemente ligados a função associativa, constituída essencialmente das conexões intracerebrais com as áreas 18, 19 e 22, lobos de associação para o pólo temporal e lobo frontal. A área 39 corresponde mais ou menos o giro angular e a área 40 ao giro supramarginal;

5.5.3 Lobo Occipital

Área 17: está na área sensorial visual primária. É diretamente conectada com a área 18 e através desta com a área 19;

Área 18: é a área da integração visual processando em integração com a área 19;

Área 19: está amplamente ligada com as áreas adjacentes e a área 19;

A área occipital oculomotora, na superfície externa do lobo, espalha-se pelas áreas 18 e 19. Ela é o centro dos movimentos verticais e oblíquos conjugados, do tipo automático. As áreas 18 e 19 estão conectadas com o centro oculomotor central, pelo córtex sensoriomotor, e ao córtex auditivo pelos bubos de longa associação;

5.5.4 Lobo Temporal

Áreas 41 e 42: estão situadas na convolução temporal transversal e representa o córtex receptivo auditivo primário (área 41) e a região da integração auditiva (área 42) com representação bilateral. Têm conexões significativas com as áreas 18 e 19, com a insula, com as áreas 44 e 45 e com o campo oculomotor;

Área 22: está situada na porção média da convolução temporal superior, radiando a área auditiva. A área 22 constitui a área da associação auditiva representada pela insula, lobo parietal e córtex occipital;

Área 21: é originada da maior porção do bubo de Turk, o qual também recebe fibras aferentes parietais e occipitais;

Área 37: compreende as áreas da associação visual e auditiva;

Giros: Compreendem as áreas 23, 24, 331 e 33 26, 29 e 30. Em adição com importantes conexões com o tálamo;

Numerosas conexões com as áreas 24 pelas áreas 6, 8, 9, 10 e 29 e outras eferentes principalmente para as áreas 11 e 12;

Conexões Corticalâmicas: As conexões talâmicas para o córtex são particularmente ricas. Estas conexões são freqüentemente mútuas e mantêm um relacionamento topográfico entre subdivisões histológicas do tálamo e uma área cortical distinta. Estes caminhos não são identificados macroscopicamente, mas seu trajeto pode ser razoavelmente bem identificado em secções seriais. A fig. 17 sumariza os relacionamentos talamo-corticais essenciais.

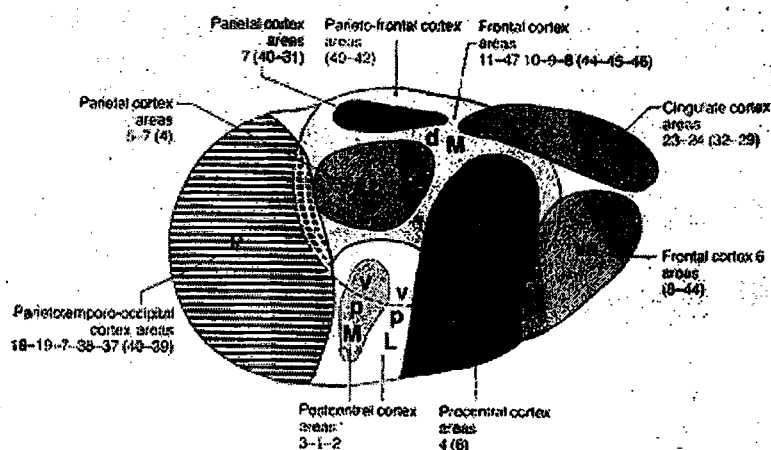


FIGURA 17: Relacionamentos talamo-corticais essenciais

5.6 Funções Cerebrais e o Sistema de Referência

Pode-se visualizar convulsões e localizarem-se as regiões corticais, envolvidas nas principais funções cerebrais, em relação às linhas basais. Evidentemente esta localização anatômica de funções para diferentes áreas do córtex cerebral é na maioria das vezes incompleta e aproximada, muito provavelmente sujeita a inúmeras modificações com os avanços das correlações tomoradiológicas. Tais dados não pretendem sumarizar ou expandir as funções e sim interiorizar mecanismos. Pode-se confundir a localização de funções com a localização de lesões ou estimulações. Entretanto, isto significa uma melhoria no conhecimento da organização macroscópica do cérebro humano, permitindo uma melhor decodificação de síndromes clínicas e de suas diversidades para neurologia e neuropsiquiatria, e para o neuroradiologista e neurocirurgião a melhor apreciação dos relacionamentos entre a lesão e a estrutura nela envolvida.

6. ESTRUTURA DE ARMAZENAMENTO DE DADOS TRIDIMENSIONAL: OCTREE

Dados de espaço consistem em pontos, linhas, retângulos, regiões, superfícies e volumes. A representação de tais dados vem se tornando cada vez mais importante em aplicações de computação gráfica, visão computacional, robótica, processamento de imagens, reconhecimento de padrões e outras áreas. Na computação gráfica, a estruturação de dados se aplica não só à lista de imagens, mas a todos os seus níveis: dos núcleos mais básicos até os aplicativos.

6.1 Estrutura de dados

Muitas das estruturas de dados usados correntemente para representar dados de espaço são hierárquicas. Eles são baseados no princípio da decomposição recursiva (similar ao método “divide and conquer”), onde cada estrutura de dados é uma quadtree (uma octree de duas dimensões).

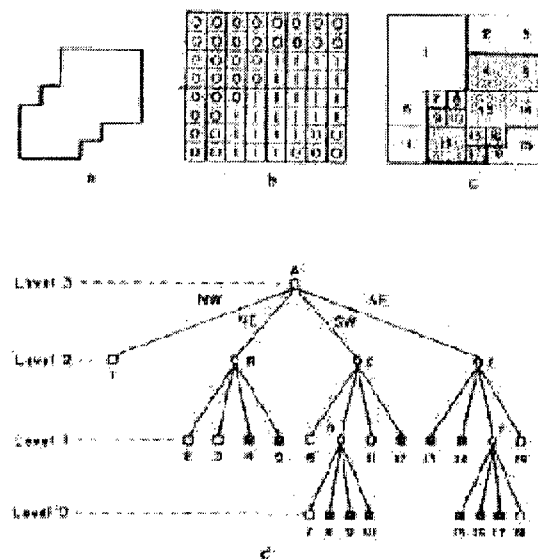


FIGURA 19: Estrutura de dados hierárquica.

Um exemplo de (a) uma região, (b) seu vetor binário, (c) seus blocos (parte escura), e (d) a quadtree correspondente.

O número de estruturas de dados hierárquica usada em diferentes domínios da quadtree é significativo, as estruturas de dados hierárquicas são úteis porque a habilidade delas para focar subconjuntos interessantes de dados é bastante grande.

Isto enfoca resultados em uma eficiente representação melhorando os tempos de execução, assim, elas são particularmente convenientes para executar um conjunto de operações. Existem numerosas técnicas de estruturação de dados hierárquicos usados para representar dados de espaço. Uma técnica normalmente usada é a quadtree, a qual tem se envolvido em diferentes campos de trabalho. Enquanto em uma octree os dados são tridimensionais em uma quadtree, os dados são bidimensionais, no caso de uma imagem, assume-se a existência de um vetor de elementos de uma imagem de duas dimensões, neste caso usa-se o termo “imagem” para referir-se ao vetor original de pixels, sendo armazenado os valores numéricos de cada pixel.

6.2 Refinamento

Em uma octree, é possível trabalhar com três dimensões, onde a mesma é uma árvore de estrutura de dados baseado em uma célula com oito nodos, normalmente chamados de filhos. Cada célula de uma octree representa um cubo em espaço físico, cada filho representa uma octant de seu pai, nas folhas da árvore estão as células da grade computacional e estas células são classificadas como cartesianas ou corte.

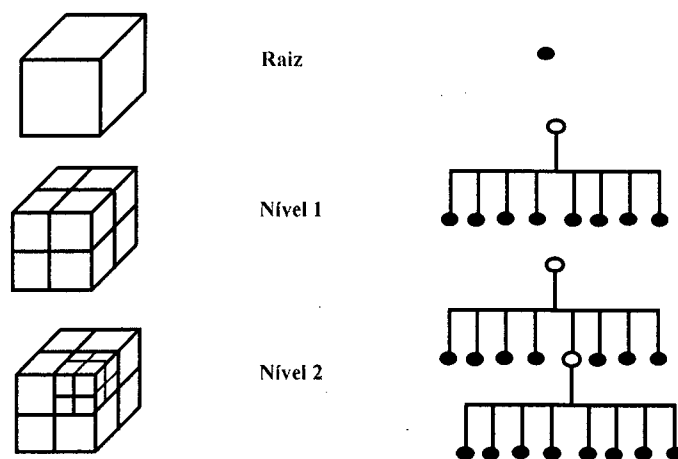


FIGURA 20: Estrutura de dados Octree.

A octree apresentada na fig. 20 foi refinada duas vezes, na primeira o nodo raiz é refinado em oito células, cada uma representa um oitavo do domínio da raiz, então um filho da raiz é refinado em oito células, cada uma representa um oitavo de seu domínio.

6.3 Estrutura

As octrees são formadas de uma única célula raiz que abrange todo o domínio espacial da aplicação. A partir desta célula única, um algoritmo recursivo de refinamento constrói o resto da árvore como necessário. Simplesmente recortando o polígono e retornando as faces da superfície de entrada que estão dentro do cubo limitando pela célula. Se o nível da divisão da célula não for suficiente para se obter a precisão desejada (parâmetro livre, determinado pela aplicação) e o refinamento forem permitidos (porque o nível máximo não foi alcançado), então a célula é dividida em oito filhos e cada um destes filhos é refinado recursivamente. Se não houver sido feito nenhum corte na geometria do corpo da célula então a célula é simplesmente redefinida cartesianamente.

Dois assuntos considerados dentro da recursão. Primeiro, a superfície dentro de qualquer célula de octree é um subconjunto geométrico da superfície dentro da célula de seu pai, então só o resultante da operação de cortador do pai precisa ser cortado a este próximo nível, isto reduz de oito para até um o fator de melhoria de desempenho a cada nível de refinamento. Segundo, a cada nível de árvore, três dos nodos cortados estão fora, quer dizer, estes nodos são compartilhados com a célula pai, conseqüentemente, estes nodos já foram cortados, só os nodos interiores precisam ser cortados novamente que é outro fator de melhoria de desempenho.

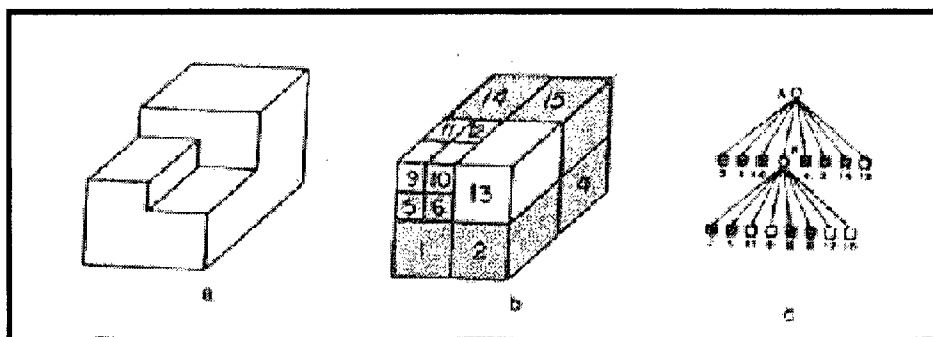


FIGURA 21: Exemplo de Octree:

(a) exemplo de objeto tridimensional; (b) decomposição de bloco octree; (c) árvore de representação.

Após construir uma grade de refinamento geométrico da octree, mais dois passos são necessários para produzir uma grade computacional satisfatória: primeiro, o mais liso é executado para forçar a diferença de um nível entre as células vizinhas (cada célula tem no máximo quatro vizinhos em uma determinada região). Segundo, um podador é executado para remover células que foram inadvertidamente construídas dentro de outro corpo.

A eficiência é considerada também dentro da recursão. Primeiramente, a superfície dentro de toda a célula da octree é definida como um subconjunto geométrico da superfície dentro da célula pai, conseqüentemente, somente a resultante da operação de corte no pai necessita ser subdividida em níveis seguintes. Isto conduz a um fator de melhoria de oito graus em cada nível do refinamento. Também se deve considerar que em cada nível da árvore, três dos planos de corte são partes externas, isto é, estes planos são compartilhados com o pai da célula e, portanto já haviam sido recortados. Considerando-se que somente os planos internos necessitam ser recortados novamente, isto provoca uma melhoria considerável no desempenho.

Após ter construído a grade geométrico-refinada da octree, há mais duas etapas necessárias para produzir uma grade apropriada para a computação. Inicialmente, executar uma função de alisamento para reforçar em um nível a diferença entre os vizinhos da célula (cada célula tem um máximo de quatro vizinhos num dado sentido).

A outra função é o recorte ou poda e é executada para remover células que estavam inadvertidamente construídas dentro de outra célula. Há somente dois algoritmos-chave para operar em uma octree uma vez que ela foi criada, a visita e o vizinho, ambos são recursivos e notavelmente simples. A visita da grade inteira começa simplesmente visitando a raiz. Se a célula atual for um pai visita cada filho senão atualiza a célula no plano cartesiano e retorna. Já que a visita é uma função geralmente muito usada, ela pode ser reescrita sem recursão para melhorar o desempenho. A recursão é extremamente útil programando a construção, mas pode ser cara em termos de processamento.

Cada chamada da função requer a criação de um frame-pilha novo, com suas próprias variáveis automáticas. Uma visita recursiva da árvore requer então dois atendimentos da função, por folha e por operação, uma chamada para visitar e outra para a função atualmente em uso, mais uma chamada da função para cada célula do pai.

7. ATLAS CEREBRAL DIGITAL: CYCLOPS BRAIN ATLAS

Neste capítulo são apresentados os procedimentos necessários para o desenvolvimento do sistema Cyclops Brain Atlas, e sua implementação conforme a modelagem matemática necessária.

7.1 Implementação do modelo Octree

A implementação da estrutura de dados tridimensional conhecida como Octree seguiu sua modelagem convencional, foram atribuídos oito pontos tridimensionais de maneira a formar um cubo, a partir disto foram implementadas funções necessários ao funcionamento do modelo.

7.1.1 Geração dos filhos

Conforme o modelo, cada cubo é conhecido como nodo, cada um destes nodos se divide em oito nodos de tamanhos iguais, esta recursividade deverá ser controlada por uma variável que deverá ser definida conforme a necessidade da aplicação. Na modelagem proposta, dois níveis de recursividade na octree são suficientes. Assim o cubo principal formado por oito pontos 3D forma oito novos cubos, estes por sua vez, formam mais oito cubos cada. O armazenamento destes pontos também foi feito de forma recursiva, em uma coleção (OrderedCollection). A fig. 22 apresenta o resultado da divisão da octree no primeiro nível.

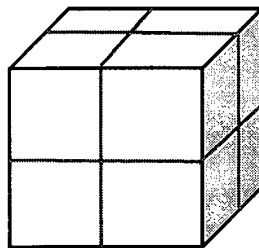


FIGURA 22: Geração dos filhos do modelo no 1º nível

Para o cálculo dos pontos que formarão os novos cubos é usada a diferença entre cada uma das coordenadas (ponto inicial e ponto final) desde que o modelo esteja posicionado paralelamente aos eixos, esta solução apresenta-se simples, mas serve para suprir as necessidades do sistema.

A cada nova geração de pontos, significa um nível de profundidade na árvore de recursividade o número de pontos é elevado a segunda potência.

7.1.2 Rotacionamento

Uma das principais funções do modelo é o rotacionamento através dos eixos de coordenadas (x, y, z) , em geral qualquer linha no espaço serve como um eixo para rotação. O problema é derivar uma matriz de transformação para uma rotação de um ângulo θ em torno de uma linha qualquer. O método de rotação move a origem para a linha, a rotação é feita em torno dos eixos x e y para alinhar o eixo z com a linha. A rotação em torno destas linhas torna a rotação em torno do eixo z . Por final, aplica-se transformação inversa para a rotação em torno dos eixos x e y e para a translação restaurando a linha e coordenadas para sua orientação original, conforme pode ser observado na fig. 23.

Tendo como informação um ponto em uma linha com a direção desta linha são suficientes para especificar a linha. O ponto provém informações para a translação, apresentando a direção e os ângulos corretos para alinhar o eixo z . Dando a linha

$$\begin{aligned}x &= Au + x_1 \\y &= Bu + y_1 \\z &= Cu + z_1\end{aligned}\tag{1}$$

um ponto na linha é (x_1, y_1, z_1) e a direção é especificada pelo vetor de $[A, B, C]$. Para determinar a matriz de transformação necessária para a rotação genérica, a translação inicial move a origem para o eixo de rotação.

$$T = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -x_1 & -y_1 & -z_1 & 1 \end{vmatrix}\tag{2}$$

Após esta translação, o ponto na linha (x_1, y_1, z_1) será movido para a origem. É necessário o inverso desta translação para o lugar da posição original após a translação estar completada. Esta translação T^{-1} , e feita pela direção oposta.

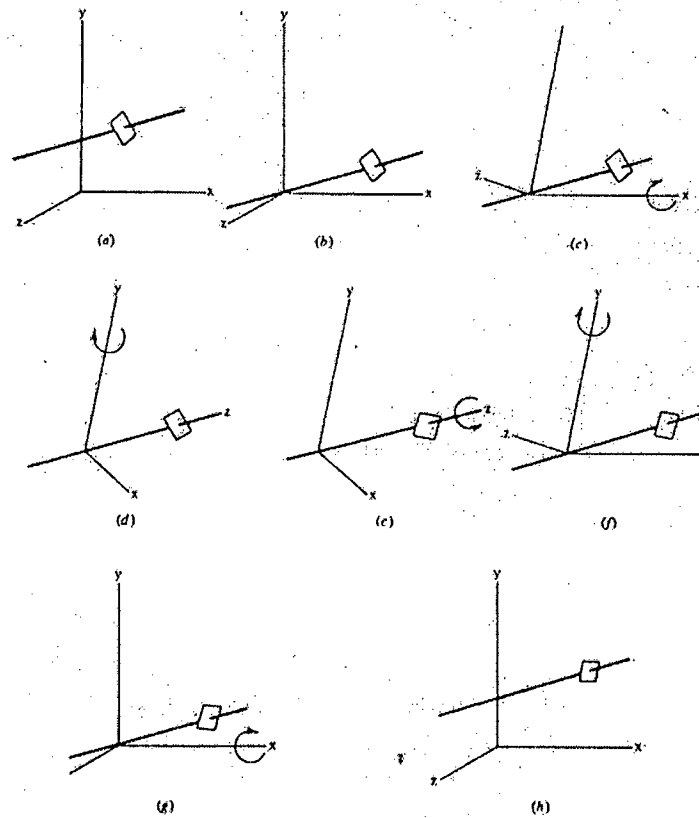


FIGURA 23: Rotacionamento através de um eixo.

Na fig. 23 é possível observar em “a” o rotacionamento em torno de um eixo qualquer, enquanto em “b” sua primeira translação o eixo para a origem, em “c” o rotacionamento em torno de x até o eixo de rotação estar no plano xz , na figura “d” a rotação em torno de y até o eixo z corresponder ao eixo de rotação, a figura “e” mostra o rotacionamento em torno de z (o eixo de rotação) em vez de fixar o objeto e rotacionar os eixos, na figura “f” é apresentada a rotação reversa em torno de y , em “g” a rotação reversa em torno de x e na figura “h” a translação reversa.

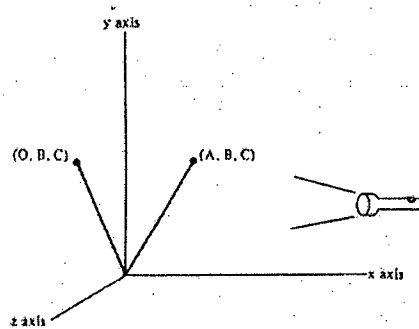


FIGURA 24: Projeção de um segmento em um plano yz .

O próximo passo no processo é uma rotação em torno do eixo x. Para determinar o ângulo de rotação, o vetor de direção na nova origem e considera esta projeção em um plano yz. O segmento de linha entre (0, 0, 0) e (A, B, C) estará na direção do eixo de rotação arbitrário, a translação do ponto (0, 0, 0) neste eixo, o segmento inteiro precisa estar junto ao longo do eixo. A fig. 24 apresenta a luz sobre um ponto (A, B, C) projetando a sombra no plano yz, formando o ponto (0, B, C).

Se rotacionar em torno do eixo x até o eixo arbitrário no plano yz, a sombra do segmento de linha estará junto ao longo do eixo z, conforme apresenta a fig. 25. O comprimento da sombra V é definido conforme a equação 3

$$V = (b^2 + C^2)^{1/2} \quad (3)$$

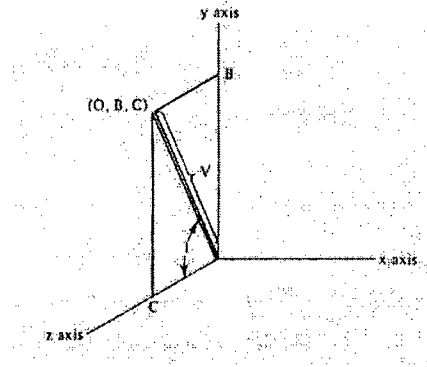


FIGURA 25: Parâmetros da projeção de um segmento de linha.

e da definição de seno e co-seno, tem-se

$$\text{sen } I = B / V$$

$$\text{cos } I = C / V$$

a rotação em torno do eixo x

$$R_x = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \text{cos } I & \text{sen } I & 0 \\ 0 & -\text{sen } I & \text{cos } I & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (4)$$

Assim tem-se

$$R_x = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C/V & -B/V & 0 \\ 0 & -B/V & C/V & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (5)$$

A transformação inversa é uma rotação de igual magnitude em uma direção oposta. Revertendo a direção de um ângulo trocando o sinal de um elemento de seno, mas mantendo os valores de co-seno inalterado.

$$R_x^{-1} = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C/V & -B/V & 0 \\ 0 & B/V & C/V & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (6)$$

Desta forma pode ser feita a rotação no plano xz, conforme a fig. 26. A rotação em torno do eixo x não tem a coordenada x trocada. O comprimento do segmento

$$L = (A^2 + B^2 + C^2)^{1/2} \quad (7)$$

A coordenada z será

$$(L^2 - A^2)^{1/2} = (B^2 + C^2)^{1/2} = V \quad (8)$$

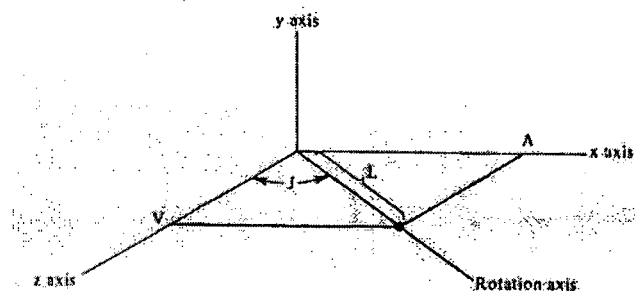


FIGURA 26: Rotação do eixo falso entre o plano xz.

Para rotacionar por um ângulo J em torno do eixo y assim que o segmento de linha alinhar-se com o eixo z .

$$\text{sen } J = A / L$$

$$\text{cos } J = V / L \quad (9)$$

A matriz de rotação será

$$R_y = \begin{vmatrix} \text{cos } J & 0 & \text{sen } J & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\text{sen } J & 0 & \text{cos } J & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (10)$$

$$= \begin{vmatrix} V/L & 0 & -A/L & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -A/L & 0 & V/L & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

A transformação inversa disto é

$$R_y^{-1} = \begin{vmatrix} V/L & 0 & -A/L & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ A/L & 0 & V/L & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (11)$$

Finalmente a rotação é feita pelo ângulo θ em torno de um eixo arbitrário. Alinhando este eixo com o eixo z, a rotação pelo θ em torno do eixo z é necessário.

$$R_z = \begin{vmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (12)$$

A atual transformação para uma rotação em torno de um eixo arbitrário é dada pelo produto da transformação abaixo.

$$R_\theta = TR_x R_y R_z R_y^{-1} R_x^{-1} T^{-1} \quad (13)$$

7.1.3 Ajuste dos pontos

A função de ajuste de pontos é mais uma importante função que o modelo deve conter. Esta função inclui diversas situações, tornando o modelo computacionalmente mais robusto. Tendo a coleção de pontos 3D, a implementação ajusta valores a determinados pontos desta coleção ou a coordenadas específicas de todos os pontos desta coleção.

Com este ajuste o modelo poderá ser ajustado em seus planos, alterar coordenadas específicas e movimentar o cubo até sua origem a fim de possibilitar operações como rotacionamento.

Para se executar estes ajustes quando não são fornecidos os valores dos pontos, estes são calculados de diferentes formas: através da diferença entre o ponto inicial e o ponto final, quando o cubo estiver paralelo aos eixos.

$$V = (x_1, y_1, z_1) - (x_2, y_2, z_2) \quad (14)$$

Quando não estiver paralelo aos eixos, calcula-se a distância (15)

$$D = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2} \quad (15)$$

7.2 Implementação do modelo Deca Octree

O modelo Octree foi estendido de maneira a se encaixar com o modelo do Atlas de Talairach, levando em consideração as linhas basais (CA-CP, VCA e VCP) e a linha que divide o cubo ao meio e representa a divisão entre os hemisférios cerebrais, tem-se um cubo dividido em dezoito partes. Para o modelo se adaptar ao Atlas algumas funcionalidades da octree foram modificadas, a geração dos filhos e a definição de planos são algumas das mais importantes.

7.2.1 Geração dos filhos

Seguindo o modelo octree, cada cubo é conhecido como nodo e cada um destes nodos se dividirá, mas não em oito nodos, e sim em dezoito nodos de tamanhos iguais inicialmente. A profundidade na árvore de recursividade é de apenas um nível, a partir do segundo nível, cada nodo se transforma em uma octree e segue a definição do modelo normalmente.

Ao contrário da octree, o cubo principal é formado por quarenta e dois pontos 3D, estes pontos formam os dezoito cubos, estes por sua vez, formaram oito novos cubos que se dividirão novamente em oito cubos. O armazenamento destes pontos também foi feito de forma recursiva, em uma coleção (OrderedCollection).

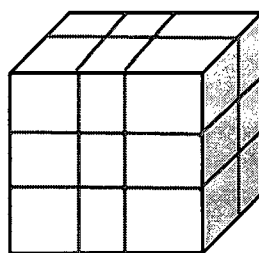


FIGURA 27: Geração dos filhos do modelo Deca Octree

A fig. 27 apresenta a forma que o modelo Deca Octree se divide, esta forma se ajusta perfeitamente ao primeiro nível de divisão do modelo do Atlas de Talairach.

7.2.2 Formação de planos

Com a quantidade de pontos aumentada devido ao número de filhos que o novo modelo gera surge a necessidade de formar conjunto de pontos, estes conjuntos devem

reagir de forma conjunta a cada função que seja aplicada sobre um ou alguns deles. A implementação destas funções se faz necessário para satisfazer a necessidade do Atlas digital permitir ao usuário a possibilidade de ajustar-se a cada cérebro em específico.

A formação dos planos é feita através da junção de algum dos pontos que fazem parte da mesma face do cubo. Os valores obtidos dos cálculos realizados (translação, distância, alteração de valores) são aplicados sobre os pontos que fazem parte da mesma face, os novos valores são armazenados na mesma posição da coleção de pontos.

O número de conjunto de pontos e a soma das seis faces do cubo com as linhas VCA, VCP, CA-CP e a linha que divide os hemisférios cerebrais.

7.3 Implementação do modelo Bi-Quadtree

Para o atlas ter o mesmo formato do modelo definido por Talairach, o modelo Octree foi estendido mais uma vez. Levando-se em consideração a região entre as linhas basais VCA e VCP, existe a necessidade de uma estrutura que tenha a funcionalidade de geração de filhos alterada, desta vez o cubo se divide em quatro outros cubos, também por dois níveis.

7.3.1 Geração dos filhos

Assim como os outros modelos, cada cubo é conhecido como nodo e cada um destes nodos se dividirá, mas não em oito nodos, mas em quatro nodos de tamanhos iguais. A profundidade na árvore de recursividade é de dois níveis, formando quatro cubos e recursivamente mais quatro. Nesta situação o cubo principal (que é um segundo nível da deca octree), é formado por oito pontos 3D.

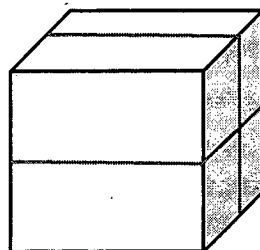


FIGURA 28: Geração dos filhos do modelo Bi-Quadtree

A fig. 28 apresenta a forma que o modelo Bi-Quadtree se divide, esta forma se ajusta perfeitamente a região delimitada pelas linhas VCA e VCP do Atlas de Talairach.

7.4 Implementação do Atlas digital

A última parte do sistema é a junção dos modelos de estrutura de dados ao volume tomográfico através de uma interface, este conjunto é o atlas cerebral digital. Nesta parte se faz necessário a implementação de algumas funções necessárias para a adaptação do Atlas ao volume tomográfico.

7.4.1 Geração do “piloto artificial”

O volume tomográfico é apresentado em cortes no sentido axial usando as coordenadas xy , tomando o valor de z fixo (posição onde corta cada slice do volume). Para ter condições de visualizar o volume em 3D é necessária a existência de cortes no sentido sagital e coronal, quando o volume não possui o piloto (no caso das tomografias) é necessário gerar um piloto artificial.

O piloto sagital corta todo o volume no sentido yz , tomando o valor de x fixo (posição onde o corte é realizado). Para representação na interface que é 2D, onde x é ignorado e o valor de y é tomado como x enquanto z toma o valor de y . A fig. 29 mostra o resultado obtido com o algoritmo.

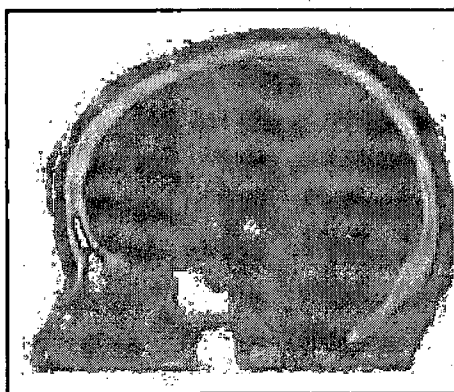


FIGURA 29: piloto sagital do volume tomográfico.

No piloto coronal o corte é feito no volume pelo sentido xz , tomando desta vez o valor de y como fixo (corte do piloto). Para a representação na interface, y é ignorado e o valor de x permanece e z toma o valor de y . Na fig. 30 é possível observar o resultado.

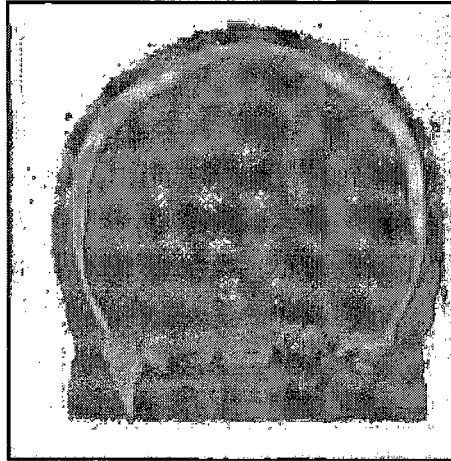


FIGURA 30: piloto coronal do volume tomográfico.

7.4.2 Intersecção dos planos aos cortes tomográficos

Após o cubo ser modelado, é preciso adaptá-lo ao volume tomográfico. Essa adaptação é demonstrada calculando-se a intersecção do cubo em cada um dos cortes tomográficos (inclusive nos pilotos sagital e coronal), desta forma a interface apresentará um corte tomográfico juntamente com o corte realizado no cubo, para isso é necessário calcular a intersecção dos planos.

A intersecção dos planos nos cortes axiais a coordenada z é tomada como fixa (posição onde o corte é feito), para determinar o valor de x na intersecção calcula-se o valor de x do ponto com z .

$$\begin{aligned} A &= (\text{ponto1 } x) - (\text{ponto2 } x) \\ B &= (\text{ponto2 } z) - (\text{ponto1 } z) \end{aligned} \quad (16)$$

Encontrando as diferenças entre x do ponto1 e x do ponto2 (A), e entre z do ponto2 e z do ponto1 (B) é feito o restante do cálculo.

$$C = ((\text{ponto1 } z) * (\text{ponto2 } x)) - ((\text{ponto2 } z) * (\text{ponto1 } x)). \quad (17)$$

Sendo que se o valor de B for igual a 0

$$\text{VALOR} = (\text{ponto2 } z) \quad (18)$$

Caso seja diferente

$$\text{VALOR} = (((A * \text{posição}) - 1) - C) / B \quad (19)$$

Onde VALOR é o valor obtido para a coordenada x na intersecção e posição é o valor da coordenada z do volume (posição onde passa o corte). Para calcular o valor da

coordenada y na intersecção, é tomado o valor yz dos pontos, aplica-se a mesma fórmula e o VALOR será o valor da coordenada y na intersecção.

Para os cortes axiais é necessário calcular os quatro pontos principais para a formação do retângulo na figura e mais os pontos responsáveis pela formação das linhas basais que passam sobre o corte (CA, CP e a divisão do cérebro em hemisférios), conforme a fig. 31 apresenta.

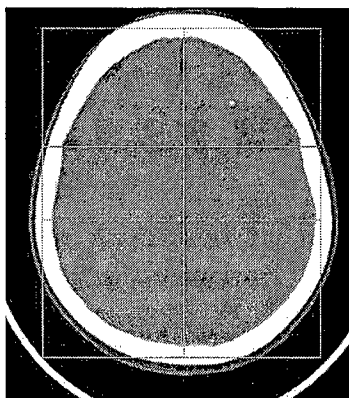


FIGURA 31: visão de um corte axial com as linhas basais

7.4.3 Coordenadas tomográficas X Coordenadas cartesianas

É necessário transformar os valores das coordenadas tomográficas para utilizar no sistema de coordenadas cartesianas. Inicialmente é necessário ter conhecimento do tamanho do volume, a partir de informações do volume como *sortedImages* é possível saber o número de cortes e acessar as coordenadas de cada corte em específico, já a informação DICOM *imagePositionPatient* fornece as coordenadas do pixel superior direito. Tendo as coordenadas do primeiro corte (x_1, y_1, z_1) e do segundo corte (x_2, y_2, z_2), calcula-se a distância entre os cortes...

$$D = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2} \quad (20)$$

tendo a distância entre os cortes, transforma a coordenada...

$$Z = 512 - (512 - (z_2 - z_1) * \text{valor}) / 2 - (N_{\text{corte}} - 1) * (D * \text{valor}) \quad (21)$$

Sendo que 512 é o tamanho da imagem, o fator de multiplicação *valor* é a diferença entre as coordenadas, D é distância entre os cortes, N_{corte} o numero do slice o qual será calculado o valor de z . Com este cálculo é possível determinar o valor de z no sistema de coordenadas cartesianas do corte em questão.

7.4.4 Localização de um ponto em um cubo

Uma função de grande importância no Atlas digital é a possibilidade do sistema informar a coordenada Talairach de um determinado cubo, para prover isto ao usuário é necessário que o sistema consiga identificar em que posição o usuário clicou o mouse. Como o sistema apresenta o volume tomográfico e o atlas em duas dimensões é importante que o sistema faça uso de um algoritmo que determine a localização de um ponto em um cubo.

Para a localização do ponto, foram definidos os vértices do cubo com a junção dos planos que compõe o mesmo. Os vértices *axialUp* e *axialDown* são compostos pelos planos formados pelas coordenadas *xy* dos pontos, os vértices *sagitalUp* e *sagitalDown* são compostos pelos planos formados pelas coordenadas *zy*, enquanto *coronalUp* e *coronalDown* são formados pelas coordenadas *zx*.

É definido um *array* de quatro posições na ordem ponto1 (superior esquerdo), ponto2 (superior direito), ponto3 (inferior direito) e ponto4 (inferior esquerdo), conforme a fig. 31 apresenta.

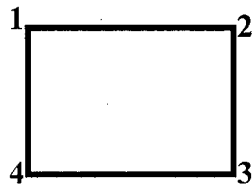


FIGURA 32: Seqüência de pontos para formação dos planos

Quando o cubo está paralelo aos eixos...

$$V = (\text{Point } x \leq x3) \ \& \ (\text{Point } x \geq x1) \ \& \ (\text{Point } y \leq y3) \ \& \ (\text{Point } y \geq y1) \quad (22)$$

Onde *V* é a confirmação das comparações (se o ponto está dentro do cubo), *Point* é a coordenada do ponto a ser testado. Quando o cubo não está paralelo aos eixos...

i := 1.

j := 4.

(23)

Enquanto *1* ≠ *4* faça

$$V = (y_i \leq \text{Point } y) \ \& \ (\text{Point } y < y_j) \ \text{or} \ (y_j \leq \text{Point } y \ \& \ \text{Point } y < y_i \ \& \ \text{Point } x < x_j - x_i \cdot ((\text{Point } y - y_i) / (y_j - y_i) + x_i))$$

Após ser feito o teste em todos os vértices...

$$\text{Resp}=\text{AxialUp} \text{ ou } \text{axialDown}=\text{True} \ \& \ \text{sagitalUp} \text{ ou } \text{sagitalDown}=\text{True} \ \& \ \text{coronalUp} \text{ ou } \text{coronalDown}=\text{True} \quad (24)$$

Quando o valor de *Resp* = True, o ponto selecionado está dentro do cubo.

7.5.5 Identificando os cubos conforme o Atlas de Talairach

Após a criação dos cubos conforme o modelo de Talairach, é importante identificá-los de maneira correta. Talairach prevê uma identificação 3D para cada um dos cubos, sendo que o cubo maior é dividido em 12 cubos de altura, 8 de largura e 9 de comprimento (sendo que a coluna E é dividida em três partes) conforme mostra a fig. 14, gerando um total de $12 \times 8 \times 9 = 864$ cubos. A identificação dos cubos ficou definida por uma letra maiúscula de *A* até *I*, uma letra minúscula de *a* até *d* e de números de 1 até 12 (ex. Ad12).

Definição da coordenadas y de Talairach (letras maiúsculas de A até I)

$$R=(\text{Cubo}=1 \text{ or } \text{Cubo}=4 \text{ or } \text{Cubo}=7 \text{ or } \text{Cubo}=10 \text{ or } \text{Cubo}=13 \text{ or } \text{Cubo}=16)$$

Sendo *R* verdadeiro

$$S=(\text{Octree}=1 \text{ or } \text{Octree}=2 \text{ or } \text{Octree}=7 \text{ or } \text{Octree}=8)$$

Sendo *S* verdadeiro

$$T=(\text{Octree}=1 \text{ or } \text{Octree}=2 \text{ or } \text{Octree}=7 \text{ or } \text{Octree}=8)$$

Caso *T* seja verdadeiro

$$\text{Nome do Cubo}=\text{"A"}$$

Caso *T* seja falso

$$\text{Nome do Cubo}=\text{"B"}$$

Sendo *S* falso

$$T=(\text{Octree}=1 \text{ or } \text{Octree}=2 \text{ or } \text{Octree}=7 \text{ or } \text{Octree}=8)$$

Caso *T* seja verdadeiro

$$\text{Nome do Cubo}=\text{"C"}$$

Caso *T* seja falso

$$\text{Nome do Cubo}=\text{"D"}$$

Sendo *R* falso, é testado outro valor do cubo.

$$R_2=(\text{Cubo}=3 \text{ or } \text{Cubo}=6 \text{ or } \text{Cubo}=9 \text{ or } \text{Cubo}=12 \text{ or } \text{Cubo}=15 \text{ or } \text{Cubo}=18)$$

Sendo R_2 verdadeiro

$$S_2 = (\text{Octree}=1 \text{ or } \text{Octree}=2 \text{ or } \text{Octree}=7 \text{ or } \text{Octree}=8)$$

Sendo S_2 verdadeiro

$$T_2 = (\text{Octree}=1 \text{ or } \text{Octree}=2 \text{ or } \text{Octree}=7 \text{ or } \text{Octree}=8)$$

Caso T_2 seja verdadeiro

Nome do Cubo = "E"

Caso T_2 seja falso

Nome do Cubo = "F"

Sendo S_2 falso

$$T_2 = (\text{Octree}=1 \text{ or } \text{Octree}=2 \text{ or } \text{Octree}=7 \text{ or } \text{Octree}=8)$$

Caso T_2 seja verdadeiro

Nome do Cubo = "G"

Caso T_2 seja falso

Nome do Cubo = "H" (25)

No algoritmo (25) determina-se o valor das coordenadas de talairach para a coordenada y . Após isso é feito o teste do algoritmo (26) para encontrar as coordenadas x para os cubos.

Cubo ≤ 9 sendo verdadeiro

$$P = (\text{Octree}=1 \text{ or } \text{Octree}=3 \text{ or } \text{Octree}=5 \text{ or } \text{Octree}=7)$$

Sendo P verdadeiro

$$G = (\text{Octree}=1 \text{ or } \text{Octree}=3 \text{ or } \text{Octree}=5 \text{ or } \text{Octree}=7)$$

Caso G seja verdadeiro

Nome do Cubo = "d"

Caso G seja falso

Nome do Cubo = "c"

Sendo P falso

$$G = (\text{Octree}=1 \text{ or } \text{Octree}=3 \text{ or } \text{Octree}=5 \text{ or } \text{Octree}=7)$$

Caso G seja verdadeiro

Nome do Cubo = "b"

Caso G seja falso

Nome do Cubo = "a" (26)

No algoritmo (26) é adicionada a letra correspondente a coordenada x de talairach, neste ponto o nome dos cubos já possui dois identificadores. Como os cubos do lado direito têm o mesmo nome do seu correspondente esquerdo, este algoritmo é implementado inversamente para nomeá-los adequadamente. Para definir as coordenadas z usa-se o algoritmo a seguir...

$$T=(\text{Cubo} \geq 1 \ \& \ \text{Cubo} \leq 3 \ \text{or} \ \text{Cubo} \geq 3 \ \& \ \text{Cubo} \leq 10 \ \& \ \text{Cubo} \leq 12)$$

Caso T seja verdadeiro

$$Q=\text{Octree} \leq 4$$

Sendo Q verdadeiro

$$R =\text{Octree} \leq 4$$

Sendo R verdadeiro

$$\text{Nome do Cubo} = "1"$$

Sendo R falso

$$\text{Nome do Cubo} = "2"$$

Sendo Q falso

$$R =\text{Octree} \leq 4$$

Sendo R verdadeiro

$$\text{Nome do Cubo} = "3"$$

Sendo R falso

$$\text{Nome do Cubo} = "4"$$

$$T_2=(\text{Cubo} \geq 4 \ \& \ \text{Cubo} \leq 6 \ \text{or} \ \text{Cubo} \geq 13 \ \& \ \text{Cubo} \leq 10 \ \& \ \text{Cubo} \leq 15)$$

Caso T_2 seja verdadeiro

$$Q_2=\text{Octree} \leq 4$$

Sendo Q_2 verdadeiro

$$R_2=\text{Octree} \leq 4$$

Sendo R_2 verdadeiro

$$\text{Nome do Cubo} = "5"$$

Sendo R_2 falso

$$\text{Nome do Cubo} = "6"$$

Sendo Q_2 falso

$$R_2 =\text{Octree} \leq 4$$

Sendo R_2 verdadeiro

Nome do Cubo= "7"

Sendo R_2 falso

Nome do Cubo= "8"

$T_3 = (\text{Cubo} \geq 4 \ \& \ \text{Cubo} \leq 6 \ \text{or} \ \text{Cubo} \geq 13 \ \& \ \text{Cubo} \leq 10 \ \& \ \text{Cubo} \leq 15)$

Caso T_3 seja verdadeiro

$Q = \text{Octree} \leq 4$

Sendo Q_3 verdadeiro

$R_3 = \text{Octree} \leq 4$

Sendo R_3 verdadeiro

Nome do Cubo= "9"

Sendo R_3 falso

Nome do Cubo= "10"

Sendo Q_3 falso

$R_3 = \text{Octree} \leq 4$

Sendo R_3 verdadeiro

Nome do Cubo= "11"

Sendo R_3 falso

Nome do Cubo= "12" (27)

No algoritmo (27) é adicionado o último identificador que compõe o nome do cubo, o número corresponde à coordenada z de talairach, desta forma a composição dos nomes dos cubos ficou como no modelo definido por talairach.

8. RESULTADOS

O sistema apresenta todas as funcionalidades em uma única janela, fazendo uso apenas de um catálogo para apresentar as informações DICOM do paciente e outra para apresentar as informações do Atlas. Nesta mesma interface estão ainda os pilotos artificiais (sagital e coronal) e os cortes axiais. O atlas é aplicado sobre os cortes, e permite ao usuário fazer os ajustes necessários das linhas basais ou rotacionar nos três eixos (x, y, z) do cérebro em questão. Com o mouse o usuário pode escolher a posição em que deve ser criado o piloto, além de definir qual cubo deseja saber informação, esta informação é definida pelo nome do cubo conforme definido por Talairach, uma letra maiúscula para as colunas verticais, (uma letra minúscula para a coluna horizontal e um número para as linhas). A fig. 33 apresenta a interface do sistema fornecendo uma resposta após o usuário definir um cubo (em destaque).



FIGURA 33: Interface do sistema.

Como é possível observar o sistema retorna o quadrante (coordenada Talairach), as áreas de Brodmann que estão relacionadas a este cubo, a descrição destas áreas e algumas funcionalidades que esteja relacionada com a área em questão.

O piloto mostra o volume nos planos sagital e coronal, dando com isso a visão 3D necessária do atlas no volume tomográfico na posição do corte.

É possível ainda, se necessário rotacionar o atlas nos três planos, proporcionando um ajuste independente da forma com que foi coletada a imagem, tornando o atlas digital uma ferramenta simples de usar mas ao mesmo tempo robusta.

Uma forma de avaliar os resultados é através da demonstração em 3D, usando para isso transformar os resultados em um arquivo VRML para poder ser apresentado em um browser com um plugin apropriado. Na fig. 34 é possível observar a adaptação do Atlas em um cérebro.

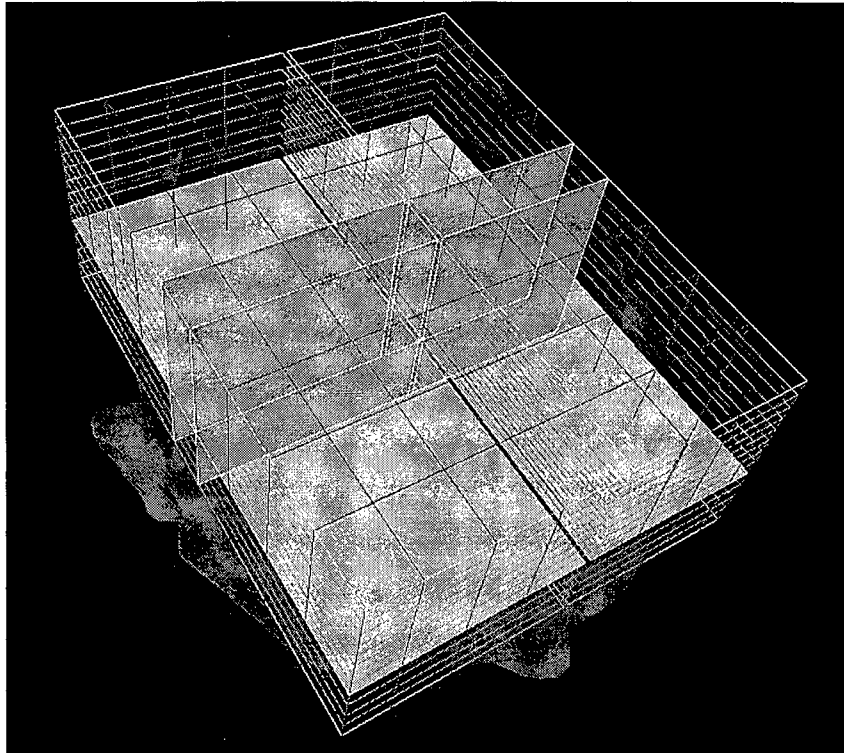


FIGURA 34: Adaptação do Atlas no cérebro.

Através da imagem em 3D é possível visualizar a adaptação do Atlas ao cérebro, os planos principais do Atlas são mostrados como superfícies opacas, já as linhas secundárias são mostradas como planos transparentes.

Os resultados obtidos com o sistema se apresentaram satisfatórios, os profissionais da área médica que fizeram uso do sistema encontraram diversas aplicações para o sistema, forneceram sugestões e algumas alterações desde o uso da ferramenta até detalhes de interface.

9. CONCLUSÃO

O desenvolvimento de sistemas computacionais com capacidade de fornecer auxílio ao diagnóstico médico não é suficiente a realização de uma determinada tarefa, é de fundamental importância que este sistema seja robusto o suficiente para proporcionar ao profissional confiabilidade e segurança, este é um dos pontos mais críticos no desenvolvimento destas ferramentas.

Através deste trabalho, é possível observar, compreender a necessidade e a importância do desenvolvimento de uma ferramenta que seja capaz de prover ao profissional da área médica, auxílio na identificação e mapeamento de áreas cerebrais de forma confiável. Além disso, com o sistema Cyclops Brain Atlas, poderá ser oferecido ao profissional da área médica como um auxílio ao diagnóstico de uma forma simplificada, apresentando o funcionamento das áreas cerebrais conforme as informações apresentadas no Atlas de Talairach.

A escolha de tornar o Atlas de Talairach digital deu-se em função de algumas razões fundamentais: (a) apresentação simplificada das relações entre as regiões cerebrais e suas funções e (b) modelo mais adequado e simples de ser implementado computacionalmente por se assemelhar com modelos de armazenamento de dados existentes.

A partir dos estudos feitos neste trabalho, é percebida a existência de uma necessidade real, é importante ter um atlas capaz de se adaptar a diferentes cérebros, tornando assim uma ferramenta realmente útil no auxílio à detecção e principalmente a localização de patologias cerebrais. O desenvolvimento do atlas digital com a possibilidade de ser totalmente deformável, permite uma adaptabilidade a cada cérebro em particular, proporcionando assim uma identificação mais exata de cada região do cérebro. Já com a possibilidade de correlacionar as informações da imagem com possíveis patologias será possível antecipar diagnósticos, ou ainda, entender determinados sintomas apresentados pelo paciente.

Como se pretende que esta ferramenta possa ser utilizada em qualquer clínica, a mesma se apresentou robusta conforme a modelagem dos outros sistemas Cyclops exigem, sendo capaz de trabalhar com imagens geradas por equipamentos antigos ou modernos, fazendo desta uma ferramenta independente do padrão da clínica desde que se utilizem equipamentos que trabalhem com o formato DICOM3.

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AFFIF, Adel K.; BERGMAN, Ronald A. Functional neuroanatomy. Iowa: McGraw-Hill, 1998.
- BOTÍ, Gabriel Vera; GORDON, Fernando Bombal; MARÍN, Luis Rodríguez. Problemas de análise matemática tomo 1: cálculo diferencial. Madrid: Editorial AC, 1974.
- CARPENTER, Malcolm B. Neuroanatomia Humana. Interamericana. Rio de Janeiro, 1978.
- CHUSID, Joseph G. Neuroanatomia Corretiva e Neuroanatomia Funcional. Traduzido por Carlos Floriano de Maraes. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, 1985.
- CLÁUDIO, Dalcídio M.; DIVÉRIO, Tiajaru A.; TOSCANI, Laira V. Fundamentos de matemática computacional. Porto Alegre: D.C. Luzzatto Editores Ltda, 1987.
- ERHART, Eros Abrantes. Neuroanatomia. Ateneu: São Paulo: McGraw Hill, 1974.
- FOLEY, James D; et al. Computer graphics: principles and practice. USA: Addison-Wesley Publishing Compny, inc, 1996.
- HARRINGTON, Steven. Computer graphics: a programming approach. USA: McGraw Hill, 1990.
- HOPKINS, Trevor, HORAN, Bernard, SMALLTALK an introduction to application development using visualworks. Oxford: Prentice Hall, 1995.
- KRETSCHMANN, Hans Joachim; WEINRICH, Wolfgang. Neurofunctional systems: 3d reconstructions with correlated neuroimaging. German: Ed. Thieme, 1996.
- LEZZI, Gelson; et al.. Fundamentos de matemática elementar: geometria espacial. São Paulo: Atual, 1985.
- LEZZI, Gelson; et al.. Fundamentos de matemática elementar: geometria plana. São Paulo: Atual, 1985.
- MACHADO, Angelo B. M. Neuroanatomia Funcional. Belo Horizonte: Livraria Atheneu, 1993. 2ª edição.
- PARKER, James R. Algorithms for image processing and computer vision. New York: Wiley Computer Publishing, 1997.
- PORTO, Celmo Seleno. Semiologia Médica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogam, 1994. 2ª edição.

- RUDIN, Walter. Princípios de análise matemática: tradução Eliana Rocha Henriques de Brito. Rio de Janeiro: editora Universidade de Brasília, 1971.
- SALAMON, Georges; HUANG, Yun Peng. Computed Tomography of the Brain. Springer-Verlag. New York: Berlin Heidelberg, 1980.
- SAMET, Hanan. The Design and analysis of spatial data structures. USA: Addison-Wesley, 1994.
- TALAIRACH, Jean; TOURNOUX, Pierre. Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain 3-dimensional Proportional System: an approach to cerebral imaging. New York: Ed Thieme, 1988.