

CENTRO UNIVERSITÁRIO FEEVALE

MARIA ISABEL GEWEHR MELO

SISTEMA DE APOIO AO DIAGNÓSTICO DE EPILEPSIA

Novo Hamburgo, junho de 2008.

MARIA ISABEL GEWEHR MELO

SISTEMA DE APOIO AO DIAGNÓSTICO DE EPILEPSIA

Centro Universitário Feevale
Instituto de Ciências Exatas e Tecnológicas
Curso de Sistemas de Informação
Trabalho de Conclusão de Curso

Professor Orientador: Marta Rosecler Bez

Novo Hamburgo, junho de 2008.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiro a Deus. Aos meus pais, irmãos e avó que foram minha base para chegar até aqui.

A família do meu esposo que me acolheu e sempre me apoiou.

Aos amores da minha vida, Alex e Bruno por todo apoio e amor. Bruno teu sorriso me renova a cada dia. Espero que o tempo que ficamos separados possa ser recuperado mais tarde.

A minha querida orientadora que soube me conduzir e me fazer acreditar que daria certo.

A Mari e a todos que me proporcionaram tranqüilidade, cuidando do meu maior tesouro, meu filho, para que eu pudesse estudar.

Aos colegas e amigos do CSI.

RESUMO

Com o constante crescimento de pesquisas na área médica visando à melhoria da qualidade de vida dos pacientes e também a procura por métodos não invasivos para a detecção e tratamento de doenças, surge a necessidade de alinhar pesquisas nas áreas de medicina e informática em busca de resultados cada vez mais satisfatórios. Exames não invasivos e que geram imagens com qualidade, que pode ser aumentada através do uso de técnicas computacionais, como a ressonância magnética e a tomografia computadorizada, revelam detalhes da anatomia cerebral que muitas vezes passam despercebidos pelo olho do examinador. Com este intuito o trabalho será escrito, a idéia aqui é buscar informações e obter os requisitos de um software de apoio a diagnóstico que possa auxiliar médicos neurologistas na detecção de alterações cerebrais, discretas ou não, que possam estar influenciando ou gerando crises epiléticas.

Palavras-chave: Sistemas de Apoio ao Diagnóstico. Processamento de Imagens Médicas. Epilepsia.

ABSTRACT

With the constant growth in the area of medical research aimed at improving the life quality of patients and also the demand of non-invasive methods in order to detect and treat diseases, there is a need to align the research in the areas of medicine and information technology in search for increasingly satisfying results. Non-invasive exams that generate image quality, which can be increased through the use of computational techniques such as magnetic resonance imaging and computerized tomography, reveal details of the brain anatomy that often go unnoticed to the eye of the examiner. This work will be written aiming at this, the idea here is to obtain information and the requirements of a software to support the diagnosis in order to help neurologist doctors to detect changes in brain, whether discreet or not, which may be influencing or generating epileptic crisis.

Key words: Systems Support for diagnosis. Medical Image Processing. Epilepsy.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Divisão do Sistema Nervoso Central (SNC).....	16
Figura 1.2 - Partes que compõem o SNC.....	17
Figura 1.3 - Lobos cerebrais vistos lateral e medialmente.....	19
Figura 1.4 – Lobos cerebrais	20
Figura 1.5 - Face anterior do tronco encefálico, identificando o bulbo (B), a ponte (P) e o mesencéfalo (M).	21
Figura 1.6 - Corte sagital de ressonância magnética	22
Figura 1.7 - Corte frontal de ressonância magnética	23
Figura 1.8 - Corte horizontal de ressonância magnética.....	23
Figura 2.1 - Primeiro Raio X.....	27
Figura 2.2 - Concentração de água em vários tipos de tecidos	31
Figura 2.3 – (a) Exemplo de voxel; (b) Células visualizadas através do zoom no voxel.	32
Figura 2.4 – (a) Moléculas de água das células; (b) Zoom em uma molécula de água (uma molécula de oxigênio e dois átomos de hidrogênio).....	32
Figura 2.5 - (a) Imagem ponderada em T1; (b) Imagem ponderada em T2; (c) Imagem ponderada em DP.....	34
Figura 2.6 - Plano coronal	36
Figura 2.7 - Plano axial	36
Figura 2.8 - Plano sagital	37
Figura 3.1 - Displasia cortical tipo Taylor	43
Figura 3.2 - Heterotopia periventricular. Atrofia cerebelar.	43
Figura 3.3 – Neurocisticercose	45
Figura 3.4 - Atrofia do hemisfério cerebral esquerdo, com áreas hiperintensas no córtex e substância branca (gliose). Atrofia com hipersinal do hipocampo esquerdo.	50

Figura 3.5 - Hemisfério cerebral esquerdo com redução de volume. Alteração da anatomia do hipocampo (corpo) com hipersinal.	50
Figura 4.1 – Etapas de um sistema de visualização científica genérico.	55
Figura 4.2 - Aplicação do filtro de mediana 3x3.....	59
Figura 5.1 - Seqüência de execução software	70
Figura 5.2 - Diagrama de classes do projeto <i>ImageBordas</i>	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1 - Absorção de tecidos em HU no exame de TC	30
Tabela 2.1 - Intensidade de sinal em RM (prótons de hidrogênio)	34
Tabela 2.2 - Tipo de materiais e seus sinais na RM	35

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BMP	Bitmap File Format
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DP	Densidade de prótons
EEG	Eletroencefalograma
EMT	Esclerose Mesial Temporal
ETM	Esclerose temporal mesial
GIF	Graphics Interchange Format
HU	Hounsfield Unit
JPG	Joint Photographic Experts Group
MAV	Malformação artério-venosa
MNI	Montreal Neurological Institute
NMR	Nuclear Magnetic Resonance
PET	Pósitron-Emission Tomography
PNG	Portable Network Graphics
RM	Ressonância Magnética
SAD	Sistema de Apoio ao Diagnóstico
SNC	Sistema Nervoso Central
SPECT	Single-Photon Emission Tomography
TC	Tomografia Computadorizada
TIF	Tagged Image File Format
TR	Tempo de relaxação
UML	Unified Modeling Language

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO.....	12
1 ANATOMIA CEREBRAL	15
1.1 Sistema Nervoso	15
1.2 Cérebro	17
1.2.1 Diencefalo	17
1.2.2 Telencefalo	18
1.3 Cerebelo.....	21
1.4 Tronco encefálico.....	21
1.4.1 Mesencefalo.....	21
1.4.2 Ponte	22
1.4.3 Bulbo.....	22
1.5 Estruturas Destacadas.....	22
1.5.1 Ventriculos	24
1.5.2 Hipocampo	24
2 HISTÓRICO DE IMAGENS MÉDICAS	26
2.1 Raio X.....	26
2.2 Tomografia Computadorizada	28
2.3 Ressonância Magnética	30
2.3.1 Cortes Anatômicos.....	35
2.4 Comparativo.....	37
3 EPILEPSIA	39
3.1 Conceito.....	39
3.2 Exames de Diagnóstico	40
3.3 Principais lesões detectadas pela RM.....	42
4 PROCESSAMENTO DE IMAGENS	52
4.1 Introdução	52
4.2 Visão Computacional	55
4.2.1 Aquisição de imagens	55
4.2.2 Pré-processamento	56
4.2.3 Segmentação.....	63
4.2.4 Extração de atributos ou características	66
4.2.5 Classificação e reconhecimento.....	66
4.2.6 Decisão.....	66
5 PROPOSTA DO SISTEMA	68
5.1 Ambiente de Desenvolvimento.....	68

5.2 Metodologia da Orientação a Objetos	71
5.3 Imagens Analisadas.....	71
CONCLUSÃO.....	73
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	75

INTRODUÇÃO

A epilepsia é um distúrbio neurológico que, segundo Guerreiro (1996), não possui uma definição completamente satisfatória. São eventos clínicos que refletem a uma disfunção temporária de uma pequena parte do cérebro, as chamadas crises focais, ou áreas mais extensas, envolvendo os dois hemisférios cerebrais, as chamadas crises generalizadas. “A crise epilética é causada por descarga anormal, excessiva e transitória das células nervosas” (GUERREIRO, 1996) e existem vários grupos de doenças que podem desencadear crises epiléticas.

Conforme a ASPE - Assistência à Saúde de Pacientes com Epilepsia (ASPE, 2008), no Brasil estima-se que existam três milhões de pessoas com epilepsia e que a cada dia são descobertos trezentos novos casos. Cerca de 50% dos casos têm início na infância e adolescência.

Guerreiro (1996) indica que a faixa etária mais atingida pela doença é a infantil, especificamente abaixo de dois anos e que a incidência é bastante grande também em idosos com mais de 65 anos.

A ASPE (2008) acredita que estas pessoas, ou a maioria delas, carregam consigo o estigma de epilético e muitos deles não sabem que existe tratamento eficaz que pode controlar cerca de 80% dos casos.

A qualidade de vida dos pacientes com epilepsia deve ser levada em consideração. Guerreiro (1996) destaca que, desde as primeiras pesquisas realizadas na década de 40 já havia uma preocupação com a qualidade de vida dos pacientes com epilepsia. Anteriormente, utilizava-se como critério para medir a qualidade de vida a frequência, o tipo e a severidade das crises, hoje já são consideradas alterações do estilo de vida da pessoa com epilepsia, além das manifestações clínicas. O tratamento do paciente não requer apenas medicamentos e

controle das crises, é necessário auxiliar o paciente com relação aos problemas sociais e culturais que podem interferir na sua qualidade de vida.

De acordo com Santos (2002), a epilepsia é um problema comum de saúde pública, e o marco inicial da epileptologia moderna foi em 1862, em Londres, no hoje denominado *National Hospital for Neurology and Neurosurgery*.

Conforme Manssour (2006), com os avanços obtidos na aquisição de imagens médicas através de exames, amplia-se a confiabilidade de um diagnóstico por imagem, que é um método não invasivo, o que torna o processo mais seguro para o paciente. Alguns exemplos de exames são a Tomografia Computadorizada (TC) e a Ressonância Magnética (RM), que fornecem imagens detalhadas em termos de resolução e distinção de tecidos. Soma-se a isso a crescente pesquisa na área da computação aplicada à medicina, que permite que as imagens obtidas através destes exames possam ser processadas e manipuladas, fazendo com que o médico possa ter maiores condições de formação de um diagnóstico preciso.

Guerreiro (1996) descreve que a RM tem gerado uma revolução com relação ao esclarecimento das causas das epilepsias, auxiliando na identificação de alterações estruturais. Para Bastos (1995) e Watson (1997) apud Santos (2002), com o avanço da engenharia médica e da ciência da computação, têm sido criadas novas formas de detectar alterações discretas no padrão morfológico cerebral que podem ser diagnosticadas e correlacionadas com as manifestações clínicas de epilepsia.

Com base no exposto anteriormente, entende-se que é de extrema importância o desenvolvimento de trabalhos de pesquisa envolvendo áreas completamente distintas, como medicina e informática, mas que se completam na busca de avanços significativos para a ciência e para a sociedade.

Este trabalho faz parte de um projeto maior que deve resultar no desenvolvimento de um sistema de apoio ao diagnóstico de epilepsia com base em imagens de RM.

Nesta fase do projeto será realizado o estudo sobre o tema epilepsia, testes com imagens de RM e escolha de algoritmos que possam ser usados no sistema. Pretende-se buscar o auxílio de profissionais da saúde que possam guiar o desenvolvimento do sistema, tanto auxiliando na definição dos requisitos, como validando a ferramenta através de testes. Desta forma, como resultado desta fase no projeto, tem-se a análise do software de apoio ao diagnóstico de epilepsia. A segunda fase, desenvolvimento do sistema, será realizada por um aluno da ciência da computação, que já trabalha na equipe de desenvolvimento deste projeto.

Foi escolhida a RM como base para essa pesquisa em função da mesma ser citada por Santos (2002) como o exame mais confiável na detecção das patologias comparado a TC. Esta vantagem também é descrita por Júnior (2003), onde o mesmo escolhe a RM como objeto de estudo, em função de gerar imagens com melhor definição espacial e de contraste em relação à TC, especialmente em tecidos moles, que é o objeto de estudo deste projeto.

Este trabalho está dividido da seguinte forma: no capítulo um é apresentada a anatomia cerebral, onde é dada ênfase as estruturas encefálicas mais importantes encontradas em exames de ressonância magnética. O capítulo dois aborda o histórico das imagens médicas, desde o raio X, passando pela tomografia computadorizada, chegando no exame de ressonância magnética, foco deste estudo. A epilepsia é tratada no capítulo três, onde são apresentadas informações relevantes sobre a doença. São destacadas as principais causas e, evidenciados alguns diagnósticos através de exames de tomografia computadorizada e ressonância magnética. No capítulo quatro é realizada uma revisão bibliográfica sobre processamento de imagens e visualização científica. São abordadas as fases de um sistema típico de análise de imagens e as principais técnicas utilizadas em cada fase. A proposta do sistema é apresentada no capítulo cinco, onde as definições iniciais do sistema, como ambiente de desenvolvimento, estrutura do sistema entre outros são abordadas. Enfim, na conclusão, abre-se espaço para apresentar o estudo realizado e as idéias de continuação para o TCC II.

1 ANATOMIA CEREBRAL

Neste capítulo serão resumidos alguns aspectos importantes da anatomia cerebral. Busca-se um maior conhecimento da anatomia para possibilitar a posterior identificação destas estruturas nos exames de ressonância magnética. Pretende-se, também, destacar a importância de cada estrutura anatômica em função da sua correlação com problemas que possam ser encontrados nos estudos deste projeto.

1.1 Sistema Nervoso

Os seres vivos precisam se ajustar ao meio ambiente para conseguir sobreviver e, para isso, três propriedades são de extrema importância: irritabilidade, condutibilidade e contratilidade.

Segundo Machado (2003, p. 1), a irritabilidade permite a uma célula detectar mudanças no meio ambiente. A condutibilidade permite que a célula reaja a um estímulo e dê origem a, por exemplo, um impulso. Também pode ocorrer de uma célula que recebe um impulso contrair-se visando fugir de um estímulo nocivo, a chamada contratilidade.

O tecido nervoso é composto basicamente por dois tipos celulares: os neurônios e as células gliais ou neuroglia. Os neurônios são células altamente excitáveis que comunicam-se entre si e com outras células usando, basicamente, sinais elétricos. As células gliais se relacionam com os neurônios e são as células mais frequentes do tecido nervoso. Estas ocupam espaços entre os neurônios e tem função de sustentação, revestimento ou isolamento, modulação da atividade neuronal e defesa. A proporção neurônios x células gliais pode variar entre 1:10 a 1:50. As células gliais não geram impulsos nervosos e nem realizam sinapses, mas participam do controle do meio químico onde estão os neurônios e, ao contrário dos

neurônios, as células gliais têm capacidade de multiplicação. Os neurônios que morrem por qualquer motivo jamais serão substituídos. (MACHADO, 2003, p. 17 e 27).

Segundo o mesmo autor, todos os neurônios existentes no homem, embora recebam diversos nomes, podem ser classificados em três tipos básicos: neurônio aferente (sensitivo), eferente (motor) ou neurônio de associação.

O neurônio aferente, ou sensitivo, é responsável por captar informações do meio externo ou interno e levá-las ao sistema nervoso central. Seus receptores são capazes de transformar estímulos físicos ou químicos em impulsos nervosos. O neurônio eferente tem a função de conduzir o impulso nervoso ao órgão efetuator, que nos mamíferos, é um músculo ou uma glândula. Com a evolução dos seres, os neurônios de associação aumentaram consideravelmente o número de sinapses, e a concentração deste tipo de neurônio fez surgir, com a evolução, o encéfalo nos vertebrados (MACHADO, 2003, p. 4, 5). Esses neurônios estabelecem conexões entre outros neurônios, formando circuitos complexos. Sua função principal é a coordenação das funções autônomas do Sistema Nervoso Central (SNC), principalmente na região cefálica. (MENESES, 1999, p. 8).

O sistema nervoso pode ser dividido em partes, levando em consideração critérios anatômicos, embriológicos, funcionais e também relacionados à segmentação. A divisão mais conhecida do sistema nervoso é baseada em critérios anatômicos, e é esquematizada conforme demonstrado na Figura 1.1.

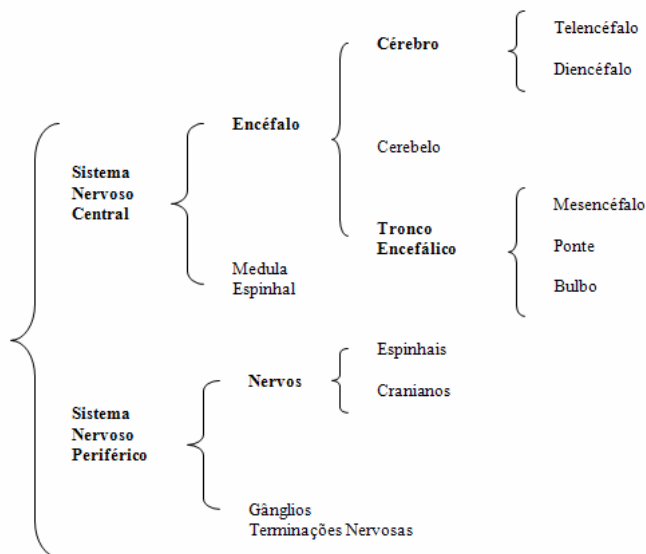


Figura 1.1 - Divisão do Sistema Nervoso Central (SNC)

Fonte: Adaptada pela autora com base em Machado, 2003. p.11.

Este estudo concentra-se no SNC, mais especificamente no encéfalo. Na Figura 1.2, pode ser observada a anatomia geral do SNC, mas, como o objeto deste estudo é o encéfalo, posteriormente serão descritas as principais funções das estruturas que o compõem, ou seja, o cérebro, o cerebelo e o tronco encefálico.

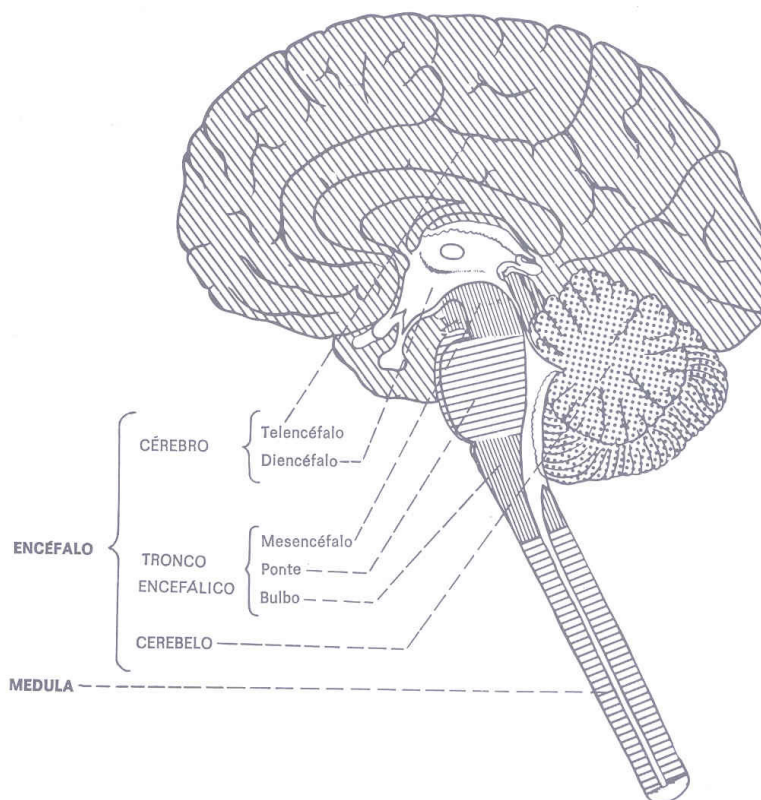


Figura 1.2 - Partes que compõem o SNC
Fonte: Machado, 2003. p. 12.

1.2 Cérebro

O cérebro divide-se em: diencéfalo e telencéfalo. Como pode ser observado na Figura 1.2, o telencéfalo, é a porção mais desenvolvida e mais importante do encéfalo, ocupando cerca de 80% da cavidade craniana. Os dois componentes que formam o cérebro, embora intimamente unidos, apresentam características próprias que serão destacadas nos próximos parágrafos. (MACHADO, 2003, p. 55).

1.2.1 Diencéfalo

O diencéfalo compreende as seguintes partes: tálamo, hipotálamo, epítalamo e subtálamo e todas estas partes estão relacionadas com o III ventrículo.

Tálamo: Os tálamos são duas massas volumosas de substância cinzenta, de forma ovóide, dispostas uma de cada lado, na porção latero-dorsal do diencéfalo. (MACHADO, 2003, p. 56). Apesar de o tálamo ser freqüentemente lembrado pelas funções sensitivas, cada grupo de núcleos apresenta conexões distintas. Desta forma, o tálamo se relaciona também com a emoção, motricidade, ativação cortical, entre outras funções. (MENESES, 1999, p. 200).

Hipotálamo: O hipotálamo é uma área relativamente pequena do diencéfalo, situada abaixo do tálamo. Possui importantes funções, relacionadas principalmente com o controle da atividade visceral. Rege o sistema nervoso autônomo, que efetiva funções de controle sobre os fluídos corporais. Ex.: regula a sede, ingestão de alimentos, manutenção da temperatura corporal, etc. (MENESES, 1999, p. 210).

Epitálamo: O epitálamo limita posteriormente o III ventrículo, acima do sulco hipotalâmico, já na transição com o mesencéfalo. Seu elemento mais evidente é a glândula pineal, ou epífise. (MACHADO, 2003, p. 57). Possui funções endócrinas e relacionadas com a emoção. (CEFID, 2008).

Subtálamo: O subtálamo compreende a zona de transição entre o diencéfalo e o tectumento do mesencéfalo. É uma região de difícil visualização, podendo ser visualizada com mais facilidade em cortes frontais. Não se relaciona com as paredes do III ventrículo. (MACHADO, 2003, p. 58). Suas funções estão relacionadas com a atividade motora. (CEFID, 2008).

1.2.2 Telencéfalo

O telencéfalo compreende os dois hemisférios cerebrais, direito e esquerdo, além de uma pequena parte mediana situada na porção anterior do III ventrículo (MACHADO, 2003, p.59).

Os hemisférios cerebrais são divididos parcialmente por uma fissura longitudinal do cérebro, cujo assoalho é formado por uma caixa de fibras comissurais chamada de corpo caloso, que é o principal meio de união entre os dois hemisférios (MACHADO, 2003, p. 59).

Segundo o mesmo autor, o córtex cerebral constitui a superfície de ambos os hemisférios cerebrais e, é uma fina camada de substância cinzenta que reveste o centro branco medular do cérebro. A substância cinzenta é composta basicamente por corpos neuronais e a substância branca pelos axônios. O córtex é uma das partes mais importantes do sistema nervoso. É nele que chegam os impulsos de todas as vias sensitivas e também é onde estes impulsos se tornam conscientes e interpretados. Do córtex também saem impulsos nervosos que iniciam e comandam movimentos voluntários.

A superfície do cérebro humano e de vários animais apresenta depressões denominadas sulcos, que delimitam os giros ou circunvoluções cerebrais (Figura 1.3). Os sulcos cerebrais ajudam a delimitar os lobos cerebrais, que recebem sua denominação de acordo com os ossos do crânio com os quais se relacionam. Desta forma, têm-se os lobos: frontal, temporal, parietal e occipital (Figura 1.4). Além desses, existe um quinto lobo, a ínsula, que é situada profundamente no sulco lateral e não têm relação imediata com os ossos do crânio. Assim como existem os hemisférios cerebrais direito e esquerdo, também existem os lobos direito e esquerdo. Posteriormente, serão identificadas as principais funções de cada lobo. Deve ser considerado o fato de que a divisão em lobos, embora de grande importância clínica, não corresponde a uma divisão funcional, exceto pelo lobo occipital, que parece estar relacionado, direta ou indiretamente, com a visão. (MACHADO, 2003, p. 59/60).

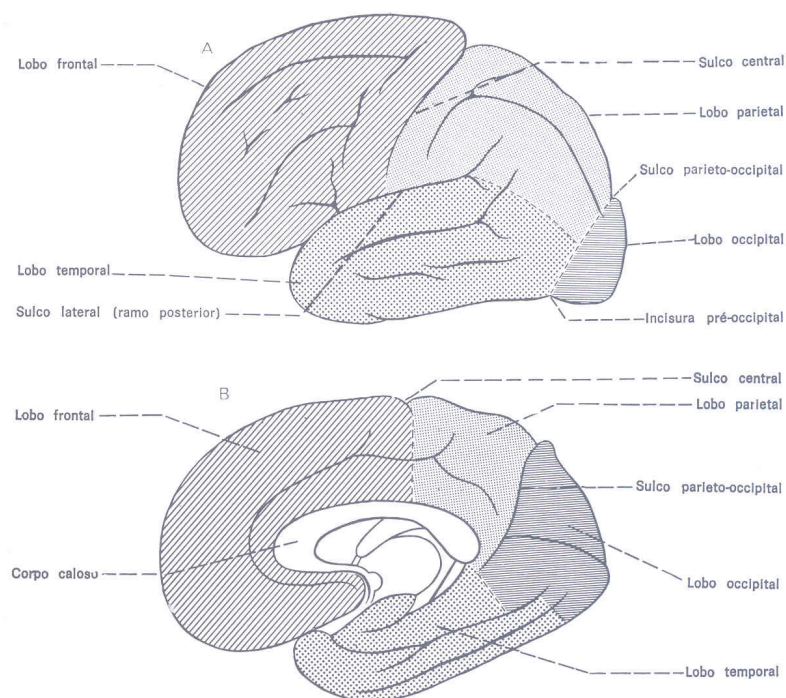


Figura 1.3 - Lobos cerebrais vistos lateral e medialmente.

Fonte: Machado, 2003. p. 60.

Lobo Frontal: As principais funções são relacionadas à motricidade voluntária, automática e reflexa; Psíquicas: humor, caráter e iniciativa; Linguagem motora (expressões); Neurovegetativas (controle de pressão arterial, respiração, esfíncter urinário, etc.).

Lobo Parietal: O lobo parietal se relaciona com as sensibilidades em geral, ou seja, sensibilidade térmica, algésica e tátil, também conhecidas como sensibilidades superficiais, além das sensibilidades profundas: vibratória, cinético postural (posições das partes do corpo), a capacidade de sensação de pressão e a dor profunda, que é captada pelos tendões, músculos e articulações. O lobo parietal também se relaciona com gustação e motricidade voluntária.

Lobo Temporal: O lobo temporal se relaciona com a audição, olfação, funções psíquicas e a linguagem compreensiva. Por ele também passam as vias visuais que tem como destino o lobo occipital.

Lobo Occipital: Funções relacionadas à visão.

Ínsula: A ínsula é o lobo cerebral que cresce menos e por esta razão está sendo pouco a pouco recoberto pelos lobos vizinhos, frontal, temporal e parietal (MACHADO, 2003, p. 63).

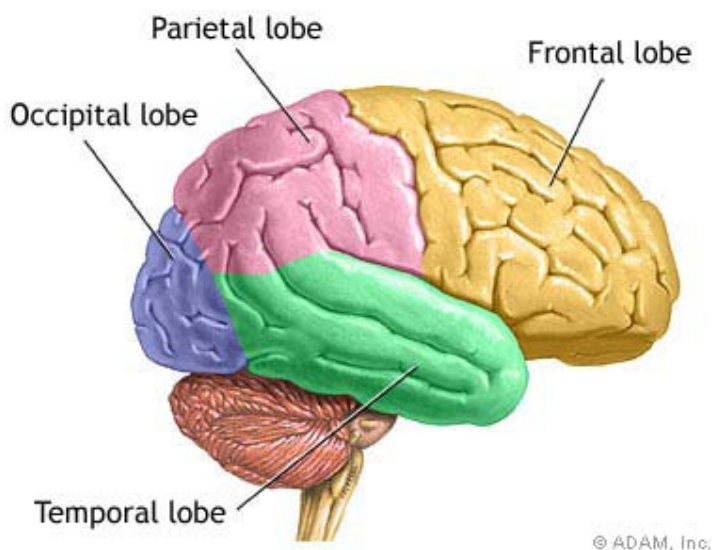


Figura 1.4 – Lobos cerebrais
Fonte: Adam, 2008.

1.3 Cerebelo

O cerebelo e o cérebro são os órgãos que constituem o sistema nervoso supra-segmentar. Eles possuem uma organização bastante semelhante e completamente diferente dos órgãos do sistema nervoso segmentar. Tanto o cerebelo como o cérebro possuem um córtex que envolve o centro de substância branca, mas a substância cinza do cerebelo não é complexa como a do cérebro. Do ponto de vista fisiológico, o cerebelo difere do cérebro porque funciona sempre em nível involuntário e inconsciente, sendo sua função exclusivamente motora. (MACHADO, 2003, p. 215).

1.4 Tronco encefálico

O tronco encefálico interpõe-se entre a medula e o diencéfalo, situando-se ventralmente¹ ao cerebelo. O tronco encefálico divide-se em: bulbo, situado caudalmente²; mesencéfalo, situado cranialmente³ e ponte, situada entre ambos (Figura 1.5).

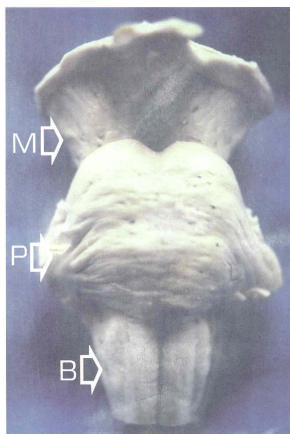


Figura 1.5 - Face anterior do tronco encefálico, identificando o bulbo (B), a ponte (P) e o mesencéfalo (M).

Fonte: Meneses, 1999. p. 109.

1.4.1 Mesencéfalo

O mesencéfalo representa o menor e menos diferenciado segmento do tronco encefálico (MENESES, 1999, p. 112).

¹ Relativo ou pertencente ao ventre. Oposto à dorsal; inferior.

² Pertencente ou relativo à cauda. Dirigido a parte posterior do corpo ou à parte da qual sai à cauda.

³ Relativo ao crânio.

O mesencéfalo interpõe-se entre a ponte e o cérebro. (MACHADO, 2003, p. 47).

1.4.2 Ponte

É a parte do tronco encefálico interposta entre o bulbo e o mesencéfalo (MACHADO, 2003, p. 44).

1.4.3 Bulbo

O bulbo tem a forma de um tronco de cone, cuja extremidade menor continua caudalmente com a medula espinhal. (MACHADO, 2003, p. 43).

1.5 Estruturas Destacadas

Nas imagens de ressonância magnética, algumas estruturas ficam evidentes e merecem ser destacadas além das estruturas anatômicas básicas que compõem o encéfalo e já foram mostradas neste capítulo. Seria muito extenso explicar cada uma delas e suas funções, por isso foram selecionadas algumas imagens (Figura 1.6, Figura 1.7 e Figura 1.8) e logo após são explicados com maior clareza as estruturas anatômicas que podem estar relacionadas com epilepsia, conforme será visto no capítulo 3.

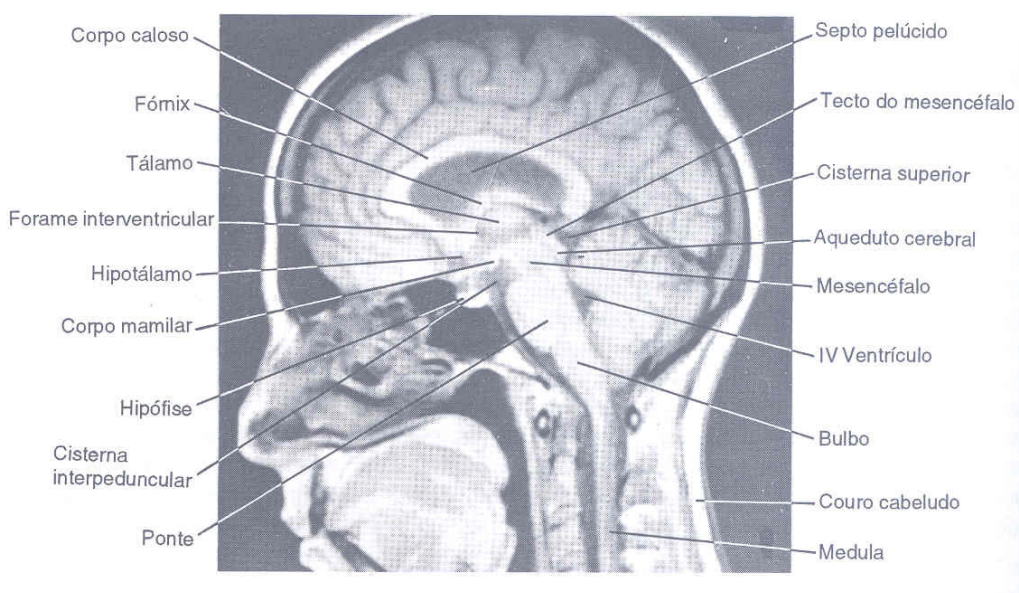


Figura 1.6 - Corte sagital de ressonância magnética

Fonte: Machado, 2003. p. 322.

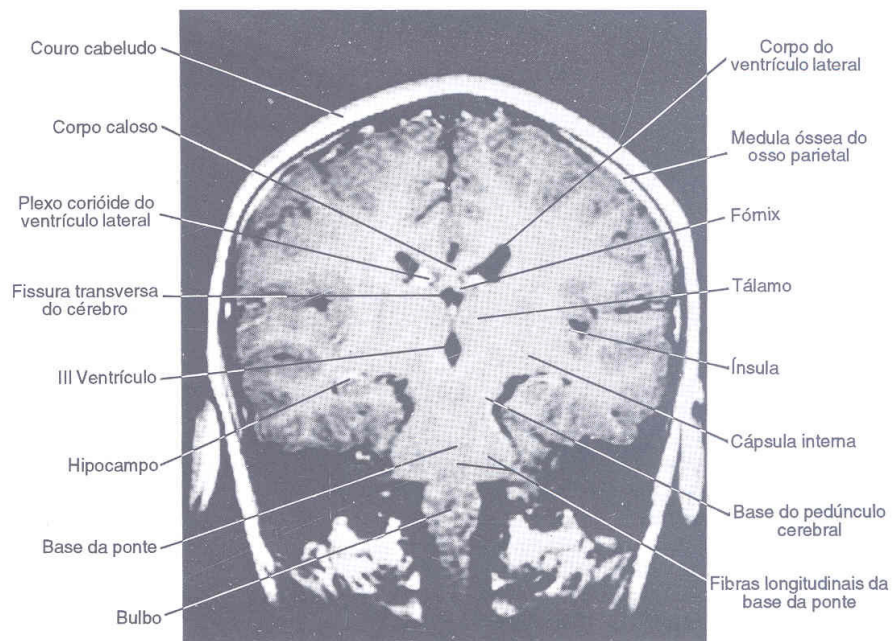


Figura 1.7 - Corte frontal de ressonância magnética
Fonte: Machado, 2003. p. 323.

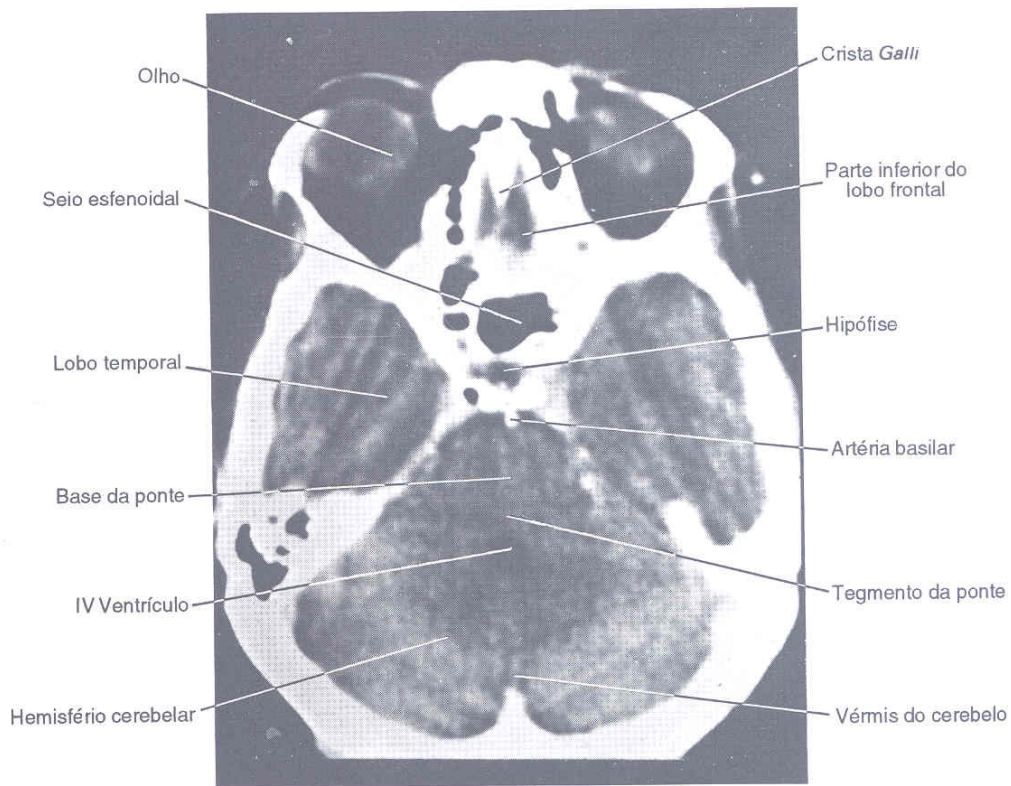


Figura 1.8 - Corte horizontal de ressonância magnética
Fonte: Machado, 2003. p. 322.

1.5.1 Ventriculos

Segundo Machado (2003, p. 82) “Existem quatro cavidades no encéfalo que contém líquido, os chamados ventriculos. O líquido ou líquido cérebro espinhal é um fluido aquoso e incolor que ocupa o espaço subaracnóideo e as cavidades ventriculares”.

A principal função do líquido é a proteção mecânica do SNC (MACHADO, 2003, p. 82). Os ventriculos laterais encontram-se nos hemisférios cerebrais esquerdo e direito e possuem forma de ferradura. São chamados, respectivamente, de primeiro e segundo ventriculo e se comunicam com o terceiro ventriculo pelos forames interventriculares. O tamanho dos ventriculos esquerdo e direito têm sido tema de vários estudos, sendo o ventriculo lateral esquerdo, na maioria das vezes, um pouco maior que o direito. Assimetrias mais evidentes são encontradas em 5% das pessoas consideradas normais (MENESES, 1999, p. 82).

O terceiro ventriculo é uma cavidade estreita e mediana, que se comunica com o IV ventriculo pelo aqueduto cerebral e com os ventriculos laterais pelos forames interventriculares. (MACHADO, 2003, p.55).

O quarto ventriculo é a cavidade localizada posteriormente à ponte e porção alta do bulbo e anteriormente ao cerebelo.

1.5.2 Hipocampo

O hipocampo é uma elevação curva e muito pronunciada. É constituído de um tipo antigo de córtex, o arquicórtex, e faz parte do sistema límbico, tendo importantes funções psíquicas relacionadas ao comportamento e memória. É encontrado nos dois hemisférios cerebrais. (MACHADO, 2003, p. 71).

O estudo da anatomia cerebral é importante para este trabalho em função de proporcionar conhecimento sobre as estruturas anatômicas a fim de utilizá-las na análise das imagens de ressonância magnética que serão obtidas. Também é importante conseguir correlacionar problemas estruturais da anatomia cerebral com as causas de epilepsia e detectar estes problemas através das imagens de ressonância magnética.

O próximo capítulo apresenta o histórico e a evolução das pesquisas em análise de imagens médicas. Nele serão apresentados o raio x, primeira técnica de obtenção de imagens

do interior do corpo humano, tomografia computadorizada e a ressonância magnética, alvo deste trabalho.

2 HISTÓRICO DE IMAGENS MÉDICAS

Este capítulo tem como objetivo resgatar um pouco de história da utilização de técnicas de imagens na medicina. Também se procura explicar o funcionamento da tomografia computadorizada e da ressonância magnética. O foco será dado à ressonância magnética, pois, através dela, serão geradas as imagens objeto deste estudo.

2.1 Raio X

Até o final do século XIX, a única maneira de examinar órgãos e estruturas internas do corpo humano era através de intervenções cirúrgicas. A primeira e mais utilizada técnica de obtenção de imagens do corpo humano, não invasiva, foi o raio X. (MANSSOUR, 1998).

Os raios X foram descobertos, acidentalmente, em 1895, pelo físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen quando realizava experimentos com raios catódicos em seu pequeno laboratório. Roentgen estava dentro de uma sala escura observando a condução de eletricidade através do tubo de Crookes, quando seu auxiliar chamou a atenção para a tela. Próximo ao tubo de vácuo havia uma tela coberta com platinocianeto de bário, sobre a qual se projetava uma inesperada luminosidade, resultante da fluorescência do material. Roentgen resolveu colocar sua mão à frente do tubo e viu seus ossos projetados na tela (RAIO X, 2008). Surge, neste momento, a primeira idéia de visualização interna, não invasiva, do corpo humano.

Em 28 de dezembro de 1895, após sete semanas de estudos metuculosos, Roentgen entregou um relatório preliminar sobre as suas descobertas ao presidente da Sociedade de Física Médica de Wurzburg, junto ao relatório estava a imagem da radiografia da mão da sua esposa (Figura 2.1) (RADSCAN, 2008).



Figura 2.1 - Primeiro Raio X
Fonte: Radscan, 2008.

A repercussão imediata com relação à descoberta dos raios X parece ser um caso único na história da ciência, talvez em função das aplicações na medicina que já foram notadas pelo próprio Roentgen em seus experimentos (RAIO X, 2008).

Inicialmente, utilizava-se como meio de armazenamento das imagens de raio X filmes e telas de fluoroscópio, que é uma tela de material fluorescente que torna visível o feixe de raio X que atravessa o corpo examinado. O problema é que estas imagens eram pouco nítidas para serem utilizadas clinicamente, e então, na década de 1940, novas tecnologias começaram a ser utilizadas para produzir imagens mais nítidas em tempo real. (MANSSOUR, 1998).

Ainda, segundo o mesmo autor, atualmente, um procedimento padrão para muitos tipos de exames é a combinação de monitoramento em tempo real de imagens de raio X com a criação de imagens selecionadas em filmes de alta resolução.

Para realização do exame de raio X, o paciente é colocado entre uma fonte emissora de radiação ionizada e um filme sensível a raios X. A imagem é produzida através da projeção de um raio em direção ao corpo do paciente. O corpo absorve parcialmente o raio X em diferentes graus, de acordo com cada tipo de tecido e ossos do corpo. (MANSSOUR, 1998).

O raio X apresenta duas deficiências: a sobreposição de estruturas e o baixo contraste entre tecidos não-ósseos. O problema da sobreposição se deve ao fato de que todos os órgãos atravessados pelo raio X são projetados, em função desta projeção, podem ocorrer sombras de estruturas próximas que acabam obscurecendo o objeto que o médico deseja visualizar. Para

contornar este problema foi instituída a radiografia de contraste, que utiliza um material de contraste que serve para delinear áreas de interesse. (MANSSOUR, 1998).

Exames de raio X, atualmente, são baratos e utilizados amplamente. São ótimos para exames rotineiros de estruturas como pulmão e esqueleto, mas não podem fornecer imagens de tecidos moles, onde se encontra a maioria das doenças. (MANSSOUR, 1998).

Para resolver deficiências de exames de raio X, como por exemplo, a necessidade de separação de estruturas sobrepostas, várias pesquisas foram encaminhadas e desenvolvidas. Estas pesquisas buscavam obter novas técnicas de visualização interna do corpo humano e um dos resultados destas pesquisas foi a tomografia computadorizada, que será explicada na próxima seção.

2.2 Tomografia Computadorizada

De acordo com Amaro (2001), esta técnica de obtenção de imagens, que também é baseada em raios X, é utilizada desde o início da década de 70. Manssour (1998) relata que em 1972, esta técnica revolucionou as imagens médicas porque permitiu visualizar estruturas anteriormente invisíveis em diagnósticos radiológicos usuais. Em 1979, seus criadores ganharam o prêmio Nobel.

Conforme é explicado por Leite (2008), na Tomografia Computadorizada (TC), um tubo de raio X gira 360° em torno da região do corpo humano a ser avaliada e a imagem obtida é tomográfica, ou seja, em fatias e entre estas fatias existe uma distância milimétrica. Em oposição ao feixe de raios X emitidos, existe um detector de fótons que gira concomitantemente ao feixe de raios X. Como na radiografia normal, as características das imagens irão depender da quantidade de fótons absorvidos pelo objeto em estudo.

Manssour (1998) relata que através da técnica de TC, obteve-se uma significativa melhora na capacidade de distinção de regiões com diferentes índices de absorção de raios X e também na capacidade de separação de estruturas encobertas, o que não era possível no raio X convencional. Desta forma pode-se observar radiologicamente muitos órgãos e tecidos doentes.

A mesma autora descreve ainda que existem dois tipos de TC: por transmissão e por emissão. Na TC por transmissão a imagem de uma “fatia” do corpo humano é reconstruída a

partir de uma série de varreduras com um feixe de raio X. Este feixe atravessa o plano do paciente em diferentes ângulos. A radiação não absorvida pelo corpo do paciente é medida por detectores alinhados com emissores de raios X. O conjunto de emissores-detectores é rotacionado no mesmo plano e os raios são emitidos e medidos por várias inclinações diferentes. Os valores medidos na linha de detectores são armazenados para cada ângulo e utilizados posteriormente para reconstrução matemática do plano atravessado ao feixe de radiação. Como resultado, obtém-se uma imagem que representa uma fatia plana do corpo examinado, sem sobreposições. Na TC de emissão, o objetivo é fazer uma imagem seccional da distribuição de isótopos radioativos no corpo humano. Estes isótopos podem ser administrados ao paciente por injeção ou inalação e permitem um diagnóstico mais preciso. Geralmente são utilizados para medição do metabolismo, revelando o funcionamento fisiológico do corpo, como, por exemplo, fluxo sanguíneo ou consumo de oxigênio.

As técnicas de emissão são divididas em: *Pósitron-Emission Tomography* (PET), ou Tomografia por Emissão de Pósitrons, e *Single-Photon Emission Tomography* (SPECT), Tomografia por Emissão de Fóton único. Em qualquer um destes exames, o objetivo é um pouco diferente da TC explicada anteriormente. Nestes exames é possível estudar a química cerebral, a neurotransmissão, assim como outras funções cerebrais, e eles são utilizados para o diagnóstico de doenças como, por exemplo: diagnóstico diferencial de demências, diagnóstico diferencial de recidiva de tumores e necroses pós-irradiação ou pós-cirurgias, entre outras (COSTA, 2001).

O princípio básico de PET e SPECT é que a instrumentação utilizada é apenas receptora de informações, ou seja, para obtenção das imagens, é necessário administrar no paciente um radiofármaco marcado. Sendo utilizado para realização da PET um radiofármaco com um emissor de pósitrons e para a realização da SPECT, é administrado um emissor de fóton simples (COSTA, 2001).

O tomógrafo, aparelho utilizado para a realização do exame de TC, realiza o registro da diferença de potencial ou voltagem que cada detector de fóton fornece ao computador, após, o computador transforma estes sinais em unidades digitais e a imagem é formada com a utilização de uma técnica matemática denominada transformada de Fourier (LEITE, 2008).

A intensidade de atenuação (diferença de potencial) dos raios X é medida utilizando *Hounsfield Unit* (HU), ou unidade de *Hounsfield*, (GE, 2008), onde o ar possui o valor de -

1000 e o osso, com atenuação máxima, o valor maior que 1000. Na tabela demonstrada a seguir, pode-se visualizar valores de HU para diferentes tipos de tecidos. (PAIVA, 1999).

Tabela 1.1 - Absorção de tecidos em HU no exame de TC

Tecido	Intervalo HU
Ar	-1000
Gordura	-110 +/- 15
Água	0
Rim	27 +/- 15
Pâncreas	35 +/- 10
Músculo	40 +/- 10
Fígado	55 +/- 10
Ossos esponjosos	200 - 400
Ossos Compactos	>1000

Fonte: Paiva, 1999.

A maioria dos tomógrafos gera imagens de 512 x 512 *pixels*, e cada *pixel* representa uma área de 0.5 a 2 mm quadrados. Normalmente, são utilizados 2 *bytes* para representar a intensidade de cada pixel. (PAIVA, 1999).

Na próxima seção será explicado o funcionamento da ressonância magnética, cujas imagens serão o foco de desenvolvimento deste trabalho.

2.3 Ressonância Magnética

A RM (Ressonância Magnética) é baseada na absorção e emissão de energia na faixa de frequência de rádio por espectro eletromagnético (HORNAK, 2008).

Um dos átomos mais fáceis de visualizar através de RM é o átomo de hidrogênio (MANSSOUR, 1998).

O corpo humano é composto essencialmente por gordura e água. Gordura e água possuem diversos átomos de hidrogênio. Aproximadamente, 63% do corpo humano é composto por átomos de hidrogênio. Os núcleos do hidrogênio possuem um sinal *Nuclear Magnetic Resonance* (NMR), razão pela qual este é o átomo mais fácil de ser visualizado. (HORNAK, 2008). A densidade protônica dos tecidos é praticamente dominada pelo sinal de água, devido a sua elevada percentagem (vide Figura 2.2).

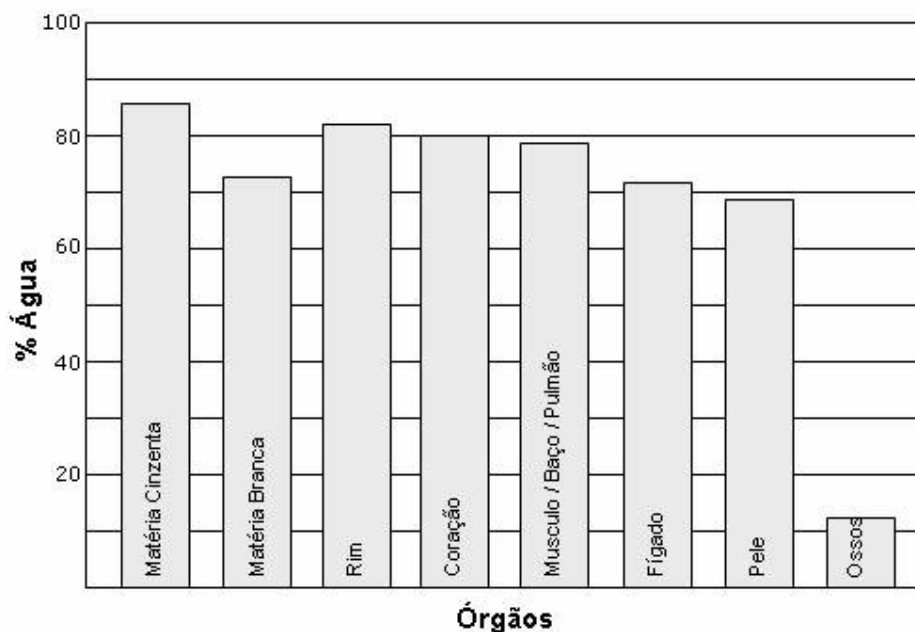


Figura 2.2 - Concentração de água em vários tipos de tecidos

Fonte: Gil, 2002.

São utilizados para a realização deste tipo de exame os seguintes equipamentos: um grande magneto (ímã), ondas de rádio e um computador. O magneto é amplo o suficiente para envolver o paciente e mantém um forte e constante campo magnético.

O momento magnético dos núcleos de átomo do corpo humano tendem a alinhar-se com este campo magnético e ficam girando em torno da direção deste campo com uma frequência que depende do tipo de átomo e da intensidade do campo magnético. Pulsos de rádio com determinada frequência são aplicados em ângulos específicos sobre o campo magnético constante. Os núcleos atômicos com frequência de rotação igual à frequência dos pulsos de rádio entram em ressonância com esses pulsos, absorvendo a sua energia e mudando de orientação em relação ao campo magnético. Quando o pulso de rádio é tirado, os núcleos voltam a alinhar-se com o campo magnético, emitindo um sinal de rádio detectável. As diferenças de intensidade e duração destes sinais são utilizadas para a geração da imagem. (MANSSOUR, 1998).

Imagens tridimensionais possuem uma unidade de medida chamada *voxel*. Os *voxels*, são as menores unidades de informação neste tipo de imagem e cada voxel de uma imagem do corpo humano contém um ou vários tecidos, conforme pode ser visto na Figura 2.3 (a). Se dermos um zoom neste voxel, pode-se visualizar células (Figura 2.3 (b)), dentro de cada célula existem moléculas de água (Figura 2.4 (a)). Cada molécula de água possui uma

molécula de oxigênio e dois átomos de hidrogênio (Figura 2.4 (b)). Se for aplicado um zoom em um dos átomos de hidrogênio pode-se visualizar o núcleo composto por um único próton. O próton possui carga positiva e, devido ao movimento giratório dele em torno de seu próprio eixo, gera um pequeno campo magnético, ou também chamado de spin⁴ magnético (OTADUY, 2008), que fará com que o núcleo produza um sinal de NMR. Ou seja, a imagem de ressonância magnética é baseada no sinal proporcionado pelo núcleo de hidrogênio, por duas razões: uma por este sinal ser bem superior ao de outros núcleos magnéticos, além de ser o mais abundante átomo do corpo humano, conforme explicado anteriormente (OTADUY, 2008).

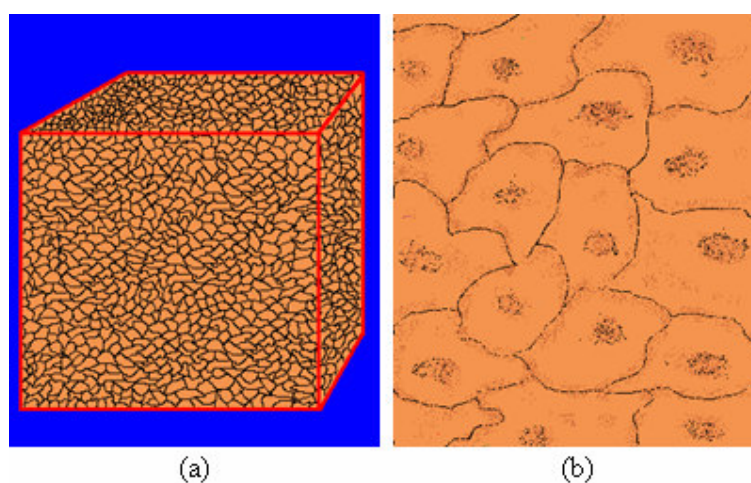


Figura 2.3 – (a) Exemplo de voxel; (b) Células visualizadas através do zoom no voxel.

Fonte: Hornak, 2008.

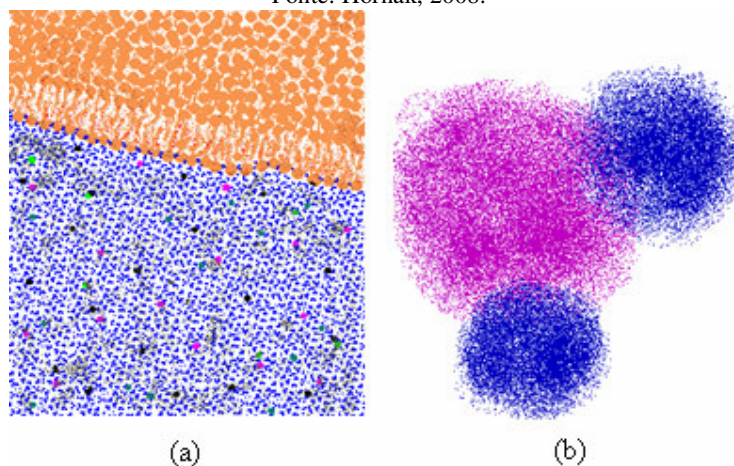


Figura 2.4 – (a) Moléculas de água das células; (b) Zoom em uma molécula de água (uma molécula de oxigênio e dois átomos de hidrogênio)

Fonte: Hornak, 2008.

⁴ Spin é uma propriedade fundamental da natureza como a carga elétrica ou massa.

O corpo humano possui milhões de prótons. Quando estes prótons não recebem influência de nenhum campo magnético exterior, o spin magnético de cada um deles está apontando para uma direção diferente, de maneira que a soma vetorial de todos eles é igual a zero. (OTADUY, 2008)

A mesma autora afirma ainda que, para obter um sinal de Ressonância Magnética (RM), o paciente a ser examinado deve ser colocado em um campo magnético alto, que pode variar, dependendo do aparelho, de 0,2 a 3,0 T ($1 \text{ T} = 10^4 \text{ Gauss}$).

O tempo de relaxação é o tempo necessário para que um átomo possa adquirir equilíbrio, ou seja, voltar ao seu estado inicial, e depende da intensidade do campo magnético. Desta forma, tem-se os chamados T1 e T2. T1 é o tempo “spin-eco”, ou relaxamento longitudinal e o T2 é o tempo “spin-spin”, ou relaxamento transversal. (MEDEIROS, 2008a)

Quanto mais longo o T1 e T2, mais demora o processo de relaxamento. T2 é sempre maior que T1, isto é, a magnetização transversal decresce mais rapidamente do que a magnetização longitudinal. O valor de T1 e T2 dependem da intensidade das interações entre os spins magnéticos e da frequência com que estas interações estão sendo moduladas. Pode-se dizer que T1 e T2 dependem das propriedades moleculares de cada tecido, desta forma é possível diferenciar gordura, substância branca, substância cinzenta, edema ou líquido, através dos diferentes tempos de relaxamento. Quando se está registrando o sinal deve-se determinar se o contraste da imagem final será ponderado em T1, T2 ou na Densidade de Prótons (DP). Na imagem ponderada com T1 (Figura 2.5 (a)), tecidos com T1 longo aparecem com hipossinal (Tabela 2.1) e tecidos com T1 curto com hipersinal. Em imagens ponderadas em T2 (Figura 2.5 (b)), tecidos com T2 curto aparecem com hipossinal e tecidos com T2 longo aparecem com hipersinal. Na imagem ponderada em DP (Figura 2.5 (c)), o contraste T1 e T2 é minimizado de maneira que o contraste final representa a densidade de prótons do tecido, em função disso, em locais onde existe acúmulo de água (edemas), pode ser observado hipersinal na imagem ponderada em DP.

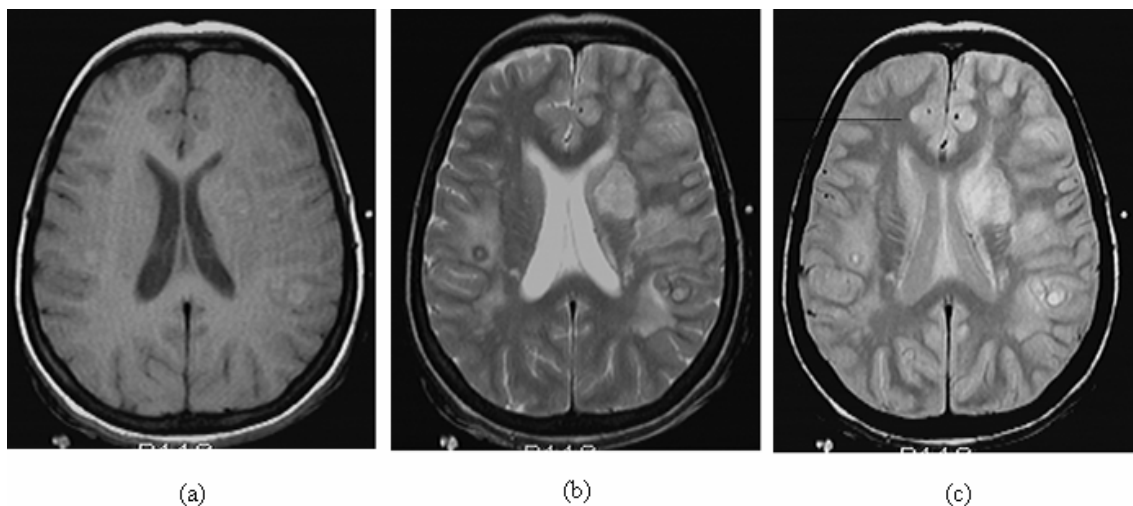


Figura 2.5 - (a) Imagem ponderada em T1; (b) Imagem ponderada em T2; (c) Imagem ponderada em DP
 Fonte: Otaduy, 2008.

Também pode ser usada a injeção intravenosa de contraste, cuja função é diminuir os tempos de relaxação dos tecidos com os quais entra em contato, ou seja, diminui o tempo T1 e T2 dos nossos tecidos. (OTADUY, 2008).

Tabela 2.1 - Intensidade de sinal em RM (prótons de hidrogênio)

Ausência de sinal	
Hipotenso	
Isotenso	
Hiperintenso	

Fonte: Medeiros, 2008a.

Tabela 2.2 - Tipo de materiais e seus sinais na RM

Líquido	Hipotenso em T1 e Hipertenso em T2
Sólido	Hipo/Isointenso em T1 e hipo/isointenso em T2
Gordura	Hiperintensa em T1 e Iso/Hiperintensa em T2
Sangue	Hiperintenso em T1 e Hipo/Isso/Hiperintenso em T2 (depende do tempo de sangramento)
Calcificação/Metal	Ausência de sinal em T1 e T2 (ausência de prótons de hidrogênio)

Fonte: Medeiros, 2008a.

Na próxima seção serão apresentados os cortes anatômicos utilizados em exames de ressonância magnética.

2.3.1 Cortes Anatômicos

Para possibilitar o entendimento dos exames RM, faz-se necessário explicar os tipos de cortes que são realizados para a geração das imagens. Esta seção pretende esclarecer este tópico. Os seguintes cortes são realizados em exames de ressonância magnética: coronal, axial e sagital.

De acordo com a Tomoface⁵ (2008), o plano coronal (Figura 2.6) é um plano vertical, longitudinal, que forma um ângulo reto com o plano mediano, e passa através do corpo, dividindo-o em porção anterior e posterior. Foi nomeado desta forma em função da sutura coronal do crânio.

⁵ Clínica de tomografia facial



Figura 2.6 - Plano coronal
Fonte: Tomoface, 2008.

Segundo o mesmo autor, o plano axial (Figura 2.7) é um plano imaginário que forma um ângulo reto com os planos sagital e coronal e passa através do corpo dividindo-o em porção superior e inferior.



Figura 2.7 - Plano axial
Fonte: Tomoface, 2008.

A Tomoface (2008) afirma também que o plano sagital (Figura 2.8) é um plano vertical imaginário que passa através do corpo paralelamente ao plano mediano. Foi nomeado desta forma em função da sutura sagital do crânio. Divide o corpo em duas partes simétricas, direita e esquerda.



Figura 2.8 - Plano sagital
Fonte: Tomoface, 2008.

Na próxima seção serão descritas as opiniões de alguns autores fazendo um comparativo entre ressonância magnética e tomografia computadorizada. Desta forma pretende-se justificar a escolha das imagens de ressonância para a realização deste trabalho.

2.4 Comparativo

A TC, comparada ao raio X, possibilitou um ganho considerável em termos de qualidade das imagens obtidas, mas ainda assim não é a melhor opção, conforme descrevem Santos (2002), que escolheu a RM como objeto de estudo por ser o exame mais confiável na detecção de patologias, se comparada a TC.

O produto final de uma RM é similar ao de uma TC: um conjunto de fatias representando seqüências de um objeto. O diferencial da RM é que nela estas fatias podem estar orientadas em qualquer direção. (RÚBIO, 2003).

Júnior (2003), que também optou pela ressonância magnética em seus estudos, justifica sua escolha indicando que as imagens geradas pela ressonância magnética eram de melhor definição espacial e tinham melhor contraste em relação à TC, principalmente em tecidos moles.

Para Manssour (1998), os exames de RM produzem bons resultados em termos de contraste, em tecidos de baixa densidade. Uma das grandes características da RM é sua capacidade de gerar análises químicas de regiões do corpo de maneira não-invasiva. Átomos

diferentes, respondem de forma diferente à aplicação de ondas de rádio. Desta forma, tecidos que não são visualizados em exames de raio X e TC são claramente visualizados em RM.

Silva (2008) destaca que a RM é indicada para visualização de tecidos moles, ao contrário da TC que é mais indicada para visualização de tecidos rígidos.

Gould (2008) cita que a RM possui riscos e contra-indicações para pessoas com problemas cardíacos, pessoas muito grandes que não consigam entrar na máquina ou com claustrofobia. Outras limitações da RM: sensibilidade ao movimento, necessidade de contraste intravenoso em casos especiais e detecção de calcificações. Suas principais vantagens estão relacionadas com a não utilização de radiação e a capacidade de múltiplos planos de visualização, sem a movimentação do paciente.

Como pode ser observado, todos os autores citados indicam que, para tecidos “moles”, e nosso objeto de estudo, o cérebro, é um tecido mole, a técnica de visualização não invasiva mais completa usada hoje é a ressonância magnética, sendo este um dos motivos da escolha de imagens geradas por este exame para a realização deste trabalho.

No próximo capítulo serão apresentadas algumas definições relacionadas à epilepsia e, principalmente, as regiões cerebrais que estão mais associadas a ela. Também serão descritos problemas anatômicos e/ou estruturais que possam ser detectados pelo exame de ressonância magnética.

3 EPILEPSIA

Neste capítulo será definido o conceito de epilepsia e suas possíveis causas, além de correlacionar a doença com achados importantes nos exames de ressonância magnética. Desta forma, procura-se buscar subsídios para a elaboração dos requisitos do sistema de apoio a diagnóstico, ou seja, definir informações importantes, que precisam ser apreciadas pelo especialista clínico para auxiliá-lo na montagem de seu diagnóstico.

3.1 Conceito

Segundo Guerreiro (1996), não existe uma definição completamente satisfatória para epilepsia. Sabe-se, no entanto, que geralmente é uma condição crônica, que compreende um conjunto de doenças que possuem em comum crises epiléticas que ocorrem mesmo na ausência de doença tóxica metabólica ou febre.

De acordo com o mesmo autor, as crises epiléticas são eventos clínicos que refletem uma disfunção temporária de uma pequena parte do cérebro, as chamadas crises focais, ou de áreas mais extensas, envolvendo os dois hemisférios cerebrais, as chamadas crises generalizadas. Estas crises são causadas por descarga anormal excessiva e transitória das células nervosas, ou seja, os neurônios.

Para Santos (2002), a epilepsia parcial/focal é o tipo mais assustador da doença. Ele afirma que as crises parciais/focais são divididas em: crises parciais simples, quando a capacidade de interação do indivíduo está preservada e, crises parciais complexas, quando o indivíduo não é capaz de interagir adequadamente com o meio ambiente.

Min (2003) diz que a epilepsia é a condição neurológica grave de maior prevalência no mundo. Acomete 1% da população, ou seja, 60 milhões de pessoas no mundo.

Min (2003) destaca ainda que, a cada ano este número cresce, e surgem aproximadamente três milhões de novos casos, sendo que pelo menos 50% deles começam na infância e adolescência.

Guerreiro (1996) também declara que a faixa etária mais acometida pela doença é a infantil, especialmente abaixo de 02 anos de idade e, em segundo lugar, estão os idosos com mais de 65 anos. Também indica que existe um discreto predomínio de epilepsia em homens comparado a mulheres (1,1 a 1,7 vezes). Guerreiro (1996) concorda com Min (2003) na estimativa de epilepsia para a população mundial como sendo 1%. Mas declara que este número se refere até os 20 anos de idade e que mais de 3% receberá o diagnóstico até os 80 anos. Define também que a tendência para os países desenvolvidos é que a frequência das crises diminua na infância e cresça na população idosa.

A epilepsia não é uma doença nova, existem documentos originários do Oriente que comprovam o conhecimento da doença há mais de 4 mil anos. Sabe-se a mais de 2,4 mil anos que a epilepsia não é uma doença causada por espíritos ou demônios.

Um tratamento eficaz para epilepsia está disponível a mais de 100 anos, é de baixo custo e pode controlar cerca de 70% dos casos. Para os pacientes que não respondem bem a tratamento medicamentoso, existe o tratamento cirúrgico da epilepsia, também disponível a mais de 100 anos. Apesar de toda a possibilidade de tratamento, somente entre 10% a 40% dos pacientes recebem tratamento com medicamentos e o tratamento cirúrgico é praticamente inexistente. (MIN, 2003).

3.2 Exames de Diagnóstico

Exames neurológicos convencionais são geralmente normais em pacientes com epilepsia. A presença de anormalidades sugere que as crises são secundárias à doença cerebral (GUERREIRO, 1996).

Para Santos (2002), através do eletroencefalograma pode-se detectar atividade elétrica normal e na RM localizar uma lesão estrutural no encéfalo, embora, muitas vezes, podem ser encontradas anormalidades nos dois exames e não ter correspondência com manifestações clínicas. A epilepsia não é um diagnóstico e sim uma manifestação clínica periódica, que pode ocorrer em função de anormalidade de função cerebral e também em estruturas anatômicas normais, decorrente de doenças metabólicas ou por fatores genéticos.

Santos (2002) declara que a definição precisa da causa da epilepsia e das áreas de início das crises são fatores fundamentais para a determinação do plano de tratamento clínico ou cirúrgico ao longo da vida do paciente.

Ainda de acordo com o mesmo autor, exames de eletroencefalograma (EEG) e vídeo-EEG permitem identificar a zona irritativa, a zona ictal somática e a zona epileptogênica, sendo que as técnicas de RM permitem identificar a lesão epileptogênica.

Houve uma grande evolução dos métodos de imagens iniciados por radiografias simples de crânio, onde podem ser observadas as partes ósseas e calcificações intracerebrais. Logo após, surgiram os exames contrastados do sistema ventricular e das cisternas e as arteriografias cerebrais. Esses tipos de exames permitem uma visão indireta das lesões estruturais encefálicas. Mais recentemente, surgiram os métodos de imagens que visualizam diretamente o encéfalo, como a tomografia computadorizada, na qual é possível detectar somente lesões extensas e grosseiras. Após a tomografia computadorizada simples, surgiram as técnicas que permitem o estudo funcional da anatomia cerebral, que são as técnicas de tomografia por emissão de pósitrons (PET) e tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT). Já em 1970, surge a RM, mais aplicada em estudos em humanos e utilizada rotineiramente em clínica somente em meados de 1980. Com o desenvolvimento da imagem por RM de alta resolução, houve um enorme impacto na avaliação de pacientes com epilepsia. A RM permite detectar a maioria das lesões estruturais que anteriormente não podiam ser detectadas durante a vida. (SANTOS, 2002).

O autor indica ainda que, os recentes avanços da engenharia médica e da ciência da computação têm possibilitado o desenvolvimento de técnicas mais sofisticadas de RM. Com isso têm-se visualizado uma nova era na neurociência, onde lesões ou alterações discretas do padrão morfológico cerebral, antes não detectável pela RM convencional, podem ser diagnosticadas e correlacionadas com manifestações clínicas de epilepsia.

Para Guerreiro (1996), com a introdução do método de ressonância magnética, desde 1986 são permitidos estudos mais acurados de patologias do Sistema Nervoso Central (SNC). É uma técnica que permite estudar especialmente as partes moles com mais detalhes que a TC e não utiliza radiação. Os avanços tecnológicos da área da computação têm permitido realizar estudos de RM cada vez mais rápidos, através de cortes seriados mais finos, com maior resolução espacial e menor ruído. Tenta-se correlacionar os achados anatomopatológicos aos

achados em RM, com o intuito de se encontrar parâmetros morfológicos significativos em RM para diagnóstico e, conseqüentemente, para melhor orientação terapêutica.

O mesmo autor ainda afirma que a RM é comprovadamente a técnica neurodiagnóstica mais eficaz para a identificação de lesões vasculares, tumorais e distúrbios de migração neuronal. Esse exame é também capaz de detectar alterações estruturais associadas com esclerose temporal mesial (ETM), a causa mais comum de epilepsia do lobo temporal.

Diante dos fatos explicados anteriormente, foi realizada a escolha das imagens de ressonância magnética para este estudo. Na próxima seção, serão citadas as principais lesões estruturais que causam epilepsia e que, segundo os autores consultados, podem ser diagnosticadas pela RM.

3.3 Principais lesões detectadas pela RM

De acordo com Santos (2002), as principais lesões detectadas por ressonância magnética são:

Malformações do desenvolvimento cortical: são má formações do desenvolvimento do córtex cerebral e são responsáveis clinicamente por epilepsias, retardo de desenvolvimento cognitivo e déficits neurológicos, principalmente em crianças. Este tipo de lesão é de possível visualização na RM e com os avanços obtidos nesta técnica de neuroimagem descobriu-se que este tipo de lesão é mais comum do que se suspeitava anteriormente. Existem muitos tipos de malformações do desenvolvimento cortical, Santos (2002), destaca os achados nas imagens, principalmente de RM, das formas principais e mais comuns, como segue:

A displasia cortical tipo Taylor (Figura 3.1), que é um distúrbio de proliferação anormal neuronal e glial ou apoptose, se caracteriza por espessamento ou afinamento do córtex cerebral, com discreta ou moderada atrofia localizada, perda nítida entre substância cinzenta e branca, não visualização dos sulcos ou sulcos rasos, podendo apresentar hipersinal localizado em seqüências ponderadas de Tempo de Relaxação (TR) longo.

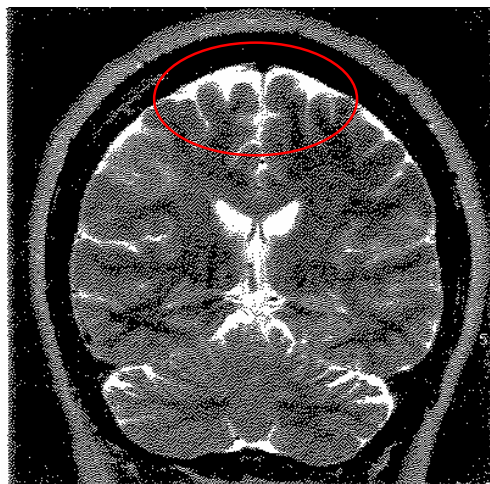


Figura 3.1 - Displasia cortical tipo Taylor
Fonte: Santos, 2002.

A hemimegalencefalia também ocorre em função de alterações de proliferação anormal neuronal e glial ou apoptose. Consiste no aumento de volume do hemisfério cerebral correspondente, aumento ventricular ipsolateral, com compressão do mesmo, espessamento dos giros corticais e aumento da quantidade dos mesmos do lato afetado. Desmielinização-gliose da substância branca e perda de transição entre região cortical e subcortical, além de poder ocorrer alargamento da comissura anterior, septo pelúcido, fórnix e centro semioval. Heterotopias periventriculares (Figura 3.2) podem estar associadas. Estas heterotopias consistem em substância cinzenta que permanece na substância branca, antes de chegar ao córtex. Nas imagens ponderadas em TR curto e longo, apresentam sinal semelhante à substância cinzenta, porém, em locais atípicos. As imagens ponderadas em T1 são as melhores para visualização deste tipo de anormalidade.

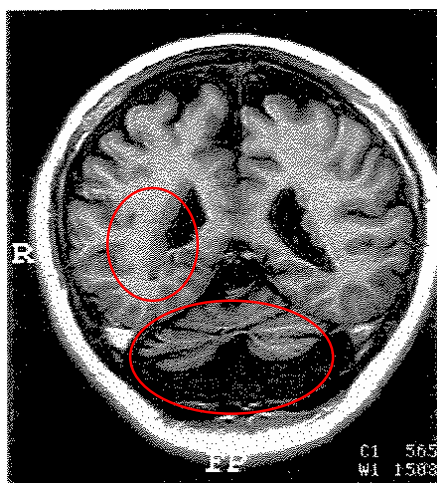


Figura 3.2 - Heterotopia periventricular. Atrofia cerebelar.
Fonte: Santos, 2002.

As síndromes lissencefálicas, que são distúrbios de migração, apresentam características de imagens típicas, com perda de sulcação e alargamento dos giros na cortical, formato oval ou em oito do telencéfalo, distribuição normal das substâncias cinzenta e branca, com sinais normais das substâncias em TR curto e longo.

Por último, os distúrbios de organização da substância cinzenta cortical, incluem as polimicrogurias e as esquizecefalias. As polimicrogurias são evidenciadas em T1 e T2, com pequenos e numerosos giros da substância cinzenta no córtex. As esquizecefalias que são fendas que se estendem desde os ventrículos até o córtex, porém com substância cinzenta nas bordas, representadas, em sua maioria, por polimicrogurias. Apresentam imagens típicas em todas as seqüências ponderadas.

Infecções cerebrais: os processos infecciosos são também importantes etiologias nas epilepsias, tanto em fase aguda, subaguda e crônica, como nos estados pós-infecciosos.

Nas infecções virais, a RM é mais sensível que a TC na detecção de achados precoces, sendo as alterações representadas por áreas hiperintensas em seqüências ponderadas em TR longo, na substância cinzenta e branca, nos lobos temporais e sistema límbico, com variável efeito de massa, além de focos de hemorragia subaguda, que podem ser detectados em um ou nos dois hemisférios cerebrais.

Nas infecções parasitárias, cerca de 20 espécies de helmintos podem invadir e envolver o SNC, sendo que a mais importante doença é a neurocisticercose (Figura 3.3). A localização das lesões causadas por este tipo de doença é muito variável, sendo 54% com cistos intraventriculares sem lesões parenquimatosas e, 70% são cistos parenquimatosos, que envolvem a junção da substância branca com a cinzenta.

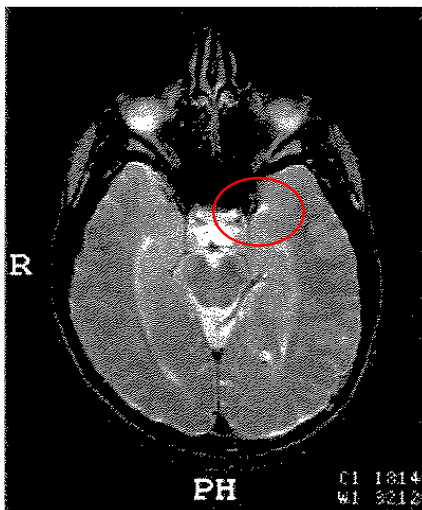


Figura 3.3 – Neurocisticercose

Fonte: Santos, 2002.

Encefalite crônica focal progressiva (encefalite de Rasmussen): é considerada uma das mais devastadoras condições de epilepsia unilateral, caracterizada por progressivas e lentas deteriorações neurológicas. Na RM demonstrou hipersinais em seqüências ponderadas em TR longo no córtex cerebral, além de hemiatrofia, envolvendo a cortical e região subcortical do lobo temporal, inclusive o hipocampo, nas fases iniciais da doença. Com a evolução, a hemiatrofia se acentua, com hipersinais em seqüências de TR longo na substância branca, dilatação ventricular unilateral, atingindo, no estágio final, franca atrofia com áreas de gliose e encefalomalácia no córtex e substância branca, com volumosa dilatação ventricular no hemisfério atingido.

Desordens do desenvolvimento unilateral: Na síndrome de Sturge-Weber, os aspectos das imagens são típicos. Visualiza-se calcificações na cortical localizadas em lobos occipitais, parietais e parte dos temporais, tanto em radiografias normais como na TC, que ainda mostra atrofia no hemisfério da lesão. Na RM, é possível observar atrofia cortical na área da lesão, com hipo e hipersinal em seqüências ponderadas em TR curto e longo, realce de contraste na angiomatose pial. Deve-se afirmar que as calcificações podem estar ausentes nas crianças e jovens.

Na síndrome epilética da hemiconvulsão-hemiplegia, que consiste de uma fase inicial unilateral de crises convulsivas, hemiplegia e desenvolvimento tardio da epilepsia no hemisfério afetado, tanto na TC como na RM, mostra atrofia cortical unilateral, com variável dilatação ventricular.

Insultos vasculares: Os acidentes vasculares cerebrais são as causas mais frequentes de epilepsia na vida adulta, principalmente epilepsias de início tardio, porém podem ocorrer crises epiléticas antes do acidente vascular cerebral. Processos isquêmicos ou hemorrágicos no córtex cerebral são as causas mais frequentes de epilepsia, embora algumas possam estar associadas a lesões mais profundas.

Os métodos de imagem são os exames complementares de primeira escolha na avaliação, a TC mostra áreas hipodensas em substância cinzenta e branca, após 4 a 6 horas do evento. A RM, também é importante em uma fase mais tardia para verificar associações com outras lesões, como por exemplo, tumores. Na fase aguda, precoce, utiliza-se a RM pelo método de difusão-perfusão.

A porencefalia é uma das formas mais comuns de lesão pré-natal, antes da 26ª semana. Os exames de imagem, como a TC e RM, mostram lesões de tamanhos variados e localizados, mais frequentemente no território da artéria cerebral média, representado na RM por hipo e hipersinal em seqüências ponderadas em TR curto e longo, respectivamente, em forma de cavidades, com paredes apresentando sinais semelhantes à substância branca, sem áreas significativas de hipersinais em TR longo.

Na encefalomalácia, que é uma doença cerebral caracterizada por proliferação astrocitária (gliose), a RM é o método imagenológico de escolha para o diagnóstico por mostrar detalhes das lesões. Em seqüências ponderadas em T1 e T2, observam-se áreas hipo e hiperintensas, respectivamente, sem impregnação de contraste e edema, com efeito de retração tecidual. Nas formas císticas, a outra seqüência FLAIR-T2, geralmente mostra gliose peri-lesional (hipersinal) e visualização das septações.

Infartos periventriculares ocorrem por anóxia durante o período peri-natal e podem estar associados com lesões isquêmicas focais ou ulegiria (quando localizadas no córtex). A ulegiria localiza-se, preferencialmente, em distribuição peri-sulcal, sendo usualmente, unilateral, com extensão para todo o hemisfério. As lesões anátomo-patológicas são representadas por atrofia na base dos giros, com a circunvolução do córtex preservada (imagem em “couve-flor”), sendo afetada por necrose laminar, a terceira camada cortical. Na TC pode-se visualizar áreas hipodensas em substância branca e atrofia cortical concomitante, nas regiões afetadas. Já as imagens de RM demonstram melhor a doença, e visualizam-se áreas de hipersinal em seqüências ponderadas em TR longo, no córtex e na substância branca,

com distorção das bases dos giros. Na leucomalácia periventricular, observa-se gliose-desmielinização periventriculares (hipersinal em TR longo), com dilatação associada dos ventrículos laterais, cornos posteriores.

Infartos venosos ocorrem em várias faixas etárias. No diagnóstico por imagem, podem ser visualizadas na TC áreas hiperdensas em regiões de vasos corticais ou profundos, com áreas hipodensas, em substância branca, subcorticais. Na RM, observa-se ausência de sinal nos vasos sanguíneos, com áreas hiperintensas em seqüências ponderadas em TR longo, na substância branca subcortical.

Malformações vasculares: estes tipos de malformações são responsáveis por somente 1 a 2% das epilepsias. Podem ser divididas em: malformação artério-venosa, angioma cavernoso, telengectasia capilar e desenvolvimento venoso anômalo (angioma venoso), sendo que as duas últimas raramente estão associadas a crises convulsivas.

A malformação artério-venosa (MAV) aparece na RM como estruturas vasculares dilatadas, sem sinal, onde em gradiente eco aparece hipersinal nas estruturas as quais está associada, com áreas de gliose adjacente a lesão, às vezes hemorragia.

Nos angiomas cavernosos a RM é bem avaliada, apresentando forma ovalada, hipo e hipertensas em todas as seqüências ponderadas, com limites lobulados, halo hipotenso com ou sem edema e sem evidente impregnação de contraste.

Tumores cerebrais: os tumores são também causas comuns de epilepsia, sendo a maior parte delas de origem tardia. A TC serve como rastreamento, porém a RM é, sem dúvida, o método de escolha para diagnóstico e definição do estado do tumor.

Tumores extra-axiais são tumores fora do parênquima cerebral, originários ou localizados no revestimento encefálico. Eles comprimem ou infiltram o córtex cerebral e com isso produzem edema cerebral. A RM é o método mais conclusivo, tanto por diagnóstico anatômico, como pelas características tumorais estruturais, como por exemplo, a forte impregnação homogênea de contraste pelo tumor, isointensidade nas seqüências ponderadas, diferindo dos cistos epidermóides, onde a maioria não se impregna.

Nos tumores intra-axiais, ou seja, tumores localizados na região do parênquima cerebral, principalmente em substância branca, que comprimem ou infiltram a substância

cinzenta do córtex. Também neste caso o melhor método de diagnóstico é a RM, tanto por termos anatômicos como estruturais.

Outras etiologias: etiologias mais específicas de lesões estruturais encefálicas são as epilepsias extratemporais e temporais.

Dentro das epilepsias extratemporais, tem-se as epilepsias frontais, destacando que o lobo frontal nos humanos é o maior de todos, correspondendo por cerca de 50% do peso do cérebro. Este tipo de epilepsia é de difícil diagnóstico tanto clínico como no EEG. Como causas das epilepsias de lobos frontais, em série cirúrgica realizada pelo *Montreal Neurological Institute* (MNI), os pacientes dividiram-se em quatro grandes grupos: cicatriz meningocerebral (33%) decorrente da maioria de lesões pós-traumáticas, gliose ou perda neuronal após trauma (13,5%), malformações do córtex cerebral com tuberoses esclerose (15,5%) e contusões pós-trauma (11%), sendo que também foram encontradas etiologias pós-infecciosas e tumores.

Nas lesões pós-traumáticas, que são as lesões mais frequentes encontradas nas epilepsias crônicas dos lobos frontais, os achados nas imagens, tanto de TC como de RM, são variados. Depende muito do tipo de trauma, aberto, fechado, com fratura ou não, sendo que podem ser observados hematomas intracerebrais, edemas, perda de substância encefálica, etc. Nos tumores de lobo frontal, o mais frequentemente encontrado é o de origem glial. A RM é mais sensível que a TC na detecção de tumores corticais, sendo a TC somente positiva em 45% a 55% dos casos. Na RM, a seqüência ponderada em TR longo é a mais significativa, com hipersinal, efeito de massa infiltrativo, sem edema e sem impregnação de contraste. Nas lesões mais agressivas são observadas também impregnações de contraste puntiformes, irregulares ou anelares, edema vasogênico com paredes irregulares e necrose. Também ocorrem malformações vasculares nos lobos frontais e estas precisam ser tratadas para cessar as crises epiléticas. O autor cita novamente que a RM é mais precisa e, neste caso, demonstra uma lesão ovalada ou bocelada, com hipo e hipersinais nas diversas seqüências ponderadas, com halo envolvente de hipossinal (hemossiderina), sendo que na fase de sangramento pode-se observar edema vasogênico adjacente a lesão.

Também tem-se as epilepsias dos lobos parietal e occipital, sendo que estes tipos de epilepsia são menos frequentes que a dos outros lobos. Clinicamente as epilepsias dos lobos occipitais, se manifestam por auras visuais e movimentos oculares. As epilepsias dos lobos

parietais são de difícil estudo. Os aspectos etiológicos destes tipos de epilepsia citados pelo autor são: tumores, malformações vasculares e outras lesões, como, peri-natal ou pós-natal e anóxia, que causam cerca de 60% das lesões responsáveis por epilepsias dos lobos parietal e occipital. O autor não descreve achados em imagens de RM ou TC para estes tipos de epilepsia.

Também são descritas pelo autor as epilepsias do lobo temporal, sendo que este é o tipo de epilepsia parcial mais comum em adultos. Estudos revelam que cerca de 40% a 50% da população sofre de epilepsia parcial.

Santos (2002) relata que estudos realizados com RM demonstraram sinais clássicos de Esclerose Mesial Temporal (EMT) em aproximadamente 60% dos indivíduos afetados e em 30% dos indivíduos assintomáticos. Os termos esclerose mesial temporal, esclerose do corno de Ammon e esclerose hipocampal não devem ser utilizados como sinônimos em função das alterações patológicas diferentes nestas entidades.

Antes da descoberta da RM era muito difícil a detecção direta da esclerose hipocampal ou de esclerose mesial temporal, que é definida por perda neuronal ou gliose envolvendo o hipocampo, amígdala, uncus e giro parahipocampal. A TC e a pneumoencefalografia mostram somente sinais indiretos da atrofia. Já na RM podem ser analisados os sinais entre tecidos normais e anormais nos diferentes tempos de relaxação (ver Figura 3.4 e Figura 3.5), bem como estudar com detalhes da anatomia hipocampal e do lobo temporal, correlacionando com patologias e, sobretudo, analisar volume das estruturas em questão, principalmente utilizando o plano coronal com cortes finos (3mm ou menos). A análise visual pode detectar cerca de 80 a 90% dos casos de EMT, quando a RM possui cortes finos (1 à 3 mm) e planos coronais. A técnica de volumetria permite demonstrar o volume do hipocampo e detectar pequenas variações de dimensão.

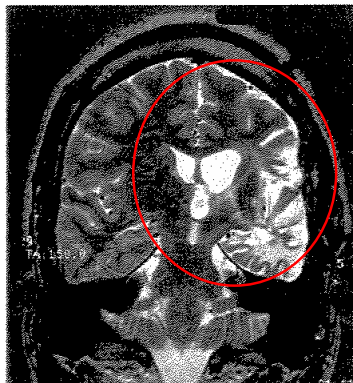


Figura 3.4 - Atrofia do hemisfério cerebral esquerdo, com áreas hiperintensas no córtex e substância branca (gliose). Atrofia com hipersinal do hipocampo esquerdo.

Fonte: Santos, 2002.

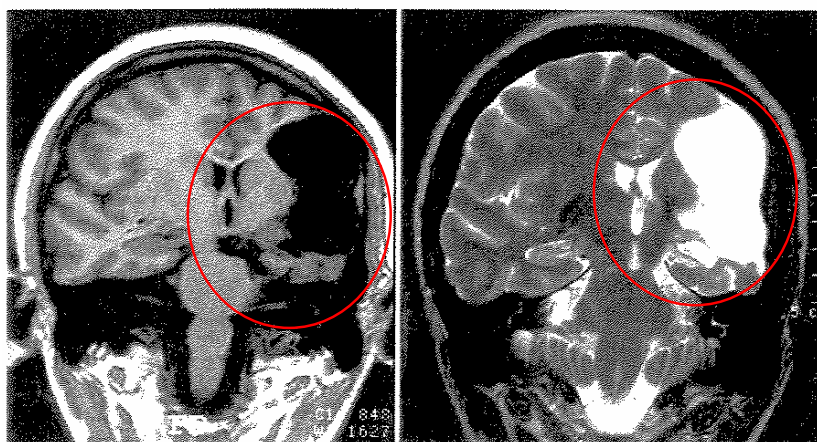


Figura 3.5 - Hemisfério cerebral esquerdo com redução de volume. Alteração da anatomia do hipocampo (corpo) com hipersinal.

Fonte: Santos, 2002.

Guerreiro (1996), também afirma que estudos volumétricos computadorizados, utilizando como base RM, permitem detectar atrofia das estruturas mesiais do lobo temporal. Também afirma que estudos realizados comprovam que a medida volumétrica da amígdala associada à do hipocampo, aumenta a sensibilidade da técnica de investigação. Descreve ainda que estas medidas são feitas através das imagens coronais, que são transmitidas para um terminal de computador onde as regiões de interesse são selecionadas e o volume de cada estrutura é calculado pelo programa.

Outras etiologias são descritas também para este tipo de epilepsia, como por exemplo, tumores extra-axiais, tumores intra-axiais, lesões pós-traumáticas, além de malformações, infecções, processos inflamatórios, isquêmicos e acidentes vasculares cerebrais. Cada uma dessas etiologias possuem características que podem ser observadas na

ressonância magnética e o autor cita sempre uma superioridade no diagnóstico baseado em RM comparado a TC.

Guerreiro (1996) descreve que os avanços tecnológicos na área da computação têm permitido realizar estudos de RM cada vez mais rápidos, mais finos e com maior resolução espacial e menor ruído. Busca-se, com isso, conseguir, através do método de obtenção de imagens de RM, estudar estruturas encefálicas em nível cada vez mais próximo com o obtido em cortes histológicos. Também procura-se encontrar parâmetros morfológicos significativos para diagnóstico e melhor orientação terapêutica.

De acordo com as definições de lesões encefálicas detectadas pela RM e explicadas neste capítulo, pode-se determinar que é muito complicado um software diagnosticar epilepsia. Muitas são as causas e também há uma diversidade enorme de regiões que podem ser afetadas por malformações, por lesões decorrentes de acidentes, tumores, etc. É imprescindível a participação de pessoal extremamente capacitado para extrair do software informações que possam auxiliá-lo no diagnóstico. Informações estas que buscamos conhecer para inseri-las na análise e posteriormente na confecção do software proposto.

No próximo capítulo serão apresentadas algumas técnicas de processamento de imagens que serão úteis para a realização deste estudo. As imagens de ressonância magnética possuem, por exemplo, ruídos que podem ser tratados através de algoritmos de processamento de imagens. Com a utilização destas técnicas pretende-se melhorar a qualidade dos resultados obtidos.

4 PROCESSAMENTO DE IMAGENS

Neste capítulo será descrito o funcionamento de um sistema de processamento de imagens. Também contextualizar alguns conceitos que serão utilizados posteriormente como, por exemplo, visualização científica, algoritmos de realce, detecção de bordas, entre outros, que serão desenvolvidos e trabalhados no decorrer deste projeto.

4.1 Introdução

Para Conci (2008), a computação gráfica engloba três grandes áreas: síntese de imagens, processamento de imagens e análise de imagens. Uma imagem pode ser considerada uma representação visual de objetos, podendo ser adquirida através de fotos, filmes, cenas, etc. ou gerada através de pinturas, desenhos, esculturas, etc.

Uma imagem digital é uma representação de uma imagem ou de parte dela, representada por um conjunto finito de valores inteiros que representam um a um dos seus pontos. Estas imagens digitais podem ser uni, bi ou tridimensionais. Podem ser binárias, monocromáticas, multibandas ou coloridas em relação ao conteúdo de cada um de seus pontos, além de poder ser descrita em forma de vetor ou matriz (CONCI, 2008).

Para Falcão (1999), uma imagem digital é vista como uma matriz onde índices de linha e coluna identificam um ponto na imagem.

A resolução de uma imagem é representada pelo número de linhas x número de colunas da matriz que a representa. A profundidade desta imagem se dá pela quantidade de *bits* utilizada para quantizar os valores dos *pixels*. O espaço de memória ocupado por uma imagem se dá através da resolução linhas x colunas e pela profundidade. Um exemplo é: $200 \times 200 \times 8 \text{ bits} = 40 \text{ Kbytes}$ de memória. (FALCÃO, 1999).

Falcão (1999) declara ainda que, a visualização de uma imagem no monitor se dá pela conversão do valor numérico de cada *pixel* em luz, e o tipo de luz emitida define a classificação da imagem em:

Monocromática: Conhecida como imagem em tons de cinza. O valor numérico de cada pixel representa o brilho do ponto correspondente. Quando os *pixels* só possuem dois valores distintos, as imagens são conhecidas como binárias (geralmente preto e branco). (FALCÃO, 1999).

As imagens que serão utilizadas neste projeto, imagens provenientes de aparelhos de ressonância magnética, são monocromáticas e utilizam tons de cinza para caracterizar o valor de seus *pixels*.

Imagem Colorida: Neste tipo de imagem, o valor numérico de cada *pixel* está associado a cor do ponto correspondente. Uma cor é formada por três componentes: matiz, luminância e saturação. A matiz é utilizada para diferenciar cores. A luminância é a intensidade da luz, que seria o brilho em imagens monocromáticas. E a saturação, significa o quanto a cor está diluída pela luz branca, e isso é o que diferencia o vermelho do rosa, por exemplo. (FALCÃO, 1999).

Boa parte das cores percebidas pelo olho humano pode ser produzida pela combinação de três cores primárias que são: vermelho (*Red*), verde (*Green*) e azul (*Blue*), estas cores representam o modelo RGB de cores. Este modelo é adotado nos monitores e por isso também é utilizado na descrição de técnicas de visualização que usam cores. (FALCÃO, 1999).

Até a década de 1980, as imagens digitais eram utilizadas basicamente em pesquisa espacial, atualmente, a utilização está difundida nas mais diversas áreas do conhecimento. Conci (2008) acredita que este aumento da utilização de imagens digitais se deve pela forma com a qual o ser humano adquire as informações no dia a dia, na maioria das vezes, baseadas em análise de dados a partir de fotografias, espectogramas, imagens, etc.

De acordo com Manssour (1998), a visualização científica estabeleceu-se na década de 1980, com o surgimento de equipamentos com capacidade de processamento adequada.

A abrangência de cada uma das grandes áreas da computação gráfica é fácil de ser compreendida se considerados os seguintes fatos: se os dados são utilizados para geração de

imagens, a área de concentração é a síntese de imagens. Se os dados forem resultados de informações adquiridas das imagens, a área é a análise de imagens. A última grande área é o processamento de imagens, que é o ramo da computação gráfica que transforma as imagens, assim como o ramo de processamento de dado é o ramo da computação que transforma os dados (CONCI, 2008).

Ainda a mesma autora enfatiza que o processamento de imagens considera a manipulação de imagens depois de sua captura através de câmeras digitais, scanners, tomógrafos, radares, satélites, etc. Em um sistema de processamento de imagens, as imagens são tanto os dados de entrada como de saída. O processamento propriamente dito, pode envolver rearranjo de pontos ou *pixels* (*picture element*) alterando os tons dos *pixels* ou deslocamento de intensidade. Também inclui tópicos como diminuição de ruídos, realce de imagem, restauração e recuperação de imagens armazenadas em banco de dados. Interpretações de informações são deixadas por conta dos usuários, mas esta tarefa também pode ser executada por algoritmos computacionais. Algoritmos de processamento de imagens são bastante úteis em estágios iniciais de sistemas de análise de imagens, utilizados frequentemente para melhorar a extração de informações necessárias para a realização de etapas posteriores, como, por exemplo: reconhecimento de padrões, visão computacional ou extração de conhecimento das imagens (mineração de imagens).

Para Manssour (1998), visualização científica está relacionada com técnicas que permitem que cientistas visualizem um grande volume de dados bi ou tridimensional. A questão fundamental neste caso é a construção de ferramentas que possibilitem esta visualização, manipulação e exploração de imagens de forma adequada e que traga informações significativas para quem está realizando a análise.

Em muitos casos, o computador pode avaliar e representar como imagem informações que de outra forma não seriam interpretáveis. Este é o caso de imagens termográficas, ultra-som, ressonância magnética, tomografias e imagens capturadas via satélite. (CONCI, 2008).

4.2 Visão Computacional

O conceito de visão computacional já foi explicado no item anterior. Agora serão apresentadas técnicas de processamento de imagens de uso geral em sistemas de visão computacional.

Através da Figura 5.1, pode-se visualizar um diagrama de blocos de um sistema de visão computacional. Neste diagrama, visualiza-se a seqüência tradicional de operações em um sistema de visualização científica, da captura à tomada de decisão.

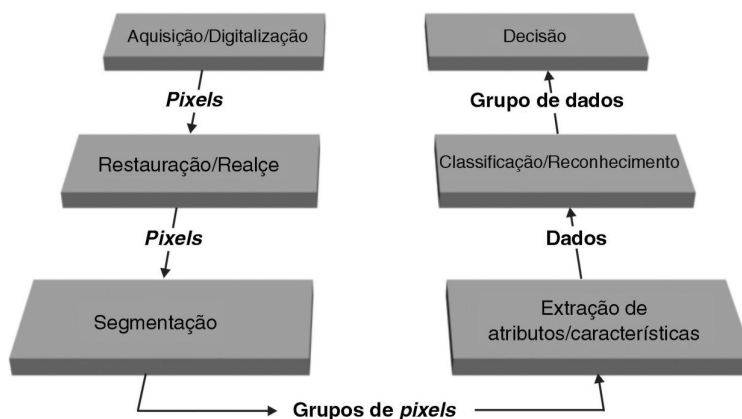


Figura 4.1 – Etapas de um sistema de visualização científica genérico.

Fonte: Conci, 2008.

As principais etapas de um sistema de visão computacional destacadas por Conci (2008) são:

4.2.1 Aquisição de imagens

Esta primeira etapa consiste na aquisição de imagens. O primeiro passo da aquisição de imagens é a transformação de cenas 3D em cenas 2D. Existem dois conceitos importantes sobre imagem digital: amostragem da imagem (*sampling*) e a quantização de cada um dos seus *pixels* (*quantization*). O primeiro deles, *sampling*, diz respeito ao número de pontos amostrados de uma imagem digitalizada, já o segundo, *quantization*, se refere a quantidade de níveis de tons que pode ser atribuído a cada ponto digitalizado (gradação tonal). Imagens reais possuem uma infinidade de cores ou tons, no processamento de imagens é necessário que esta quantidade de cores ou tons seja limitada. Este limite se deve a necessidade de as imagens serem representadas por um número finito de tons que varia em função do hardware e software utilizado. Um outro fator de grande relevância é a resolução da imagem digitalizada, que é a quantidade de pontos da amostragem (*pixels*). Quanto maior a resolução,

mais detalhes podem ser armazenados. A resolução e a graduação tonal servem para deixar uma imagem digital mais nítida e definida. No processo de digitalização de imagens do mundo real sempre ocorrem distorções, porque se está representando algo contínuo de forma discreta e por números inteiros, estas distorções são conhecidas como *aliasing*.

4.2.2 Pré-processamento

De acordo com Gato (2000), o processo de aquisição de imagens pode gerar inconvenientes como, por exemplo, *pixels* ruidosos, informações de alta frequência, contraste e brilho inadequados. Para aprimorar a qualidade da imagem que será analisada posteriormente, é que existe a etapa de pré-processamento da imagem.

O pré-processamento é composto de etapas básicas de processamento de imagens, como por exemplo: realce e restauração. O realce tem por objetivo destacar detalhes da imagem que são de interesse para análise ou que tenham sofrido alguma deterioração. A restauração busca reparar uma imagem quando a mesma encontra-se deteriorada. A restauração busca compensar problemas específicos, gerados no momento da aquisição, na transmissão ou em alguma etapa do processamento. (CONCI, 2008).

Para Gonzalez (2000), o principal objetivo das técnicas de realce é processar uma imagem para que o resultado de sua utilização seja mais satisfatório do que com a utilização da imagem original.

Facon (2002) relata que as técnicas de realce e restauração são diferentes. As técnicas de realce estão relacionadas com expansão de contraste, realce de bordas e suavização. Já os métodos de restauração, procuram obter a imagem “real”, enfatizando na modelagem da degradação e na recuperação da imagem pela inversão do processo.

4.2.2.1 Realce

Para Falcão (1999), a técnica de realce serve para enfatizar as bordas de estruturas.

Gonzalez (2000) ressalta que uma determinada técnica de realce pode oferecer resultados satisfatórios para uma determinada aplicação e para outra não.

Existem duas grandes categorias de realce de imagens: uma por domínio espacial e outra por domínio de frequência. Domínio espacial refere-se ao próprio plano da imagem e as

abordagens desta categoria são baseadas em manipulação direta dos *pixels*. Já as técnicas de processamento no domínio da frequência são baseadas em modificações das transformadas de *Fourier* das imagens. É comum técnicas de realce que utilizam combinações de diversos métodos destas categorias. (GONZALEZ, 2000).

As técnicas de realce também são encontradas na literatura como filtros. Filtros são descritos como técnicas que visam melhorar a qualidade das imagens através da ampliação de contraste, eliminação de ruídos ou imperfeições provenientes do processo de: aquisição, transmissão ou compressão, melhoria de foco e acentuação de características. (CONCI, 2008).

Neste trabalho será desenvolvido somente o método de domínio espacial. Não será utilizado realce por domínio de frequência e, em função disto, este tema não será abordado.

Funções de processamento de imagens no domínio espacial são procedimentos que operam diretamente sobre os *pixels* e podem ser expressas pela fórmula:

$$g(x, y) = T[f(x, y)]$$

onde, $f(x, y)$ é a imagem de entrada, $g(x, y)$ é a imagem processada e T é um operador sobre f , definido sobre alguma vizinhança de (x, y) . (GONZALEZ, 2000), (CONCI, 2008).

Filtros de domínio espacial baseiam-se na utilização de máscaras. Estas máscaras são pequenas matrizes bidimensionais e os valores de seus coeficientes determinam o objetivo a ser alcançado no processamento (GONZALEZ, 2000).

Como dito anteriormente, os métodos de filtragem espacial trabalham diretamente nos *pixels* e utilizam operações de convolução com máscaras. A filtragem da imagem em domínio espacial pode ser expressa pela seguinte fórmula:

$$g(x_i, y_i) = T[f(x_i, y_i)]$$

onde, $f(x_i, y_i)$ representa cada *pixel* da imagem de entrada, $g(x_i, y_i)$ representa cada *pixel* da imagem de saída e T é um operador sobre f , definido sobre alguma vizinhança do *pixel* de posição (x_i, y_i) . (CONCI, 2008).

O processo de convolução calcula um novo valor de intensidade de cor para $g(x_i, y_i)$ a cada *pixel* da imagem (x_i, y_i) . Depois do cálculo do novo valor de intensidade de cor para o *pixel*, o centro da máscara é movido. A cada posicionamento, o operador é aplicado e gera uma nova imagem. (CONCI, 2008).

4.2.2.2 Filtros passa-baixa

Os filtros passa-baixa são utilizados para eliminar ou atenuar os componentes de alta frequência, enquanto deixam as frequências baixas inalteradas. Componentes de alta frequência caracterizam bordas e outros detalhes finos de uma imagem, desta forma, o resultado obtido após a aplicação do filtro de passa-baixa é o borrimento da imagem. Do mesmo modo, filtros passa-alta atenuam ou eliminam os componentes de baixa-frequência. O resultado na imagem submetida a esse tipo de filtro é a redução de características como contraste total e intensidade média que resultam em uma aparente saliência das bordas e outros detalhes finos (GONZALEZ, 2000).

Para Conci (2008), os filtros passa-baixa suavizam a imagem pela redução das variações de níveis de cinza. A utilização deste tipo de filtro também tende a minimizar ruídos, já que atenua as mudanças abruptas de níveis de cinza.

Existem diversos filtros espaciais utilizados para suavização da imagem e redução de ruídos, alguns dos mais importantes serão descritos a seguir:

a) Filtro da média: conforme descrito por Gato (2000), este é um dos filtros de passa-baixa mais simples e o seu resultado é a suavização da imagem. Pode ser implementado facilmente a partir de uma máscara de convolução de 3×3 . A autora também cita que quanto maior a máscara, maior será a suavização obtida e, conseqüentemente, a imagem ficará mais desfocada.

Este filtro é implementado construindo-se uma máscara de convolução $n \times n$ com todos os coeficientes iguais a 1 (um). Depois, se realiza a divisão do valor obtido pelo número de *pixels* da máscara.

b) Filtro da mediana: Gonzalez (2000), afirma que uma das principais dificuldades dos métodos de suavização passa-baixa é que borra as bordas e outros detalhes da imagem. Desta forma, se o objetivo for redução de ruído sem borrar, a alternativa é a utilização de

filtros pela mediana. Este método é executado a partir da substituição dos níveis de cinza de cada *pixel* pela mediana dos níveis de cinza da vizinhança daquele *pixel*. Este tipo de filtro visa preservar as bordas da imagem. Filtros de mediana não são lineares. (GONZALEZ, 2000).

De acordo com Gato (2000), a aplicação deste filtro requer dois passos básicos:

- 1) Ordenar valores de brilho sob a máscara de convolução em ordem ascendente;
- 2) Selecionar um valor central como novo valor do *pixel* centrado na máscara.

A Figura 4.2 ilustra um exemplo de aplicação do filtro de mediana utilizando uma vizinhança 3x3.

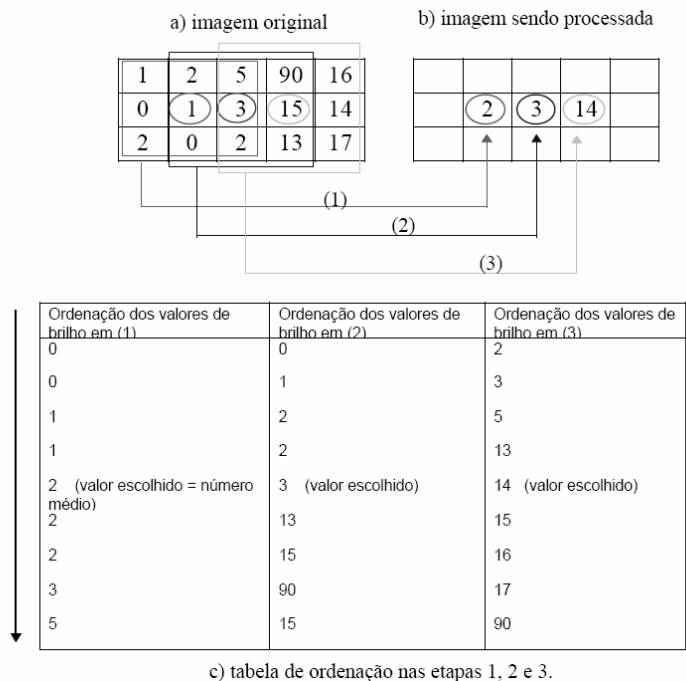


Figura 4.2 - Aplicação do filtro de mediana 3x3

Fonte: Gato, 2000.

c) Filtro gaussiano: Conci (2008) diz que este é o filtro passa-baixa mais importante. O operador de suavização gaussiano é utilizado para atenuar os valores associados a cada *pixel*, minimizando e, até mesmo, eliminando informações indesejáveis.

O filtro de suavização gaussiano é baseado na aproximação digital da função gaussiana.

Ainda, segundo Conci (2008), o filtro gaussiano em uma dimensão é descrito pela fórmula:

$$G(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{\frac{-x^2}{2\sigma^2}}$$

Nesta fórmula σ é o desvio padrão. Geralmente assume-se que a função gaussiana tem média igual a zero, isto é, está centrada em $x=0$. (CONCI, 2008).

Conci (2008) também ressalta que o filtro gaussiano, por não ter todos os pesos iguais, como ocorre no filtro da média, gera uma imagem mais suave.

4.2.2.3 Filtros passa-alta

Filtros passa-alta são utilizados para ressaltar bordas nas imagens. Filtros passa-alta atuam sobre os componentes de baixa frequência, atenuando-os, sem alterar as informações de alta frequência. (GONZALEZ, 2000).

Conci (2008) descreve que os filtros passa-alta destacam características como bordas, linhas, curvas e manchas, que indicam uma súbita mudança na intensidade de cinza de duas regiões relativamente homogêneas da imagem. O efeito desejável da aplicação deste tipo de filtro é realce de contraste e nitidez de contornos. Ocorre também um efeito indesejado que é a intensificação de ruídos presentes na imagem. Filtros de realce de bordas atuam modificando os valores de intensidade dos *pixels* originais, levando em consideração a influência dos *pixels* vizinhos. A maior ou menor influência da vizinhança será definida em função dos valores fornecidos pelos usuários ou pelos elementos da máscara.

Segundo a autora, o processo de detecção de bordas consiste em um algoritmo que armazena um grupo de linhas, composto de pontos e fragmentos de retas de uma imagem. Essas bordas formarão o contorno dos objetos ou regiões e são posteriormente tornadas contínuas e unificadas através de um processo de formação de uma lista ordenada de limites. Quando um método detector de borda procura as fronteiras, diz-se que ele busca na imagem os contornos e os agrupa, eliminando as discontinuidades de modo que se obtém bordas contínuas e regiões fechadas, limitando áreas. (CONCI, 2008).

Assumindo que uma borda é uma mudança de nível tonal, quando ocorre uma descontinuidade na intensidade ou quando o gradiente da imagem tem uma variação abrupta,

um operador sensível a estas mudanças trabalharia como um realçador de bordas. Um operador de gradiente tem essa função. A taxa de mudança do nível tonal é maior perto das bordas e menor em áreas constantes. Técnicas de detecção de bordas utilizam essa idéia relacionando com a derivada da imagem. Estas técnicas assumem que as regiões a serem segmentadas são homogêneas e, desta forma, a transição entre estas regiões significa a descontinuidade de tons de cinza. (CONCI, 2008).

Para Seara (2008), a interpretação de uma derivada seria a taxa de mudança de uma função. Já descrevemos que nas bordas uma imagem possui uma mudança considerável dos níveis de cinza, sendo assim, se buscarmos os valores de intensidade de uma imagem e acharmos os pontos onde a derivada é o ponto máximo, teremos assim, marcado as bordas da imagem. Considerando que imagens possuem duas dimensões, é importante considerar a mudança do nível de cinza em muitas direções. Para isso, são utilizadas derivadas parciais das imagens com as respectivas direções x e y . Uma estimativa da direção atual da borda pode ser obtida utilizando as derivadas de x e y como componentes da direção ao longo dos eixos e computar o vetor soma. O operador envolvido nesta equação é o gradiente e, se uma imagem é vista em função de duas variáveis $A(x, y)$, então o gradiente é definido como:

$$\nabla A(x, y) = \frac{\partial A}{\partial x}, \frac{\partial A}{\partial y}$$

Facon (2002) explica que, em imagens digitais, é necessário aproximar as derivadas parciais num ponto de uma vizinhança utilizando os níveis de cinza.

Existem vários filtros de avaliação de derivadas parciais, alguns desses filtros são:

a) Roberts: É considerado por Conci (2008) como o método mais simples de detecção de bordas. É baseado na comparação do módulo gradiente com um limiar. Neste filtro bordas inclinadas são mais realçadas que outras. Este operador utiliza as seguintes máscaras de convolução:

$$\begin{matrix} \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \\ G_x & G_y \end{matrix}$$

Para determinar se o *pixel* é ou não uma borda, seu gradiente é calculado através da seguinte fórmula:

$$|G| = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}$$

Se o resultado obtido for maior que o menor valor de entrada, o *pixel* é considerado como sendo parte de uma borda. (SEARA, 2008).

Este operador é fácil de ser implementado e rápido para executar o cálculo. Mas as respostas são muito sensíveis a ruídos.

b) Sobel: Para Conci (2008), este algoritmo possui a vantagem de detectar bordas e suavizar a imagem ao mesmo tempo. Este algoritmo consiste na aplicação de duas máscaras:

$$\begin{array}{ccc} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix} \\ G_y & G_x \end{array}$$

De acordo com Seara (2008), este algoritmo visa encontrar os gradientes vertical (magnitude) e horizontal das bordas (direção).

Para Gato (2000), a magnitude do gradiente de Sobel é calculadas pela expressão:

$$G(x, y) = \sqrt{(G_x^2 + G_y^2)}$$

E a direção do gradiente pela expressão:

$$\alpha(x, y) = \arctg \frac{G_y}{G_x}$$

Como dito anteriormente, o operador Sobel tem a vantagem de realçar bordas verticais e horizontais sem realçar pontos isolados, além de possuir o efeito de suavização atenuando o impacto dos ruídos. (CONCI, 2008).

c) Canny: Segundo Conci (2008), é um filtro de convolução de primeira derivada. Possui a função de: suavização de ruídos e detecção de bordas. Combina operador diferencial e filtro gaussiano. Este operador parte do princípio de que os máximos da convolução da

máscara e da imagem indicarão bordas. Este processo é realizado através do uso de função gaussiana em duas dimensões (x e y). Os valores das máscaras dependem da escolha do desvio-padrão.

A idéia principal do filtro de Canny é usar a primeira derivada da imagem. Realizar a convolução da imagem com a primeira derivada e através disso obter a imagem com as bordas detectadas mesmo que a mesma apresente ruídos. (CONCI, 2008).

O mesmo autor descreve este filtro como de alto custo de processamento e que geralmente necessita um pós-processamento para obter maior clareza. Contudo, é um algoritmo eficiente no processamento de imagens com ruído ou com bordas difusas.

4.2.3 Segmentação

Quando se trata com imagens científicas ou industriais, é muito comum ser necessário obter dados relacionados a um objeto presente na imagem. Operações de segmentação procuram isolar regiões de pontos da imagem pertencentes a objetos para depois extrair informações e realizar cálculos.

Para Gato (2000), a segmentação é o processo responsável por subdividir a imagem nas partes que a constituem.

Existem vários métodos para realizar segmentação em imagens digitais. A segmentação pode ser baseada nas discontinuidades ou nas similaridades das diferentes características da imagem, além de poder ser baseada também em limites (bordas) ou em áreas (regiões). As discontinuidades são baseadas nas mudanças bruscas de níveis de tons, cores e texturas, sendo que as similaridades baseiam-se no quanto estes aspectos são comuns aos diversos *pixels* que compõem a imagem. (CONCI, 2008).

Para Falcão (1999) as principais diferenças entre os métodos de segmentação estão em como as características de similaridade, discontinuidade e conectividade são exploradas. As técnicas de segmentação mais utilizadas são baseadas em *thresholding* (métodos baseados na escolha de valores de limiar).

Alguns métodos de segmentação podem ser observados a seguir:

a) Limiarização:

Esta é a operação de segmentação mais simples, conhecida também por separação por “tom de corte”. A partir da separação e caracterização dos objetos, as operações de extração de características podem ser consideradas. Este tipo de abordagem é interessante quando a imagem apresenta duas classes – fundo e objeto. Se a intensidade dos valores dos *pixels* do objeto encontram-se num intervalo e a intensidade do fundo está fora deste intervalo, uma imagem binária pode ser obtida, utilizando-se uma operação de limiarização (*thresholding*), que agrupa os pontos do primeiro intervalo com o valor 1 e o do segundo intervalo com valor 0. Ou seja, tudo que está acima desse tom é considerado objeto, tudo que está abaixo é considerado fundo. (CONCI, 2008).

b) Segmentação por Regiões:

Estes métodos detectam diretamente na imagem regiões, ao contrário de outros métodos que detectam bordas que delimitam regiões. Para fazer a detecção da região, propriedades similares são agrupadas para formar uma região na imagem. Diversas são as propriedades propostas para caracterizar uma região, tais como: níveis de cinza, cor, informação semântica ou textura. (PEDRINI, 2008).

Para Falcão (1999), em seu estudo com reconstrução 3D, os métodos baseados na escolha de limiar falham quando dois ou mais intervalos de densidade de *voxels* não são disjuntos. Já o método de crescimento por regiões consegue segmentar com segurança este objeto, mesmo que os *voxels* na vizinhança da borda de um dos objetos não pertençam ao outro objeto.

Gonzalez (2000) explica que o método de segmentação orientado a regiões funciona da seguinte maneira:

- a) A segmentação deve ser completa, ou seja, cada *pixel* deve pertencer a uma região;
- b) Os *pixels* em uma região devem ser conexos, ou seja, devem satisfazer a regra de conectividade entre *pixels*;
- c) As regiões devem ser disjuntas;

- d) As propriedades que devem ser satisfeitas para que os *pixels* sejam considerados de uma mesma região (por exemplo, garantir que os *pixels* tenham a mesma intensidade);
- e) Garantir que duas regiões avaliadas sejam diferentes no sentido do predicado.

Para realizar segmentação por regiões, diversas técnicas podem ser encontradas na literatura, algumas delas são: crescimento de regiões, divisão de regiões, divisão e união de regiões e divisor de águas (*watershed*). (SOBRAL, 2002), GONZALEZ (2000).

c) Operadores Morfológicos:

Segundo Sobral (2002), os operadores morfológicos melhoram a forma das regiões ou objetos obtidos após o processo de segmentação. Dentre os principais operadores morfológicos, podem ser citados:

- a) **Erosão**: remove os *pixels* mais exteriores;
- b) **Dilatação**: acrescenta mais uma camada de *pixels* a região;
- c) **Opening**: erosão seguida de dilatação;
- d) **Closing**: dilatação seguida de erosão.

A aplicação destes operadores se dá em função de buscar a remoção de pequenas regiões, remoção de buracos em regiões, suavização de formas e contornos e esqueletização, que é a transformação de um objeto em um conjunto de linhas que representam o seu esqueleto. O processo de esqueletização é utilizado em função de que o esqueleto de uma região tende a variar menos do que sua forma. (SOBRAL, 2002).

Alguns inconvenientes são detectados na aplicação dos operadores morfológicos, como por exemplo, para a dilatação: junção de duas regiões e enchimento de pequenas regiões (ruídos) e para a erosão: divisão de uma região em duas e eliminação de pequenas regiões (ruídos). (SOBRAL, 2002).

4.2.4 Extração de atributos ou características

Utilizando imagens já segmentadas ou binárias, é possível obter dados relevantes ou atributos das regiões ou objetos destacados. Os dados mais comuns extraídos são: número total de objetos, dimensões, geometria, propriedades de luminosidade e textura. As características de dimensão são, por exemplo, área, perímetro, centro de gravidade, larguras máxima e mínima, comprimento, etc. As propriedades geométricas descrevem as formas dos objetos, que podem ser: circularidade, retilinearidade, concavidade, eixos principais, etc. (CONCI, 2008).

4.2.5 Classificação e reconhecimento

O processo de classificação e reconhecimento consiste em distinguir objetos na imagem, agrupando esses parâmetros de acordo com a sua semelhança para cada região de *pixels* encontrada. O processo de reconhecimento pode ocorrer em dois momentos em um sistema de visão computacional. Primeiro, as características podem ser extraídas com o objetivo de que os objetos sejam reconhecidos como pertencentes a um mesmo grupo e então sejam classificados em uma base de imagens. Segundo, novos objetos são apresentados ao sistema, que os reconhece e compara com objetos de classes já estabelecidas. Existem diversas técnicas de classificação de objetos, sendo que a mais simples implica em processos de agrupamento estatístico, que necessita de alguma intervenção humana, os chamados processos supervisionados. As técnicas mais sofisticadas permitem ao computador reconhecer diferentes objetos com pouca ou nenhuma intervenção humana. (CONCI, 2008).

4.2.6 Decisão

Para Conci (2008), o objetivo de um sistema de visão computacional é tomar decisões a partir da extração de informações do mundo real através de imagens. Esta tomada de decisão pode ser a partir de indagações simples a respeito de parâmetros extraídos dos objetos ou de algoritmos complexos de inteligência artificial.

No caso do software que está sendo projetado, a tomada de decisão automática é inviável. O médico especialista é o profissional capaz de alinhar as informações morfométricas e as imagens extraídas do software com sua experiência profissional e o conhecimento de toda a história do paciente para que possa tomar o diagnóstico mais correto.

O próximo capítulo descreve os passos que já foram dados na construção do software que irá permitir a realização dos testes com as imagens de RM (ressonância magnética) e posteriormente o desenvolvimento da ferramenta que está sendo proposta neste trabalho.

5 PROPOSTA DO SISTEMA

Neste capítulo serão apresentadas informações sobre o software que está sendo desenvolvido. O objetivo principal deste software é gerar um ambiente que permita que, a partir da imagem que se deseja trabalhar, diversos algoritmos possam ser executados e o resultado seja a escolha da melhor seqüência de processamento para o tipo de imagem testada. Como foi destacado no capítulo anterior, um algoritmo de detecção de bordas pode se adaptar muito bem para uma imagem de ressonância magnética e não se adaptar bem em uma fotografia, por exemplo. Desta forma, este software contará com a implementação de diversos algoritmos de filtros, detecção de bordas, segmentação entre outros. As próximas seções visam esclarecer melhor cada uma das etapas desta plataforma

5.1 Ambiente de Desenvolvimento

O software que está sendo desenvolvido utiliza a linguagem de programação C#, que integra a plataforma .NET da *Microsoft*. Esta linguagem de programação foi escolhida em virtude de possuir características e recursos importantes ao projeto, como por exemplo, ser orientada a objetos, além de ser apontada como a principal linguagem da plataforma .NET e também pelo constante crescimento de sua utilização no âmbito comercial.

Dentre as principais características do C#, podem ser citadas: linguagem totalmente orientada à objetos, fortemente tipada, simples de aprender e com recursos poderosos. (LIMA, 2002).

O mesmo autor ressalta ainda que C# deve ser considerada em primeiro lugar na plataforma .NET por algumas razões: têm o mesmo poder do C++ e a mesma facilidade de desenvolvimento do *Visual Basic*, além de ser a linguagem nativa da plataforma *Microsoft*.

Afirma também que o C# resolve o abismo que separa as linguagens de programação de baixo e de alto nível.

Sant'Ana (2008) declara que não existem ponteiros na plataforma .NET. A utilização de ponteiros garante eficiência, e isso se consegue no C# porque muitos objetos são tratados por referência. Isso faz com que os ponteiros sejam tratados internamente e que não seja possível apontar para locais arbitrários de memória.

Quando o gerenciamento de memória é feito pelo desenvolvedor, os programas tornam-se mais eficientes em termos de desempenho e mais sucessíveis a erros porque o desenvolvedor é obrigado a controlar a alocação e desalocação de memória. A plataforma .NET permite o gerenciamento, que é chamado de “*unsafe code*” (código inseguro), mas o responsável pela tarefa de alocação e desalocação da memória é o *garbage collector* (coletor de lixo). (LIMA, 2002).

Só é possível trabalhar com ponteiros em C# utilizando as diretivas *unsafe* e *fixed*, desta forma, a plataforma .NET não controla a alocação e desalocação de memória em tempo de execução. (MEDEIROS, 2008b).

Através da utilização de ponteiros, em testes com algumas imagens, conseguiu-se uma boa melhora de performance na execução dos algoritmos de processamento de imagens. Não foram realizados testes padrões para medir o ganho obtido, mas o software realiza o controle de tempo de processamento e, com isso, constatou-se a melhoria.

O primeiro processo do software é a leitura da imagem, que pode ser nos seguintes formatos: JPG, BMP, TIF, GIF e PNG. O processo seguinte é a busca por informações básicas e que serão úteis posteriormente, como por exemplo, cálculo de histograma, média, mediana da imagem.

A cada processo ao qual a imagem é submetida, o software armazena o tempo de processamento e o tipo de processo executado. Desta forma, ao final de uma seqüência de etapas, o usuário da aplicação consegue visualizar tudo que foi executado. Essa “memória de execução” servirá para posterior avaliação e decisão da melhor seqüência de procedimentos aplicada ao tipo de imagem avaliada.

A estrutura básica da aplicação pode ser visualizada de forma mais clara através do diagrama de seqüência de execução (Figura 5.1).

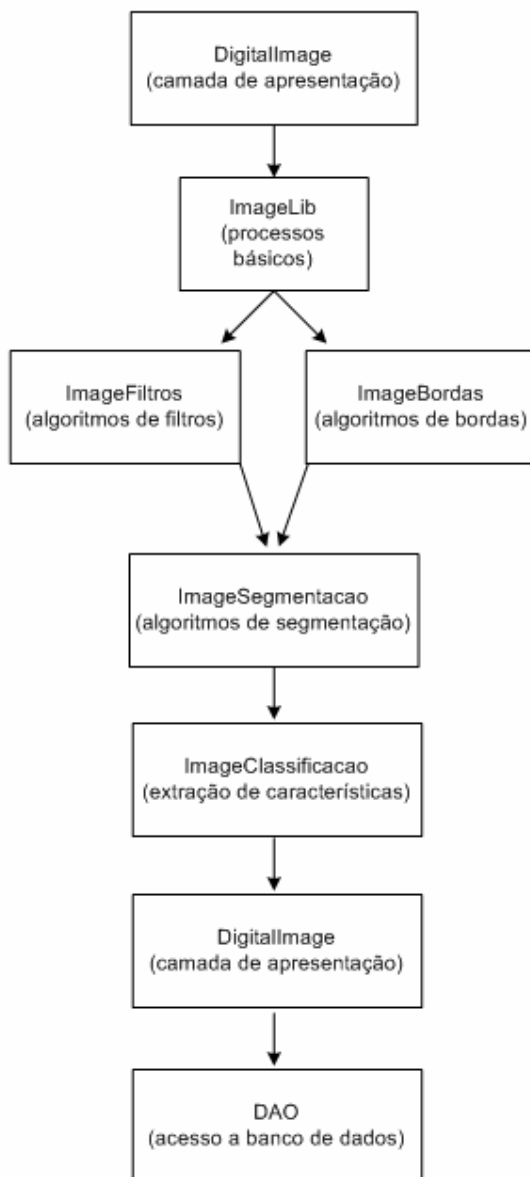


Figura 5.1 - Seqüência de execução software
 Fonte: Diagrama gerado pela autora.

Uma solução na plataforma .NET pode conter diversos projetos. No caso do software em questão *DigitalImage* é a solução e os projetos são: *DAO*, *DigitalImage*, *ImageBordas*, *ImageClassificacao*, *ImageFiltros*, *ImageLib* e *ImageSegmentacao*, como pode ser visto através da Figura 5.1.

A próxima seção apresenta o diagrama de classes do projeto *ImageBordas* e sua interação com uma outra classe da solução que está no projeto *ImageLib*, visando proporcionar um melhor entendimento da estrutura de desenvolvimento.

5.2 Metodologia da Orientação a Objetos

Como foi escolhida uma linguagem de programação completamente orientada a objetos para desenvolvimento da aplicação, também foi selecionado o padrão linguagem de modelagem unificada, ou como é mais conhecido no mercado, *Unified Modeling Language* (UML) para a construção da análise do software.

Segundo Blaha (2006), um diagrama de classes oferece uma notação gráfica para modelar classes com seus atributos e métodos, e seus relacionamentos, desta forma, descrevendo possíveis objetos. Os diagramas de classes são concisos e fáceis de entender.

A Figura 5.2 representa o diagrama de classes do projeto ImageBordas.

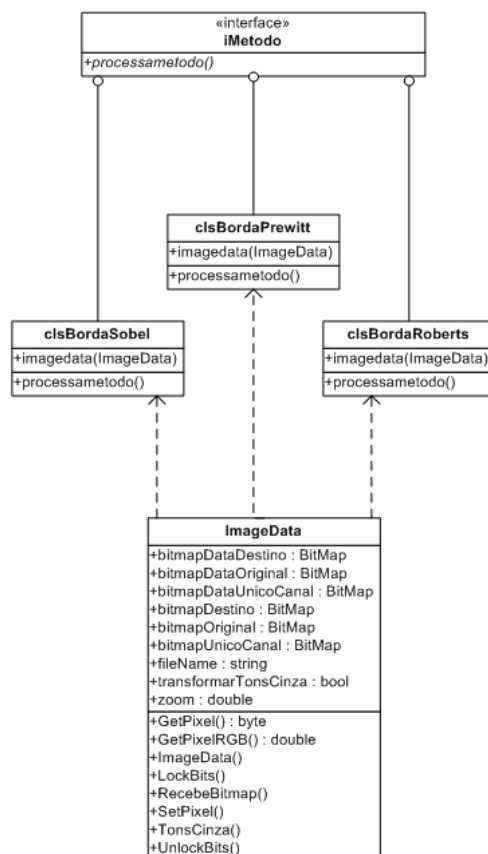


Figura 5.2 - Diagrama de classes do projeto *ImageBordas*
 Fonte: Diagrama gerado pela autora através da ferramenta Visio

5.3 Imagens Analisadas

Visto que não possuímos um profissional da área da saúde atuando junto ao projeto, as imagens que se tem acesso para realizar os testes com a ferramenta são imagens geradas

através de exame de ressonância magnética realizado em clínica especializada que fornece um CD aos seus pacientes, contendo as imagens geradas pelo exame. O CD contém um visualizador e as imagens gravadas são em formato DICOM.

Foi encontrada, na Internet, uma ferramenta chamada *Dicom Works* (DICOM, 2008), para visualização e conversão de imagens gravadas em formato DICOM. Através desta ferramenta foi realizada a conversão de algumas imagens para o formato PNG para realização dos testes manuais. A ferramenta *Dicom Works* possibilita a conversão para outros formatos, como por exemplo:

O formato *Portable Network Graphics* (PNG) foi escolhido em função de ser um formato livre e que permite uma boa compressão da imagem sem perda da qualidade. (W3C, 2008).

As imagens disponibilizadas no CD encontram-se com resolução de 256 x 256 *pixels* e nesta mesma resolução foi gerada a imagem em formato PNG.

As imagens que foram convertidas e armazenadas para os testes identificam através de seu nome: o paciente, através de um código único que o representa, o tipo de corte anatômico (coronal, axial ou sagital) que foi utilizado na geração da imagem e, qual o tempo de relaxação em que imagem foi gerada (T1/T2). Além dessas informações, existe um dígito que representa a utilização (S) ou não (N) de contraste na obtenção das imagens, seguido de um número seqüencial que identifica a ordem de geração da imagem (três dígitos). Alguns exemplos de identificação de arquivo são apresentados a seguir:

- a) 20821CORT1N001.PNG
- b) 20821AXIT2S001.PNG
- c) 20821SAGT1S001.PNG
- d) 20821SAGT1S002.PNG

CONCLUSÃO

Este trabalho está em fase inicial de desenvolvimento e a parceria com profissionais da saúde é crucial para o sucesso da proposta. Mesmo assim, resultados importantes já foram obtidos com a pesquisa bibliográfica e com o desenvolvimento da ferramenta descrita no capítulo cinco.

A pesquisa extensa sobre anatomia cerebral e epilepsia permitiu um melhor entendimento dos exames de RM e, estudos sobre alguns exames, com seus diagnósticos, forneceram a idéia inicial de como são analisadas as imagens neste tipo de exame por especialistas. Também, na análise destes diagnósticos médicos, obteve-se a certeza de que diversas causas de epilepsia podem ser observadas através de exames de ressonância magnética. Sendo assim, o sistema não diagnostica, mas poderá sinalizar alterações julgadas importantes pelo especialista que estiver acompanhando o desenvolvimento do projeto.

Neste sentido, acredita-se que este projeto possa contribuir com o diagnóstico médico. Defende-se a idéia de que o software poderá alertar sobre alterações que possam não ser percebidas pelo médico que está acompanhando o paciente e, desta forma, permitir um diagnóstico mais preciso e confiável.

A ferramenta desenvolvida neste projeto facilita a realização dos testes com imagens na fase inicial de desenvolvimento e também pode ser utilizada na conclusão do projeto, gerando o software de apoio ao diagnóstico de epilepsia. Isso é possível porque todos os algoritmos necessários já estarão implementados e testados, faltando somente o desenvolvimento da interface e interação com banco de dados, que também são previstos no *framework*. Busca-se com isso, permitir que outros softwares de processamento de imagens como este sejam desenvolvidos de forma mais rápida e com uma maior diversidade de algoritmos sendo testados, aproveitando os recursos já implementados do *framework*.

O resultado final, que é o sistema de apoio ao diagnóstico de epilepsia, será descrito e projetado dando continuidade a esta primeira fase do projeto. Para obter sucesso, busca-se a contribuição de um profissional da área da saúde. Um especialista que guie o desenvolvimento, demonstrando informações importantes que possam ser extraídas das imagens e validando os resultados obtidos.

O principal problema encontrado até agora foi a falta de um profissional da área médica que pudesse auxiliar. Necessita-se o auxílio deste profissional para a obtenção dos requisitos do software, bem como testes contínuos dos resultados obtidos.

Um analista de sistemas, por mais experiência que possua, não conseguirá projetar uma ferramenta de sucesso sem dois requisitos básicos. O primeiro deles é o conhecimento prévio do assunto, e isso, foi conseguido através da pesquisa bibliográfica realizada até o momento. Na busca deste conhecimento, o aluno se inscreveu e participou durante um semestre das aulas de neuroanatomia no Centro Universitário Feevale. O segundo requisito são informações do público alvo do software, ou seja, os usuários, pessoas que irão utilizar e extrair as informações que precisam da ferramenta. Este segundo requisito importante está sendo trabalhado.

Caso não seja possível contar com o auxílio deste profissional, o projeto do software será baseado em informações julgadas importantes e que foram obtidas através do conhecimento adquirido na literatura.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAM - American Accreditation HealthCare Commission. **MRI of the Head**. Disponível em: <<http://health.nytimes.com/health/guides/test/mri-of-the-head/overview.html>>. Acesso em: 12 maio 2008.

AMARO, E. Júnior; YAMASHITA, Hélio. **Aspectos básicos de tomografia computadorizada e ressonância magnética**. Revista Brasileira de Psiquiatria, São Paulo, v. 23, maio, 2001. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rbp/v23s1/5560.pdf>>. Acesso em: 19 junho 2008.

ASPE – Assistência à Saúde de Pacientes com Epilepsia. **Quem Somos**. Disponível em: <<http://www.aspebrasil.org/>>. Acesso em: 26 fevereiro 2008.

BLAHA, Michael; RUMBAUGH, James. **Modelagem e Projetos Baseados em Objetos com UML 2**. 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006. 496p.

CEFID. **Diencéfalo**. Disponível em: <www.cefid.udesc.br/laboratorios/anatomia/neuroanatomia/diencefalo.doc>. Acesso em: 03 abril 2008.

CONCI, Aura; AZEVEDO, Eduardo; LETA, Fabiana R. **Computação Gráfica: Teoria e Prática**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008. 376p.

COSTA, Durval C.; OLIVEIRA, José Manuel AP; BRESSAN, Rodrigo A. **PET e SPECT em neurologia e psiquiatria: do básico às aplicações clínicas**. Revista Brasileira de Psiquiatria, São Paulo, v. 23, maio, 2001. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1516-44462001000500003>. Acesso em: 19 junho 2008.

DICOM. **Software**. Disponível em: <<http://dicom.online.fr/>>. Acesso em: 05 abril 2008.

FACON, Jacques. **Processamento e Análise de Imagens**. 2002. 116 p. Tese (Mestrado em Informática Aplicada) - Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Paraná, 2002.

FALCÃO, Alexandre Xavier. **Visualização de volumes aplicada à área médica**. 1999. 82 p. Tese (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia Elétrica, UNICAMP, São Paulo, 1999.

GATO, Helien Eda Rodrigues. **Uma Abordagem Semi-Automática para Extração de Feições por Crescimento de Regiões em Imagens Digitais**. 2000. Tese (Mestrado em Ciências Cartográficas) – Faculdade de Ciência e Tecnologia, São Paulo, 2000.

GE - GE HealthCare. **Hounsfield**. Disponível em:
<http://www.medcyclopaedia.com/library/topics/volume_i/h/hounsfield_unit.aspx>. Acesso em 13 maio 2008.

GIL, Victor M. S.; GERALDES, Carlos F. G. C. **Ressonância Magnética Nuclear: Fundamentos, métodos e aplicações**. 2. ed. Lisboa: Edição da Fundação Calouste Gulbenkian, 2002.

GONZALEZ, Rafael C.; WOODS, Richard E. **Processamento de imagens digitais**. São Paulo: Edgard Blücher, 2000. 509p.

GOULD, Todd A. **Como funciona a geração de imagens por ressonância magnética**. Disponível em: <<http://ciencia.hsw.uol.com.br/ressonancia-magnetica10.htm>>. Acesso em: 03 junho 2008.

GUERREIRO, Carlos A. M.; GUERREIRO, Marilisa M. **Epilepsia**. São Paulo: Lemos Editorial, 1996. 477p.

HORNAK, Joseph P. **The Basics of MRI**. Disponível em:
<<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>>. Acesso em: 05 abril 2008.

JÚNIOR, David A. **Contribuição das medidas volumétricas das estruturas temporais mesiais e neocorticais ao tratamento cirúrgico da epilepsia do lobo temporal**. 2003. 114p. Tese (Doutorado em Medicina) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, São Paulo, 2003.

LEITE, Cláudia da Costa; AMARO, E Júnior; OTADUY, Maria Garcia. **Física Básica da Tomografia Computadorizada**. Disponível em:
<www.hcnet.usp.br/inrad/departamento/graduacao/aula/Fisica%20basica%20da%20tomografia%20computadorizada.doc>. Acesso em: 05 abril 2008.

LIMA, Edwin; REIS, Eugênio. **C# e .NET: guia do desenvolvedor**. Rio de Janeiro: Campus, 2002. 358p.

MACHADO, Ângelo. **Neuroanatomia funcional**. 2. ed. São Paulo: Editora Atheneu, 2003. 359p.

MANSSOUR, Isabel Harb. **Visualização Colaborativa de Dados Científicos com Ênfase na Área Médica**. 1998. 118p. Exame de Qualificação – UFRGS, Porto Alegre, 1998.

MANSSOUR, Isabel H.; MEDAGLIA, Diego R. **Segmentação de Imagens Médicas Baseada no Uso das Bibliotecas ITK e VTK**. 2006. Disponível em:
<<http://www.inf.pucrs.br/~manssour/Publicacoes/Sib2006.pdf>>. Acesso em: 29 fevereiro 2008.

MEDEIROS, Regina Bitelli. **RM**. Disponível em:
<<http://cfhr.epm.br/download/aulas/grad/RM.pdf>>. Acesso em: 11 abril 2008.

- MEDEIROS, Higor. **Trabalhando com código não gerenciado**. Disponível em: <<http://www.devmedia.com.br/articles/viewcomp.asp?comp=4138&hl=>>. Acesso em: 03 junho 2008.
- MENESES, Murilo S. **Neuroanatomia aplicada**. Rio de Janeiro: Guanabarra Koogan, 1999. 360p.
- MIN, Li Li; SANDER, J.W.A.S. **Projeto demonstrativo em epilepsia no Brasil**. Arq. Neuro-Psiquiatr, São Paulo, vol.61, nº 1, p.153-156, março 2003. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0004-282X2003000100033>. Acesso em: 19 junho 2008.
- OTADUY, Maria Garcia; LEITE, Cláudia da Costa. **Princípios Físicos da Ressonância Magnética (RM)**. Disponível em: <www.hcnet.usp.br/inrad/departamento/graduacao/aula/Fisica%20basica%20da%20ressonancia%20magnetica.doc>. Acesso em: 11 abril 2008.
- PAIVA, Anselmo Cardoso de. **Introdução a Visualização Volumétrica**. Disponível em: <http://www.tecgraf.puc-rio.br/publications/artigo_1999_introducao_visualizacao_volumetrica.pdf>. Acesso em: 05 abril 2008.
- PEDRINI, Hélio; SCHWARTZ, Willian Robson. **Análise de Imagens Digitais: Princípios, Algoritmos e Aplicações**. São Paulo: Thomson Learning, 2008. 528p.
- PRODANOV, Cleber Cristiano. **Manual de Metodologia Científica**. 3. ed. Novo Hamburgo: Feevale, 2003. 79p.
- RADSCAN. **Roentgen e a descoberta dos Raios-X**. Disponível em: <<http://www.radscan.com.br/descob.htm>>. Acesso em: 25 março 2008.
- RAIO X. **A Descoberta dos Raios X**. Disponível em: <http://www.if.ufrgs.br/tex/fis142/fismod/mod06/m_s01.html>. Acesso em: 21 março 2008.
- RÚBIO, Cássio A. **Estilização e Visualização Tridimensional de Tumores Intracranianos em Exames de Tomografia Computadorizada**. Curitiba: 2003. 99p. Tese (Mestrado em Informática) - Faculdade de Informática, Universidade Federal do Paraná, 2003.
- SANT'ANA, Mauro. **C#, uma linguagem para o novo milênio**. Disponível em: <<http://www.linhadecodigo.com.br/Artigo.aspx?id=9>>. Acesso em: 03 junho 2008.
- SANTOS, Sérgio L. M. dos. **Análise de Ressonância Magnética em Pacientes com Epilepsia Parcial: Correlação entre lesões estruturais, semiologia e EEG**. São Paulo: 2002. 160p. Tese (Doutorado em Ciências Médicas) - Faculdade de Ciências Biomédicas, UNICAMP, 2002.
- SEARA, Daniela Marta. **Algoritmos para Detecção de Bordas: Disciplina de Visão Computacional**. Universidade Federal de Santa Catarina. Disponível em: <<http://www.inf.ufsc.br/~visao/1998/seara/index.html>>. Acesso em: 20 abril 2008.
- SILVA, Cláudio Antônio da; SEIXAS, Roberto de Beauclair. **Detecção Automática de contornos com geração de superfícies em dados volumétricos**. Disponível em:

<http://209.85.215.104/search?q=cache:6LC4e2FpwPMJ:www.tecgraf.puc-rio.br/publications/artigo_2000_deteccao_automatca_contornos.ps.gz+a+rm+%C3%A9+indica+para+visualiza%C3%A7%C3%A3o+de+tecidos+moles&hl=pt-BR&ct=clnk&cd=5&gl=br>. Acesso em: 03 junho 2008.

SOBRAL, João Luis. **Visão por Computador**. Disponível em: <<http://gec.di.uminho.pt/lesi/vpc/Aula07Segmenta%C3%A7%C3%A3o.pdf>>. Acesso em: 22 maio 2008.

TOMOFACE. **Planos Anatômicos**. Disponível em: <<http://www.tomoface.com.br/>>. Acesso em: 12 abril 2008.

W3C, **PNG – Portable Network Graphics**. Disponível em: <<http://www.w3.org/Graphics/PNG/>>. Acesso em 30 maio 2008.