

Denyse Nascimento Barcellos Monteiro

Estudo sobre a Visualização de Imagens Médicas Obtida por  
Exames Virtuais.

Dissertação de Mestrado submetida  
ao Programa de Pós-Graduação em  
Computação da Universidade  
Federal Fluminense como requisito  
parcial para obtenção do título de  
Mestre. Área de concentração:  
Computação Visual e Interfaces.

Orientadora: Profa. Dra. Aura Conci

Niterói  
2005

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca da Escola de Engenharia e Instituto de Computação da UFF

M775 Monteiro, Denyse Nascimento Barcellos.  
Estudo sobre a visualização de imagens médicas obtida por exames virtuais / Denyse Nascimento Barcellos Monteiro. – Niterói, RJ : [s.n.], 2005.  
110 f.

Orientador: Aura Conci.  
Dissertação (Mestrado em Computação) - Universidade Federal Fluminense, 2005.

1. Processamento de imagens. 2. Computação visual. 3. Ressonância magnética. 4. Interfaces (Computadores). 5. Tomografia computadorizada. 6. Segmentação de imagens. I. Título.

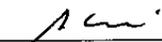
CDD 006.6

Estudo sobre a Visualização de Imagens Médicas Obtida por  
Exames Virtuais.

Denyse Nascimento Barcellos Monteiro

Dissertação de Mestrado submetida ao  
Programa de Pós-Graduação em Computação  
da Universidade Federal Fluminense como  
requisito parcial para obtenção do título de  
Mestre. Área de concentração: Computação  
Visual e Interfaces.

Aprovada por:

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Aura Conci, DSc / IC-UFF  
(Orientadora)

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Célio Vinícius Neves Albuquerque, DSc / IC-UFF

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Edilberto Strauss, PhD / Poli-UFRJ

Niterói, 8 dezembro de 2005

## **Agradecimentos**

Agradeço em primeiro lugar a Deus, meu guia nesta caminhada e que me ajudou a ter força para enfrentar os desafios.

Agradeço ao meu marido e amigo, Nelson, pelo amor, compreensão e incentivo em todos os momentos. Por ter acreditado nos meus sonhos oferecendo sua ajuda silenciosa quando me ouvia ou com sorrisos e palavras de incentivo, tendo sempre atitudes de afeto que foram fundamentais nesta etapa importante de minha vida.

Aos meus filhos Bernardo e Conrado que sempre confiaram em mim e me apoiaram. Por suportarem a distância e estarem presentes em mais uma etapa de minha vida.

A amiga e orientadora Aura Conci, por sua forma de conduzir o trabalho, pelo inestimável apoio nas etapas do desenvolvimento deste estudo e co-autora em vários trechos. Sobretudo pela confiança em mim depositada.

## Resumo

A detecção de doenças no início e sua correta identificação representam um fator muito importante na saúde pública. Um dos principais avanços no diagnóstico médico é a utilização de métodos não invasivos para obtenção de imagens de seções transversais do interior do corpo humano, forma de diagnóstico que tende a aumentar ano a ano. Muitas aplicações do diagnóstico médico são baseadas em um conjunto de imagens onde a interpretação correta é baseada na combinação de todas as imagens adquiridas. A ressonância magnética e a tomografia computadorizada são exemplos deste tipo de exames médicos que envolvem a manipulação de grandes volumes de dados. O uso do computador para combinar e visualizar resultados destes exames é fundamental. O processamento de imagem melhora as possibilidades de um diagnóstico correto e a computação gráfica transforma a coleção de dados 2D em uma informação 3D. Este trabalho apresenta inicialmente uma revisão das características destes tipos de exames médicos e conceitos de processamento de imagens bidimensionais e tridimensionais. Considera-se que as imagens médicas obtidas por escaneamento já tenham sido reconstruídas, já estejam armazenadas em formatos de arquivos DICOM, sendo feito um resumo deste formato. Depois é apresentada uma implementação das técnicas de processamento e visualização de imagens discutidas, usando Matlab, version 6.5 release 13 da Mathworks Inc. Finalmente exemplos ilustrativos, usando dados reais originários de exames de CT e MR, utilizando esta ferramenta são comentados para mostrar suas possibilidades na análise médica dos elementos internos do corpo humano.

Palavras-Chave: Ressonância Magnética, Tomografia Computadorizada, DICOM, Segmentação, Morfologia Matemática, Visualização Volumétrica.

## Abstract

Early detection of diseases and their correct identification represents a very important factor in public health. One of the main advances in medical diagnostics is the use of not invasive methods for attainment images of transversal sections of the internals of the human body, being the form of diagnosis that tends to increase year by year. Many applications of medical diagnosis are based upon sets of sliced images where the correct interpretation is based upon the combination of all images acquired. Magnetic Resonance (MR) and Computed Tomography (CT) are examples of this type of medical exams, which involves manipulation of great volumes of data. The use of computers to combine and visualize the results of these exams is a requirement fundamental. Image processing improves the possibilities of correct diagnosis and computer graphics turn the 2D collection of data into a 3D information. This work initially presents a review of the characteristics of medical bidimensional and tridimensional concepts of image processing. It is considered that the medical images obtained by scanning already have been reconstructed, and are stored in DICOM archive format, being made a summary of this format. After that, the implementation of the processing image techniques is presented and the discussed images are displayed, using Matlab, version 6,5 release 13 of the Mathworks Incorporation. Finally, illustrative examples of real data of CT and MR exams using this tool is commented to show its possibilities in the medical analysis of the internal elements of the human body.

Keywords: Magnetic Resonance, Computed Tomography, DICOM, Segmentation, Mathematical Morphology, Volumetric Visualization.

## **Lista de Abreviaturas**

ACR	American College of Radiology
ANSI	American National Standards Institute
CT	Computed Tomography
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
HIS	Hospital Information System
IOD	Information Object Definitions
ISO	International Standards Organization
LUT	Look-Up Table
MATLAB	Matrix Laboratory – Mathworks Inc
MR	Magnetic Resonance
NEMA	National Electrical Manufactures Association
PACS	Picture Archiving and Communication System
PET	Positron Emission Tomography
Rx	Raio-x
RIS	Radiology Information System
SNC	Sistema Nervoso Central
SOP	Service Object Pair
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
UID	Unique Identifier
US	Ultrasound
VOI	Volume of Interest
TIE	Electrical Impedance Tomography

# Índice

1	Introdução.....	1
1.1	Organização do Trabalho.....	2
2	Métodos Utilizados na Obtenção de Imagens Médicas.....	3
2.1	Não Invasivos .....	3
2.1.1	Tomografia Computadorizada (CT).....	3
2.1.2	Ressonância Magnética (MR) .....	8
2.1.3	Ultra-Som (US) .....	17
2.2	Métodos Invasivos.....	19
2.2.1	Cateterismo Cardíaco ou Cinecoronariografia .....	19
2.2.2	Angiografia Digital.....	20
2.2.3	Endoscopia .....	20
2.3	Aquisição Imagem Médica.....	21
3	Técnicas de Visualização e Manipulação de Imagens Médicas .....	23
3.1	Modelos 2D e 3D.....	23
3.2	Histograma .....	25
3.3	Modificação Global do Contraste.....	26
3.4	Segmentação por Binarização ou Limiarização (Thresholding) .....	27
3.5	Outras Técnicas de Segmentação .....	30
3.6	Equalização do Histograma.....	34
3.7	Morfologia Matemática .....	36
3.7.1	Morfologia Matemática Binária .....	38
3.7.2	Morfologia em Níveis de Cinza.....	43
3.8	Transformações 3D.....	48
3.9	Visualização Volumétrica.....	52
4	Padrão DICOM – Imagem Digital e Comunicações na Medicina .....	54
4.1	Histórico e Objetivo .....	54
4.2	Definições Utilizadas pelo DICOM .....	60
4.3	Partes do DICOM.....	62
4.4	Extensão do DICOM, Intercâmbio de Dados em Formato de Onda.....	66
4.5	Vantagens do Padrão DICOM.....	68
5	O Aplicativo Desenvolvido .....	69
5.1.1	Ampliação do Range do Histograma.....	75
5.2	Binarização ou Limiarização (Thresholding).....	76
5.3	Equalização.....	77
5.4	Filtros.....	79
5.5	Empilhamento.....	81
5.6	Ampliação ou Zoom .....	84
5.7	Montagem em Série das Fatias.....	85
5.8	Segmentação 3D.....	86
5.9	Visão Volumétrica.....	90
6	Conclusões.....	92
6.1	Trabalhos Futuros.....	92
	Referências Bibliográficas.....	94
	Anexo 1: Descrição de Algumas Estruturas Usadas como Exemplos.....	98
	Anexo 2: Função Renderização Direta do Volume.....	107

## Lista de Figuras

Figura 1: Equipamentos de Tomografia Computadorizada.....	4
Figura 2: Imagem do Cérebro Ponderada em T1 e T2 .....	11
Figura 3: Equipamentos de Ressonância Magnética, Modelos Fechado e Aberto.....	13
Figura 4: Tipos de Planos de Aquisição de Imagens.....	13
Figura 5: Planos Básicos de Referência (Winter,1990).....	14
Figura 6: Fatia Coronal MR do Cérebro.....	15
Figura 7 : Fatia Coronal da Cabeça .....	15
Figura 8: Plano Sagital .....	15
Figura 9: Plano Axial.....	16
Figura 10: Fatias Adjacentes Adquiridas no Plano Coronal (X,Z).....	16
Figura 11: Equipamento de Ultra-Som.....	19
Figura 12 Angiograma.....	20
Figura 13: Representação do Plano Cartesiano XY .....	24
Figura 14: Representação da Imagem como $f(x,y)$ .....	24
Figura 15: Representação de um Voxel.....	24
Figura 16: Imagem com Bom Contraste e seu Respetivo Histograma .....	26
Figura 17: Imagem em Baixo Contraste e seu Histograma .....	27
Figura 18: Limiarização por Um Limiar .....	29
Figura 19: Histograma Particionado por Dois Limiares.....	30
Figura 20: Representação das Classes do Histograma .....	33
Figura 21: Limiarização Utilizando Limiar Calculado pelo Método de Otsu(1979) .....	34
Figura 22: Imagem Equalizada e Histograma .....	36
Figura 23: Exemplos de Elemento Estruturante .....	37
Figura 24: Representação Imagem A e B.....	37
Figura 25: Dilatação com Elemento Estruturante Quadrado 3x3.....	39
Figura 26: Erosão com Elemento Estruturante Quadrado 3x3 .....	40
Figura 27: Abertura com Elemento Estruturante Quadrado 3x3 .....	41
Figura 28: Fechamento com Elemento Estruturante Quadrado 3x3.....	42
Figura 29: Exemplo Dilatação em Tons de Cinza.....	44
Figura 30: Exemplo Erosão em Tons de Cinza .....	44
Figura 31: Exemplo Abertura em Tons de Cinza.....	45
Figura 32: Exemplo Fechamento em Tons de Cinza.....	46
Figura 33: Top-Hat Imagem Pescoço.....	47
Figura 34: Bottom-Hat Imagem Pescoço .....	48
Figura 35: Modelo de Protocolo de Comunicações do DICOM .....	56
Figura 36: Diagrama E-R, Modelo de Aplicação Global DICOM.....	57
Figura 37: Unidades Funcionais DICOM.....	62
Figura 38: Partes do DICOM .....	62
Figura 39: Visor do DICOM com Imagem e Dados Angiográficos Sincronizados.....	68
Figura 40: Os Cubos Representam os Voxels em Imagens Médicas. ....	72
Figura 41: Opções do Aplicativo.....	73
Figura 42: Janela Inicial do Aplicativo Desenvolvido .....	73
Figura 43: Janela de Opções do Aplicativo, Após a Seleção do Diretório/Arquivo .....	74
Figura 44: Imagem do Pé Binarizada/Thresholding.....	77
Figura 45: Imagem do Pescoço Equalizada.....	78

Figura 46: Histograma da Imagem Original e da Imagem Equalizada. ....	78
Figura 47: Aplicação de Filtros Morfológicos na Imagem da Pelve. ....	80
Figura 48: Bordas e background Imagem da Pelve. ....	81
Figura 49 : A Seta Aponta para o Número das Fatias .....	82
Figura 50: Seleção de Fatias para Empilhamento .....	83
Figura 51: Empilhamento de Cinco Fatias do Pé. ....	83
Figura 52: Zoom na Imagem do Pé. ....	84
Figura 53: Série de Fatias Simulando Movimento .....	85
Figura 54: Montagem em Série de Fatias do Pé.....	86
Figura 55: Segmentação 3D de Área do Cérebro .....	88
Figura 56: Visualização 3D de Fatias do Cérebro.....	89
Figura 57: Visualização 3D do Cérebro Método Isosuperfície .....	90
Figura 58: Visão Volumétrica da Cabeça, Método Renderização Direta.....	91
Figura 59: Partes do Cérebro.....	99
Figura 60: Estrutura Óssea do Pé .....	100
Figura 61: Estrutura Muscular do Pé.....	102
Figura 62: Estrutura do Fígado.....	103
Figura 63: Anatomia Pélvis Feminina.....	104
Figura 64: Anatomia Pélvis Masculina .....	105
Figura 65: Estrutura do Pescoço.....	106

## Lista de Tabelas

Tabela 1: Unidades Hounsfield/Tecido .....	6
Tabela 2: Aplicações da Ponderação em T.....	11
Tabela 3: Exames Endoscópicos por Órgão .....	21
Tabela 4: Sentença e Serviço DICOM .....	59
Tabela 5: Exemplo de Atributos do Cabeçalho DICOM.....	71

# 1 Introdução

No passado não havia muitas opções disponíveis aos médicos para examinar os pacientes e produzir um diagnóstico correto. A única maneira de observar dentro do corpo humano era cortando ou abrindo. Conseqüentemente, doenças relativamente em estágio inicial que não podiam ser diagnosticadas e tratadas, passavam despercebidas e causavam a morte de milhares de pessoas. No último século um grande progresso no diagnóstico de doenças foi feito e grande parte desse progresso é devido à evolução dos exames médicos por imagens. Em geral, estes exames fornecem imagens do interior do corpo humano sem a necessidade de cortá-lo ou abri-lo. Os exames médicos por imagem têm tornado possível a redução de cirurgias exploratórias, sendo responsáveis pela revolução dos diagnósticos não invasivos (Watkins et al, 1993).

A evolução dos equipamentos e softwares propiciam a realização de exames virtuais feitos através da aquisição de dados do interior do corpo humano. Exames virtuais são métodos para se obter dados de estruturas internas do corpo humano sem a utilização de instrumentos de corte. Os dados anatômicos utilizados para realizar a visualização são obtidos a partir de Ultra-Som (US), Tomografia Computadorizada (CT) e Ressonância Magnética (MR) e outras técnicas que não introduzem objetos no corpo são chamadas de exames não invasivos. Como exames invasivos têm-se as cirurgias exploratórias e como método semi-invasivo: a laparoscopia, o cateterismo cardíaco e a angiografia. Esses métodos possibilitam a visualização através da introdução de tubos, fios e câmeras no organismo. Os exames invasivos e semi-invasivos expõem o paciente a um grau maior de risco.

A imagem médica pode ser aplicada na automatização de cirurgias e no planejamento de procedimentos médicos além de auxiliar no diagnóstico da doença. O uso de exames que utilizam imagens como MR, CT e US têm crescido muito nos últimos anos. Através destes exames é possível obter-se imagens em vários planos do corpo humano, permitindo a análise da anatomia de várias estruturas e a verificação do funcionamento de diversos órgãos, a partir dos quais podem-se extrair informações importantes.

A incorporação de técnicas computacionais para análise dessas imagens é muito importante na medicina. Um dos fatores do sucesso e da crescente disseminação de abordagens de diagnóstico e pesquisas baseadas em imagens é o desenvolvimento de métodos computacionais para extração e análise de informações clinicamente relevantes a partir das imagens tornando auxiliares no diagnóstico.

O objetivo deste trabalho é apresentar, comparar e destacar as características principais de alguns métodos utilizados na obtenção de imagens médicas e desenvolver e apresentar um aplicativo, interativo de visualização, fundamentado em técnicas de visualização volumétrica de dados médicos e de técnicas de processamento de imagens como modificação do contraste, binarização, equalização do histograma e operadores morfológicos utilizados na segmentação de estruturas do corpo humano obtidas através da MR e CT no padrão DICOM.

## **1.1 Organização do Trabalho**

Essa dissertação representa o primeiro trabalho na pós-graduação em Ciência da Computação da UFF na área de visualização de imagens médicas tridimensionais. Trabalhos anteriores em imagens médicas nesta pós-graduação se concentraram em: mamografia (Soares, 1998 e Guimarães, 1999), e laringoscopia (Corrêa, 2003). Esse trabalho tem o objetivo de apresentar técnicas de análise de imagens que podem auxiliar em uma melhor visualização de dados médicos armazenados no formato DICOM. São consideradas imagens bidimensionais e suas reconstruções tridimensionais. O texto encontra-se organizado em 6 capítulos. O próximo capítulo faz uma introdução à forma de aquisição de imagens médicas por métodos invasivos e não invasivos e os planos de corte utilizados na obtenção dessas imagens. O capítulo 3 descreve os conceitos básicos do processamento de imagem como modelos 2D e 3D, trabalhos correlatos, segmentação com o uso de histograma, crescimento de regiões por agregação de pixels, morfologia matemática binária e em níveis de cinza, transformações 3D e visualização volumétrica por renderização direta de volume e por extração de superfície. O capítulo 4 apresenta uma breve definição do Padrão DICOM. O capítulo 5 descreve o aplicativo desenvolvido para visualização 2D e 3D, processamento de imagens médicas e exemplos de sua

utilização. No capítulo 6 é feita uma conclusão do trabalho e idéias de possíveis extensões são apresentadas.

## **2 Métodos Utilizados na Obtenção de Imagens Médicas**

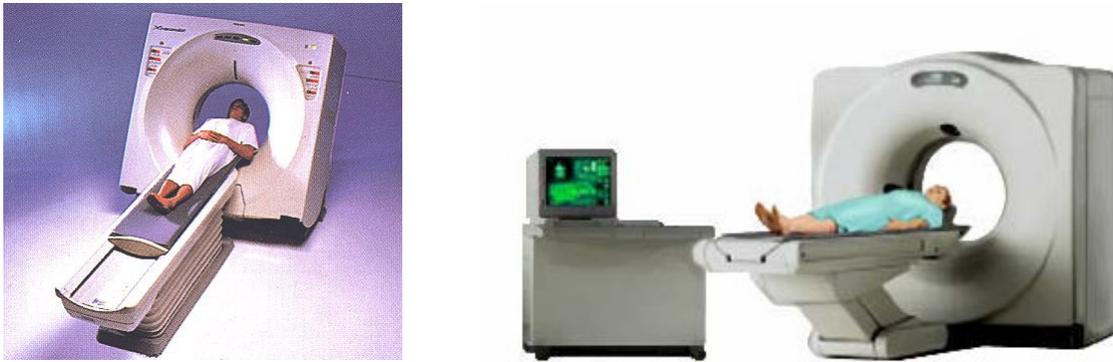
As imagens médicas envolvem diversas formas de modelagem, de visualização, de manipulação e de análise de estruturas corporais multidimensional. Os dados da imagem podem ser obtidos através de um dispositivo de captura da imagem ou de um processo de simulação que capture a informação. Um dispositivo de aquisição de imagens, como os scanners de CT, MR e US podem adquirir imagens 3D digitais que pertencem às estruturas internas humanas sem a introdução direta de câmera de vídeo.

### **2.1 Não Invasivos**

#### **2.1.1 Tomografia Computadorizada (CT)**

Em 1972, o físico Godfrey N. Hounsfield desenvolveu um novo método para a formação de imagens a partir dos raios-x que deu origem a tomografia computadorizada. Trata-se de um método radiológico que permite a obtenção de uma imagem de determinado segmento do corpo humano com a finalidade de visualização e estudo de suas estruturas anatômicas. A palavra tomografia, deriva da palavra grega “Tomos”, que significa corte ou fatia, e “Grafos”, que significa desenhar uma imagem ou gráfico.

Os princípios físicos de obtenção das imagens internas da tomografia computadorizada são os mesmos da radiografia convencional. Na tomografia computadorizada o tubo de raios-x (Rx) gira 360° em torno da região do corpo a ser estudado e a imagem obtida é tomográfica, ou seja, “fatias” da região do corpo estudada são obtidas. Há vários tipos de tomógrafos: convencional ou simplesmente tomografia computadorizada, tomografia computadorizada helicoidal, tomografia computadorizada “multi-slice” e tomógrafos mais sofisticados, como “ultra-fast” e “cone-beam”. Na tomografia helicoidal além do tubo de Rx e os detectores girarem, a mesa também é deslocada e a trajetória do feixe de Rx ao redor do corpo é espiral. A figura 1 apresenta dois equipamentos de tomografia computadorizada.



**Figura 1: Equipamentos de Tomografia Computadorizada**

Os parâmetros que caracterizam as imagens tomográficas são o tamanho dos seus pixels, a matriz, o campo de visão (ou fov, “field of view”), a escala de cinza e o janelamento ou windowing usado. O plano dos cortes tomográficos é composto por unidades bidimensionais ou pixels, que representam unidades de volume, os voxels, (Elkis, 1988). Cada voxel pode conter mais de um tipo de estrutura e, como para cada um é necessária uma unidade de coeficiente de atenuação, pode ocorrer o que se chama efeito de volume parcial. Para que tal efeito não seja proeminente, os cortes tomográficos devem ser suficientemente suaves (Elkis, 1988). Cada pixel pode ser visualizado em branco, preto ou em uma escala de tons de cinza. Baixos coeficientes de atenuação resultam uma imagem escura (ex: o ar) e altos uma imagem branca (ex: o osso). A escala de cinza é formada por um grande espectro de representações de tonalidades entre branco, cinza e o preto. A escala de cinzas é que é responsável pela intensidade da imagem. A escala de cinzas usada especialmente para a tomografia computadorizada usa uma unidade que foi chamada de unidade Hounsfield (HU), em homenagem ao cientista cujos trabalhos levaram ao desenvolvimento da tomografia computadorizada. A tabela 1 mostra alguns valores Hounsfield em relação ao tecido. O pixel é o menor ponto da imagem que pode ser obtido. Assim uma imagem é formada por um grande número de pixels. O conjunto de pixels está distribuído em colunas e linhas que formam a matriz que descreve digitalmente a imagem. Quanto maior o número de pixels numa matriz melhor é a sua resolução espacial, o que permite uma melhor diferenciação espacial entre as estruturas presentes na imagem.

O campo de visão (fov) representa o tamanho máximo que o objeto em estudo pode ocupar na matriz, por exemplo, uma matriz pode ter 512 pixels em colunas e 512 pixels em linhas, e se o campo de visão for 12 cm, cada pixel vai representar cerca de 0,023 cm (12 cm/512). Para o estudo de estruturas delicadas como o ouvido interno o campo de visão deve ser pequeno enquanto para o estudo do abdômen o campo de visão de ser maior.

Em relação às imagens, existe uma convenção para traduzir os valores de voltagem detectados em unidades digitais. Dessa forma, temos valores que variam de -1000 a 1000. O primeiro valor -1000 ocorrendo nenhuma voltagem é detectada, ou seja, o objeto não absorveu praticamente nenhum dos fótons de Rx, e se comporta como o ar. O valor mais alto, +1000, ocorre no caso em que poucos fótons chegam ao detector: o objeto absorveu quase todos os fótons de Rx. Essa escala de variação de cinza vai de -1000 (mais escuro ou preto), 0 (cinza médio) e +1000 (bem claro ou branco). Dessa forma quanto mais Rx o objeto absorver, mais claro ele é na imagem. Outra característica é que esses valores variam e podem ser ajustados de acordo com os tecidos biológicos estudados usando as técnicas de janelas.

Para facilitar a visualização de determinadas estruturas os limites de variação podem ser ajustados. Utiliza-se a técnica de janelas (windowing) para representar os valores em uma certa faixa, a variação desses contrastes é denominada janela. Largura da janela (*window width* \_ WW) representa a definição do contraste da imagem e a altura da janela (*window length* \_ WL) representa a medida central na escala de coeficientes de atenuação de acordo com a unidade Hounsfield (HU). A escolha de uma determinada janela vai depender da natureza do tecido a ser investigado (Elkis, 1988). A técnica de janelas é um recurso computacional que permite, após a obtenção das imagens, que a escala de cinza possa ser reduzida facilitando a diferenciação entre certas estruturas. O olho humano tem a capacidade de diferenciar uma escala de cinzas de 10 a 60 tons, enquanto na tomografia há 2000 tons. A janela, na realidade, é uma forma de mostrar apenas a faixa de tons de cinza que identifique o tecido investigado, de forma a adaptar a capacidade da visão humana aos dados obtidos pelo tomógrafo (Inrad, 2004).

Unidades Hounsfield (HU)	Tecido
-1000	Ar
-900 a -400	Pulmão
-120 a -80	Gordura
Zero	Água
30	Rim
35 a 55	Sangue Normal
50 a 55	Músculo
300 a 350	Osso

**Tabela 1: Unidades Hounsfield/Tecido**

As imagens tomográficas podem ser obtidas em 2 planos básicos: o plano axial (perpendicular ao maior eixo do corpo) e o plano coronal (paralelo à sutura coronal do crânio, ou seja, é uma visão frontal). Mas detalhes destes planos serão introduzidos na próxima seção. As imagens tomográficas possuem normalmente 512x512 ou 256x256 pixels e profundidade (ou variação da resolução tonal dos pixels) de 1 a 2 bytes por pixel. Depois de obtidas as imagens, recursos computacionais podem permitir reconstruções no plano sagital ou reconstruções tridimensionais (Inrad, 2004).

A obtenção de imagens por tomografia pode ser dividida em duas técnicas de medicina nuclear<sup>1</sup>: PET (Positron Emission Tomography) e SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography).

O PET ou Tomografia de Emissão de Positrons é um exame da medicina nuclear que utiliza radionuclídeos (átomos radioativos) que emitem um pósitron<sup>2</sup> quando da sua desintegração, o qual é detectado para formar as imagens do exame. É um método de obtenção de imagens que informam acerca do estado funcional dos órgãos e não do seu

---

<sup>1</sup> A Medicina Nuclear é uma especialidade médica relacionada a imagiologia que se ocupa das técnicas de imagem, diagnóstico e terapêutica utilizando nuclídeos radioativos.

<sup>2</sup> O pósitron (ou positron) é uma antipartícula do elétron. Apresenta carga +1 e spin 1/2, e sua massa é a mesma do elétron. Quando o positron é aniquilado com um elétron, a massa é totalmente transformada em duas formas de energia: fóton e radiação gama.

estado morfológico como as técnicas que usam Rx. O PET como qualquer método tomográfico pode gerar imagens em 3D ou conjuntos de imagens de “fatias” 2D.

Para a realização do exame é administrada no paciente, por injeção, oral ou inalação, uma substância que participa de maneira bem definida no processo bioquímico a ser visualizado. Essa substância é radioativada com isótopos que emitem pósitrons durante a desintegração. O pósitron emitido colide com elétrons dos tecidos próximos, sendo aniquilado, quando então são liberados dois fótons em direções opostas. Como os fótons possuem alta energia (~511 keV), é grande a probabilidade de saírem do corpo do paciente e serem detectados por uma coleção de detectores localizados ao redor do paciente. Assim o equipamento obtém os dados que permitem conhecer a distribuição espacial da substância radioativa no corpo do paciente.

SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) tomografia por emissão de fóton único utiliza rastreadores radioativos que emitem fótons isolados de alta energia. Na tomografia computadorizada de imagens gama<sup>3</sup> ou SPECT, várias (duas ou três) câmeras gama rodam em torno do alvo, o que proporciona a terceira dimensão às suas imagens bidimensionais, que com a ajuda de algoritmos e computador são transformadas em três dimensões. Calcula a concentração de radio-nuclídeos introduzidos no corpo do paciente, como na tomografia computadorizada, isto é feito girando o detector de fótons em torno do paciente, para detectar a posição e a concentração do radio-nuclídeos. Como a fonte, os radio-nuclídeos, estão dentro do corpo do paciente, a análise é muito mais complexa do que para a tomografia computadorizada, onde a localização e energia da fonte, externa ao corpo, é sempre conhecida (Kepler, 1999).

Os exames com PET utilizam rastreadores radioativos que produzem pares pósitron-elétrons que difere do SPECT por emitir fótons isolados. Exames de medicina nuclear podem localizar áreas do paciente com atividade funcional alterada, mostrando regiões do organismo que não estejam trabalhando corretamente. As imagens geradas são de baixa

---

<sup>3</sup> A Câmera Gama é um equipamento da medicina nuclear, que é usado para detectar e localizar a origem espacial de raios gama emitidos pelos radiofármacos.

resolução e com grande quantidade de ruído, o que se deve à impossibilidade de usar altas taxas de radiação.

### **2.1.2 Ressonância Magnética (MR)**

A ressonância magnética foi desenvolvida em 1946 por Edward Mills Purcell em Harvard e Felix Bloch em Stanford. Os desenvolvimentos que levaram a aplicação desse fenômeno quântico à geração de imagens tomográficas só aconteceram na década de 70 e os principais responsáveis foram Paul C. Lauterbur em Illinois e Peter Mansfield em Nottingham.

O exame por ressonância magnética é um dos exames por imagem mais seguros. Não utiliza radiação ionizante e seus agentes de contraste são muito mais seguros que os da tomografia, sendo que muitos procedimentos que exigem contraste em tomografia computadorizada podem ser feitos com ressonância magnética sem o uso de nenhum agente de contraste. O gadolínio<sup>4</sup> (Gd) que praticamente não produz reações alérgicas é a base dos contrastes usados para ressonância magnética.

As imagens por ressonância magnética são baseadas em sinais provenientes dos núcleos de hidrogênio contidos nos componentes mais ricos em hidrogênio do corpo: água e gordura. Ossos densos, que contém pouca água, são invisíveis em tais imagens (Gattass et al, 1999). A imagem por ressonância magnética é o resultado de sinais na frequência de ondas de rádio liberados por núcleos de peso atômico par quando voltam ao seu estado de repouso depois de serem alinhados por um pulso magnético forte e homogêneo.

O contraste resultante das imagens é baseado, em primeiro lugar, nas propriedades dos diferentes tecidos relacionados à densidade de núcleos de hidrogênio e aos tempos de relaxamento dos núcleos de hidrogênio naquele material. Existem dois tipos principais de contrastes resultantes nas imagens baseados em tempos de relaxamento T1 e T2. Para formar uma imagem de MR vários pulsos de Rádio Frequência (RF) são necessários. É

---

<sup>4</sup> Gadolínio (nomeado em homenagem ao químico Gadolin) é um elemento químico com símbolo Gd e massa atômica igual a 64 (64 prótons e 64 elétrons). À temperatura ambiente, o gadolínio encontra-se no estado sólido.

imperativo que se aguarde um certo tempo de relaxamento para que o próximo pulso de RF seja eficiente, ou seja, deve-se aguardar um determinado T1. T1 transfere energia para o redor (não para outro spin<sup>5</sup>). Cada próton tem seu próprio campo magnético intrínseco que começa, a se desorganizar e a afetar núcleos vizinhos em uma reação simultânea, após cada pulso de RF, transferindo energia entre si e conseqüentemente saindo de fase. A relação próton-próton (ou spin-spin) é também chamada de Tempo 2 de relaxamento ou simplesmente T2. T2 transfere energia para outro átomo. Em imagens no tempo T2, os líquidos (liquor), desmielinização e áreas de edema no tecido cerebral se mostram mais claros – alto sinal. Nas imagens T1, a substância branca é mais clara que a cinzenta e áreas com alto conteúdo protéico e tecido adiposo em geral tem maior sinal, se mostrando mais claras.

As imagens de ressonância magnética são formadas inserindo o órgão a ser examinado num campo magnético uniforme de grande intensidade ( $> 0.5$  Tesla <sup>6</sup>). Este grande campo magnético indica a principal contra-indicação para o uso da ressonância magnética, que é o caso de pacientes que possuem marca-passos, implantes metálicos ou clips de aneurisma que sejam ferromagnéticos. Os spins dos núcleos de hidrogênio são então alinhados na direção do campo magnético uniforme. A seguir são emitidos pulsos de rádio frequência que fazem com que os spins sofram uma rotação de 90° ou 180°. Ao cessar a emissão da radiofrequência, os prótons sofrem um relaxamento e tendem a voltar para a sua posição original, alinhado com a direção do campo magnético uniforme. Neste processo, os prótons emitem energia conforme vão retornando à posição original. Esta energia é captada pelos sensores para formar a imagem (Oliveira, 1999).

A ressonância magnética pode ser utilizada para diversos fins. No cérebro, o núcleo do átomo de hidrogênio da água é a principal fonte de sinal na MR. A leitura do sinal em momentos distintos permite visualizar diferencialmente a substância cinza da substância branca e do fluido cerebrospinal. Uma imagem MR é um mapa de intensidades de

---

<sup>5</sup> Spin é o momento angular intrínseco que caracteriza cada tipo de partícula elementar tendo valores (0, 1/2, 1, 3/2,...). É o movimento natural de rotação dos núcleos atômicos.

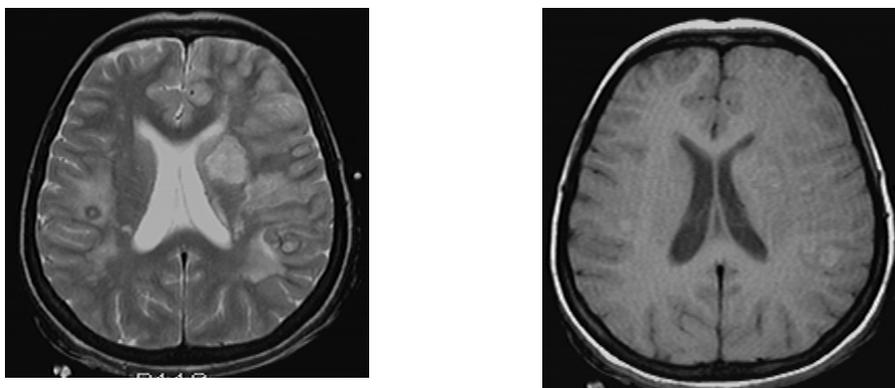
<sup>6</sup>Tesla (em honra do físico croata, naturalizado americano, Nikola Tesla) é a unidade de campo magnético do Sistema Internacional de Unidades (1 Tesla = 10 000 Gauss).

radiofrequência emitidas pelos tecidos. Quanto mais brilhante for uma área, maior é a intensidade do sinal naquele ponto. As áreas escuras nas imagens indicam onde os sinais não são produzidos (Lichtenbelt et al, 1998). Características de tecidos específicos podem ser isoladas, permitindo que médicos e técnicos identifiquem um tumor ou uma inflamação no tecido. As imagens obtidas permitem, por exemplo, uma excelente visualização das estruturas cerebrais, possibilitando identificar, a substância cinza, a substância branca, as membranas que envolvem o cérebro (meninges), o sistema vascular, etc. Com o auxílio dos agentes de contraste, é possível realçar artérias, visualizar pontos onde foi rompida a barreira hematoencefálica em caso de tumores cerebrais e visualizar o trato gastrointestinal. O uso de contrastes permite observar os tumores cerebrais metastáticos<sup>7</sup> quando ainda não têm um tamanho muito grande.

As imagens por ressonância magnética conseguem substituir com grandes vantagens quase todas as imagens feitas por tomografia. As principais vantagens do uso da ressonância magnética sobre a CT são: a não utilização de radiação; a produção de imagens de muito boa qualidade que permitem visualizar com detalhes várias estruturas anatômicas e a possibilidade de utilizar um contraste intrínseco T1 e T2, que não utiliza nenhum agente injetável. Suas desvantagens são: a necessidade de se ficar imóvel mais tempo; não ser muito boa para ossos e órgãos que movimentam como o coração, pulmão, etc. A figura 2 mostra imagens do cérebro, adquiridas por MR, nos diferentes tempos de relaxamento T1 e T2, imagem ponderada em T1 a parte líquida é identificada pelos tons “Escuros” na imagem ponderada em T2 a parte líquida é identificada nos tons “Claro”.

---

<sup>7</sup> Tumores Metastáticos são os tumores que aparecem em locais distantes do tumor primário. Chama-se tumor primário o lugar onde este começa. Algumas células tumorais podem se desprender deste tumor primário, ir a outros lugares do organismo e ali crescer, assim, denominam-se tumores metastáticos ou tumores secundários.



**Figura 2: Imagem do Cérebro Ponderada em T1 e T2**

A tabela 2 mostra a comparação das aplicações nas imagens ponderadas nos tempos de relaxamento T1 e T2.

<b>Tempo Relaxamento</b>	<b>T1</b>	<b>T2</b>
Curto	Sinal de Alta Intensidade: Lipídios, líquidos proteináceos, sangramento sub-agudo.	Sinal de Baixa Intensidade: Depósito de ferro no fígado e efeito de suscetibilidade magnética.
Longo	Sinal de Baixa Intensidade: Neoplasias, edema, inflamações, líquidos puros e líquidos cerebrospinal.	Sinal de Alta Intensidade: Sinal da gordura intramedular, tecido endometrial não hemorrágica.

**Tabela 2: Aplicações da Ponderação em T**

A idéia básica é de que tiramos os núcleos atômicos de uma situação de repouso na qual eles estão em equilíbrio e em um estado de baixa energia. Após serem excitados, observamos quanto tempo é necessário para que retornem ao estado de equilíbrio anterior. Esse intervalo de tempo pode fornecer informações sobre o material que está sendo estudado. O estado de equilíbrio é estabelecido quando os núcleos de hidrogênio encontrados na água estão alinhados com um campo magnético. Podemos perturbar o equilíbrio e aumentar o nível de energia dos objetos se submetemos os núcleos de hidrogênio a um segundo campo magnético que esteja alinhado de modo diferente do

primeiro. O corpo humano é em sua maior parte, composto por água, existindo uma grande quantidade de núcleos de hidrogênio em suas estruturas.

Algumas partículas se movem naturalmente em círculos regulares com uma frequência determinada. Se os impulsos aplicados para aumentar seu nível de energia forem retirados de um estado de equilíbrio e combinarem com a frequência natural das partículas elas entram em ressonância<sup>8</sup>, muitos pequenos impulsos podem ser adicionados, causando uma grande alteração no nível de energia.

O segundo campo magnético oscila com a frequência natural dos núcleos de hidrogênio. Se os impulsos não estiverem em harmonia com a frequência natural do objeto que estamos impelindo, seus efeitos não serão somados, podendo até mesmo interferir entre si. Se a frequência do campo magnético não for combinada com a frequência natural dos núcleos de hidrogênio, estes não serão deslocados. O retorno ao estado de equilíbrio de baixa energia é chamado de relaxamento. Quando o segundo campo magnético é suprimido, os núcleos de hidrogênio retornam a um estado de equilíbrio, alinhando-se ao primeiro campo magnético. Sabemos que isso ocorreu quando os núcleos param de emitir ondas de rádio. O tempo necessário para que um sistema retorne ao estado de equilíbrio pode fornecer informações úteis. No caso dos núcleos de hidrogênio, existem vários fatores que afetam o tempo de relaxamento, incluindo as moléculas de fluido que se chocam entre si e contra os sólidos (Gattass et al, 1999).

Um pixel de uma imagem de ressonância magnética representa o tipo de tecido numa dada posição espacial. A MR mostra contraste elevado entre tecidos macios e uma razoável relação entre sinal e ruído (SNR<sup>9</sup>) que permite a diferenciação dos tecidos. A figura 3 mostra equipamentos de imagens MR.

---

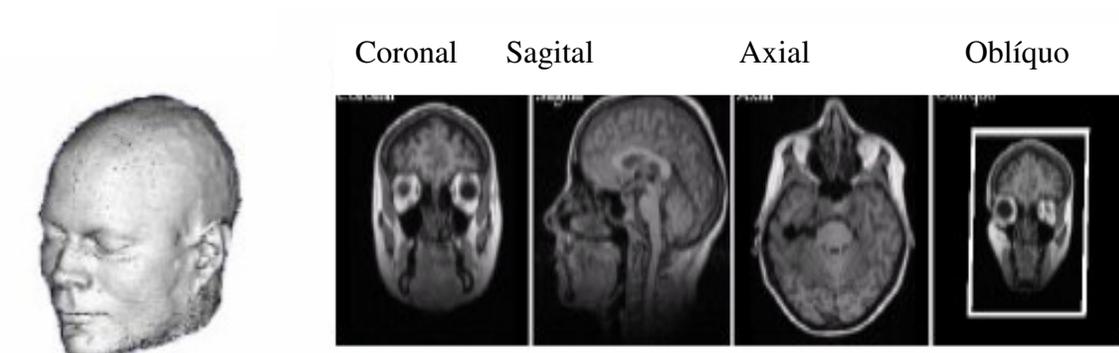
<sup>8</sup>Ressonância: Reforço da intensidade de uma onda pela vibração de um sistema que tem uma frequência própria igual à frequência da onda; vibração enérgica que se provoca num sistema oscilante quando atingido por uma onda mecânica de frequência igual a uma das suas frequências naturais próprias.

<sup>9</sup> SNR: Signal Noise Ratio, relação sinal ruído.



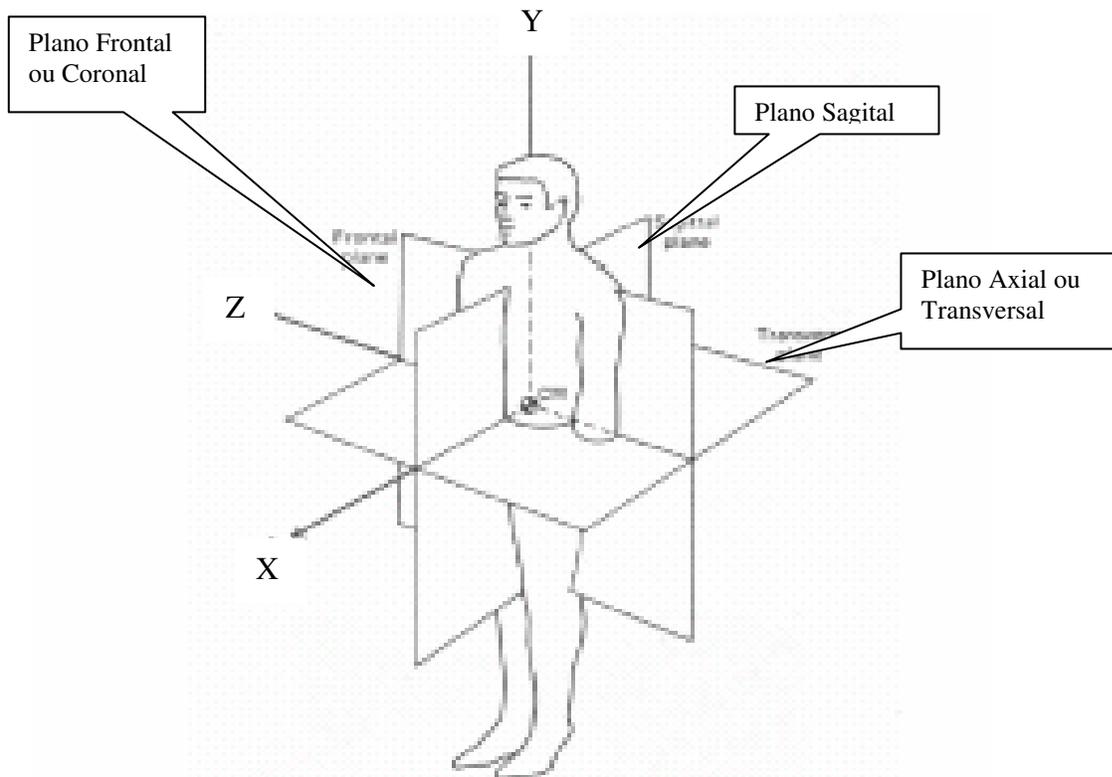
**Figura 3: Equipamentos de Ressonância Magnética, Modelos Fechado e Aberto**

As imagens de MR são sempre fatias 2D e adquiridas nos planos: coronal, sagital, axial ou oblíquo. A figura 4 mostra as imagens da cabeça geradas de acordo com o tipo de plano considerado.



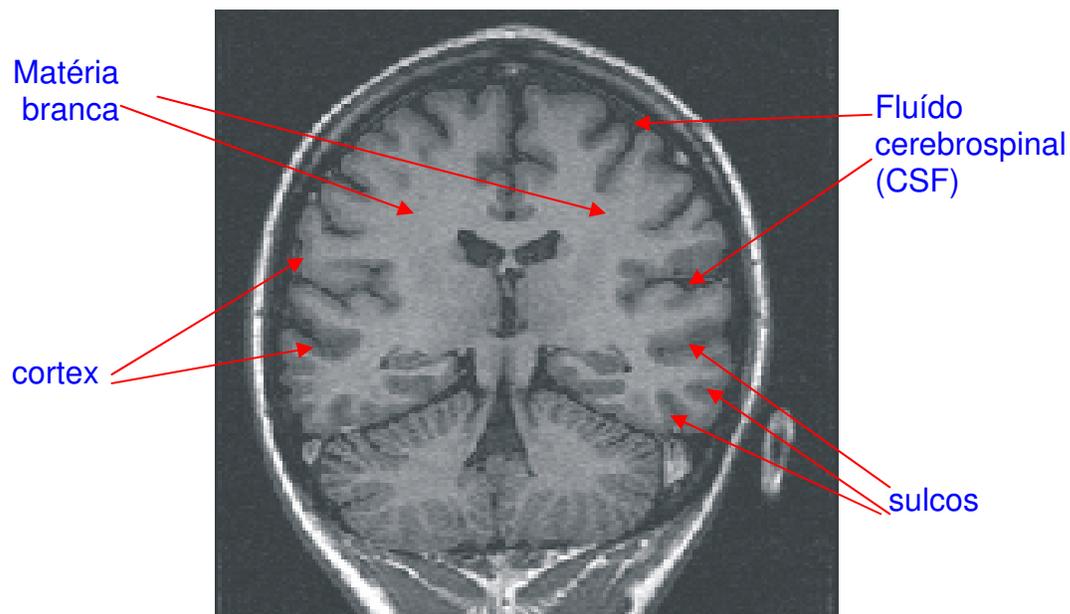
**Figura 4: Tipos de Planos de Aquisição de Imagens**

A figura 5 apresenta os planos básicos de referência em relação ao corpo humano. O plano oblíquo pode ter qualquer orientação.



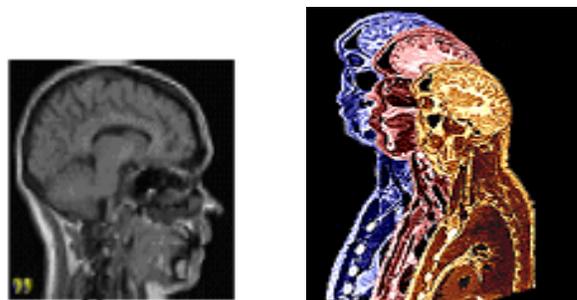
**Figura 5: Planos Básicos de Referência (Winter,1990)**

O plano coronal ou anterior - posterior (ou ainda frente - costas) pode ser descrito como sendo um plano perpendicular ao solo, porém, ortogonal ao plano sagital. Ele tem outras denominações como frontal ou lateral e divide o corpo nas partes posterior e anterior. Em termos médicos anterior significa frente e posterior significa as costas ou a parte traseira. A seção coronal segue da parte dianteira para a traseira, como se cortando na direção de uma coroa, ou halo, em torno da cabeça. O nome coronal deriva-se do nome da direção da sutura coronal do cérebro (Madsci, 2005). A figura 6 mostra uma fatia no plano coronal e destaca áreas importantes do cérebro utilizadas na segmentação.



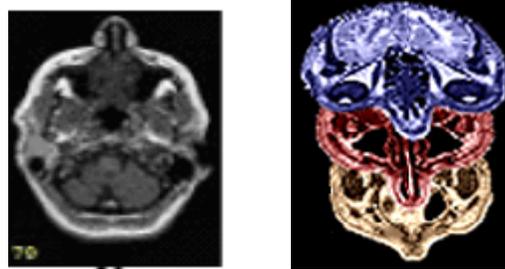
**Figura 6: Plano Coronal**

O plano sagital é um plano perpendicular ao solo, vertical, e se estende da frente para trás. Ela divide o corpo em direita e esquerda. As seções sagitais seguem de um lado do corpo ao outro - da esquerda para direita, ou da direita para esquerda. Em termos médicos a lateral significa “a parte externa”, e medial “parte interior” no sentido de encontrar-se no meio. Seu nariz é medial (e inferior) a seus olhos, enquanto suas orelhas estão na posição lateral de seus olhos e nariz. Seu nome deriva-se da sutura sagital do crânio (Madsci, 2005). A figura 8 mostra fatias do plano sagital do cérebro.



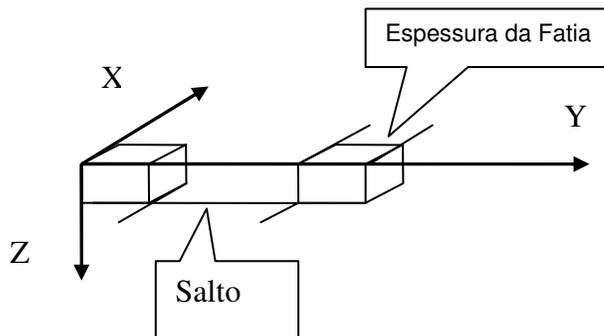
**Figura 8: Plano Sagital**

O plano axial/transversal é paralelo ao solo, dividindo o corpo em porções superior (cranial) e inferior (caudal) na altura do abdômen, ou seja, do centro de gravidade do corpo (Kendall et al, 1993). Secciona o modelo em uma série de fatias paralelas ao solo. No plano transversal seu queixo é inferior a sua testa, mas é superior a seus joelhos (Madsci, 2005). A figura 9 apresenta o plano axial do cérebro.



**Figura 9: Plano Axial**

Na figura 10 mostra a representação de duas fatias no plano coronal, indicando a espessura e o salto entre as fatias.



**Figura 10: Fatias Adjacentes Adquiridas no Plano Coronal (X,Z)**

Cada pixel em uma imagem 3D é melhor referenciado como um voxel. Em uma fatia da imagem em particular, cada voxel tem um valor de brilho que corresponde a uma medida do tecido ponderado pelo parâmetro de MR (T1, ou T2) calculados pela média sobre uma região 3D pequena. Além do tipo de tecido em uma dada posição, as intensidades na imagem resultante são determinadas também pelos tecidos vizinhos, pela seqüência do

pulso na frequência de rádio usada para adquirir a imagem, pela calibração do scanner do MR, e pelo movimento do tecido ou do líquido. Quando os médicos examinam uma varredura do cérebro, usam os valores relativos destas intensidades inexatas junto com seu conhecimento da anatomia cerebral para combinar uma série de fatias na forma 3D que correspondem às estruturas interiores do paciente.

### **2.1.3 Ultra-Som (US)**

Ultra-sons são produzidos por cristais que transformam energia elétrica em energia acústica e vice-versa. Estes cristais podem vibrar com frequências de cerca de 2 a 10 MHz, frequências muito mais altas que aquelas presentes em som audível (que é no máximo de 20KHz). Este método de aquisição de imagens do corpo humano baseia-se no fenômeno de interação de som e tecidos, ou seja, a partir das diferenças de velocidade de transmissão da onda sonora pelo meio, observamos as propriedades dos tecidos.

Os princípios dos equipamentos de ultra-sons são similares aos dos radares ou dos sonares dos navios. Raios de ondas sonoras são emitidos, e as energias e tempos de chegada dos ecos recebidos devido aos reflexos são medidos. Estas ondas são absorvidas, espalhadas ou refletidas pelos órgãos do paciente. Estes reflexos dão origem a ecos relativamente fortes. O principal interesse está na determinação da distância entre a origem do ultra-som e possíveis refletores, que é conseguido através dos referidos ecos. A distância entre a origem e o refletor, pode ser calculada, multiplicando o intervalo de tempo entre uma emissão da onda sonora e a detecção da chegada do eco do refletor pela velocidade do som, dividindo o resultado por dois (Vilain, 2000).

O ultra-som é um dos métodos de diagnóstico por imagens mais versáteis e de aplicação relativamente simples. As principais peculiaridades da ultra-sonografia são: ser um método não-invasivo ou minimamente invasivo (quando há penetração em uma cavidade através de um orifício natural); possibilitar a obtenção de imagens em qualquer orientação espacial; não apresentar efeitos nocivos significativos dentro do uso diagnóstico na medicina; não utilizar radiação ionizante; possibilitar o estudo não-invasivo da

hemodinâmica corporal através do efeito Doppler; efetuar a aquisição de imagens praticamente em tempo real, permitindo o estudo do movimento de estruturas corporais.

Os equipamentos de ultra-som possuem uma unidade básica denominada transdutor (ou sonda). Este elemento básico converte uma forma de energia em outra. Os transdutores são montados de maneira a produzir e receber os ecos gerados pelas diversas interfaces. Existem diversos tipos de transdutores, sendo cada um adequado para um tipo de exame. Por exemplo, o transdutor convexo é mais adequado para o exame de abdômen e pelve, e o linear é mais adequado para o exame da tireóide e mamas. O uso do ultra-som tem a vantagem de que não tem efeitos secundários perigosos. Portanto, essa é uma técnica importante para o exame de mulheres grávidas e de crianças.

O princípio pulso-eco refere-se à emissão de um pulso curto de ultra-som pelo transdutor. Na medida em que este pulso atravessa os tecidos, ele é parcialmente refletido pelas interfaces de volta ao transdutor. Em geral 1% da energia sonora incidente é refletida e o restante continua sua trajetória através dos tecidos. O equipamento considera o tempo gasto entre a emissão do pulso e a recepção do eco, transformando-o em distância percorrida, na representação do eco na tela, já estando calibrado para uma velocidade fixa de 1540m/s. Assim, quanto maior o tempo gasto para receber o eco de uma interface, mais longe da superfície da imagem ela deve estar. Desta forma, quanto mais longe está a estrutura examinada da superfície do transdutor mais ela aparecerá em situação inferior na tela.

Após a emissão de pulsos de ultra-som, eles interagem com os tecidos e os ecos refletidos ou dispersos são transformados em energia elétrica pelo transdutor e processados eletronicamente pelo equipamento para formação da imagem. Esta forma de processar os ecos refletidos (em imagem bidimensional) é denominada modo-B (brilho).

É importante o conhecimento das características dos efeitos físicos atuantes na interação som-tecido na formação da imagem ultra-sonográfica. A principal característica física das ondas sonoras é o comprimento de onda. Ele representa a distância entre fenômenos de compressão e rarefação sucessivas medido em metros. O comprimento de onda depende da velocidade do som no meio e da frequência utilizada. Este conceito está diretamente

relacionado à resolução espacial da imagem. Frequência ( $f$ ) é o número de ciclos completos de oscilação produzidos num segundo; medido em Hertz (Hz).

Quanto maior a frequência do transdutor, menor o comprimento da onda sonora e melhor a resolução espacial. Período ( $T$ ) é o tempo característico em que o mesmo fenômeno se repete (inverso da frequência). Amplitude ( $A$ ) é a magnitude ou intensidade da onda sonora proporcional à deflexão máxima das partículas do meio de transmissão. A velocidade de propagação é uma característica constante de cada material. A figura 11 mostra o equipamento de ultra-som. Considerando os três tipos de exames apresentados até aqui a ultra-sonografia é o exame que possibilita a portabilidade do equipamento (Oliveira, 1999).



**Figura 11: Equipamento de Ultra-Som**

## **2.2 Métodos Invasivos**

Um método é considerado invasivo quando existe a penetração física nos tecidos. Obviamente existem níveis diferentes de invasão e alguns métodos são considerados semi-invasivos.

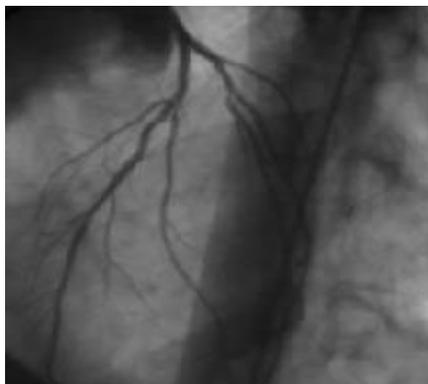
### **2.2.1 Cateterismo Cardíaco ou Cinecoronariografia**

É o estudo das artérias do coração (coronárias). É um procedimento realizado com o objetivo de diagnosticar e/ou tratar inúmeras patologias cardíacas. Através deste exame é possível avaliar a função do coração, a anatomia das artérias coronárias, a presença de placas de gordura (estenose) nas artérias, alterações no funcionamento das válvulas cardíacas, presença de patologias congênitas e as pressões que permitem o cálculo de

diversos parâmetros hemodinâmicos. O cateterismo cardíaco consiste na punção ou dissecação de uma veia e/ou artéria periférica onde se introduz um tubo fino e flexível chamado de cateter sendo que este é guiado até o coração para que se possa visualizar, analisar ou tratar os problemas detectados. É considerado um procedimento de baixo risco (Digicardio, 2005).

### **2.2.2 Angiografia Digital**

É o método de visualização de vasos sanguíneos através da injeção de contraste dentro desses vasos e com a utilização de radiação é possível que sejam detectadas anomalias. A angiografia é o estudo radiológico dos vasos. A angiografia cerebral é utilizada para o estudo de vasos sanguíneos do cérebro. A angiografia pulmonar é útil no diagnóstico das embolias pulmonares (Digicardio, 2005). A figura 12 mostra uma angiografia coronária.



**Figura 12 Angiograma**

### **2.2.3 Endoscopia**

A palavra endoscopia significa olhar dentro. Na medicina é o exame interno de um órgão através de instrumentos óticos (endoscópios) que podem ou não ser adaptados à microcâmeras e monitores constituindo a videoendoscopia. O endoscópio é um aparelho que consta basicamente de uma fonte de luz e alguma forma de visualização da imagem. A endoscopia pode se apresentar de diversas formas de acordo com o órgão a ser visualizado (Wikipedia, 2005a). A tabela 3 lista os exames de endoscopia específicos por órgão.

Exame	Órgão
Laringoscopia	Laringe
Broncospia	Pulmões
Gastrosopia	Estômago
Colonoscopia	Cólon
Sigmoidoscopia	A terminação em forma de S do cólon e reto.
Nasoendoscopia	A passagem aérea das narinas até a laringe.
Mediastinoscopia	Os tecidos atrás do esterno para avaliar se o câncer de pulmão se espalhou para as glândulas linfáticas.
Colposcopia	O cervix (“colo do útero”)
Laparoscopia	A cavidade abdominal

**Tabela 3: Exames Endoscópicos por Órgão**

## 2.3 Aquisição Imagem Médica

Os exames de MR, CT e US permitem a aquisição de imagens do corpo humano com vários níveis de resolução e com diversos modos de aquisição cada qual mostrando com mais detalhes algum tipo de tecido. Fornecem também uma descrição 3D de estruturas internas de maneira não invasivas. Ao fim de um exame de MR, CT e US os dados são armazenados em discos magnéticos, dvd ou cd-room facilitando o acesso e indexação dos mesmos que podem ser transferidos através de uma rede. Esses dados permitem obter uma série de imagens de fatias bidimensionais finas de uma região para análise, cada imagem, refere-se à função bidimensional da luz  $f(x,y)$ , onde  $x$  e  $y$  denotam as coordenadas espaciais e o valor de  $f$  em qualquer ponto  $(x,y)$  é proporcional ao dado obtido (níveis de cinza) da imagem naquele ponto (pixel).

O formato de dado fornecido pelo aparelho de exame (MR ou CT) é um (ACR/NEMA) “American College of Radiology” / “National Electrical Manufactures Association”. As imagens transferidas pela rede são agrupadas formando um arquivo de dados com dimensões da forma:

$$(resolução\ x) * (resolução\ y) * (número\ de\ fatias).$$

O empilhamento produz uma matriz cartesiana com valores escalares. As imagens médicas se enquadram no tipo de conjunto de dados volumétricos classificados como malha cartesiana com atributos escalares, isto é, todos os voxels são cubóides idênticos e justapostos formando um bloco volumétrico 3D. O valor numérico (tom de cinza) associado ao voxel é chamado densidade do voxel.

O formato dos arquivos de armazenamento de dados utilizado na grande maioria das imagens médicas é o DICOM. Este padrão foi criado pela associação dos fabricantes elétricos (NEMA) para facilitar a transferência e compartilhamento dos dados médicos obtidas com os mais diversos exames (CT, MR, US e outros). Um arquivo DICOM contém um cabeçalho (que armazena a informação sobre o nome do paciente, o tipo de exame (varredura), a dimensão da imagem, etc.), também todos os dados da imagem (que podem conter a informação em três dimensões). Um dos benefícios do padrão DICOM é que os dados da imagem podem ser comprimidos para reduzir o tamanho da imagem e encapsulado para facilitar sua manipulação. Os arquivos podem ser comprimidos com ou sem perda usando o formato JPEG. O cabeçalho do arquivo DICOM inclui informação sobre o próprio arquivo, uma chamada à meta-dados que descrevem características dos dados que a imagem contém, como o tamanho, dimensões, e o bit de profundidade. Além disso, contém campos que descrevem características dos dados, tais como a modalidade usada para criar os dados, os ajustes do equipamento usados para capturar a imagem, e a informação sobre o estudo. O capítulo 4 apresenta um resumo do padrão DICOM. Detalhes sobre as diversas formas de manipulação e visualização de imagens médicas são comentadas no capítulo 3.

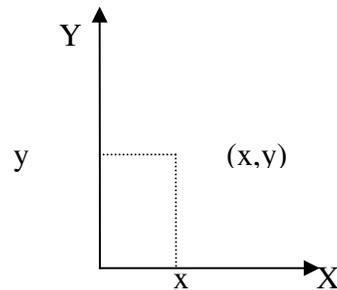
### 3 Técnicas de Visualização e Manipulação de Imagens Médicas

Imagens podem ser caracterizadas por diversos parâmetros. Os parâmetros mais úteis são a resolução espacial, a gradação tonal e a resolução temporal. A resolução espacial é determinada pelo número de pixels por área de imagem. A gradação tonal é a medida da capacidade de distinguir pequenas diferenças de intensidade, como mudanças nos parâmetros mensuráveis. O número de bits por pixel determina o nível de diferentes tons de cada pixel da imagem. A resolução temporal é a medida do tempo necessário para formar cada imagem adquirida. Podemos considerar um processamento de imagens para aplicações em tempo real se ela gerar 30 imagens por segundo, pelo menos. Uma resolução inadequada resulta na impossibilidade de distinguir estruturas; duas estruturas podem parecer uma só (baixa resolução espacial), a lesão pode não apresentar limites precisos (baixo contraste), ou ainda o tempo de aquisição pode não ser suficiente para ver os movimentos do coração ou do fluxo sanguíneo.

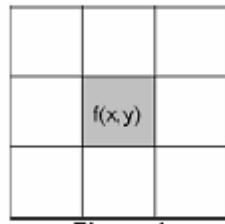
#### 3.1 Modelos 2D e 3D

Os modelos bidimensionais são descritos através do plano cartesiano X Y, como mostra a figura 13, onde cada ponto do modelo é representado por um par de coordenadas (x,y). Uma imagem pode ser definida por uma função  $f(x,y)$  que fornece a intensidade de luz de cada ponto (x,y) (figura 14). A função  $f(x,y)$  pode ser vista como uma superfície no espaço onde para cada ponto plota-se no eixo z o valor de  $f(x,y)$ . Esta intensidade pode aparecer num intervalo que vai de zero a infinito, por ser a luz uma forma de energia. Por outro lado, as imagens no mundo real são vistas por nossos olhos graças a dois fatores fundamentais que são a quantidade de luz que incide em um objeto e a quantidade dessa luz refletida por esse mesmo objeto. É sabido que o computador trata a imagem na forma numérica, por esta razão tratamos a imagem como sendo uma matriz N x M. Essa matriz apresenta as coordenadas espaciais da imagem digitalizada (amostragem), e também sua quantificação ou gradação tonal. A amostragem relaciona à escala da imagem e suas coordenadas espaciais (128x256, 512x512 pixels entre outras). A quantificação, gradação tonal, ou profundidade de cores indica como são medidos os possíveis tons de cada pixel

ou as resoluções em níveis de cinza, que geralmente são de potência de 2, isto é, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128, 256, 512, etc..

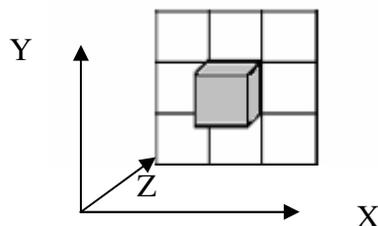


**Figura 13: Representação do Plano Cartesiano XY**



**Figura 14: Representação da Imagem como  $f(x,y)$**

Os modelos tridimensionais são descritos através de suas coordenadas espaciais, ou seja, X, Y e Z. O voxel, mostrado na figura 15, é um elemento do volume, representando um ponto no espaço tridimensional. É análogo a um pixel, que representa dados da imagem 2D. Um voxel é uma versão tridimensional de um pixel, é usado freqüentemente na visualização e na análise de dados médicos e científicos de objetos tridimensionais.



**Figura 15: Representação de um Voxel**

## 3.2 Histograma

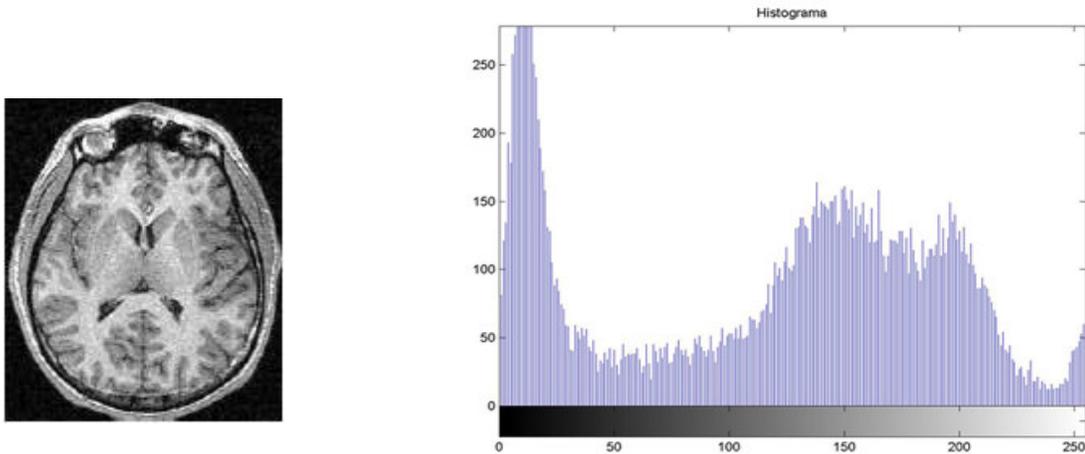
O histograma fornece a informação de quantos pixels, na imagem, possuem um determinado nível de cinza. Esse nível pode ser definido entre 0 (preto) e 255 (branco), para uma imagem quantificada em 8 bits. O histograma não apresenta nenhuma informação espacial da imagem, mas indica a probabilidade de se encontrar um nível de cinza referente a um tom qualquer da imagem. Normalmente, tem-se no eixo horizontal a distribuição dos níveis de cinza e no eixo vertical a frequência em que ocorrem, como na figura 16.

O histograma descreve a distribuição estatística dos níveis de cinza em termos do número de amostras ("pixels") em cada nível, e esta distribuição pode também ser dada em termos da percentagem do número total de "pixels" na imagem. Pode ser estabelecida uma analogia entre o histograma de uma imagem e a função densidade de probabilidade, que pode ser vista como um modelo matemático da distribuição de tons de cinza de uma imagem. Através da visualização do histograma de uma imagem obtemos uma indicação de sua qualidade quanto ao nível de contraste e quanto ao seu tom médio (se a imagem é predominantemente clara ou escura) (Gonzalez e Woods, 2002).

Seja uma imagem digital  $g$  de  $M$  linhas e  $N$  colunas. O histograma da imagem  $g$ ,  $Hg$ , pode ser definido por:

$$Hg(k) = nk / (M*N)$$

onde  $nk$  é o número de vezes que o nível de cinza  $k$  aparece na imagem. A figura 16 mostra uma imagem de MR do cérebro em bom contraste (esquerda) e seu respectivo histograma (direita).



**Figura 16: Imagem com Bom Contraste e seu Respectivo Histograma**

### 3.3 Modificação Global do Contraste

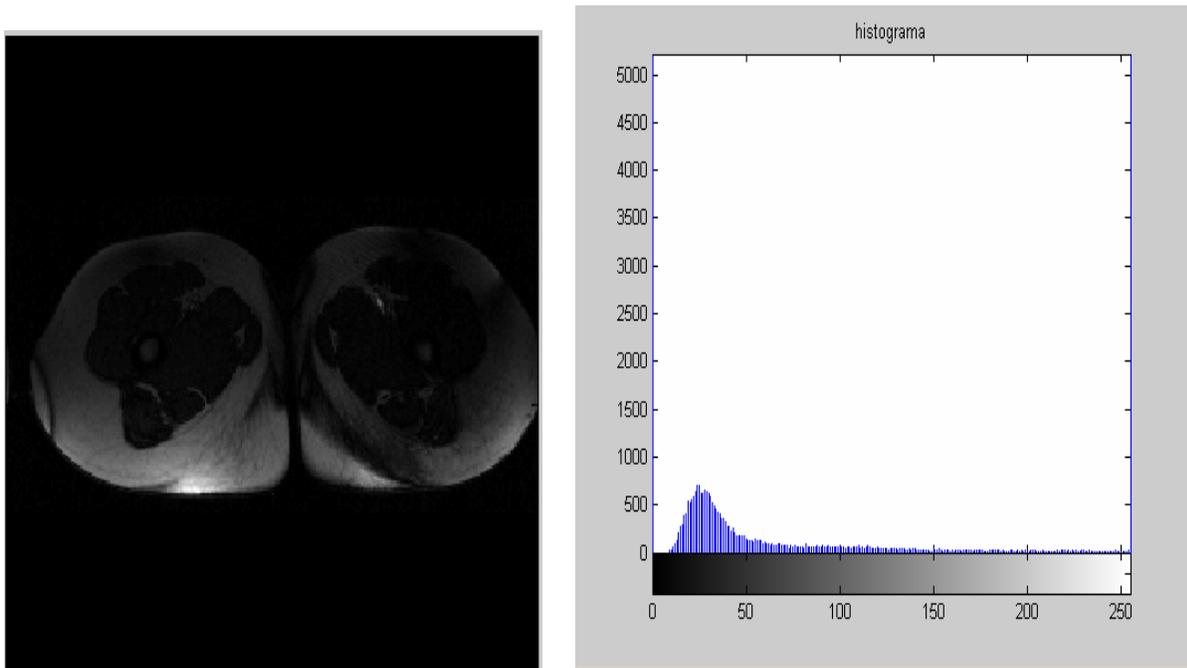
Uma imagem com bom contraste possui um histograma com valores distribuídos ao longo de todo o intervalo da escala de tons. A manipulação do contraste de uma imagem tem como objetivo melhorar a sua qualidade visual ao olho humano sob critérios subjetivos. Esse processo não aumenta a quantidade de informação contida na imagem, mas torna mais fácil a sua percepção. Para aumentar o contraste pode ser feito um mapeamento dos tons originais dentro do intervalo de tons de cinza  $[V_{min}-V_{max}]$  da imagem original para a variação máxima possível de visualização que, geralmente, é de (0 a 255).  $V_{min}$  e  $V_{max}$  são os valores de níveis de cinza mínimos e máximos, respectivamente, presentes na imagem original. Cada valor de nível de cinza na imagem original pode ser mapeado para um novo valor de acordo com uma função de transferência, que pode ser definida como:

$y = f(x)$ , onde  $x$  é o nível de cinza original e  $y$  é o novo valor correspondente.

Em uma transformação linear, os valores de níveis de cinza dos pixels são escalonados de tal forma que todos os pixels com valores  $V_{min}$  e  $V_{max}$  são mapeados para 0 e 255, respectivamente. Da mesma forma, os outros valores de níveis de cinza são mapeados para valores entre 0 e 255. A figura 17 mostra o histograma e respectiva imagem de ressonância magnética do fígado com baixo contraste.

Uma imagem em tons de cinza pode não utilizar todo o espectro disponível, muitas vezes resultando em baixo contraste. O “Contrast Stretching”, técnica conhecida também pela transformação linear do histograma, visa redistribuir ao máximo esses tons de cinza no espectro sem que com isso haja perda de informação. O contraste stretching pode ser descrito pela equação:

$$f(x) = \left( \frac{x - V_{\min}}{V_{\max} - V_{\min}} \right) \times 255$$



**Figura 17: Imagem em Baixo Contraste e seu Histograma**

### 3.4 Segmentação por Binarização ou Limiarização (Thresholding)

A segmentação da imagem é um campo de pesquisa muito diverso e ativo. Uma boa segmentação de imagens médicas tem muitos benefícios, porque facilita a identificação das características relevantes para a análise da imagem, ajudando o médico a interpretar o exame e alcançar as conclusões necessárias, contribuindo significativamente a um diagnóstico correto.

Na literatura, encontramos um vasto campo de aplicação de técnicas de segmentação de imagens médicas: Segundo Beucher e Meyer (1982) a segmentação é um processo complexo porque tenta traduzir para o computador um processo cognitivo extremamente sofisticado realizado através da visão humana. A segmentação de imagens não é o primeiro passo na compreensão da imagem estudada, mas uma consequência desta compreensão. A segmentação de imagem médica em estruturas de interesse é uma etapa importante. O isolamento de determinadas regiões nas imagens permite que estruturas anatômicas sejam reconstruídas e analisadas para a obtenção de um diagnóstico. A segmentação de imagens refere-se ao processo de dividir a imagem em partes elementares (segmentos), permitindo a análise dos segmentos isoladamente. A segmentação possibilita a utilização de modelo matemático / geométrico das imagens na descrição, análise e classificação das estruturas. Esse processo tem várias etapas que vão desde o realce de estruturas até a identificação da imagem.

Os princípios da segmentação mostram que o sistema de visão humana realiza agrupamentos baseados na proximidade, similaridade e continuidade das imagens captadas. Esses agrupamentos são utilizados na classificação e análise semântica dos objetos. Das técnicas usadas para a segmentação de estruturas de MR ou CT destacam-se: limiarização, métodos estatísticos e crescimento da região. A limiarização pode ser: iterativa, por análise do histograma ou por operações morfológicas. Algumas destas técnicas são seguidas por algum refinamento das zonas segmentadas. Os métodos estatísticos são uma importante forma de segmentação em diversas aplicações do processamento de imagens.

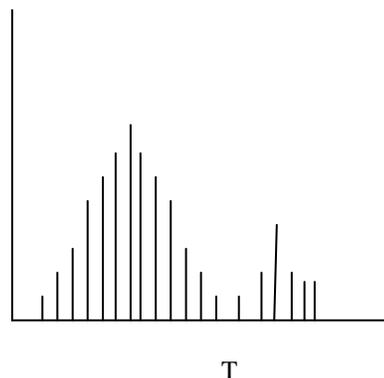
Na segmentação orientada a regiões analisa-se a similaridade dos níveis de cinza da imagem. O crescimento de regiões é um procedimento que agrupa pixels ou sub-regiões em regiões maiores. A mais simples dessas abordagens é a agregação de pixels, que começa com um conjunto de pontos "semente" e, a partir deles, as regiões crescem, anexando a cada ponto semente os pixels que possuam propriedades similares (como nível de cinza, textura ou cor). A utilização de dois pontos iniciais resulta em uma segmentação consistindo de, no máximo, duas regiões:  $R_1$  associada a uma semente e  $B_2$  associada à outra semente. A propriedade  $P$  a ser usada para incluir um pixel em uma das regiões é se

a diferença absoluta entre os níveis de cinza daquele pixels e o da semente é menor que um dado limiar T. Qualquer pixel que satisfaça essa propriedade simultaneamente para ambas as sementes é (arbitrariamente) atribuído à região  $R_1$ . Qualquer ponto inicial em qualquer uma das regiões resultantes levaria ao mesmo resultado.

A binarização transforma uma imagem em níveis de cinza em uma imagem binária. É a forma de segmentação mais simples e barata, sendo utilizada como passo inicial em muitos processamentos. A transformação de uma imagem de tons de cinza para uma imagem binária é considerada como um problema de classificação, onde duas classes são geradas a partir do conjunto de pontos contidos na imagem (Weeks, 1996). Uma classe define o conjunto de pixels com níveis de cinza igual ou abaixo do valor do limiar T, enquanto que a outra classe define o conjunto de pixels com valores acima do limiar T. Na Limiarização analisamos a similaridade dos níveis de cinza da imagem extraíndo os objetos de interesse através da seleção de um limiar T que separa os agrupamentos de níveis de cinza. Dada uma imagem em tons de cinza representada pela função  $f(x,y)$ , a limiarização tem como saída uma imagem binária representada pela função  $g(x, y)$  onde:

$$\begin{aligned} g(x, y) &= 0, \text{ se } f(x,y) < T \\ g(x, y) &= 1, \text{ se } f(x,y) \geq T \end{aligned}$$

A figura 18 mostra um histograma particionado por um limiar T.

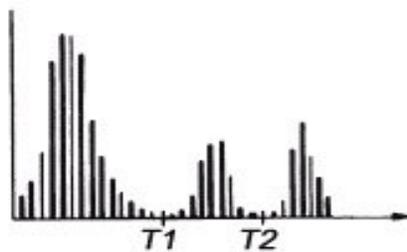


**Figura 18: Limiarização por Um Limiar**

A escolha de T é fundamental para o processo. Essa escolha é tão mais fácil quanto mais bimodal for o histograma da imagem. Entretanto é muito raro uma imagem ser segmentada corretamente em objeto e fundo com apenas um valor para o limiar. Para solucionar este problema é possível utilizar uma limiarização adaptativa (segmentação utilizando limiares variáveis), onde o limiar varia em função das características locais da região a qual pertence o pixel (x,y) da imagem. No entanto a segmentação torna-se mais complexa se levarmos em consideração uma imagem com dois tipos de objetos num fundo escuro. Neste caso o processo de segmentação deveria identificar dois objetos na imagem:

$$g(x,y) = \begin{cases} \text{objeto 1} & \text{se } T1 < f(x,y) \leq T2 \\ \text{objeto 2} & \text{se } f(x,y) > T2 \\ \text{fundo} & \text{se } f(x,y) \leq T1 \end{cases}$$

Na figura 19 observa-se um histograma particionado por dois limiares.



**Figura 19: Histograma Particionado por Dois Limiares**

### 3.5 Outras Técnicas de Segmentação

Todas as técnicas têm suas vantagens e desvantagens porque, mesmo com todas as pesquisas já realizadas sobre o assunto, utilizando combinações de métodos existentes ou novas técnicas de processamento de imagens, cada uma tem seu limite de aplicação. Alguns problemas de segmentação encontrados se relacionam ao ruído introduzido com a aquisição da imagem, as sobreposições de intensidades (ex.: as diferentes estruturas têm características diferentes de tecido que resultam em várias intensidades do sinal e possíveis sobreposições) e também algumas mudanças anatômicas de uma pessoa para outra.

Clarke et al (1995) estudaram métodos de segmentação para MR, onde muitas técnicas de processamento de imagens, do registro e sua validação são discutidas. Clarke et al enfatizam os méritos relativos de uma única imagem versus a segmentação multi-espectral, e métodos supervisionados versus métodos não supervisionados de segmentação.

Kapur (1995) classificou os sistemas de segmentação do cérebro por MR em três grupos principais, considerando como eles codificam o conhecimento da anatomia em atlas explícitos ou do uso de modelos anatômicos que são implícitos na heurística empregada. Estes grupos são métodos baseados em: modelos disforme, estatístico e morfologia.

Mangin et al (1995) apresentaram o método de segmentação dos sulcos cerebrais utilizando processos morfológicos, Esse trabalho propõe uma inferência estatística dos níveis de cinza do histograma das matérias cinza e branca do cérebro. Esse método foi aperfeiçoado em 1998 por Mangin et al.

Farmer (1996) classificou as técnicas de segmentação por MR do cérebro em quatro categorias: baseadas no contorno (descontinuidade da intensidade), agrupamento (conjunto de características extraídas da imagem), limite (que minimiza uma função de energia), e técnicas da rede neurais.

Atkins e Mackiewich (1998) dividiram a segmentação do cérebro em quatro categorias principais: extração do cérebro usando thresholding automático; refinamento do contorno do cérebro; métodos estatísticos; métodos de crescimento de região e de detecção do limiar.

Maintz et al (2001) apresentaram um método para segmentação que usa principalmente a informação morfológica, objetivando a segmentação de diversas estruturas cerebrais e um método automático derivado da estimação da função original de pertinência da classe do histograma para estimativa dos valores médios e o desvio padrão dos tons de cinza.

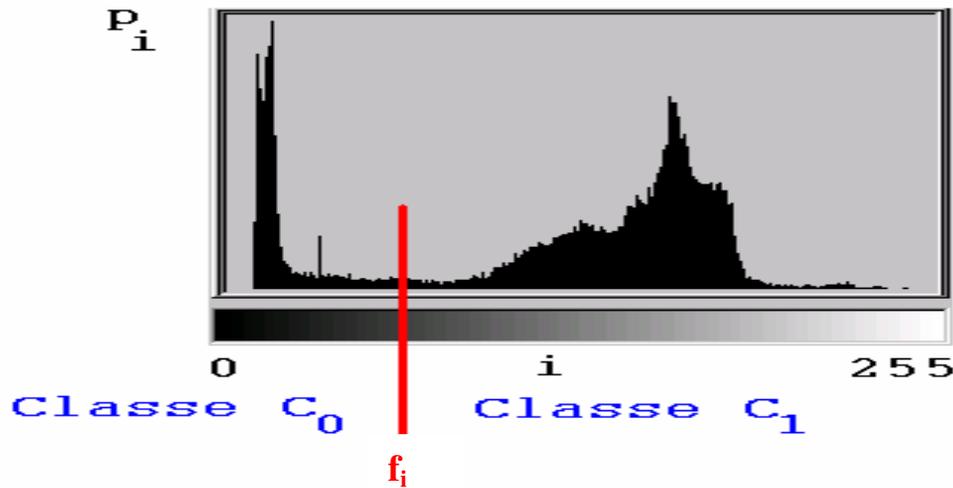
Na literatura encontramos segmentação de imagens médicas com técnicas que abrangem a combinação de limiar (Badran *et al.*, 1990 e Gonzalez e Woods, 2002), segmentação de acordo com a propriedade dos pixels de contorno que consideram a segmentação por

descontinuidade ou similaridade. Neste caso, a imagem é segmentada em função de mudanças abruptas que ocorrem no nível de cinza dos pixels de borda da imagem. As principais técnicas referentes à descontinuidade exploram a detecção de pontos isolados de borda e de linhas de borda. Na similaridade, a imagem é segmentada em função das semelhanças entre os pixels. As principais técnicas da similaridade são baseadas em limiar e crescimento de regiões. Os algoritmos tradicionais de segmentação de imagens baseados em descontinuidade podem ser vistos como uma associação entre técnicas locais e técnicas globais. As técnicas locais têm por objetivo calcular valores significativos para os pixels, que os caracterizam como pertencentes ou não a uma borda. As técnicas globais, por outro lado, têm por objetivo obter uma borda contínua integrando as informações fornecidas através dos operadores locais. Os algoritmos de segmentação podem ser classificados ainda como manuais, semi-automáticos e automáticos. Nos algoritmos manuais a segmentação é efetuada inteiramente por um operador humano. Nos algoritmos de segmentação semi-automáticos, o operador humano fornece apenas pontos característicos da estrutura a ser segmentada ou delimita uma região onde a mesma é encontrada. Na segmentação automática, a intervenção do operador humano é reservada apenas a eventuais correções da segmentação obtida através de um algoritmo automático. Embora seja desejável que o processo de segmentação automática dependa exclusivamente de informações provenientes da própria imagem, a tendência é os processos de segmentação utilizarem informações comuns a um tipo particular de imagens.

Otsu (1979) propôs um método para a seleção automática de limiares a partir do histograma da imagem. Considerando a imagem como função 2D de intensidade em níveis de cinza e que contém  $N$  pixels com níveis de cinza de 0 a  $L$ . O número de pixels com nível de cinza  $i$  é denominado  $f_i$ , a probabilidade da imagem ter níveis de cinza  $i$  é:

$$p_i = f_i / N.$$

Na limiarização em 2 níveis de uma imagem, os pixels são divididos em duas classes,  $C_0$  com níveis de cinza  $[0, \dots, t]$  e  $C_1$  com níveis de cinzas  $[t+1, \dots, L-1]$ . A figura 20 mostra a representação das classes no histograma em função da intensidade em níveis de cinza.



**Figura 20: Representação das Classes do Histograma**

Este método é baseado em um critério discriminante, que é a relação de variância inter-classes e da variância total de níveis cinza. As distribuições de probabilidade do nível cinza para as duas classes são:

$$C_0: p_1/\bar{w}_0(t), \dots, p_t/\bar{w}_0(t) \quad e$$

$$C_1: p_{t+1}/\bar{w}_1(t), p_{t+2}/\bar{w}_1(t), \dots, p_L/\bar{w}_1(t),$$

sendo

$$\bar{w}_0(t) = \sum_{i=0}^t p_i$$

e

$$\bar{w}_1(t) = \sum_{i=t+1}^L p_i$$

onde  $w$  são os valores dentro de determinada classe ( $C_0, C_1$ ). Para encontrar o limiar ótimo pode-se minimizar a seguinte função:

$$\eta = \sigma_B^2 / \sigma_T^2$$

onde  $B$  são os valores entre classes,  $T$  é toda a imagem (classe  $C_0$  e  $C_1$ ). Como  $\sigma_T^2$  é a variância total, independente do nível de cinza, é necessário apenas maximizar a função  $\sigma_B^2$ , que é a variância entre classes. O limiar  $t$  ótimo será definido da seguinte forma:

$$t^* = \text{ArgMax } \sigma_B^2$$

Para tanto temos que:

$$\begin{aligned} \sigma_T^2 &= \sum_{i=0}^{l-1} (i - \mu_T)^2 P_i & \mu_T &= \sum_{i=0}^{l-1} i p_i \\ \sigma_B^2 &= \omega_0 \omega_1 (\mu_1 - \mu_0)^2 & \omega_1 &= 1 - \omega_0 & \omega_0 &= \sum_{i=0}^t P_i \\ \mu_1 &= \frac{\mu_T - \mu_t}{1 - \omega_0} & \mu_0 &= \frac{\mu_t}{\omega_0} & \mu_t &= \sum_{i=0}^t i p_i \end{aligned}$$

onde  $\omega_0$  e  $\omega_1$  correspondem às variâncias nas classes  $C_0$  e  $C_1$ .  $\mu_0$  e  $\mu_1$  são suas respectivas médias.  $\mu_T$  e  $\mu_t$ , representam as médias totais e por classe.  $\sigma_T^2$  e  $\sigma_B^2$ , são as variâncias inter-classes total, respectivamente.

A figura 16 mostra a binarização da imagem do cérebro usando um limiar  $t$  qualquer. A figura 21 mostra a binarização através do método de Otsu (1979).



**Figura 21: Limiarização Utilizando Limiar Calculado pelo Método de Otsu(1979)**

### 3.6 Equalização do Histograma

Segundo Gonzalez e Woods (2002) a equalização do histograma é uma forma de manipulação de histograma que melhora automaticamente o contraste em áreas muito claras ou muito escuras presentes em uma imagem. A equalização do histograma baseia-se em uma distribuição dos níveis de cinza da imagem ao longo de todo intervalo de tons presente na imagem. Esta técnica consiste em uma transformação não-linear que considera a distribuição acumulativa da imagem

original, para gerar uma imagem resultante, cujo histograma será aproximadamente uniforme. O processo parte do princípio que o contraste de uma imagem seria melhorado se todos os níveis possíveis de intensidade fossem igualmente utilizados ou, em outras palavras, todos os tons que compõem o histograma possuísem a mesma amplitude, ou seja.

$$P_r \cong N/L = f_i \quad \forall i$$

Onde:

$$0 \leq P_r \leq 1$$

$i = 0, 1, \dots, L - 1$ , onde  $L$  é o número de níveis de cinza da imagem digitalizada.

$N$  = número total de pixels na imagem.

$P_r$  = probabilidade do  $i$ -ésimo nível de cinza.

$f_i$  = número de pixels cujo nível de cinza corresponde a  $i$ .

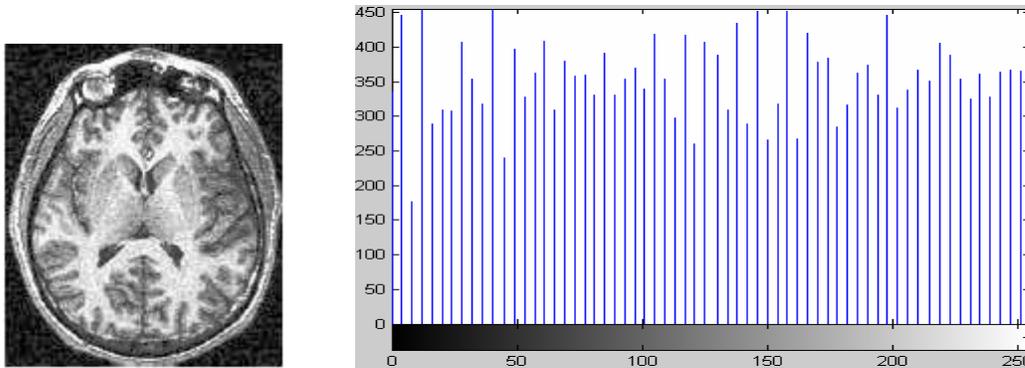
A equalização vai estabelecer uma transformação contínua monotônica crescente que leva o tom  $r$  em um tom  $s$  na forma  $s = T(r)$  no intervalo  $0 \leq r \leq 1$ . A transformação da inversa é  $r = T^{-1}(s)$ . Os níveis de cinza podem ser representados por variáveis aleatórias  $P_r(i)$  e  $P_s(i)$  de modo que:

$$P_r(i) = \left| P_s(i) \frac{d_s}{d_r} \right|_{r = T^{-1}(s)}$$

a função de distribuição acumulada de  $r$ :  $s = T(r) = \int_0^r P_r(i) d_r = \sum_{i=0}^r P_r(i) / L$

Tem-se que:  $d_s/d_r = P_r(i)$

Para exemplificar, na figura 22, observam-se o resultado da equalização da figura 16 e seu histograma.



**Figura 22: Imagem Equalizada e Histograma**

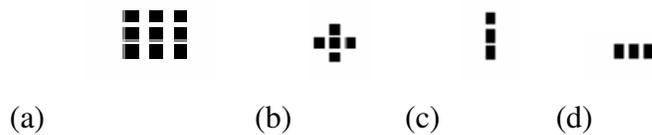
### 3.7 Morfologia Matemática

A utilização da morfologia matemática na área de processamento digital de imagens foi inicialmente proposta por Georges Matheron e Jean Serra na década de 60. Consiste no estudo da forma, isto é, o estudo da estrutura geométrica de entidades presentes em uma imagem (Serra, 1982), (Boomgaard e Van Balen, 1992) e (Facon, 1996).

Ela estuda a forma e estrutura de um objeto ou os arranjos e inter-relacionamentos entre as partes de um objeto. A base da morfologia matemática consiste em obter de uma imagem desconhecida dados de sua geometria através da utilização da transformação por uma outra imagem completamente definida. Obtendo-se as informações relativas à geometria e a topologia do conjunto desconhecido pela sua transformação através de outro conjunto bem-definido, chamado elemento estruturante (EE). Segundo Serra (1982) para implementar processos morfológicos em  $Z^3$  e  $Z^4$  devemos saber executar dilatação por segmentos e poliedros, que tomam o lugar das esferas. Todos os elementos estruturantes restantes (que não são invariantes translacionais) são derivados destes.

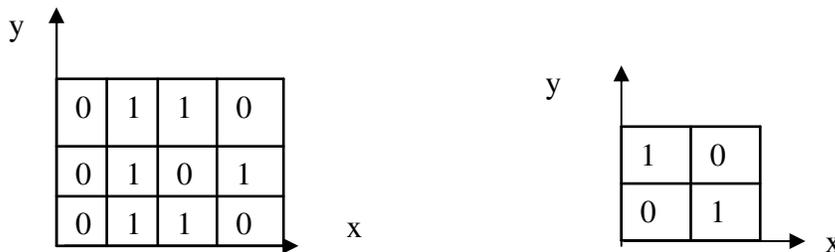
A morfologia binária opera sobre objetos 2D no plano (X e Y) presente em uma imagem independentemente do número e posição dos mesmos. A morfologia em cinza opera em objetos no espaço (X, Y e Z) onde X e Y tem o mesmo significado das imagens binárias e Z representa o nível de cinza da imagem. Os operadores morfológicos podem ser classificados como elementares ou compostos, de acordo com o número de operações que os compõem. Dentro dos elementares encontram-se a dilatação e erosão. Nos compostos pode ser incluído o fechamento, abertura, top-hat, transformada hit-miss, entre outros.

A teoria dos conjuntos é fundamental na morfologia matemática, pois ela é à base das operações da morfologia matemática. A obtenção de bons resultados na morfologia matemática depende da escolha adequada do elemento estruturante, seu tipo e seu tamanho. Uma família de um elemento estruturante B é a seqüência de elementos estruturantes obtida ao trasladar e rodar o elemento estruturante B de um ângulo dado (por exemplo, 45 ou 90 graus). Na figura 23 exemplos de alguns tipos de elementos estruturantes com até 3x3 pixels utilizados nas operações morfológicas. Esses elementos são: (a) quadrado, (b) cruz, (c) linha vertical, (d) linha horizontal.



**Figura 23: Exemplos de Elemento Estruturante**

Os objetos de uma imagem são representados usando-se notação de teoria dos conjuntos. Nas imagens binárias, 0 = branco e 1 = preto, cada elemento do conjunto é a coordenada (x,y) do pixel que pertence ao objeto em  $Z^2$ . Nas imagens em tons de cinza cada elemento do conjunto é a coordenada (x,y) do pixel que pertence ao objeto e os tons de cinza. Por exemplo, seja  $A = \{(x_i, y_i) \mid (x_i, y_i) = 1 \text{ na imagem}\}$  e  $B = \{(x_i, y_i) \mid (x_i, y_i) = 1 \text{ na imagem}\}$  imagens binárias como mostrada na figura 24. Então esses conjuntos podem ser descritos como:



**Figura 24: Representação Imagem A e B**

$$A = \{(1,0), (1,1), (1,2), (2,0), (2,2), (3,1)\} \text{ e } B = \{(0,1), (1,0)\}$$

As operações fundamentais associadas com um objeto são: *união*  $\{\cup\}$ , *interseção*  $\{\cap\}$ , e *complemento*  $\{^c\}$  e *translação*. Essas operações são definidas como:

**Translações** - A translação do conjunto A pelo ponto x é definida, em notação de conjuntos, como:  $(A)_x = \{c \mid c = a + x, a \in A\}$ . Por exemplo, se  $x = (-1, 0)$   $A_x$  será:

$\{(0,0); (0,1); (0,2); (1,0); (1,2); (2,1)\}$ .

**Reflexão** - A reflexão do conjunto A é definida como:  $\hat{A} = \{c \mid c = -a, a \in A\}$ . Para o conjunto da figura 23 tem-se:  $\hat{A} = \{(-1,0); (-1,-1); (-1,-2); (-2,0); (-2,2); (-3, -1)\}$ .

**Complemento** - o complemento do conjunto A é o conjunto dos pixels não pertencentes ao conjunto A. Estes poderiam corresponder aos pixel brancos na imagem ou na linguagem da teoria dos conjuntos:  $A^c = \{c \mid c \notin A\}$ . Por exemplo, para a imagem A da figura 23 tem-se:  $A^c = \{(0,0); (0,1); (0,2); (2,1); (3,0); (3,2)\}$ .

**Interseção** - a interseção de dois conjuntos A e B é o conjunto de pixels pertencentes a ambos A e B:  $A \cap B = \{c \mid ((c \in A) \wedge (c \in B))\}$ . Considerando os conjuntos da figura 23 teremos:  $A \cap B = \{(1,0)\}$

**União** - a união de dois conjuntos A e B é o conjunto de pixels que pertencem ou A ou B ou ambos:  $A \cup B = \{c \mid ((c \in A) \vee (c \in B))\}$ . Considerando os conjuntos da figura 23 teremos:  $A \cup B = \{(0,1), (1,0), (1,1), (1,2), (2,0), (2,2), (3,1)\}$ .

**Diferença** - a diferença entre os conjuntos A e B é o conjunto de pixels que pertencem a A mas não pertencem a B:  $A - B = \{c \mid (c \in A) \wedge (c \notin B)\}$ . Considerando os conjuntos da figura 23 teremos:  $A - B = \{(1,1), (1,2), (2,0), (2,2), (3,1)\}$ .

### 3.7.1 Morfologia Matemática Binária

Seja A uma imagem discreta binária,  $\{A(x) \in \{0, 1\} : x \in Z^2\}$ , onde Z denota o conjunto de números inteiros. A imagem está em preto e branco e é avaliada apenas pelo impacto da forma do elemento estruturante. Na vizinhança de cada pixel da imagem original, é procurada uma determinada situação de pontos pretos e brancos. Quando esta situação existe, ao pixel correspondente da imagem é dado um rótulo “verdadeiro”, caso contrário

“falso”. Portanto uma operação morfológica binária é determinada a partir da vizinhança examinada ao redor do ponto central do elemento estruturante quando esse “passeia” pela imagem.

**Dilatação e Erosão** são as principais operações da morfologia matemática, sobre as quais a maioria dos operadores morfológicos está fundamentada.

A dilatação em uma imagem A por uma outra imagem B, chamada de elemento estruturante, corresponde à união das imagens obtidas pela translação da imagem A por cada um dos pontos da imagem B.

A **Dilatação Binária** tem como efeito o aumento da região de brancos da imagem eliminando buracos menores do que o elemento estruturante. A dilatação de uma imagem binária A utilizando B como elemento estruturante é formada pelo conjunto de pontos z tal que ao refletir B sobre sua origem e transladar para a posição z,  $(B^{\wedge})_z$ , intercepta A. Esta operação é representada pelo símbolo  $\oplus$  ou  $\delta_B$  e definida pela equação:

$$A \oplus B = \delta_B(A) = \{z \mid (B^{\wedge})_z \cap A \neq \emptyset\}$$

A figura 25 mostra o resultado da aplicação do operador morfológico dilatação à imagem limiarizada da figura 16, utilizando o elemento estruturante quadrado 3x3.



**Figura 25: Dilatação com Elemento Estruturante Quadrado 3x3**

#### **Propriedades da dilatação**

A dilatação é comutativa:  $A \oplus B = B \oplus A$

A dilatação é associativa:  $(A \oplus B) \oplus C = A \oplus (B \oplus C)$

A associatividade permite a decomposição de um elemento estruturante complexo em dois que sejam mais simples, o que pode representar uma grande vantagem em termos de velocidade de implementação. A dilatação é distributiva em relação à união de conjuntos. ou seja:

$$(A \oplus (B \cup C)) = (A \oplus B) \cup (A \oplus C)$$

A dilatação é um operador extensivo, isto quer dizer que se  $A$  está contido em  $B$  então a sua dilatação por  $K$  também estará contida na dilatação de  $B$  pelo mesmo conjunto:

$$A \subset B \Rightarrow (A \oplus K) \subset (B \oplus K)$$

A **Erosão Binária** atua reduzindo a área de pixels brancos da imagem podendo fazer com que objetos menores que o elemento estruturante desapareçam. A erosão de uma imagem binária  $A$  utilizando  $B$  como elemento estruturante é representada pelos símbolos  $\ominus$  ou  $\varepsilon_B$  e é definida pela equação:

$$A \ominus B = \varepsilon_B(A) = \{z \mid (B)_z \subseteq A\}$$

Ou, em outras palavras, é definida como o conjunto de pontos  $z$  tal que a translação de  $B$  para a posição  $z$ ,  $(B)_z$ , esteja totalmente incluído no conjunto  $A$ . A figura 26 mostra o resultado da aplicação do operador morfológico erosão à imagem limiarizada da figura 16, utilizando um elemento estruturante quadrado  $3 \times 3$ .



**Figura 26: Erosão com Elemento Estruturante Quadrado  $3 \times 3$**

A operação de erosão não é o inverso da operação de dilatação, as operações de dilatação e erosão são duais. Isso significa que o complemento de uma erosão é o mesmo que uma

dilatação do complemento da imagem pelo elemento estrutural refletido. Ambas são relacionadas pela expressão:  $(A \ominus B)^c = A^c \oplus B^\wedge$ , esta expressão é também chamada de teorema da dualidade da dilatação e erosão.

Este teorema tem como corolário :  $(A \oplus B)^c = A^c \ominus B^\wedge$ .

A erosão obedece as propriedades de distributividade em relação a interseção de conjuntos:  $(A \cap B) \ominus K = (A \ominus K) \cap (B \ominus K)$

### Abertura e fechamento

As operações de abertura e fechamento são definidas em: função da dilatação e da erosão. Sendo uma seqüência de dilatação e erosão ou de erosão e dilatação com o mesmo elemento estruturante.

**Abertura Binária** de uma imagem binária  $A$  utilizando  $B$  como elemento estruturante é definida pela equação:  $A \circ B = (A \ominus B) \oplus B$

ou  $\varepsilon_B(\delta_B(A))$

A figura 27 mostra o resultado da aplicação do operador morfológico abertura binária à imagem limiarizada da figura 16.



**Figura 27: Abertura com Elemento Estruturante Quadrado 3x3**

A abertura é uma erosão seguida de uma dilatação. A abertura separa objetos que estão demasiado próximos, e aumenta buracos existentes na imagem. Pode ser utilizada quando se pretende suavizar contornos, eliminar pequenas ilhas numa imagem, eliminar ligações entre objetos e para extrair partes de objetos da imagem.

**Fechamento Binário** de uma imagem binária  $A$  utilizando  $B$  como elemento estruturante é definida pela equação:  $A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B$

$$\text{ou } \delta_B (\varepsilon_B(A))$$

O fechamento é uma dilatação seguida de uma erosão. Ele “junta” objetos afastados e “fecha” buracos numa imagem. O fechamento trabalha de modo oposto à abertura. A figura 28 mostra o resultado da aplicação do operador morfológico fechamento à imagem limiarizada da figura 16.



**Figura 28: Fechamento com Elemento Estruturante Quadrado 3x3**

**Gradiente Morfológico** é um operador utilizado geralmente para se obter o contorno de objetos em imagens binárias e realçar o contorno de objetos em imagens em tons de cinza. As operações de erosão e dilatação agem mais nos limites dos objetos, a diferença entre as imagens erodidas, dilatadas e originais realça a informação da borda da imagem original. O gradiente morfológico é definido como a diferença entre a imagem dilatada e a erodida. Sua equação é:

$$\delta(A) = (A \oplus B) - (A \ominus B)$$

**Gradiente Interno** é definido pela diferença da imagem original e a erosão dessa imagem realçando as bordas dos objetos da imagem. É definido pela equação.

$$\bar{\delta}(A) = A - (A \ominus B)$$

**Gradiente Externo** é definido pela diferença da dilatação da imagem e a imagem original. É geralmente aplicado a estruturas escuras. É definido pela equação.

$$\delta(A) = (A \oplus B) - A$$

### 3.7.2 Morfologia em Níveis de Cinza

A morfologia matemática binária foi estendida no começo dos anos 80 às imagens de tons de cinza. Uma imagem em níveis de cinza corresponde a uma representação onde cada pixel assume um valor em um intervalo  $[0, L-1]$  de  $Z$ , onde o valor 0 é associado ao preto, o valor  $(L-1)$  corresponde ao branco, e os valores intermediários constituem uma graduação de níveis de cinza. O caso mais freqüente corresponde a  $L = 256$ , sendo a imagem codificada em uma estrutura de dados de 8 bits/pixel. A definição da imagem em níveis de cinza é:

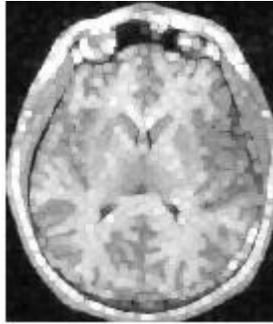
$$A = \{(x_i, y_i, c_i) \mid c_i \neq 0\}$$

Na morfologia em níveis de cinza, além da forma, a tonalidade do pixel é transformada de acordo com o elemento estruturante.

Os operadores dilatação e erosão podem ser reformulados para atuar em imagens em tons de cinza. Para tanto devemos definir o elemento estruturante como  $B(x,y)$ , com  $B$  assumindo o valor do nível de cinza no ponto  $(x,y)$ . A imagem de entrada é representada por  $A(x,y)$ . A definição da dilatação para imagens em níveis de cinza é:

$$(A \oplus B)(s,t) = \max\{A(s-x, t-y) + B(x,y) \mid (s-x), (t-y) \in D_A; (x,y) \in D_B\}$$

onde,  $D_A$  e  $D_B$  são domínios de  $A$  e  $B$  respectivamente. A figura 29 mostra o resultado da aplicação do operador morfológico dilatação à imagem em tons de cinza, da figura 16 usando o elemento estruturante  $3 \times 3$ .



**Figura 29: Exemplo Dilatação em Tons de Cinza**

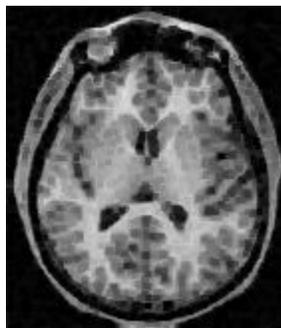
A imagem resultante tem a luminosidade aumentada. Os detalhes escuros ou são reduzidos ou são eliminados, dependendo de como os seus valores e formas estão relacionados com o elemento estruturante usado, ou seja, aumenta a intensidade dos pontos que são vizinhos dos pontos mais brilhantes.

A erosão em níveis de cinza reduz o brilho dos pontos que são vizinhos de pontos com menos intensidade. A vizinhança é definida por um elemento estruturante previamente definido.

**Erosão:** a erosão para imagens em tons de cinza pode ser representada pela equação:

$$(A \ominus B)(s,t) = \min\{A(s+x, t+y) - B(x,y) \mid (s+x), (t+y) \in D_A; (x,y) \in D_B\}$$

A figura 30 mostra o resultado da aplicação do operador morfológico erosão à imagem em tons de cinza usando o elemento estruturante 3x3.



**Figura 30: Exemplo Erosão em Tons de Cinza**

A imagem resultante tem a luminosidade diminuída. O efeito de detalhes claros na imagem de entrada menores do que o elemento estruturante é reduzido, com o grau de redução sendo determinado pelos níveis de cinza dos vizinhos e pela forma e amplitude de  $B(x,y)$ .

### Abertura e Fechamento

As expressões para abertura e fechamento em cinza são as mesmas do caso binário, e são dadas respectivamente pelas equações abaixo.

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B$$

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B$$

Na **abertura**, os picos estreitos em relação ao diâmetro do elemento estruturante são reduzidos em amplitude e conseqüentemente suavizados. Assim ela é usada para remover detalhes pequenos claros, deixando características claras e grandes intocadas.

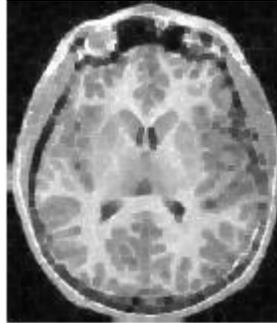
A erosão inicial remove os detalhes e torna a imagem mais escura, a dilatação subsequente aumenta a intensidade da imagem sem introduzir os detalhes removidos na erosão. A figura 31 mostra o resultado da aplicação do operador morfológico abertura à imagem da figura 16 em tons de cinza usando o elemento estruturante 3x3.



**Figura 31: Exemplo Abertura em Tons de Cinza**

No **fechamento**, os picos são deixados na forma original, assim, ele é usado para remover detalhes pequenos escuros, deixando características claras intocadas. A dilatação inicial remove os detalhes escuros e torna a imagem mais clara, a erosão subsequente escurece a

imagem sem introduzir os detalhes removidos na dilatação. A figura 32 mostra o resultado da aplicação do operador morfológico erosão à imagem em tons de cinza, da figura 16 usando o elemento estruturante 3x3.



**Figura 32: Exemplo Fechamento em Tons de Cinza**

Abertura consiste numa erosão seguida de uma dilatação. Remove pontos brilhantes isolados em regiões escuras. Fechamento é a operação “contrária”, removendo pontos escuros em regiões claras.

### **Top-Hat**

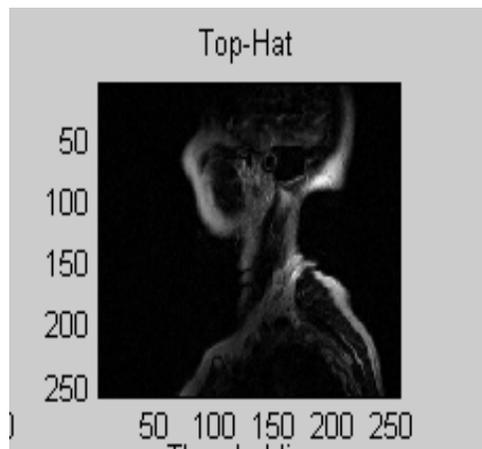
Esta técnica tem a grande vantagem de que, se aplicado o elemento estruturante adequado, permite ressaltar a informação dos picos ou vales de imagens ruidosas sem, entretanto aumentar o ruído, o que outras técnicas como gradiente e limiarização, não fazem sem aumentar o ruído na imagem ou então não encontram as bordas desejadas. O operador Top-Hat pode ser implementado em 3 formas diferentes:

#### **Top-Hat por abertura**

A operação **Top-Hat** por abertura é uma combinação entre uma imagem correspondente aberta e a imagem original (é usado para fundo claro). A definição matemática da operação Top-Hat por abertura sendo aplicado em uma função  $A$ , pelo elemento estruturante  $B$  é:

$$\text{Top-Hat}^-(A) = A - (A \circ B)$$

Com o uso do elemento estruturante correto, esta técnica permite eliminar picos presentes na imagem. Se fizermos a diferença da imagem original com o resultado do Top-Hat por abertura, podemos retirar o ruído da imagem original, eliminar a falta de homogeneidade ressaltando as informações dos picos presentes na imagem. Picos esses que seriam as regiões mais claras da imagem. A figura 33 mostra o resultado da aplicação do Top-Hat de abertura usando o elemento estruturante 3x3.



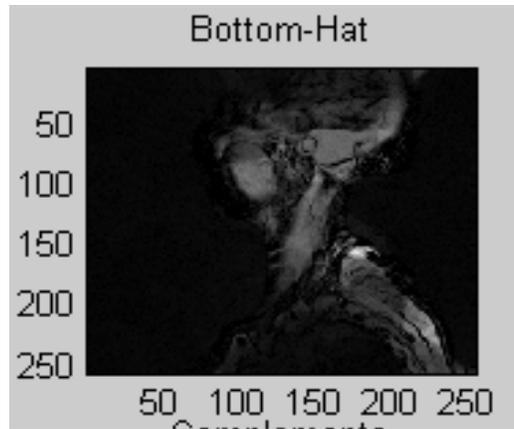
**Figura 33: Top-Hat Imagem Pescoço**

### **Top-Hat por fechamento ou Bottom-Hat**

A operação **Top-Hat** por fechamento ou Bottom-Hat é uma combinação entre uma imagem original e a imagem correspondente fechada. Essa operação tem a característica de realçar os vales e preservar o fundo da imagem. A definição matemática da operação *Top-Hat* por fechamento sendo aplicado em uma função  $A$ , pelo elemento estruturante  $B$ , é:

$$Top-hat^+(A) = (A \bullet B) - A$$

Este tipo de Top-Hat é adequado para encontrar “vales” em imagens ruidosas, para ele a escolha do elemento estruturante também é fundamental. A figura 34 mostra o resultado da aplicação do filtro Bottom-Hat usando o elemento estruturante 3x3.



**Figura 34: Bottom-Hat Imagem Pescoço**

### Top-Hat por fechamento e abertura

$$Top-hat^{+}(A) = (A \bullet B) - (A \circ B)$$

A equação apresenta o operador Top-Hat por fechamento e abertura, sendo aplicado em uma função  $A$ , pelo elemento estruturante  $B$ . Esta técnica necessita também do ajuste correto do elemento estruturante, para atuar de forma desejada. Neste caso podemos ressaltar vales e picos em uma imagem ruidosa, sem interferência dos ruídos presentes na imagem original.

Essas operações podem ser realizadas tanto em imagens binárias quanto em imagens em tons de cinza.

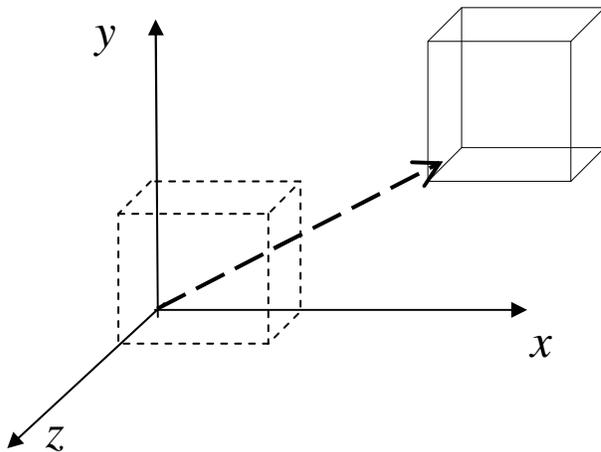
## 3.8 Transformações 3D

A manipulação, visualização e a construção de imagens tridimensionais requerem a utilização de transformações de coordenadas e de transformações geométricas em 3D. Estas transformações são formadas pela composição das transformações primárias de translação, de variação de escala e de rotação. Cada uma destas transformações pode ser representada por uma matriz. Isto permite construir transformações mais complexas através da multiplicação ou concatenação de matrizes (Foley et al, 1990).

Em relação a um sistema coordenado 3D, um objeto é considerado como um conjunto de pontos:  $\text{Obj} = \{P(x, y, z)\}$ . Se o objeto é movido para uma nova posição, podemos considerá-lo como um novo  $\text{Obj}'$ , no qual todos os pontos  $P'(x', y', z')$  podem ser obtidos a partir dos pontos coordenados  $P(x, y, z)$  através da aplicação de uma transformação geométrica.

$$T: P(x, y, z) \rightarrow P'(x', y', z').$$

**Translação** em 3D pode ser vista como simplesmente uma extensão a partir da translação 2D, ou seja: numa representação de coordenadas homogêneas tridimensionais. Um ponto é transladado da posição  $(x, y, z)$  para a posição  $(x', y', z')$ , com a seguinte operação matricial:



$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & d_x \\ 0 & 1 & 0 & d_y \\ 0 & 0 & 1 & d_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}$$

Onde os parâmetros  $d_x$ ,  $d_y$ ,  $d_z$  especificam as distâncias de translação para as respectivas coordenadas  $x$ ,  $y$ , e  $z$ . A equação pode ser representada como:

$$P' = T(d_x, d_y, d_z) \cdot P$$

**Varição de Escala:** O processo de variação de escala altera as dimensões de um objeto. O fator de escala  $S$  determina se a escala é uma ampliação,  $s > 1$ , ou uma redução,  $s < 1$ . Assim, a equação pode ser representada como:  $P' = S(s_x, s_y, s_z) \cdot P$ .

Variação de escala com relação a um ponto fixo  $(x_f, y_f, z_f)$ . A transformação de variação de escala neste caso pode ser representada a partir da seguinte composição de transformações: translação do ponto  $(x_f, y_f, z_f)$  para a origem, variação de escala com relação à origem de coordenadas e translação da origem de volta para o ponto  $(x_f, y_f, z_f)$ , definida como:  $T(x_f, y_f, z_f).S(s_x, s_y, s_z).T(-x_f, -y_f, -z_f) =$

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_x & 0 & 0 & (1-s_x)x_f \\ 0 & s_y & 0 & (1-s_y)y_f \\ 0 & 0 & s_z & (1-s_z)z_f \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Onde os parâmetros de escalonamento  $s_x, s_y, s_z$  são valores positivos quaisquer alocados. Se  $s_x = s_y = s_z$  então temos um escalonamento uniforme, caso esta igualdade não seja verdadeira, o escalonamento deixa de ser uniforme.

**Rotação** em 3D é consideravelmente mais complexa que a rotação em duas dimensões. Para especificar uma transformação de rotação de um objeto, devemos designar um eixo de rotação (em volta da qual o objeto será rotacionado) e a variação do ângulo de rotação. Para o caso bi-dimensional, o eixo de rotação é sempre perpendicular aos eixos  $xy$ , isto é, ao plano  $xy$ . Em três dimensões, um eixo de rotação possui qualquer orientação espacial.

Adota-se um sentido para a variação do ângulo de rotação, usualmente o sentido contrário ao movimento dos ponteiros do relógio. Em 2D, a rotação é determinada por um ângulo de rotação  $\theta$  e um centro de rotação P, as equações de rotação bidimensionais são estendidas às três dimensões:

$$x' = x\cos(\theta) - y\sin(\theta), y' = x\sin(\theta) + y\cos(\theta) \text{ e } z' = z.$$

Em 3D é preciso definir um ângulo de rotação  $\theta$  e um eixo de rotação. Uma rotação em 3D é chamada canônica quando algum dos eixos de coordenadas,  $Ox, Oy$  ou  $Oz$ , é escolhido como o eixo de rotação. Então, a construção da transformação de rotação é

processada tal como no caso da rotação em 2D em torno da origem. O parâmetro  $\theta$  indica o ângulo de rotação.

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) & 0 & 0 \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}$$

ou  $P' = Rz(\theta).P$

As equações da rotação em torno aos eixos  $O_x$  e  $O_y$  podem ser obtidas mediante permutações cíclicas das coordenadas dos parâmetros  $x$ ,  $y$  e  $z$ . São utilizadas as seguintes permutações:  $x \rightarrow y \rightarrow z \rightarrow x$ . Equação para a rotação em torno do eixo  $O_x$ .

$$y' = y \cdot \cos(\theta) - z \cdot \sin(\theta); z' = y \cdot \sin(\theta) + z \cdot \cos(\theta); x' = x$$

Em coordenadas homogêneas a rotação em torno do eixo  $O_x$  ficaria da seguinte forma:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta) & -\sin(\theta) & 0 \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}$$

A equação da rotação em torno ao eixo  $O_y$ . Para isto são utilizadas as seguintes permutações:  $z \rightarrow y \rightarrow x \rightarrow z$ .

$$z' = z \cdot \cos(\theta) - x \cdot \sin(\theta); x' = z \cdot \sin(\theta) + x \cdot \cos(\theta); y' = y$$

Em coordenadas homogêneas a rotação em torno do eixo  $O_y$  ficaria da seguinte forma:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}$$

### 3.9 Visualização Volumétrica

Ao conjunto de técnicas que produz imagens de dados organizados como um volume dá-se o nome de Visualização de Volumes, ou Visualização Volumétrica. Em geral, dados volumétricos são dados (escalares ou vetoriais) amostrados numa grade regular no espaço. As técnicas de visualização volumétrica têm sido desenvolvidas para propiciar uma melhor compreensão de conjuntos de dados tridimensionais obtidos através de amostragens, modelagens e simulações. É um termo utilizado para descrever técnicas que permitem a projeção de um conjunto de dados no espaço tridimensional (conhecido também por dados volumétricos) em uma superfície de visualização bidimensional (Elvis, 1992).

Métodos de visualização volumétrica são usados para gerar imagens de alta qualidade a partir de vetores e dados escalares definidos em uma malha multidimensional. Para uma melhor usabilidade, as técnicas de visualização devem oferecer representações de dados compreensivas e rápidas de serem manipuladas. É possível identificar na literatura diversos esforços destinados a explorar maneiras diferentes de visualizar e interagir com dados volumétricos para as várias modalidades de aquisição de dados médicos (Lichenbelt et al., 1998) e (Preim et al., 2002).

Kaufman (1991) classificou as técnicas de visualização de volumes em dois grupos: surface rendering (ou “visualização através de superfícies”) e volume rendering (“visualização direta de volume”). Ele define também que a visualização direta de volumes pode ser realizada de três maneiras diferentes: object-order (ou forward-projection), que envolve o mapeamento de amostras de dados no plano da imagem; image-order (ou backwardprojection), que determina para cada pixel do plano da imagem quais são as amostras que contribuem no cálculo da sua intensidade; e domain-based, quando os dados 3D são transformados para outro domínio, como frequência ou wavelet.

Técnicas de visualização através de superfícies envolvem a extração e a representação de uma isosuperfície<sup>10</sup> que é posteriormente visualizada através da utilização de técnicas

---

<sup>10</sup> Isosuperfície: representa uma superfície onde determinado valor é constante dentro de um volume do espaço. Em imagens médicas, as isosuperfícies podem ser usadas para representar

convencionais da computação gráfica. A reconstrução da isosuperfície pode ser feita a partir de contornos planares. Considerando um volume de dados de CT (Tomografia Computadorizada) ou MR (Ressonância Magnética), a estrutura de interesse deve ser identificada (ou segmentada) em cada uma das fatias para posterior composição da malha de polígonos. A isosuperfície também pode ser definida através de um limiar (threshold) ou através de uma malha de polígonos extraída diretamente de um volume 3D previamente segmentado. Durante a etapa de visualização o usuário fornece parâmetros que estabelecem o tipo e a direção de projeção e os parâmetros de iluminação. Entre os algoritmos de visualização através de superfícies destacam-se: conexão de contornos e cubos marchantes (Manssour, 2002).

A visualização direta consiste em representar o volume através de voxels 3D que são projetados diretamente em pixels 2D e armazenados como uma imagem, dispensando o uso de primitivas geométricas<sup>11</sup>. Neste caso, numa etapa de classificação, é usada uma função de transferência, que corresponde ao mapeamento dos valores dos voxels (densidade do tecido, por exemplo) para propriedades visuais, tais como cor e opacidade. A visualização das estruturas de interesse dentro do volume é realizada a partir da “visita” a todos os voxels (ou quase todos, dependendo do algoritmo) e da aplicação da função de transferência para a construção da imagem. Os algoritmos que fazem parte deste grupo são ray casting, splatting, shear-warp, shell rendering cell-projection e V-Buffer (Manssour, 2002).

Os métodos apresentados neste capítulo foram incluídos na ferramenta desenvolvida que será melhor comentada no capítulo 5. Essa ferramenta considera a utilização de imagens armazenadas no formato DICOM comentado no próximo capítulo.

---

regiões de uma densidade particular, permitindo a visualização dos órgãos internos, os ossos, etc.

<sup>11</sup> As três primitivas gráficas fundamentais para especificar entidades tridimensionais:

Ponto:  $\{ (x, y, z) \}$ , Linha:  $\{ P_1(x_1, y_1, z_1) - P_2(x_2, y_2, z_2) \}$

Polígono:  $\{ P_1(x_1, y_1, z_1), P_2(x_2, y_2, z_2), P_3(x_3, y_3, z_3), \dots, P_n(x_n, y_n, z_n) \}$ .

## **4 Padrão DICOM – Imagem Digital e Comunicações na Medicina**

Em 1993 foi definido um padrão para transferência de imagens médicas e informações a elas associadas, conhecidas como DICOM 3.0 com a finalidade de integrar os sistemas de informação que seguiam conceitos já estabelecidos: Sistema de Informação Hospitalar (Hospital Information System, HIS), Sistema de Informação em Radiologia (Radiology Information System, RIS) e Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens (Picture Archiving and Communication System, PACS).

Essa integração possibilita a criação dos sistemas de gerenciamento de imagens e redes locais de larga escala, permitindo que as informações dos pacientes e as imagens sejam compartilhadas e visualizadas local e remotamente. Além disso, os dados podem ser vistos simultaneamente em múltiplos locais.

### **4.1 Histórico e Objetivo**

O padrão foi desenvolvido por um comitê de trabalho, formado por membros do “American College of Radiology” (ACR) e da “National Electrical Manufacturers Association” (NEMA) que iniciou os trabalhos em 1983. Ele foi organizado com o intuito de desenvolver um padrão para comunicação digital de informações e imagens. O comitê publicou a primeira versão em 1985, que foi chamada de ACR-NEMA 300-1985 ou “ACR-NEMA Versão 1.0”, e a segunda versão em 1988, chamada de ACR-NEMA 300-1988 ou “ACR-NEMA Versão 2.0”. A terceira versão do padrão, nomeada de DICOM 3.0, foi apresentada em 1993, quando foi substancialmente enfatizado o conteúdo alterado, discutidos alguns problemas da primeira e da segunda versão e criados novos processos, principalmente o protocolo de comunicação para rede (Fritz, 1999).

#### **Os objetivos iniciais do padrão eram:**

1. Promover a comunicação de informações de imagens digitais, sem levar em consideração os fabricantes de aparelhos;
2. Facilitar o desenvolvimento e a expansão dos sistemas de requerimento de interface entre um arquivo de imagem e redes de sistema de comunicação (PACS) que também podem se comunicar com outros sistemas de informação hospitalar;

3. Permitir a criação de uma base de dados de informações de diagnósticos que possam ser examinados por uma grande variedade de aparelhos distribuídos geograficamente.

O padrão hoje está essencialmente completo, apesar das mudanças que ainda possam acontecer devido à evolução, pois ele é um padrão de muitas partes, podendo ter suas informações acrescidas quando necessário. Como um padrão estável e desenvolvido, ele está sendo implementado por diversas companhias produtoras de equipamentos e tecnologias de imagens médicas. Estas implementações podem explicitar algumas falhas, que necessitarão serem corrigidas, podendo induzir o desenvolvimento futuro de um padrão melhor. Porém, o DICOM já é considerado adequado para o desenvolvimento e implementação de sistemas de radiologia sem filme “Filmless”. O padrão DICOM diferencia-se dos outros formatos de imagens tais como JPEG, TIFF, GIF e outros, por permitir que as informações dos pacientes sejam armazenadas juntamente com a imagem, mas de forma estruturada. Isto é, elas são armazenadas contendo identificadores, conhecidos como “tags”, que identificam e limitam as informações. A imagem propriamente dita, no padrão DICOM é baseada no formato JPEG,<sup>12</sup> com ou sem compressão, dependendo do equipamento que a gerou (DICOM, 2005).

O padrão DICOM facilita atividades conjuntas de equipamentos de imagens médicas porque especifica:

1. Um conjunto de protocolos a serem obedecidos pelos equipamentos exigindo a adaptação deles ao padrão;
2. A sintaxe e semântica de comandos e informações associadas, as quais devem ser trocadas usando estes protocolos e
3. Informações que devem ser fornecidas com uma implementação para que a adaptação para o padrão seja cumprida.

---

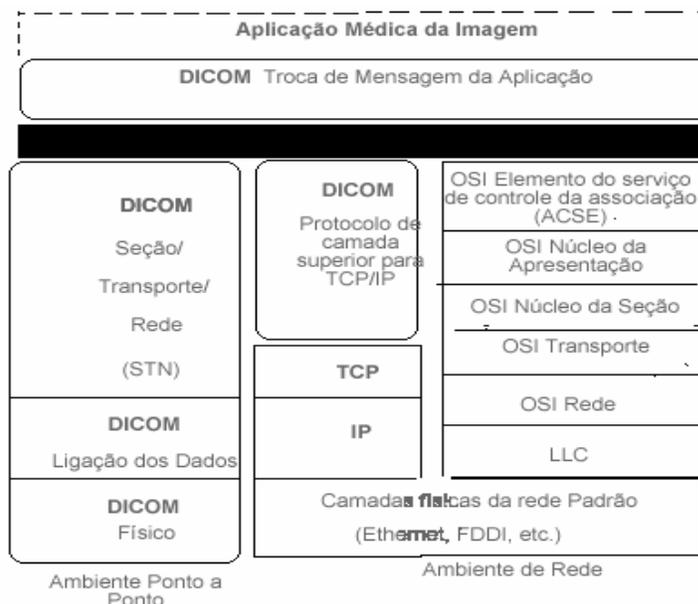
<sup>12</sup> Isto é pelas versões do JPEG 2000 e posteriores quando forma de armazenamento não só baseados em transformada de cossenos foram introduzidas no formato.

### O padrão DICOM não especifica:

Procedimentos de teste ou de validações para avaliar a conformidade de uma execução ao padrão. Procedimentos de teste ou de validações para avaliar se uma execução combina a sua indicação de conformidade. Características opcionais, classes de serviço, ou objetos de informação devem ser suportadas por um dado tipo de dispositivo.

Um exame dos serviços necessários para comunicação entre redes diferentes mostrou que a definição de um serviço básico poderia permitir a camada principal do processo de comunicações (a camada de requerimento) conversar com protocolos de redes diferentes. Esses protocolos são modelados como uma série de camadas, freqüentemente referidas como "stacks" ou pilha. A pilha existente na Versão 2.0 é definida como uma conexão ponto-a-ponto (ppp). Dois outros protocolos foram escolhidos baseados em popularidade e expansão futura: o TCP/IP e o ISO-OSI.

O padrão DICOM contém uma arquitetura para troca de informações entre modalidades e também definições de protocolos de comunicação. A figura 35 mostra o modelo de protocolo de comunicação.



**Figura 35: Modelo de Protocolo de Comunicações do DICOM**



DICOM usa modelos explícitos e detalhados de como dados dos pacientes, imagens, relatórios, etc. envolvidos nas operações de radiologia são descritos e como são relatados. Esses modelos são chamados de entidade de relacionamento (ou modelos E-R) e é uma forma de assegurar que fabricantes e usuários compreendem o fundamento da estrutura na figura 36, temos que:

 As caixas retangulares representam as entidades que única, ou em combinação, dão forma aos objetos de informação.

 As caixas em forma de losango são os relacionamentos.

 As flechas representam as conexões entre entidades e relacionamentos e são mostrados com setas para dar alguma idéia da hierarquia e não necessariamente, os movimento de informação.

O processo de modelagem começou em um dos grupos de trabalho criados para o DICOM. Esse grupo foi responsável pela definição dos requerimentos de interface entre um arquivo de imagem e redes de sistema de comunicações (PACS) e um hospital ou sistema de informação de radiologia (HIS ou RIS). Este processo de definição requeria que as operações de radiologia fossem propriamente modeladas de modo que fosse necessário um HIS ou RIS para determinar o que poderia ser feito com aquela informação no PACS. A vantagem destes modelos é que eles mostram claramente que ambos os itens de dados requeridos em um dado cenário são modelados e como esses itens interagem e estão relacionados.

A importância da modelagem originou-se da necessidade de conhecer o contexto da informação quando consideradas comunicações de rede. Em um ambiente ponto-a-ponto (ppp), o usuário saberá exatamente que dispositivos são conectados e quais são suas capacidades. Centenas de dispositivos podem ser anexados às redes e alguns dispositivos podem ser re-configurados dinamicamente para tratar de tarefas ou processar diferentes dados.

O DICOM utiliza estruturas de dados baseadas em modelos e análise de versões abstratas de entidades reais usadas nos modelos baseados em um projeto orientado a objeto. Os

objetos são as entidades (ou coleção de entidades) definidas pelo modelo. A descrição das características de cada uma das entidades são os atributos. Por exemplo, a entidade "paciente" na figura 36 tem atributos que incluem o "nome do paciente" e "número de identificação do paciente" (para simplificar o diagrama, os atributos das entidades não são mostrados, mas o padrão inclui tabelas que as definem). DICOM chama os objetos baseados nestes modelos de "objetos de informação" e os modelos e tabelas dos atributos que os definem de "definição de objetos de informação" (IODs). As entidades mostradas no modelo são abstrações. Se valores reais são substituídos pelos atributos, a entidade é chamada de "instância".

No projeto orientado a objeto, métodos são associados com os objetos definidos. DICOM usa este conceito para definir serviços tal como "armazenamento de imagem" ou "recebe informação do paciente". Esses serviços são implementados no DICOM usando construções conhecidas como operações ou notificações. DICOM define um conjunto de operações genéricas e notificações e as chama de elementos de serviço de mensagem do DICOM (DIMSE). A combinação de um objeto de informação e serviços é chamada um service-object pair, ou SOP. Um objeto de informação pode ser usado com um conjunto de serviços, e o resultado sendo uma classe SOP. A tabela 4 mostra uma analogia entre construir uma sentença e os itens correspondentes no DICOM.

<b>Verbo: Armazenar</b>	<b>Serviço (DIMSE)</b>
Substantivo: Imagem de ressonância Magnética (MR)	Definição de Objetos de Informação (IOD)
Sentença Genérica: Armazena uma imagem MR	Classe SOP
Sentença Específica: Armazene esta imagem MR	Instância da Classe SOP

**Tabela 4: Sentença e Serviço DICOM**

Os itens à esquerda representam partes de uma sentença. À direita são os conceitos análogos do DICOM. O verbo "Armazenar" define uma ação a ser tomada, equivalente ao

Serviço do DICOM carregado no Elemento de Serviço de Mensagem do DICOM. A substitutiva "Imagem MR" define um assunto sobre o qual a ação irá ser tomada; isto corresponde à Definição de Objeto de Informação do DICOM. A sentença construída: "Armazene uma imagem MR" corresponde à Classe Par de Objetos de Serviço do DICOM, e se uma imagem MR específica também é referida, a correspondência é uma Instância do Par de Objetos do Serviço.

## **4.2 Definições Utilizadas pelo DICOM**

Atributo é uma propriedade de um objeto de informação. Um atributo tem um nome e um valor que são independentes de qualquer método de codificação.

Comando é um meio genérico para conduzir uma solicitação para operar sobre objetos de informação através de uma interface de rede.

Elemento de Comando é uma codificação de um parâmetro de um comando que conduz este valor de parâmetro.

Fluxo de Comandos é o resultado de um conjunto de elementos de comandos DICOM usando o DICOM.

Conformance Statement é uma expressão formal associada com uma implementação específica do padrão DICOM. Ela especifica as classes de serviço, os objetos de informação e protocolos de comunicação suportados pela implementação.

Dicionário de Dados é um registro dos elementos de dados que determinam uma "tag" única, um nome, valores característicos, e a semântica para cada elemento de dado.

Elemento de Dado é uma unidade de informação definida por uma única entrada no dicionário de dados.

Conjunto de Dados são informações trocadas, devem ser formadas por um conjunto estruturado de valores atribuídos diretamente ou indiretamente pelos objetos da informação relatada. O valor de cada atributo no conjunto de dados é expresso como um elemento de dados.

Data Stream (Seqüência de dados) é o resultado da codificação de um conjunto de dados usando o método de codificação DICOM (número de elemento de dados e representações como especificada pelo dicionário de dados).

Objeto de Informação é uma abstração de uma entidade de informação real (ex: MR) a qual é influenciada por um ou mais comandos DICOM.

Classe do Objeto de Informação é uma descrição formal de um objeto de informação que inclui uma descrição dos propósitos e os atributos que possui. Ele não inclui valores para esses atributos.

Instância do Objeto de Informação é uma representação de uma ocorrência de uma entidade do mundo real, que inclui valores para os atributos da classe dos objetos de informação para qual entidade deverá pertencer.

Mensagem é um único dado da Message Exchange Protocol trocado entre duas cooperações de Entidades de Aplicação (Application Entities) DICOM. Uma mensagem é composta de Command Stream acompanhado por um Data Stream opcional.

Classe de Serviço é uma descrição estruturada de um serviço que é suportado pela cooperação DICOM da entidade de aplicação usando os comandos de especificação DICOM para acionar uma classe específica de objetos de informação. Define o serviço ou operação que pode ser realizado (impressão, armazenamento, etc.).

Os objetos de informação e a classe de serviço são dois dos componentes fundamentais do DICOM. Os objetos de informação definem o conteúdo de imagens médicas e classes de serviços e como seus conteúdos que se inter-relacionam. As classes de serviços e objetos de informação são combinadas para formar as unidades funcionais do DICOM. Esta combinação é chamada Par Serviço-Objeto (Service-object pair), ou SOP, como mostrado na figura 37.



**Figura 37: Unidades Funcionais DICOM**

### 4.3 Partes do DICOM

A versão atual do DICOM consiste de 13 partes ativas e 2 partes desativadas como mostra a figura 38.

Parte 1: Visão Geral		
Parte 2: Configuração		
Parte 4: Classe de Especificação do Serviço	Parte 3: Definição do Objeto de Informação	Parte 11: Perfil da Aplicação dos Meios de Armazenamento
Parte 5: Estruturas de Dados e Semântica		
Parte 6: Dicionário de Dados		
Parte 7: Troca de Mensagem (operação em rede)	Parte 8: Suporte a Rede para Troca de mensagem (TCP/IP e OSI)	Parte 9: Retirada (Ponto a Ponto)
Parte 10: Meios de Armazenamento e Formato do arquivo para o intercâmbio dos dados		
Parte 12: Formatos dos meios e meios físicos para o intercâmbio dos dados	Parte 13: Retirada	Parte 14: Função de Visualização do Padrão de tons de Cinza.
Parte 15: Perfil de Segurança		

**Figura 38: Partes do DICOM**

**Parte 1** é o documento que fornece um resumo do suporte do padrão. Ela fornece uma descrição dos princípios do projeto, define muito dos termos usados, e dá uma breve descrição de todas as outras partes.

**Parte 2** do DICOM define os termos de configuração do padrão, indicando como os fabricantes devem descrever sem ambigüidade como seus produtos estão em conformidade com o padrão.

**Parte 3** descreve como os objetos de informação (IOs) são definidos. Ela define as classes de objetos de informação usadas no DICOM. No desenvolvimento das definições dos objetos de informação (IODs), foi visto que muitos continham grupos de atributos parecidos. Estes foram então colecionados juntos como uma série de módulos comuns que podem ser usados por mais de um IOD.

**Parte 4** contém as especificações da classe de serviço. Classes de serviço são construídas através de um conjunto de operações de primitivas operando nos IOD's. Os serviços podem ser pensados como o desempenho das operações nos objetos de informação. Os papéis do SCU e SCP também são definidos nesta parte, o comportamento esperado para cada papel em cada classe de serviço é especificado. Isto permite a implementação e a compreensão dos usuários do que é esperado de um dispositivo que suporta uma classe particular de serviço.

**Parte 5** contém as estruturas de dados e semântica que definem como um conjunto de informações provenientes de objetos de informações e de classes de serviços devem ser codificadas para formar parte de uma mensagem.

**Parte 6** do DICOM contém o dicionário de dados que fornece uma lista de todos os elementos de dados, ou atributos, que compõem todos os IOS. Para cada elemento de dado é fornecido o seu código numérico, o seu nome e sua representação (texto, número em ponto flutuante, etc.) a multiplicidade e o domínio de valores permitidos.

**Parte 7** do DICOM contém a troca de informação em meio magnético usando o serviço de arquivo. Este serviço fornece as operações que suportam três papéis básicos: conjunto

de arquivo de criação (FSC), conjunto de arquivo de leitura (FSR) e conjunto de arquivo de atualização (FSU).

**Parte 8** do DICOM define o suporte necessário para a troca de mensagens do DICOM. Atualmente o protocolo TCP/IP e qualquer outro que satisfaça o modelo de camadas ISO-OSI são suportados, mas a estrutura do padrão permite que novos protocolos sejam incorporados no futuro.

**Parte 9** (Conexão ponto a ponto) foi retirada do padrão DICOM. Para manter compatibilidade com as versões anteriores do padrão, que usavam interfaces paralelas de dados de alta velocidade, o protocolo de comunicação ponto a ponto foi mantido.

**Parte 10** define um modelo geral para o armazenamento de informação e imagens médica em meios removíveis. A finalidade desta parte é fornecer uma estrutura que permita o intercâmbio de vários tipos de imagens médicas e das informações relacionadas em vários meios de armazenamento físicos. Como exemplo o cabeçalho ou "DICOM Header Meta Information File", tem 128 bytes onde o usuário pode colocar qualquer informação, seguido da extensão de 4 bytes "DICM", seguido de uma mensagem DICOM que contém os elementos definidos no grupo 0002 em uma sintaxe de transferência definida, que identifica unicamente o conjunto de dados, bem como a sintaxe do resto dos dados.

Por exemplo: O UID é gerado na criação de uma instância de classe SOP, os UID's capacitam a singularidade de uma variedade de itens (objetos, módulos, imagens, etc..) entre países, locais, fabricantes e equipamentos. É baseado no esquema OSI (Open Systems Interconnection) de identificação numérica como definido pelo padrão ISO 8824.

É formado por: UID = <org root>, <suffix> onde:

<org root> identifica a organização.

<suffix> é de responsabilidade da organização em manter único para todos os UID's criados pela organização.

O Identificador Único (UID) 1.2.840.10008.1.2 . <suffix> onde o 1 significa ISO (*International Standards Organization*), 2 identifica a filial membro da ISO, 840 a

organização do país membro, neste caso ANSI, 10008 é o código registrado pela ANSI (American National Standards Institute) para o DICOM, identifica uma organização membro da ISO. <suffix> identifica fabricante + número de série + número do estudo + número da série + número da imagem + carimbo da data e hora codificado.

O formato usado é o *Little Endian* que implica no uso de inteiros com 16 bits, sendo que o byte menos significativo é o primeiro, (Least Significant Byte First - LSB). No DICOM 3, existem sintaxes compatíveis com as correspondentes no JPEG (*Joint Photographic Experts Group*), que têm compressões reversíveis, sem perda (JPEG- 2000), e com perdas irreversíveis (Hoehn e Ratib, 1993).

**Parte 11** define subconjuntos específicos da aplicação do padrão DICOM a que uma execução pode verificar a versão implementada. Estes subconjuntos específicos da aplicação serão consultados para os perfis da aplicação nesta seção. Tal indicação de configuração aplica-se ao intercâmbio de imagens médicas e das informações relacionadas em meios de armazenamento para usos clínicos específicos.

**Parte 12** facilita o intercâmbio da informação entre aplicações em ambientes médicos especificando uma estrutura para descrever o relacionamento entre o modelo do armazenamento dos meios e meios físicos específicos e formato dos meios.

**Parte 13** foi retirada do padrão DICOM. Definia o gerenciamento ponto a ponto.

**Parte 14** especifica uma função padronizada de visualização de imagens em tons de cinza em diferentes meios de visualização (por exemplo: monitores e impressoras).

**Parte 15** especifica uma função padronizada para a segurança e perfis de gerência do sistema são definidos referenciando os protocolos padrão desenvolvidos externamente, tais como DHCP, LDAP, TLS e ISCL. Os dados criptografados podem usar vários esquemas de criptografia.

#### **4.4 Extensão do DICOM, Intercâmbio de Dados em Formato de Onda.**

O Intercâmbio de dados em formato de onda é a extensão do DICOM conhecida como suplemento 30. O DICOM está expandindo-se para a inclusão de dados de imagens não digitais relacionadas a um paciente. Uma etapa importante neste sentido é definir um protocolo para o armazenamento e a troca de dados de EletroCardioGramma (ECG), EletroEncefalograma (EEG) e da curva hemodinâmica. As exigências para esses tipos de dados são completamente diferentes da forma de armazenar dados de imagem de outros exames médicos.

Os dados em forma de onda devem ser armazenados não somente como imagens, como um impresso em uma folha de papel, mas todos os dados originais estarão também disponíveis no formato digital. Isto significa, que mais tarde essas informações serão possíveis de serem reconstruídas sem perda de dados.

Os sistemas hemodinâmicos atuais usam protocolos proprietários para o armazenamento de dados: mesmo pequenas diferenças podem fazer a troca entre sistemas impossível, de modo que os dados podem ser revistos somente no próprio sistema de aquisição. A implicação prática e logística desta limitação é óbvia. Um médico deveria poder rever dados hemodinâmicos junto com outros dados relacionados (imagens, ondas e laudos) em uma estação de trabalho remota através das conexões de rede. Para esta finalidade, todos os dados têm que ser armazenado em um formato comum e padronizado. A extensão para ondas do DICOM é criada para esta finalidade.

O suplemento 30 para ondas, foi desenvolvido para integrar o armazenamento de informações na forma de ondas no DICOM. Isto inclui ECG, dados eletrofisiológico e os dados da curva hemodinâmica, tais como a pressão do fluxo de sinais (sinais do fluxo de pressão), independente da frequência de amostragem, da amplitude e do sistema. Além disso, os sinais de áudio tais como comentários de voz e sons do fluxo sanguíneo podem ser incorporados.

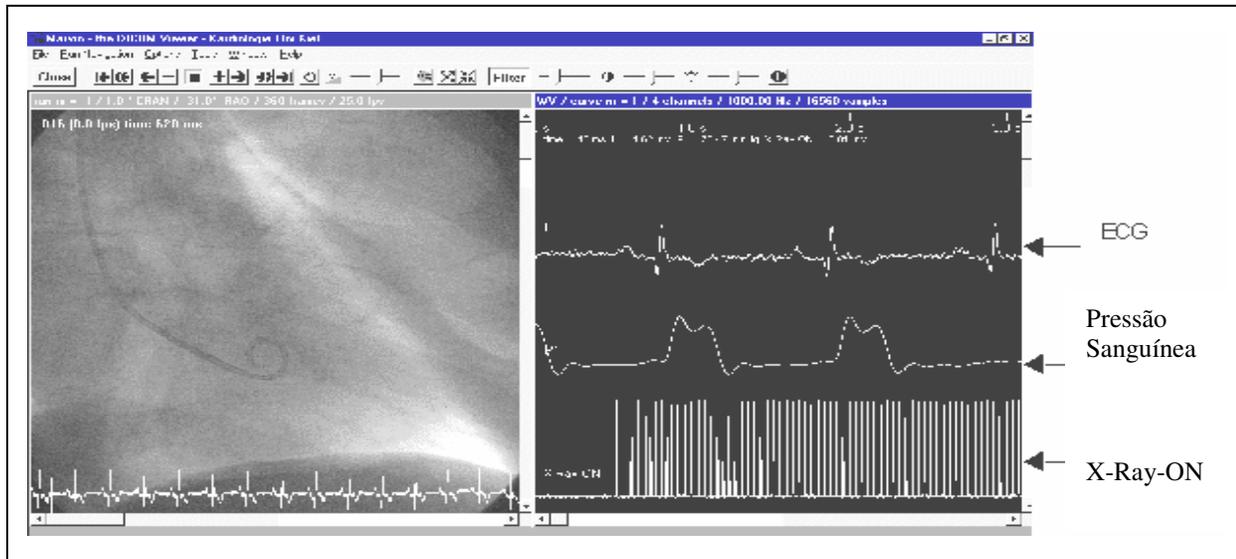
Na analogia ao armazenamento de dados da imagem, é possível adicionar os dados do paciente e estudar a informação, que permite a integração correta a um paciente, a um

exame e a um status do paciente. Assim, os dados da imagem e os dados em forma de onda de um exame podem ser revistos em uma estação de trabalho ao mesmo tempo.

Quando a imagem e os dados em forma de onda estão disponíveis no mesmo sistema, deve ser possível rever ambos os tipos de dados em uma forma sincronizada. Por exemplo, um médico quer saber a pressão relacionada a uma imagem angiográfica particular dentro do ciclo cardíaco. Para esta finalidade uma sincronização de tempo exata é necessária.

Quando a imagem e os dados em forma de onda estão disponíveis no mesmo sistema, deve ser possível a obtenção de todos os dados adquiridos com o tempo exato da aquisição. Assim, uma revisão do sistema poderia usar dados de uma imagem de funcionamento angiográfico e do valor da pressão de uma curva, que fosse adquirida ao mesmo tempo. Atualmente, os registros de tempo podem somente ser criado usando os pulsos de disparo internos dos sistemas da aquisição e durante o processo, estes pulsos de disparo internos não são sincronizados. Os sistemas de imagem contemporâneos não se importam muito com o tempo no mundo real. Os sistemas poderão aceitar uma sincronização de tempo externa, como por exemplo, de um relógio-mestre no laboratório de cateterização. Esse pulso do relógio-mestre pode ser provocado, por exemplo, pelos pulsos do relógio-mestre atômico usando protocolos existentes como o sistema global de posicionamento (GPS) ou o tempo GMT (Greenwich Meridian Time).

Um mecanismo alternativo foi incluído no suplemento de tratamento de ondas. O sistema de imagem para as aplicações de angiocardiografia pode criar um sinal para cada imagem obtida. Este sinal coincide com a ativação do tubo do Rx ("Rx – on" ou ligado) e marca assim o começo da aquisição de um quadro de angiografia específico em um sistema de aquisição em imagem. Este sinal pode ser gravado pelo sistema hemodinâmico como um canal adicional. Todos os dados hemodinâmicos adquiridos terão então um relacionamento temporal fixo aos dados da imagem e o processamento digital das marcas temporais do Rx, um sistema de visualização pode mostrar a imagem e os dados em forma de onda lado a lado em uma modalidade sincronizada, como na figura 39.



**Figura 39: Visor do DICOM com Imagem e Dados Angiográficos Sincronizados**

#### 4.5 Vantagens do Padrão DICOM

A grande vantagem dessa estrutura é permitir fazer a leitura do arquivo e extrair as informações necessárias para uma comunicação direta, ou seja, gerenciar as imagens e informações dos pacientes de forma coerente, mantendo a integridade; outra vantagem é que o DICOM possibilita melhorar a performance e auxilia no desenvolvimento de sistemas PACS. O uso do padrão reduz custos, por permitir soluções para abrir sistemas consistindo de programas in-house e comerciais.

## 5 O Aplicativo Desenvolvido

Segundo Gonzalez e Woods (2002), um Sistema de Processamento de Imagens baseia-se em três fundamentos principais: aquisição, processamento e por fim, exibição da imagem processada. Para desenvolvimento do estudo dessa dissertação o processo de aquisição é realizado totalmente pelos aparelhos de MR e CT, que por sua vez gravam as imagens e dados do exame em arquivos (CD-ROM) no padrão DICOM. Na ferramenta desenvolvida foram usadas combinações de bibliotecas e funções do MATLAB, version 6.5 release 13, no ambiente Windows XP, concentrando-se no processamento e exibição das imagens de exames médicos. Esta ferramenta apresenta uma interface gráfica que interage com o usuário através da seleção de diretórios, arquivos, exploração de dados e imagem em 2D e 3D. Essa exploração auxilia na identificação e melhor visualização das imagens de exames, podendo fornecer subsídio na obtenção do diagnóstico.

A primeira etapa antes do processamento e visualização é a obtenção das informações do arquivo no padrão DICOM. Um arquivo no padrão DICOM contém cabeçalho e imagem. O cabeçalho armazena informações sobre o nome do paciente, o tipo de varredura, dimensões da imagem, assim como informação da orientação 3D, etc. O tamanho do cabeçalho varia dependendo da quantidade de informação que é armazenada. Os dados da imagem seguem a informação do cabeçalho. O cabeçalho e os dados da imagem são armazenados no mesmo arquivo.

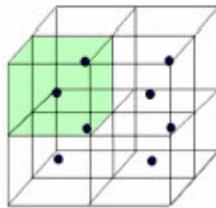
A leitura do arquivo DICOM é dividida em duas partes: leitura dos dados do cabeçalho e das fatias das imagens. Esse formato difere do formato antigo do padrão DICOM que armazenava os dados da imagem em um arquivo (\*img) e os dados do cabeçalho em um outro arquivo (\*hdr). A tabela 5 mostra alguns dos campos do cabeçalho DICOM que podem ser informadas pelo médico radiologista na aquisição da imagem e recuperados na leitura.

<b>Informação</b>	<b>Informação</b>
Nome do arquivo	Descrição da Série
Data	SOPInstanceUID
Tamanho do arquivo	Data do estudo
Formato	Data série
Versão	Data de aquisição
Largura	Data da imagem
Altura	Tempo de estudo
Bit profundidade	Série do tempo
Tipo de cor da imagem, ex.: cinza	Nome médico executante
Quadro selecionado	Nome dos operadores
Estrutura do arquivo	Nome do modelo equipamento
Pixel a partir de	Nome paciente
Tamanho do grupo de meta elementos	Nome dos médicos solicitantes exame
Versão da informação do meta arquivo	Nome da estação
Classe identificadora do SOP	Descrição do estudo
Meio de armazenamento	Descrição da série
Instância UID do SOP de meios de Armazenamento	Identificador do paciente
Classe UID da implantação	Data aniversário paciente

Nome da versão de implantação	Sexo do paciente
Título da entidade fonte da aplicação	Idade do paciente
Tipo de imagem	Peso do paciente
Classe UID SOP	Histórico adicional do paciente
Tempo de aquisição	Seqüência varredura
Tempo da imagem	Variação da seqüência
Modalidade	Opções de varredura
Fabricante equipamento	

Tabela 5: Exemplo de Atributos do Cabeçalho DICOM

Para facilitar o entendimento, foi adotada a seguinte terminologia no aplicativo desenvolvido: Fatia (slice) é a imagem que corresponde a um plano ortogonal de um volume; Volume é um conjunto de dados que contém todas as fatias adquiridas. O voxel (elemento de volume) em imagens médicas é a forma representativa do dado de volume adquirido sob forma de uma imagem bidimensional de um corte transversal ao eixo longitudinal do paciente. O valor numérico (tom de cinza) associado ao voxel é chamado densidade do voxel. Por exemplo, cada voxel em uma imagem de MR ou CT tem um tom de cinza que é proporcional à densidade do tecido. Quanto maior a densidade do tecido maior será a atenuação de Rx e, portanto, maior será o tom de cinza dos voxels deste tecido. Dessa forma, nas imagens por CT o osso aparece em tons de cinza mais claro (alta densidade) e o ar aparece em tons de cinza mais escuro (baixa densidade). Por definição, o voxel tem o mesmo valor do dado volumétrico contido no seu interior, como visto na Figura 40.

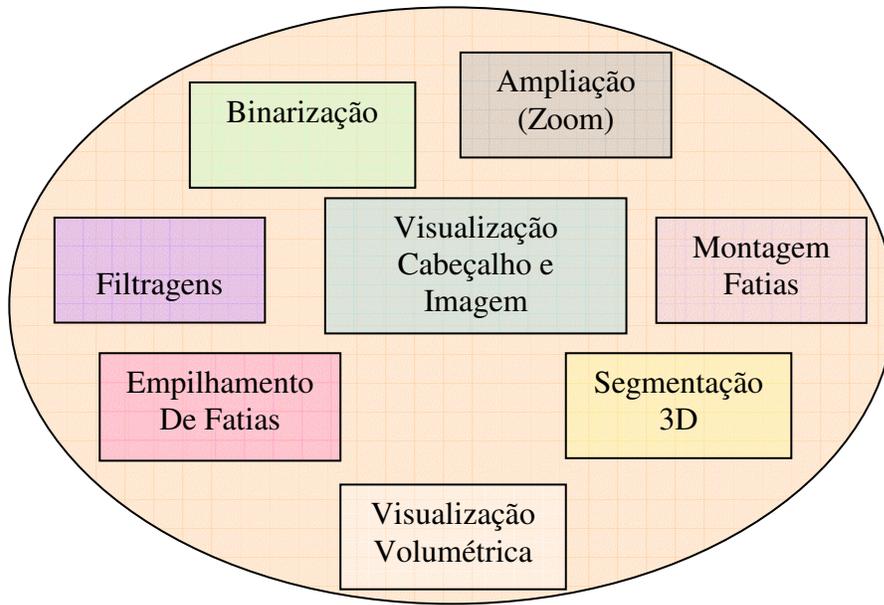


**Figura 40: Os Cubos Representam os Voxels em Imagens Médicas.**

É lida fatia por fatia da série de imagens do arquivo DICOM de MR ou CT com o objetivo de criar um único volume de dimensões  $L \times M \times N$  com um sistema de coordenadas (X, Y, Z). São apresentadas na forma  $(x_1, \dots, x_L, y_1, \dots, y_M, z_1, \dots, z_N)$  as múltiplas pilhas de imagem 2D cada uma de dimensões variáveis  $L \times M \times N$ , onde X e Y significam a linha e a coluna das coordenadas, dentro de uma imagem, e Z significa a coordenada perpendicular ao plano xy da imagem ou o número da fatia. Essas fatias são armazenadas, no volume, na ordem em que foram geradas. O aplicativo utiliza a função Dicomread, do MATLAB, para ler os arquivos por ordem de fatia e montar o volume D em uma matriz 3D. Dependendo da dimensão, a matriz é definida como: D(fatia sagital, tamanho, altura), D(tamanho, fatia coronal, altura) e D(tamanho, altura, fatia axial). Neste estudo o volume será denominado D e D compreende o conjunto total de fatias de uma varredura.

Um plano da fatia é uma área que toma uma coloração baseada nos valores dos dados do volume na região onde a fatia é posicionada. Os planos da fatia são úteis na sondagem da série de dados do volume para descobrir onde estão localizadas as regiões de interesse, que podem então ser visualizada.

O aplicativo desenvolvido possibilita a avaliação das técnicas descritas no capítulo 3 com a utilização de arquivos no padrão DICOM e interface gráfica. O aplicativo permite (através da interface gráfica) a visualização, binarização, aplicação de filtros morfológicos para a produção de efeitos diversos, ampliação (zoom), empilhamento de fatias, montagem das fatias alinhadas, segmentação 3D e visão volumétrica. A seleção das opções da técnica aplicada ocorre de forma interativa. A figura 41 mostra as diversas opções do aplicativo.



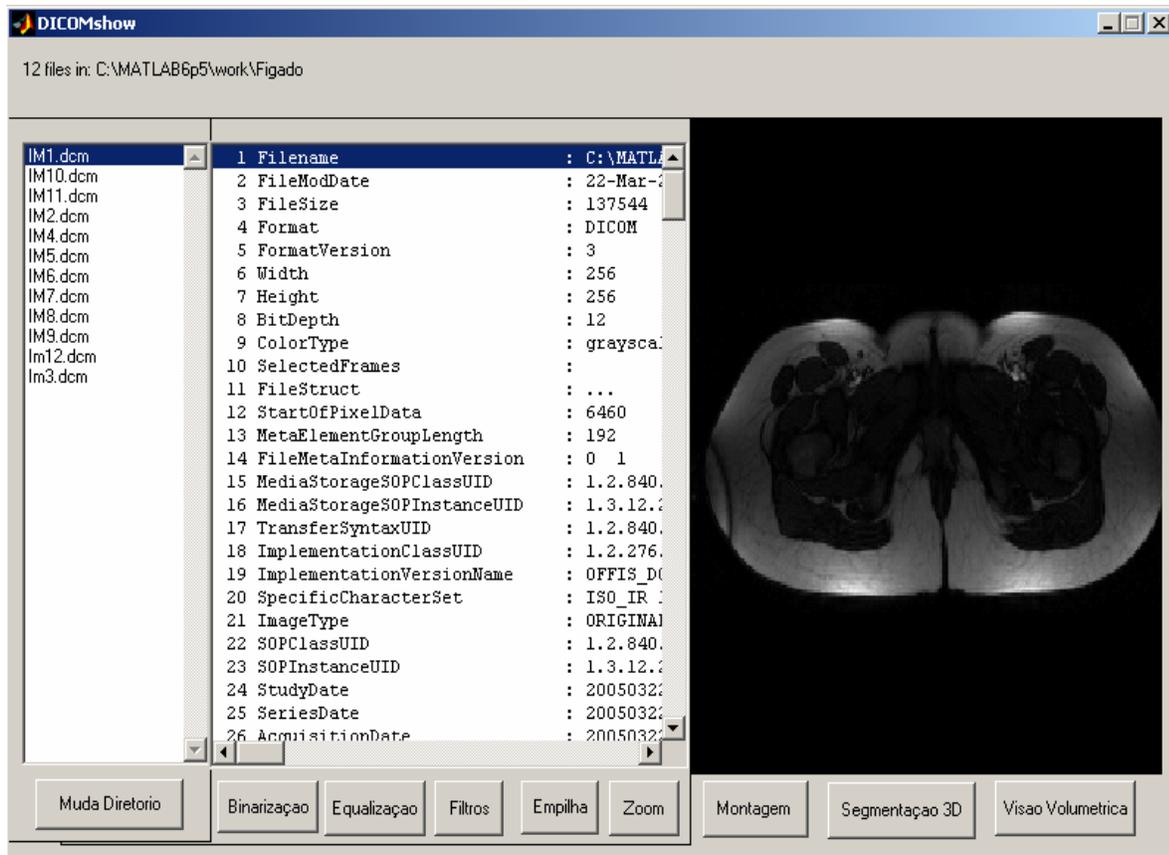
**Figura 41: Opções do Aplicativo**

Ao iniciar o aplicativo é enviada uma janela para seleção do diretório onde estão armazenados os arquivos com as imagens no padrão DICOM. A figura 42 mostra a janela inicial do aplicativo desenvolvido que é enviada para a seleção do diretório. Na janela para seleção do diretório encontram-se 3 botões, o primeiro botão a esquerda cria novo diretório (pasta), o botão da direita cancela a opção de seleção do diretório e o botão central confirma o diretório selecionado. Após a seleção do diretório o aplicativo verifica se existem arquivos no padrão DICOM.



**Figura 42: Janela Inicial do Aplicativo Desenvolvido**

Após a seleção do diretório o aplicativo “seleciona” automaticamente a opção de “Visualização Cabeçalho e Imagem” enviando a janela de seleção de opções do aplicativo com o primeiro arquivo do diretório selecionado. No canto esquerdo da janela encontra-se a lista de todos os arquivos do diretório, na parte central da janela estão listadas as informações contidas no cabeçalho do arquivo no padrão DICOM e no canto direito a imagem em 2D como pode ser observado na figura 43. Após o envio da janela, seleção de opções do aplicativo, o aplicativo permite a seleção de qualquer arquivo desse diretório ou a troca de diretório através do botão “Muda Diretório”. Para cada arquivo selecionado será mostrado o cabeçalho e a imagem e para cada diretório selecionado será mostrada nova lista de arquivos DICOM, o cabeçalho e imagem do primeiro arquivo da lista. A figura 43 mostra no canto esquerdo a lista de arquivos do diretório e o primeiro arquivo selecionado, no centro os dados do cabeçalho DICOM referente ao exame do paciente e a esquerda a imagem.



**Figura 43: Janela de Opções do Aplicativo, Após a Seleção do Diretório/Arquivo**

Como pode ser visto na figura 43, nesta janela encontram-se 9 botões. O primeiro botão possibilita a seleção de novo diretório, o segundo é a opção de Binarização, o terceiro é a opção de Equalização, o quarto é a opção de Filtros a serem aplicados na imagem selecionada, o quinto é a opção de seleção de Empilhamento 3D de cinco fatias, o sexto o Zoom da imagem 2D, o sétimo faz a Montagem das fatias, o oitavo a Segmentação em 3D e o nono é a Visualização Volumétrica.

O próximo parágrafo refere-se à ampliação do range do histograma que é utilizado como pré-processamento das implementações relacionadas às opções: Binarização, Equalização, Filtros, Empilha e Segmentação 3D. Esse pré-processamento é executado automaticamente pelo aplicativo a cada inicialização dessas opções. As imagens geradas por MR e CT necessitam dessa ampliação do range do histograma para auxiliar na aplicação de filtros e cálculo de limiar.

### 5.1.1 Ampliação do Range do Histograma

Uma imagem pode não utilizar todo o espectro disponível em tons de cinza. Nesse caso, uma modificação no contraste baseado no histograma permite “espalhar” as intensidades dos pixels por todo o espectro disponível, aumentando assim o contraste entre os pixels de tonalidade próxima. As imagens de MR e CT são em tons de cinza. Tem-se como passo inicial para a binarização o aumento do contraste, a definição do limiar para posterior segmentação e separação através da limiarização de alguns tipos de tecidos. A modificação de contraste por uma função linear equivale a aumentar o contraste da imagem ao máximo sem perder informações sobre os pixels escuros ou claros. Antes da segmentação há um pré-processamento da imagem. No pré-processamento é obtido automaticamente da imagem o tom máximo ( $T_{max}$ ) e mínimo ( $T_{min}$ ) de cores da imagem. Este valores são utilizados para a modificação no tom de cada pixel baseado na seguinte expressão:  $I_m = (I - T_{min}) / (T_{max} - T_{min})$

Onde  $I$  é o tom de cada pixel da imagem e  $I_m$  é a imagem modificada. Essa expressão está restrita à gradação tonal, ou número de tons de cinza possíveis por número de bits armazenados.

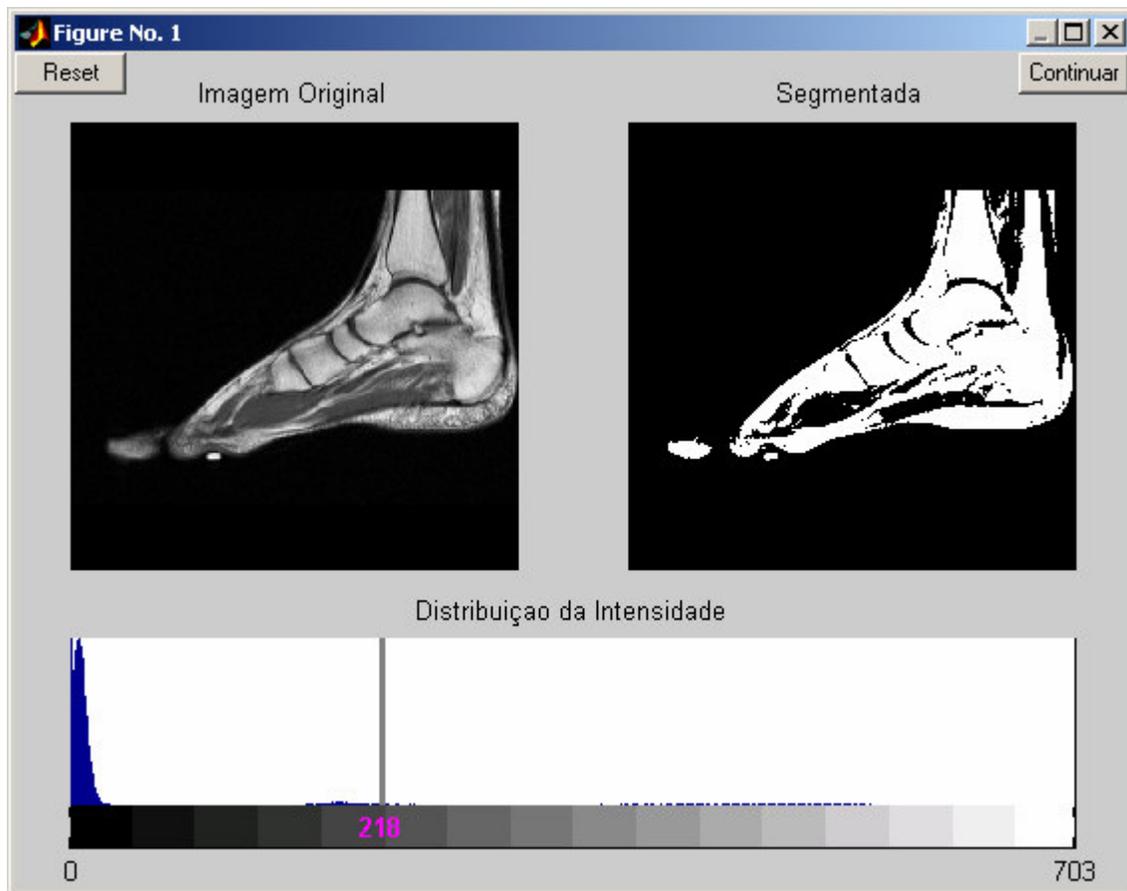
## 5.2 Binarização ou Limiarização (Thresholding)

A segmentação é feita geralmente identificando propriedades comuns. A propriedade mais simples que os pixels em uma região podem compartilhar é a intensidade. Assim, uma maneira natural de segmentação por regiões é a binarização, a separação de regiões claras e escuras. A binarização cria imagens binárias das imagens anteriormente em tons de cinza onde todos os pixels abaixo de algum limiar recebe o valor zero e todos os pixels acima desse limiar recebe o valor um.

A segmentação de imagens médicas pode ser difícil algumas vezes, especialmente de MR e CT, pois não se conhece o valor numérico específico dos tons dos pixels para diferentes tecidos. Os valores de um tecido podem mudar de fatia para fatia e mesmo ao longo da mesma fatia. Por exemplo: para as imagens MR do cérebro as classes de baixo sinal incluem o ar, o osso, líquido cefalorraquidiano e alguns tecidos macios, enquanto a classe de sinal elevado representa vários outros tecidos macios, como descrito no capítulo 2.

Para a binarização automática de uma fatia é utilizado o método de Otsu (1979), definido no capítulo 3. Para o cálculo do limiar pelo método Otsu (1979) é utilizada a função “Thresh\_tool” do MATLAB.

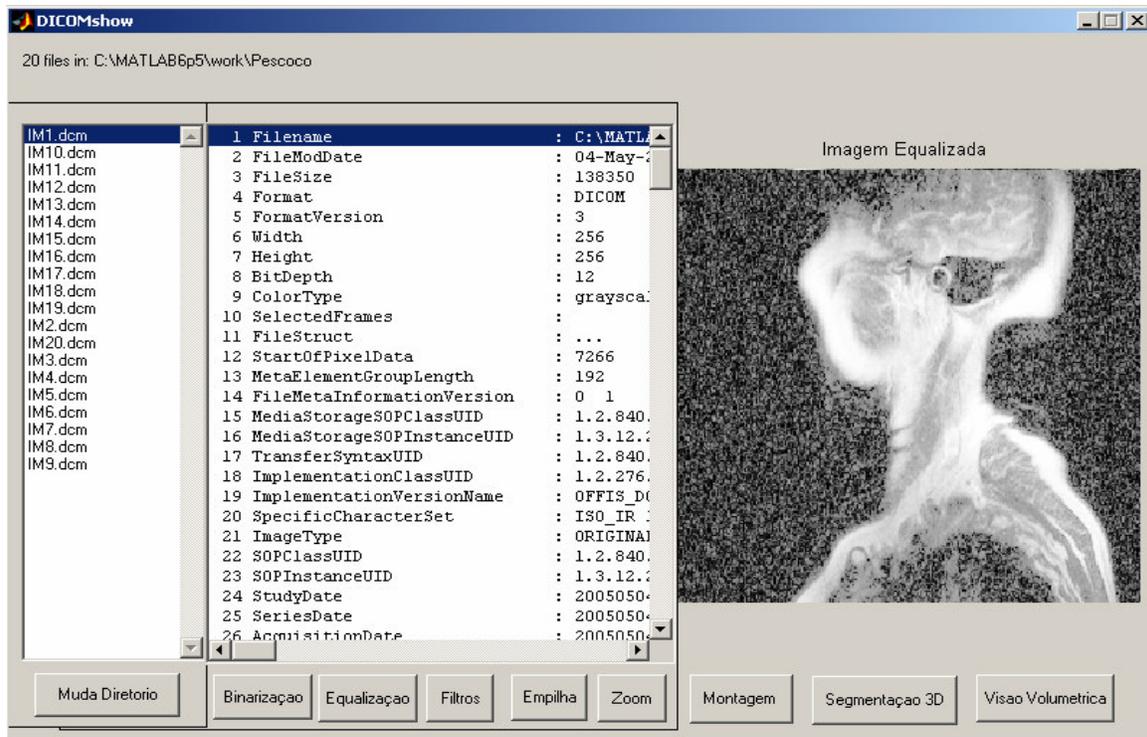
Ao selecionar a opção Binarização na janela, seleção de opções do aplicativo, o aplicativo executa automaticamente o pré-processamento do item 5.1.1 e aplica as técnicas de Binarização\Thresholding de Otsu. O resultado da aplicação do pré-processamento e da opção de binarização podem ser visto na nova janela enviada em resposta a essa opção. Esta janela está sub-dividida em 3 partes. A figura 44 mostra a janela com o resultado da aplicação da binarização. No canto esquerdo é mostrada a imagem selecionada, no canto direito à imagem após a ampliação do range do histograma e binarizada com o limiar calculado pelo método de Otsu (1979), na parte de baixo o histograma da imagem e uma reta que identifica o valor do limiar calculado automaticamente e usado na binarização. No histograma o eixo horizontal representa a distribuição de níveis de tons e no eixo vertical a frequência de cada tom na fatia avaliada. Na parte de baixo da janela, ao passar o “mouse” sobre a reta no histograma e arrastá-la será mostrada a nova imagem binarizada e o novo limiar selecionado pela posição da reta na distribuição de intensidade. Esta visualização é em tempo real. Para sair dessa janela selecione o botão “Continuar”.



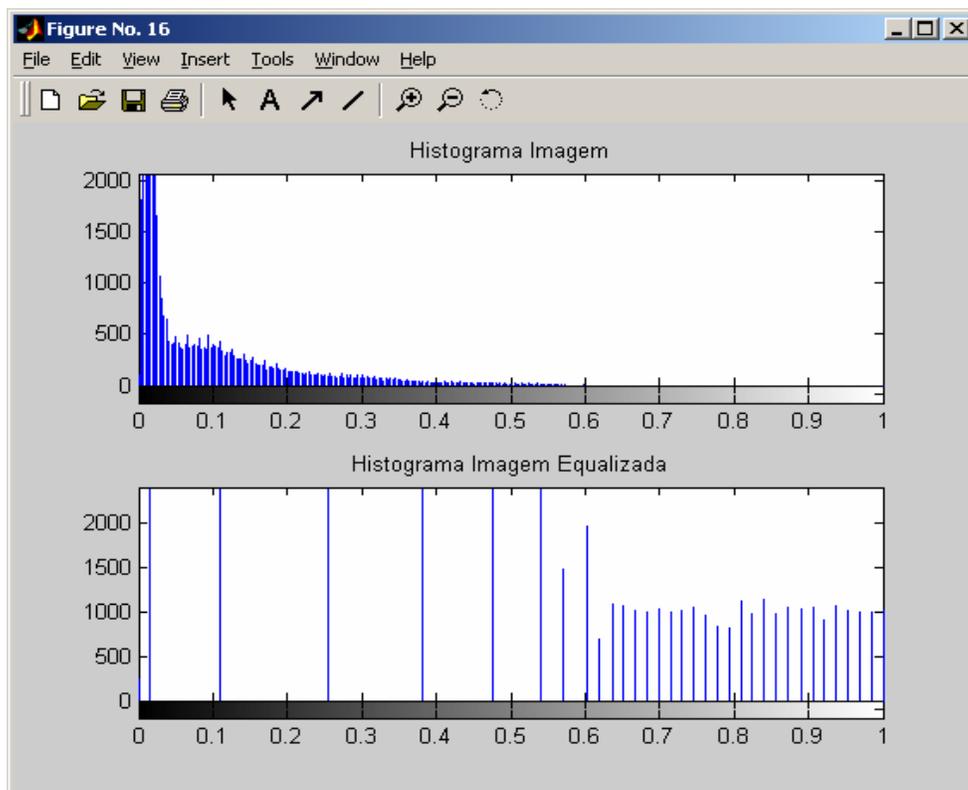
**Figura 44: Imagem do Pé Binarizada/Thresholding.**

### 5.3 Equalização

Na janela de opções do aplicativo selecione a opção Equalização. Ao selecionar a opção de Equalização o aplicativo executa a equalização da imagem como comentado no capítulo 3. Utiliza a janela de opções do aplicativo, sobrepõe a imagem original no canto esquerdo da janela pela imagem gerada na equalização e envia uma nova janela com o histograma da imagem original e o histograma equalizado. A figura 45 mostra o resultado da equalização e a figura 46 o histograma da imagem selecionada e o histograma da imagem equalizada.



**Figura 45: Imagem do Pescoço Equalizada.**



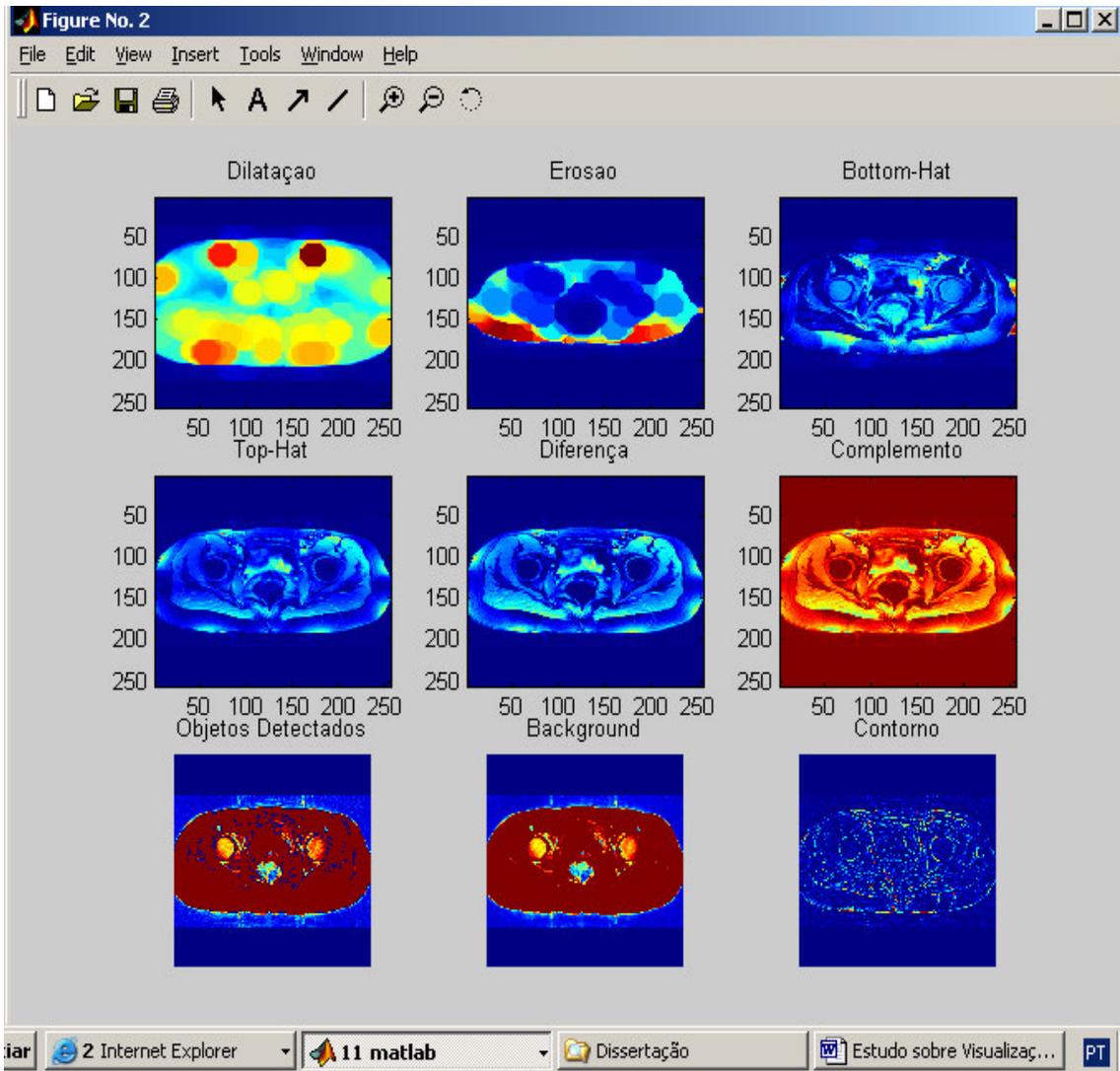
**Figura 46: Histograma da Imagem Original e da Imagem Equalizada.**

## 5.4 Filtros

Na janela de opções do aplicativo selecione a opção Filtros. Ao selecionar a opção Filtros o aplicativo inicia o processo de aplicação de nove filtros morfológicos na imagem selecionada. O aplicativo envia uma nova janela somente com a primeira imagem resultante da aplicação do filtro morfológico de dilatação, para visualização das próximas imagens é necessária à interatividade através do acionamento da tecla “Enter”. Para melhor visualização algumas dessas imagens resultantes da aplicação dos filtros são também mostradas em janelas separadas. A figura 47 mostra o resultado da aplicação de filtros morfológicos na imagem de MR da Pelve. Foram testados vários elementos estruturantes para verificação dos mais adequados às imagens médicas avaliadas neste estudo, sendo escolhido o em forma de disco com raio 15.

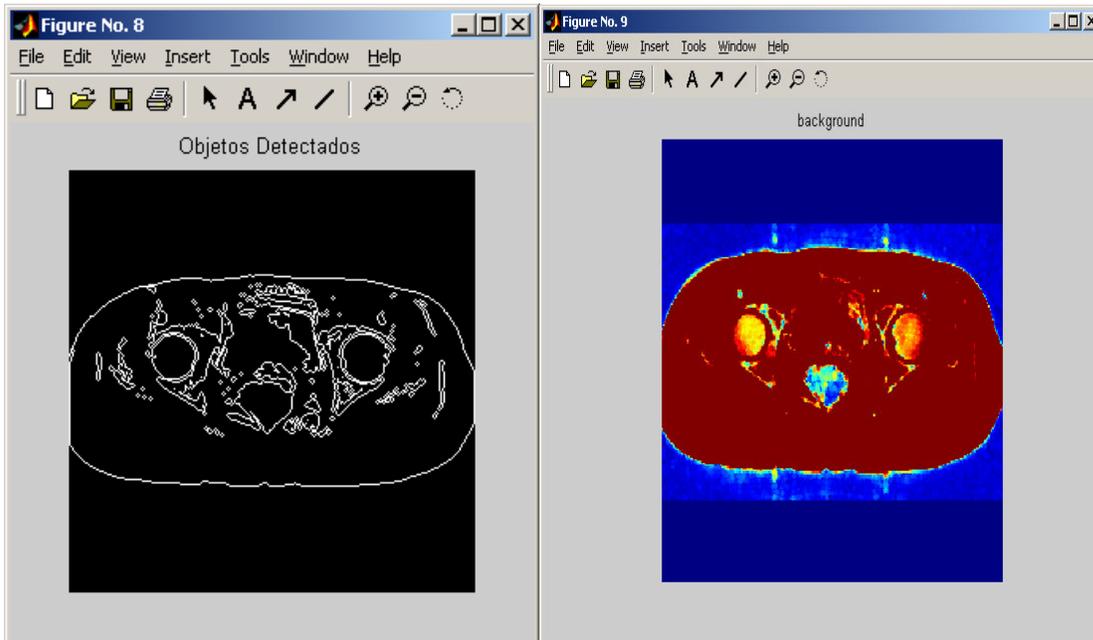
Na janela enviada para visualização do resultado da aplicação de filtros morfológicos a primeira imagem é a imagem resultante da aplicação do filtro morfológico de dilatação. A segunda é a imagem resultante da aplicação do filtro morfológico de erosão. A terceira imagem é o resultado da aplicação do filtro Bottom-Hat, o filtro Top-Hat de fechamento ou Bottom-Hat corrige a iluminação desigual quando o fundo é escuro realçando esses detalhes na imagem. A quarta imagem mostra o resultado da aplicação do filtro Top-Hat de abertura que elimina picos de regiões mais claras da imagem original. A quinta imagem mostra o resultado do cálculo da diferença para o realce do contraste, essa diferença é calculada da seguinte maneira: *Soma a imagem original com a imagem resultante da aplicação do filtro Top-Hat de abertura e subtrai desse resultado a imagem resultante da aplicação do filtro Bottom-Hat*. A sexta imagem mostra o resultado da aplicação de uma função do MATLAB usada na obtenção do complemento da intensidade, na imagem resultante, as áreas escuras tornam-se mais claras e as áreas claras tornam-se mais escuras. Essa função foi aplicada na imagem resultante da diferença, mostrada na imagem anterior, para realce de intensidade dos vales. A sétima imagem é resultante da obtenção de bordas dos objetos de interesse através dos pixels do perímetro dos objetos da imagem binarizada. Um pixel é parte do perímetro se não for igual a zero e estiver conectado ao menos a um pixel de valor igual a zero. A oitava imagem “Background” é gerada através da aplicação do filtro morfológico de abertura com elemento estruturante na forma de

disco e tamanho definido pela média do conjunto de propriedades de cada região da imagem, o filtro de abertura é utilizado para na obtenção do fundo (background), com esse filtro separamos picos próximos, diminuimos a altura dos picos, eliminamos picos menores que o elemento estruturante. A nona imagem é resultante da subtração da imagem original menos a imagem gerada pela aplicação do filtro morfológico de abertura, mostrada na imagem anterior, essa técnica realça o contorno dos objetos.



**Figura 47: Aplicação de Filtros Morfológicos na Imagem da Pelve.**

Na figura 48 pode-se observar a imagem ampliada resultante da aplicação de filtros para detecção de objetos (bordas) na imagem binarizada e a imagem resultante da aplicação do filtro de abertura (background).

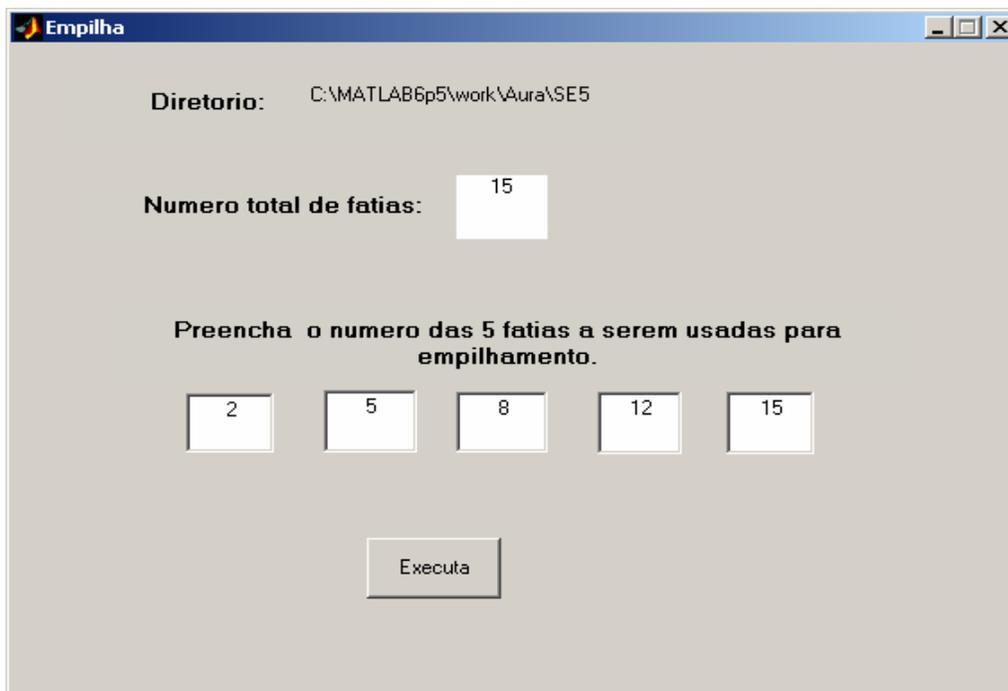


**Figura 48: Bordas e background Imagem da Pelve**

## 5.5 Empilhamento

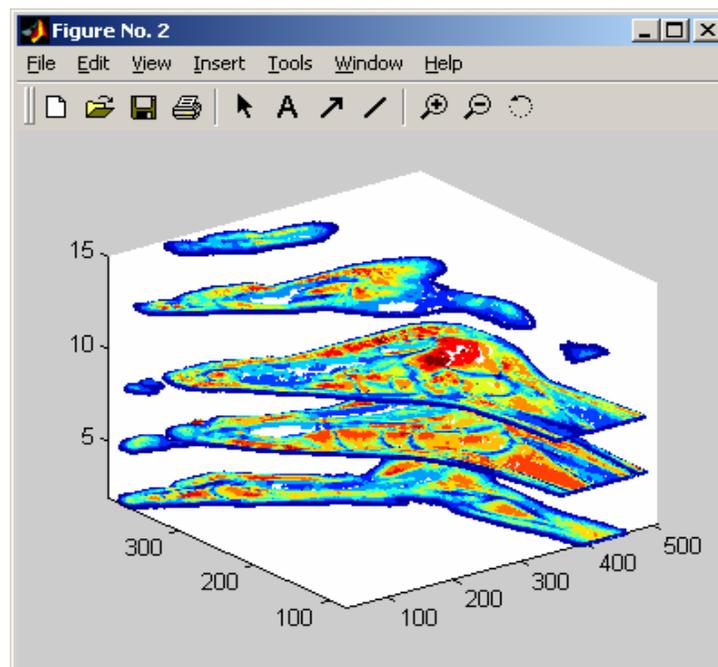
Na janela de opções do aplicativo selecione a opção Empilha. Ao selecionar a opção de Empilha o aplicativo envia nova tela com a descrição do diretório e o total de arquivos de imagens DICOM do diretório. É obrigatório o preenchimento do número de cinco fatias. Os números das fatias a serem preenchidos para o empilhamento é o número que identifica cada arquivo de imagem na lista de arquivos na janela principal do aplicativo. As cinco imagens serão visualizadas sobrepostas em 3D. A figura 49 mostra a janela onde pode ser visualizada, no canto esquerdo, a numeração das fatias para preenchimento da tela de empilhamento. A figura 50 mostra a janela disponibilizada para o preenchimento das cinco fatias de empilhamento.





**Figura 50: Seleção de Fatias para Empilhamento**

Após o preenchimento do número das fatias a seleção do botão “Executa” o aplicativo retorna a nova janela com as fatias empilhadas. A figura 51 mostra o resultado do empilhamento das fatias selecionadas.

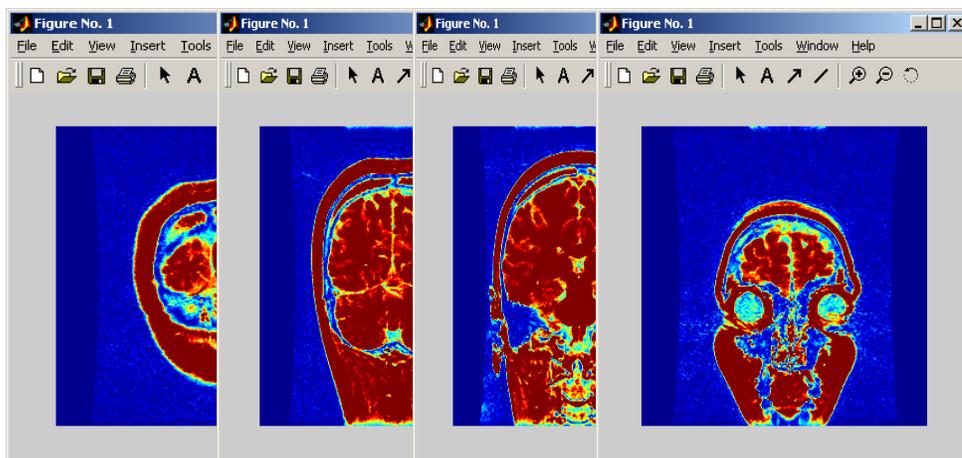


**Figura 51: Empilhamento de Cinco Fatias do Pé.**



## 5.7 Montagem em Série das Fatias

Na janela de opções do aplicativo selecione a opção Montagem. Ao selecionar o botão “Montagem” o aplicativo faz a montagem do volume D, como comentado no início do capítulo, mostrando a série de fatias. A figura 53 mostra algumas fatias do volume D que são mostradas uma a uma sugerindo um movimento.



**Figura 53: Série de Fatias Simulando Movimento**

Após a execução do movimento das fatias o aplicativo, automaticamente, monta todas as fatias do volume organizadas lado a lado, por ordem de obtenção das fatias no exame, como mostra a figura 54. A imagem mostrada na figura 54 assemelha-se ao filme resultante de uma MR ou CT.



Após a segmentação é feita a operação de erosão do volume utilizando elemento estruturante 3D. É criada uma matriz de um's de dimensão 3 x 7 x 7, utilizada na remoção de pequenos fragmentos de tecidos macios circunvizinhos. Após a operação de erosão é calculado um novo limiar, para o cálculo desse novo limiar é utilizada a fatia central do volume por conter um grande volume de informações, para cálculo é usado o seguinte algoritmo: *Calcule o tom máximo dos pixels do volume ( $T_{maxD}$ ), para cada tom do pixel da fatia central ( $T_{fatia}$ ) faça:*

$$Nivel = (limiarOtsu(T_{fatia} / T_{maxD})) * T_{maxD}$$

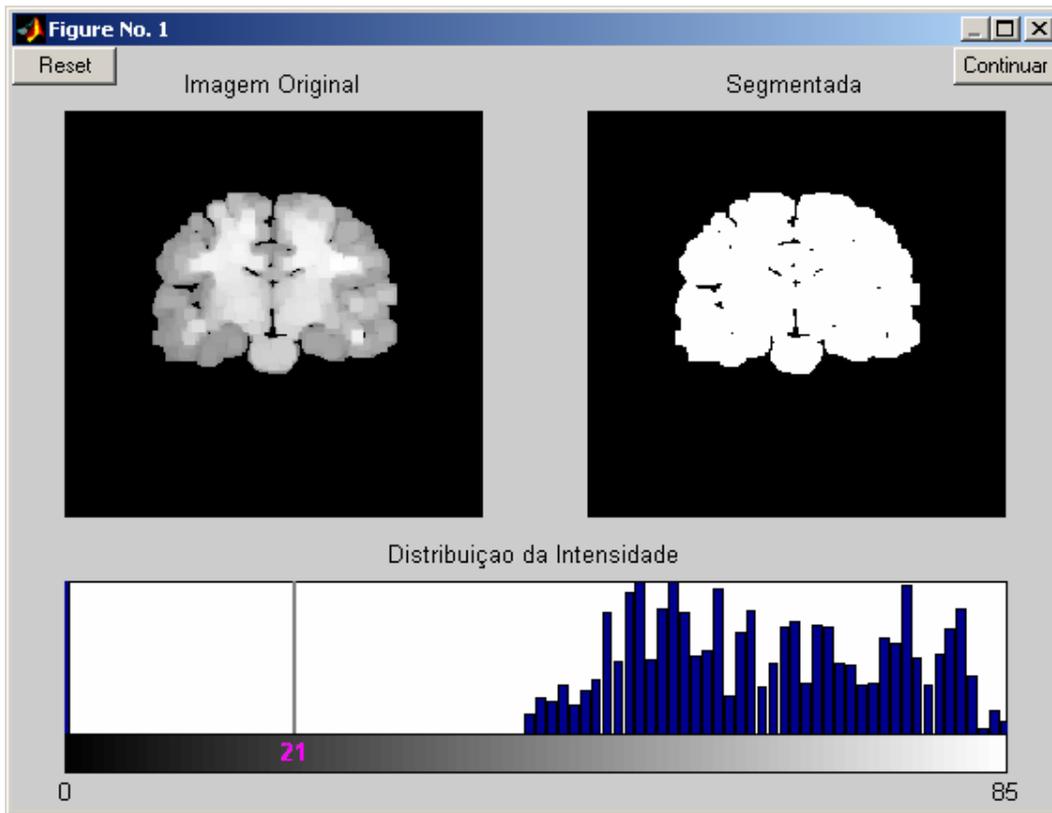
Com esse novo limiar (*Nivel*) é segmentada a área de interesse utilizando a seguinte função:  $D_N = D \geq Nivel$ ,

onde  $D$  é o conjunto de fatias,  $D_N$  é a área de interesse resultante da comparação onde: o volume ( $D$ ) deve ser maior ou igual ao nível calculado (*Nível*).

Em seguida é utilizada a função “bwlabeledn” do MATLAB que atribuí a cada região contígua de pixels, na área pré-classificada  $D_N$ , um rótulo. Os pixels rotulados com 0 pertencem ao fundo da imagem. Os pixels rotulados com 1 identificam um objeto, os pixels rotulados com 2 identificam o segundo objeto, e assim por diante. A quantidade mínima de rótulos necessária para a extração de  $n$  regiões de interesse na imagem é  $n+1$  (um marcador para cada região e um para o fundo da imagem). Para imagem 3D, no MATLAB, são utilizadas 26 vizinhos conectados.

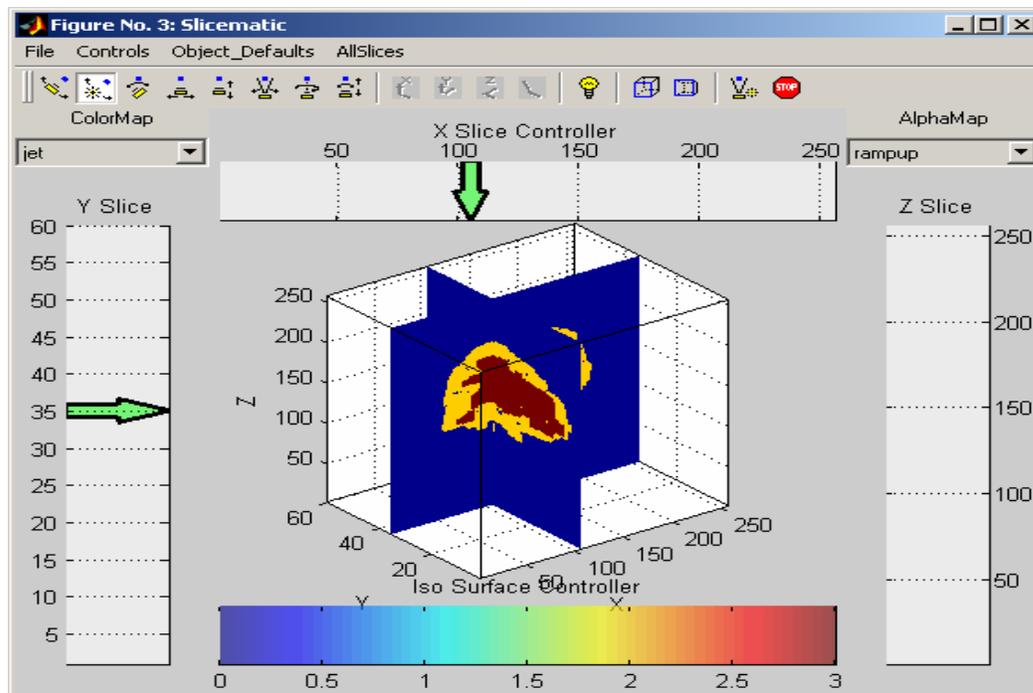
Após rotular as regiões conectadas da série de dados, calcula-se o tamanho das áreas destas regiões e remove as áreas de menor tamanho. A operação de dilatação é aplicada, com o mesmo elemento estruturante 3d, para aumentar o tamanho da região de interesse (ela foi reduzida na erosão na primeira etapa). Segmenta as estruturas de interesse em diferentes grupos baseados nos níveis de intensidade de cada voxel: por exemplo: parte externa do cérebro, matéria cinzenta e branca. Calcula-se o volume de cada estrutura. Separa em três níveis baseados na intensidade.

O resultado da segmentação do conjunto de fatias baseado nos níveis de intensidade é mostrado na figura 55.



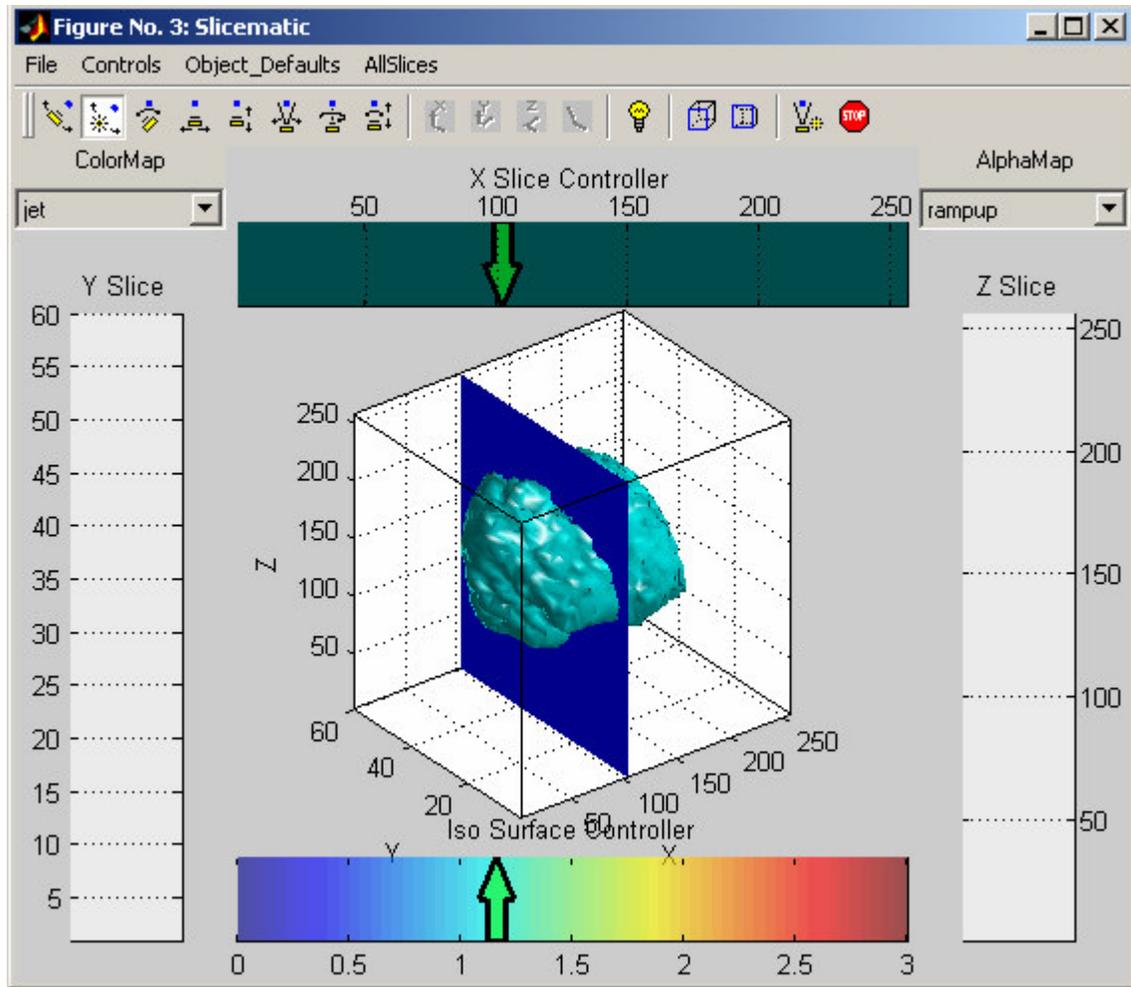
**Figura 55: Segmentação 3D de Área do Cérebro**

A reta sobre a distribuição da intensidade, visível na figura 55, identifica o limiar calculado pelo método de Otsu (1979), na parte de baixo da reta é informado o valor do limiar e o tom de cinza a ele correspondente. Ao selecionar a reta (limiar) e arrastá-la sobre a imagem, na distribuição da intensidade, será mostrada a imagem segmentada para o novo limiar selecionado. Para dar continuidade a segmentação selecione o botão “Continuar” e será enviada nova janela. Nesta janela, como pode ser vista na figura 56, no alto, à direita e à esquerda encontram-se 3 barras “brancas” que permitem a inserção de fatias nos planos X, Y e Z. Indique com o mouse uma área nas barras brancas para adicionar uma fatia ou uma superfície. A figura 56 mostra o resultado da indicação da fatia ou superfície com o mouse nas barras “brancas” das fatias pelas coordenadas X e Y.



**Figura 56: Visualização 3D de Fatias do Cérebro**

Após a região de interesse ser segmentada. É utilizada a técnica de visualização de volume *surface rendering* (ou “visualização através de superfícies”). A reconstrução por isosuperfície, considerando um volume de dados de CT ou MR, a estrutura de interesse deve ser identificada (ou segmentada) em cada uma das fatias para posterior composição da malha de polígonos. A isosuperfície, neste estudo, é definida através da região de interesse segmentada diretamente do volume 3D. A barra colorida na parte de baixo da figura 56 (Iso Surface Controller) é usada para posicionar uma isosuperfície. A cor na barra indica a posição (como visto na fatia) onde está localizada a isosuperfície. A figura 57 mostra o resultado da visualização através de superfícies.

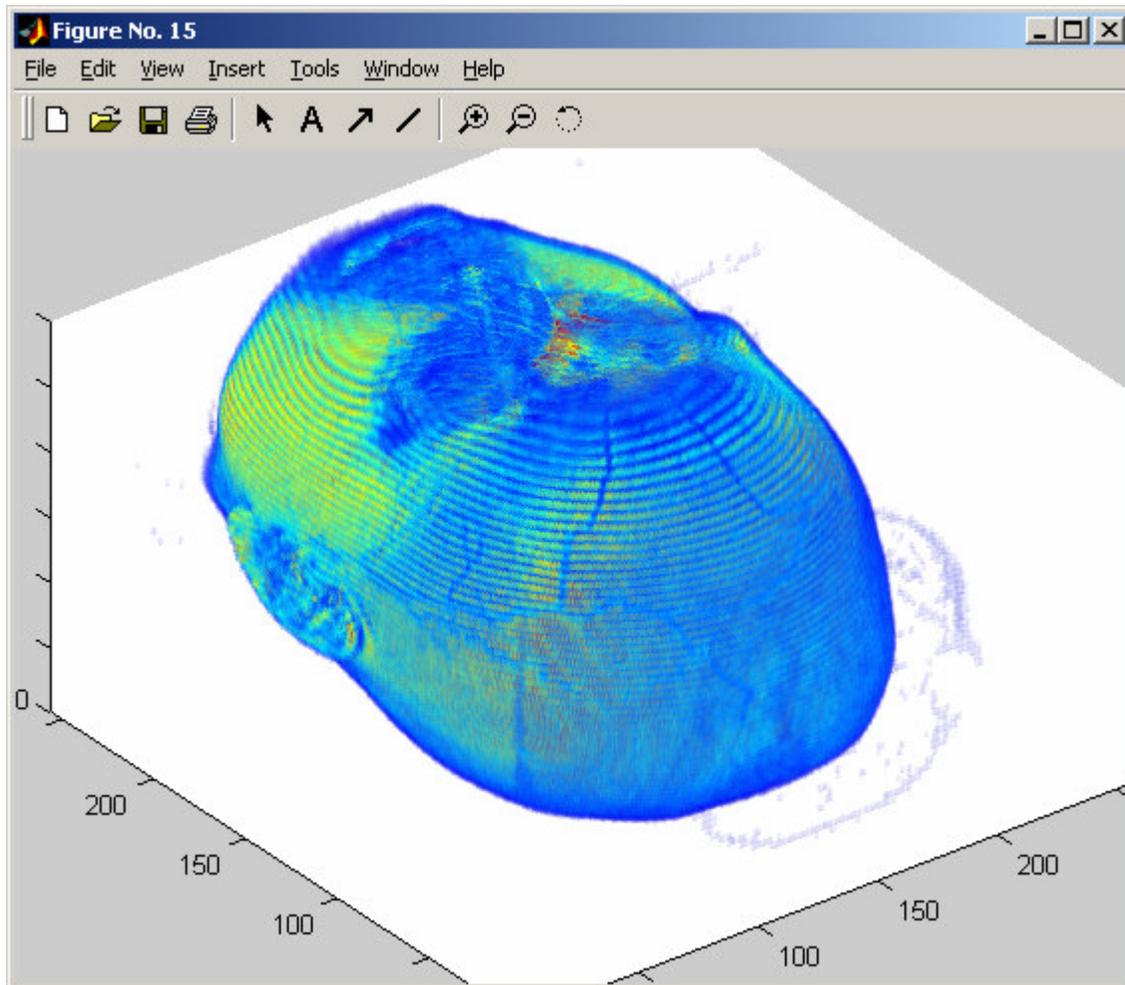


**Figura 57: Visualização 3D do Cérebro Método Isosuperfície**

## 5.9 Visão Volumétrica

Há duas abordagens básicas na ferramenta desenvolvida para realizar a visualização volumétrica: extração de superfícies (vista no item anterior) e renderização direta de volumes. Na primeira, são construídas representações poligonais de superfícies relacionadas às características desejadas da função de interesse (por exemplo, isosuperfícies), que são, em geral, visualizadas utilizando técnicas de renderização de polígonos, suportadas diretamente pelas placas gráficas atuais. Na segunda renderização os dados são diretamente visualizados, sem a extração explícita de superfícies.

Ao selecionar a opção Visão Volumétrica é iniciado o processo de renderização direta de volumes para as fatias do diretório selecionado. Nesta opção é utilizada a função Surface do MATLAB, é uma função de baixo nível, utilizada na criação de objetos gráficos de superfície. As superfícies são desenhadas dos dados da matriz D, já mencionada, usando os índices de linha e coluna de cada elemento como as coordenadas X, Y e o valor de cada coordenada Z. A figura 58 mostra o resultado dessa renderização.



**Figura 58: Visão Volumétrica da Cabeça, Método Renderização Direta.**

## **6 Conclusões**

Esse trabalho inicia na pós-graduação em Ciência da Computação da UFF a linha de pesquisa em processamento de imagens médicas 3D. O trabalho inicialmente apresenta um estudo sobre as formas de aquisição de imagens geradas pelos equipamentos de MR, CT e US. Após discute algumas das técnicas de processamento de imagens que podem ser aplicadas às imagens médicas. Essa discussão considera os tipos de exames médicos não invasivos e sua utilização nos diagnósticos. A seguir é feita uma apresentação do padrão de armazenamento DICOM 3.0 usado na área médica. Depois é discutida e são implementadas técnicas utilizadas para aprimorar a visualização de imagens em 2 e 3D; a segmentação de imagens no padrão DICOM; a aplicação de filtros morfológicos com destaque para os filtros Top-Hat e Bottom-Hat, erosão e dilatação; formas de binarização da imagem por métodos automáticos interativamente. Essas implementações compõem uma ferramenta que permite a visão volumétrica por fatia, superfície e sua renderização direta. É utilizado nesta ferramenta as bibliotecas MATLAB (version 6.5 e release 13) como fonte de funções pré-definidas o que permite maior rapidez de desenvolvimento, intercâmbio de conhecimentos e comparação com outras técnicas existentes. Este estudo mostra a utilização e aplicabilidade das técnicas aqui apresentadas e implementadas com a utilização de imagens médicas de órgão diferentes tais como: cérebro, fígado, pé, pelve e pescoço.

### **6.1 Trabalhos Futuros**

A implementação desenvolvida e apresentada nesta dissertação oferece recursos para a visualização de imagens médicas e suporte ao diagnóstico no cotidiano clínico. Essa implementação possibilita a melhoria de exames médicos de MR e CT e sua visualização volumétrica assim como o de imagens de outras áreas, tais como: na criação de imagens 3D de formações da subsuperfície e interpretação dos dados de exploração e produção de petróleo, imagens 3D obtidas por satélite, reconstrução de imagens aéreas, volumes sísmicos etc. O trabalho também pode ser usado no aprimoramento na visualização de subvolumes e utilização de operadores morfológicos na seleção de parte do volume na renderização. Um importante passo no prosseguimento desse trabalho, ainda a ser

realizado, é o desenvolvimento de visualizações volumétricas de imagens por uso de combinação de volumes que é um recurso importante, porque muitas vezes se faz necessária a análise conjunta de volumes obtidos através de meios de aquisição diferentes, ou em épocas diferentes. Um exemplo comum de visualização de mais de um conjunto de dados é a sobreposição de dados anatômicos obtidos em um exame de CT com as informações de atividade metabólica presentes em dados PET o que também é chamado de fusão de exames. O armazenamento e recuperação de dados baseado no conteúdo é outro estudo importante com o propósito de fornecer dados necessários para o trabalho dos grupos médicos e ainda uma base de conhecimento para auxílio na tomada de decisões. Na parte de processamento de imagens podem ser utilizadas: outras linguagens que forneçam a portabilidade, rapidez e comunicação distribuída via Internet; outras ferramentas do próprio MATLAB ou originárias de outros recursos; e ainda a implementação de diversas técnicas de processamento de imagem especialmente úteis a diversas aplicações da área médica (Gonzalez e Wood, 2002; Duncan e Ayache, 2000).

## Referências Bibliográficas

- Atkins M.S., Mackiewich B.T., 1998. Fully Automatic Segmentation of Brain in MRI, IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 17, 1, p. 98-107.
- Badran A.K., Durrani T.S., Fisher A.C., Paul J.P., 1990. Patient Realignment in MRI of the Head: An Algorithm Using Mathematical Morphology for Feature Extraction. "Journal of Biomedical Engineering", vol. 12, 2, p. 139-142.
- Beucher S., Meyer F., 1990. Morphological Segmentation, J.of Visual Communication and Image Representation, vol 1, 1, p. 21-46.
- Boomgaard R.V.D, Van Balen R, 1992.. Methods for Fast Morphological Image Transforms Using Bimapped Binary Images. CVGIP Graphical Models and Image Processing, vol.54,3, pp.252-258.
- Clarke L. P., Velthuisen R. P., Camacho M. A., Heine J.J., Vaidvanathan M., Hall L.O., Thatcher R. W. and Silbiger M., 1995. MRI segmentation: Methods and applications, Magnetic Resonance Image, vol. 13, 3, p. 343-368.
- Corrêa R. D., 2003. Uma Ferramenta para Auxílio ao Diagnóstico em Exames Laringoscópicas Utilizando Técnicas de Análise de Imagens, dissertação mestrado, UFF.
- DICOM, 2005. <http://medical.nema.org/>
- Digicardio, 2005. [http://www.digicardio.com.br/infra\\_procedimentos.htm](http://www.digicardio.com.br/infra_procedimentos.htm)
- Duncan J. S., Ayache N., 2000 . Medical Image Analysis: Progress over 2 decades and the challenges ahead. IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 22, p. 85-106.
- Elkis H., 1988. A síndrome Psicoorgânica Alcoólica. Estudo clínico, tomográfico e psicométrico. São Paulo, Tese de Doutorado Departamento de Psiquiatria, Universidade de São Paulo.
- Elvis T. T., 1992. A Survey of Algorithms for Volume Visualization, Computer Graphics, Vol. 26, 3, p. 194-201, August.
- Facon J., 1996. Morfologia matemática: Teoria e Aplicações. Editora Universitária Champagnat da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba.

Farmer M., 1996. Automatic Segmentation of Medical Images using Fuzzy CMeans Clustering, Oriented Edges, and a Recurrent Competitive Field Neural Network, MsC. Thesis, University of Tennessee at Chattanooga, Department of Computer Science.

Foley J. D., Van Dam A., Feiner S. K., Hughes J. F., 1990. Computer Graphics: Principles and Practice, 2nd edition in C, Addison-Wesley, Reading, MA.

Fritz S. L., 1999. DICOM Standardization, Filmless Radiology, Spring-Verlag, p.311-321.

Gattass R., Farias M. F., Feitosa P. H., Moll J., Andreiuolo P., 1999. Mapeando o pensamento: um estudo de ressonância funcional, Ciência Hoje, Brasil, vol. 26, p. 18-25.

Gonzalez R. C., Woods R. E., 2002. Digital Image Processing, Second Edition, Prentice Hall.

Guimarães M. S., 1999. Abordagens Difuso-Neurais para Análise de Mamogramas, dissertação mestrado, UFF.

Hoehn H, Ratib O., 1993. Papyrus 3.0: the DICOM compatible file format. Geneva, Switzerland: Digital Imaging Unit, Center of Medical Informatics, University Hospital of Geneva.

Inrad, 2004. <http://urutu.hcnet.usp.br/inrad/departamento/graduacao/aula/>, Claudia da Costa Leite, Edson Amaro Júnior, Maria Garcia Otaduy. Visitado em 30/05/2005.

Kapur T., 1995. Segmentation of Brain Tissue from Magnetic Resonance Images, Techreport AITR-1566, MIT AI Lab.

Kaufman A.E., 1991. Volume Visualization. Los Alamitos, CA, IEEE Computer Society Press, p. 479.

Kendall F. P. e McCreary E.K., Provance P.G., 1993. Muscles: Testing and Function, Williams and Wilkins, Baltimore.

Kepler, 1999. <http://www.if.ufrgs.br/ast/med/imagens/node19.htm>, atualizada em 21 de setembro de 1999.

Lichtenbelt B., Crane R. and Shaz N., 1998. Introduction to Volume Rendering, Prentice Hall PTR.

Madsci, 2005. <http://www.madsci.org/%7Elynn/VH/planes.html>

Maintz J. B. A., Elsen van den P. A., and Viergever M. A., 2001. 3D multimodality medical image registration using morphological tools. Image and vision computing.

- Mangin J. F. , Regis J., Bloch I., Frouin V., Samson Y. , and Krahe J. L, 1995. A MRF Based Random Graph Modelling the Human Cortical Topography. CVRMed, p.177-183.
- Mangin J. F., Coulon O., Frouin V., 1998. Robust brain segmentation using histogram scale-space analysis and mathematical morphology, MICCAI, MIT LNCS, Springer Verlag.
- Manssour I., 2002. Visualização de Estruturas Internas em Volumes de Dados Multimodais, tese doutorado, UFRGS.
- Matheron G.,1967. Elements pour une théorie des milieux poreux, Masson, Paris.
- Oliveira P. P. M., 1999. Exames Virtuais Utilizando um Algoritmo de Ray Casting Acelerado, dissertação mestrado, PUC-RJ.
- Otsu N., 1979. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms, in IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. p. 62-66.
- Preim B., Tietjen C., Spindler W. e Peitgen H., 2002. Integration of Measurement Tools in Medical 3d Visualizations. Proceedings Visualization 2002. Los Alamitos: IEEE Computer Society Press.
- Serra J., 1982. Image Analysis and Mathematical Morphology. Academic Press. London.
- Soares L. M., 1998. Auxílio ao Diagnóstico de Mamografias por Computação Visual, dissertação mestrado, UFF.
- Thierry G, Bloch I., Maître H., 1998. 3D Segmentation of Brain Structures from MR Images using Morphological Approaches. English version of part III-7 and appendix C of my PhD report.
- Vilain I., 2000. A Influência de Ferramentas de Visualização no Desempenho da Tarefa Interpretativa e sua Aplicação no diagnóstico de Lesões Dentais Coronais Interproximais, dissertação mestrado, UFSC.
- Watkins C. D , Sadan A. and Marenka I., 1993. Image Processing: Warping, Morphing and Classical Techniques, Academic Press Inc.
- Weeks J.A.R., 1996. Fundamentals of Eletronics Image Processing, (Spie/IEEE Series on Imaging Science & Engineering), Society of Photo-optical Instrumentation Engineers.
- Wikipedia, 2005a. <http://pt.wikipedia.org/wiki/Endoscopia>, atualizado em 18 de setembro de 2005.

Wikipedia, 2005b. <http://pt.wikipedia.org/wiki/Figado>, atualizado em 17 de outubro de 2005.

Wikipedia, 2005c. <http://pt.wikipedia.org/wiki/P%C3%A9> , atualizado em 11 de abril de 2005.

Wikipedia, 2005d. <http://pt.wikipedia.org/wiki/Pelve>, atualizado em 28 de março de 2005.

Wikipedia, 2005e. <http://pt.wikipedia.org/wiki/Pesco%C3%A7o> , atualizado em 26 de maio de 2005.

Winter D. A., 1990. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. University of Waterloo Wiley Inter-Science.

## **Anexo 1: Descrição de Algumas Estruturas Usadas como Exemplos.**

Nesta seção é feito um estudo de algumas estruturas de órgãos do corpo humano utilizados nos exemplos apresentados no capítulo 5.

Cada órgão em estudo nas imagens médicas tem suas características distintas. É importante conhecê-las para melhorar o resultado da segmentação e identificação de dados nas imagens. As características que podem ser úteis na segmentação de imagens são: a forma, a espessura do tecido e a escolha dos tons de cinza da imagem dependendo do tipo de ponderação utilizada na sua aquisição.

### **Estruturas do Cérebro**

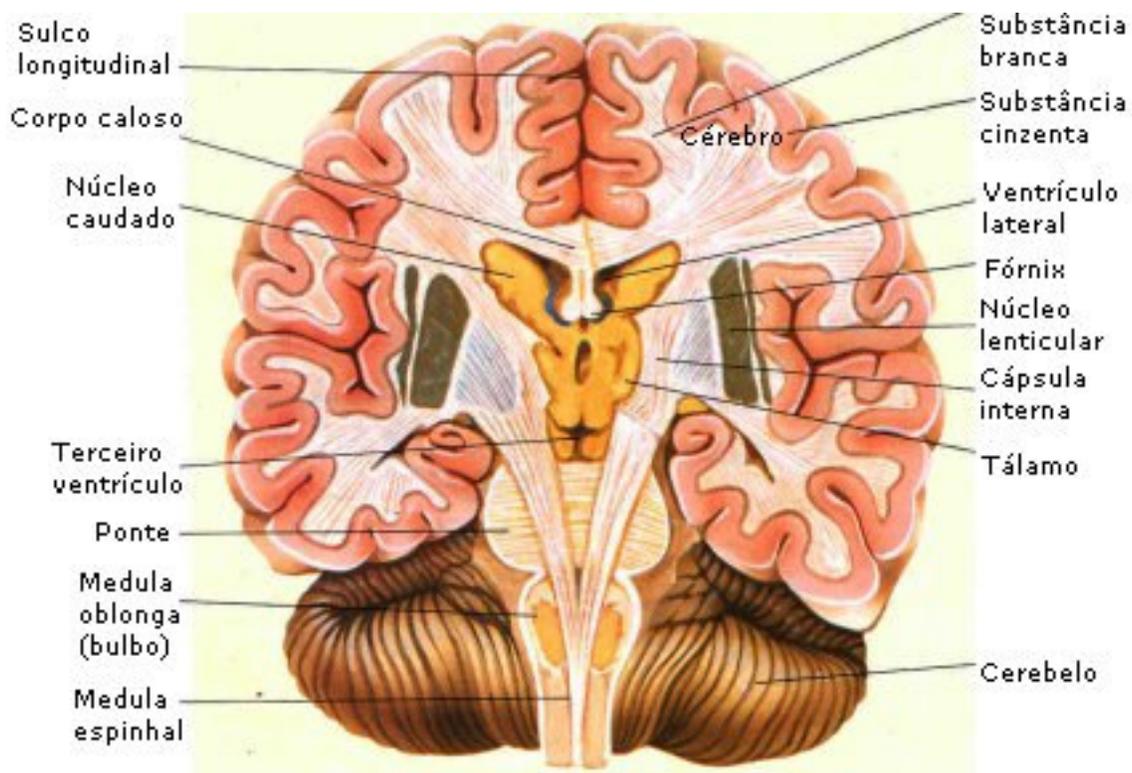
As estruturas principais do cérebro são: pele, crânio, cérebro, líquido cefalorraquidiano (CSF) e matéria cinza.

O cérebro é uma grande estrutura, cercada por estruturas finas como o crânio e a pele. É à parte do sistema nervoso central dos vertebrados, que fica dentro do crânio. Na espécie humana, pesa 1,3 kg é uma massa de tecido cinza róseo, composto por cerca de 100 bilhões de células nervosas, conectadas umas às outras e responsáveis pelo controle de todas as funções mentais. Em relação à forma do cérebro pode ser considerada regular e ovóide. É envolto pela caveira (fina estrutura escura nas imagens MR) e pele (fina estrutura clara nas imagens MR). Além das células nervosas (neurônios), o cérebro contém células da glia (células de sustentação), vasos sanguíneos e órgãos secretores. O cérebro é o centro de controle do movimento, do sono, da fome, da sede e de quase todas as atividades vitais necessárias à sobrevivência.

Líquido cefalorraquidiano ou líquor é um líquido extracelular, incolor, transparente, alcalino não coagulável, que envolve todo o neuro-eixo do sistema nervoso central (SNC), e se encontra também no seu interior. O líquido cefalorraquidiano suporta e protege o SNC contra

movimentos bruscos e traumatismos, compensa as variações do volume cerebral, participando, também da nutrição e metabolismo dos neurônios.

Massa cinzenta é a camada externa do cérebro, formada por uma substância cinzenta, denominada córtex cerebral. A parte interna é formada pela substância branca. A palavra córtex vem da palavra latina para "casca". Isto porque o córtex é a camada mais externa do cérebro. A espessura do córtex cerebral varia de 2 a 6 mm. O lado esquerdo e direito do córtex cerebral são ligados por um feixe grosso de fibras nervosas chamado de corpo caloso. O cérebro possui uma superfície irregular, cheia de áreas mais protuberantes (chamadas de giros), intercaladas com pequenos vales (chamados de sulcos) e que dão à aparência de "enrugado" ao cérebro (Thierry et al., 1998). A figura 59 mostra estruturas do cérebro que podem ser estudadas e segmentadas através das imagens geradas pelos exames de MR, CT.

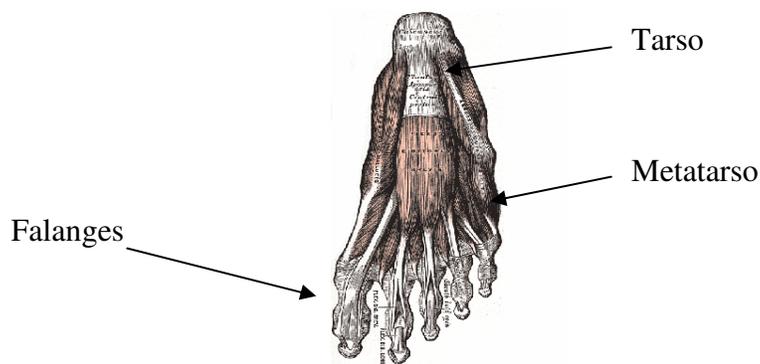


**Figura 59: Partes do Cérebro**

## Estruturas do Pé

O pé é uma estrutura complexa do esqueleto, responsável por funções variadas como apoio, equilíbrio, impulsão, absorção de impacto, andar e postura. Pode coordenar a ação de 26 ossos, dezenas de articulações, ligamentos, músculos e tendões, além da rede neurovascular responsável pela nutrição e integração central destas estruturas cutâneas e subcutâneas que têm funções e diferenciações específicas do pé (sola, calcanhar, dedos e unhas).

Os 26 ossos do pé são classificados segundo sua localização em 3 regiões. **Posteriores:** Tálus (osso interno do tornozelo) e calcâneo, **Medianos:** cubóide, nariular e cuneiformes e **Anteriores:** metatársicos (Ossos compridos, fazendo o comprimento do pé) e falanges. A figura 60 mostra a estrutura óssea do pé.

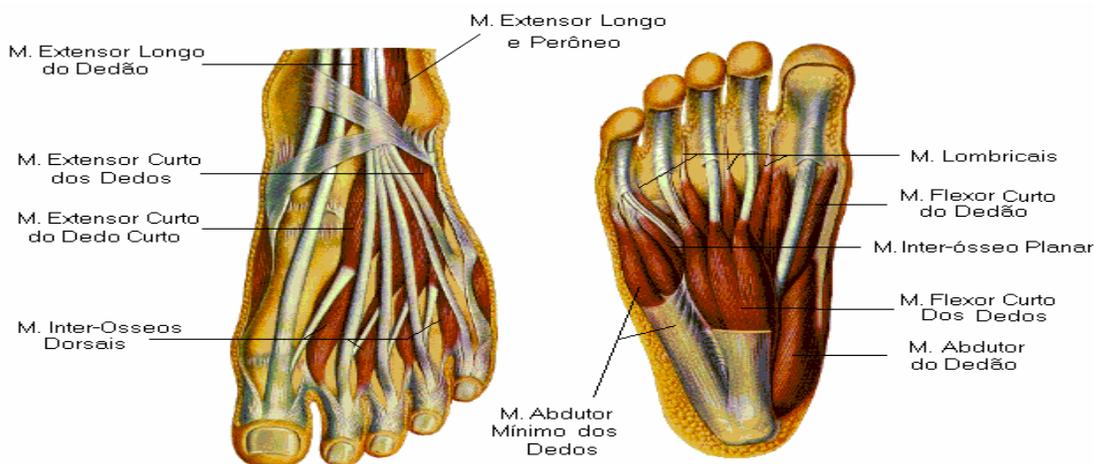


**Figura 60: Estrutura Óssea do Pé**

Além dos ossos principais, o pé apresenta um número variável de ossículos acessórios e sesamóides (são ossos curtos encontrados no interior de tendões). Os ossos são mantidos unidos por cápsulas e ligamentos que estabilizam as estruturas e define com a ajuda dos músculos a manutenção do formato em arco (longitudinal e transversal) o que é vital para a dissipação da pressão no impacto com o solo.

Quando o equilíbrio entre as estruturas é rompido em qualquer nível, por falha, insuficiência muscular, trauma ou alteração anatômica, sinais locais e à distância podem aparecer com piora progressiva ou por crises frente ao esforço repetitivo.

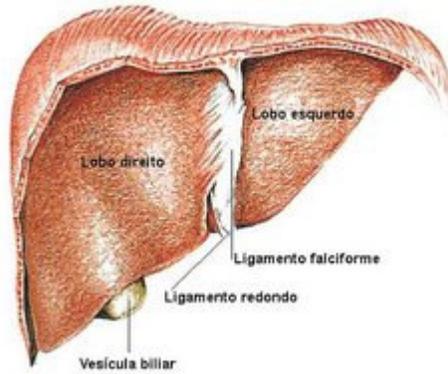
Os ossos do pé não podem efetuar movimentos algum, a não ser que intervenham os músculos que são órgãos ativos. Os músculos do pé são formados por células de aspecto cilíndrico, chamadas fibras musculares, as quais se acham reunidas em feixes. O movimento do pé se faz mediante a contração de células musculares, que fazem trabalho mecânico ao contrair-se, encurtando e alargando. As fibras estriadas formam os denominados músculos estriados, são avermelhadas, de brusca contração e seus movimentos dependem da vontade da pessoa. Constituem as grandes massas musculares que se unem aos ossos do corpo. Músculo estriado: é formado por células contraíveis especializadas que, ao mesmo tempo, compõem as fibras musculares individuais. Estas fibras estão unidas entre si por fibras de tecido conjuntivo e toda a estrutura está rodeada por uma capa lisa e forte de tecido conjuntivo, de modo que podem mover-se livremente sobre os músculos adjacentes e outras estruturas, com um mínimo de fricção. Os dois extremos dos músculos estão unidos a dois ossos diferentes e a contração do músculo movimenta um osso na direção do outro, com a articulação entre os dois como ponto de apoio do sistema de alavanca. O extremo do músculo que permanece fixo quando ele contrai se chama origem, o extremo que se move, se chama inserção. A parte que encurta e engrossa do músculo entre os dois, se chama ventre. Os músculos se contraem em grupos e estão dispostos em pares antagônicos. Um estira numa direção e o outro ao inverso. Estes pares antagônicos se encontram no tornozelo e em outras articulações (Wikipedia, 2005c). Na figura 61 podem-se observar os músculos do pé.



**Figura 61: Estrutura Muscular do Pé**

## **Fígado**

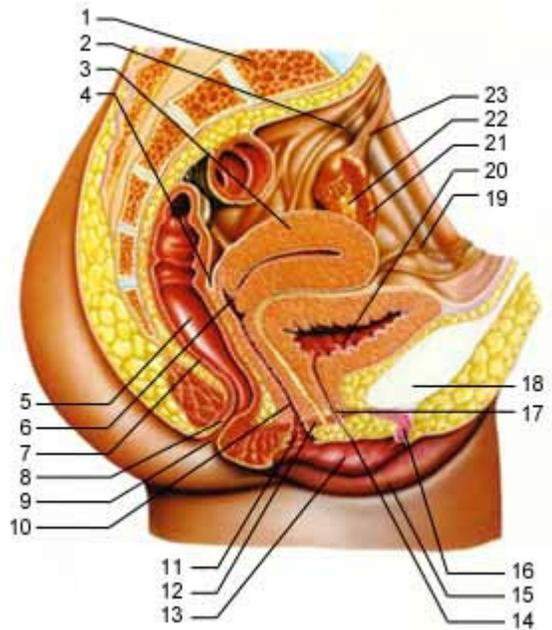
O fígado é o maior órgão do corpo humano. É o único órgão humano que pode se regenerar quando uma parcela é removida. Nos humanos o fígado tem forma de prisma, com ângulos arredondados, dando-lhe aparência oval. Sua coloração é vermelho-escuro, tendendo ao marrom arroxeado. Os tecidos que o compõem são de natureza muito frágil, sua aparência e consistência seguem o mesmo padrão de outros animais. Sua localização é na parte mais alta da cavidade abdominal, embaixo do diafragma no hipocôndrio direito. É formado por três superfícies: superior ou diafragmática, inferior ou visceral e posterior. Alguns anatomistas dividem o órgão em dois lobos, o direito é bem maior que o esquerdo, tendo ainda mais dois lobos bem menores situados entre o direito e o esquerdo. A superfície superior fica imediatamente abaixo do diafragma e o ligamento falciforme divide-a em dois lobos: o direito e o esquerdo. A superfície inferior é plana, dividida por três sulcos, dando uma forma de H. Na parte anterior do sulco direito, encontra-se a vesícula biliar, que é uma bolsa membranosa que armazena bÍlis; na parte frontal do sulco esquerdo, está situado o ligamento redondo que é uma extensão da veia umbilical (Wikipedia, 2005b) . A figura 62 mostra a estrutura do fígado.



**Figura 62: Estrutura do Fígado**

## **Pelve**

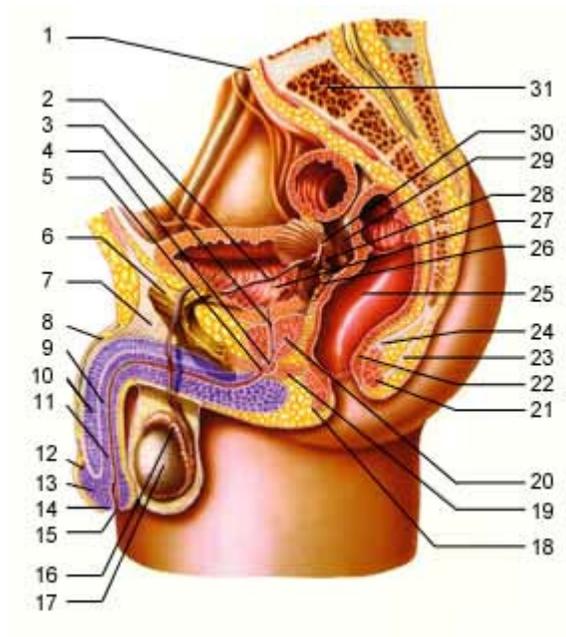
A pelve (ou pélvis) encontra-se na cintura pélvica, cintura é a parte do corpo dos vertebrados onde se articulam os membros. Os membros anteriores encontram-se associados à cintura escapular. É composta por uma série de ossos chatos, quase sempre apresentando os seguintes componentes: sacro, ílio, ísquio e púbis. Ílio designa o osso da bacia, cuja individualidade só se observa no feto, no adulto é a maior das três partes em que se divide o osso ilíaco. Ísquio constitui a zona inferior da pélvis (quadril) que apóia o corpo quando estamos sentados. É nesta estrutura que se insere os membros inferiores e apóiam-se uma série de músculos ligados ao seu movimento. A pelve (ou popularmente chamada de bacia) acomoda os órgãos abdominais. Nas mulheres, também aloja o ovário e útero; para acomodar um feto no final da gestação, a pelve feminina é mais larga do que nos homens, uma característica útil para a determinação do sexo em ossadas e fósseis humanos (Wikipedia, 2005d). As figuras 63 e 64 mostram a anatomia da pélvis feminina e masculina.



**Figura 63: Anatomia Pélvis Feminina**

**PÉLVIS FEMININA (Corte Sagital)**

- |                                  |                         |
|----------------------------------|-------------------------|
| 1 - Sacro                        | 13- Pequenos Lábios     |
| 2 - Ureter                       | 14- Meato Uretral       |
| 3 - Útero                        | 15- Grandes Lábios      |
| 4 - Fundo de Saco Posterior      | 16- Clítoris            |
| 5 - Reto                         | 17- Uretra              |
| 6 - Colo Uterino                 | 18- Sínfese Púbrica     |
| 7 - M. Elevador do Ânus          | 19- Ligamento Redondo   |
| 8 - M. Esfíncter Interno do Ânus | 20- Bexiga              |
| 9 - Ânus                         | 21- Trompa de Falópio   |
| 10- Vagina                       | 22- Ovário              |
| 11- Intróito Vaginal             | 23- Ligamento do Ovário |
| 12- Diafragma Urogenital         |                         |



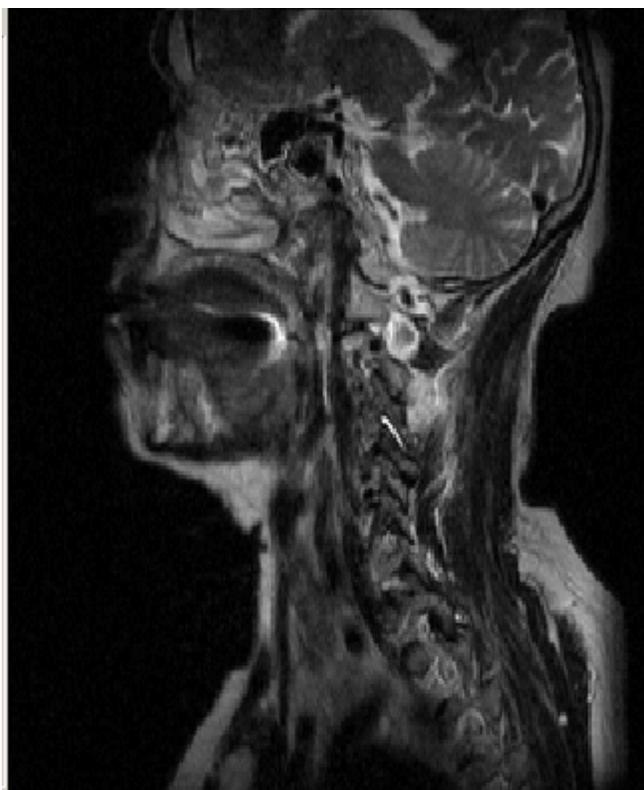
**Figura 64: Anatomia Pélvis Masculina**

### **PÉLVIS MASCULINA (Corte Sagital)**

- |                                    |   |
|------------------------------------|---|
| 1 - Peritônio                      | 18- Músculo Transverso Superficial do Períneo |
| 2 - Duto Deferente                 | 19- Glândula Bulbouretral                     |
| 3 - Próstata e Uretra Prostática   | 20- Duto Ejaculatório                         |
| 4 - Uretra Membranosa              | 21- Esfíncter Externo do Ânus                 |
| 5 - Diafragma Urogenital           | 22- Esfíncter Interno do Ânus                 |
| 6 - Púbis                          | 23- Ligamento Anococcigeo                     |
| 7 - Ligamento Suspensório do Pênis | 24- Músculo Elevador do Ânus                  |
| 8 - Fascia Profunda do Pênis       | 25- Reto                                      |
| 9 - Uretra Peniana                 | 26- Vesícula Seminal                          |
| 10- Corpo Cavernoso                | 27- Bexiga                                    |
| 11- Corpo Esponjoso                | 28- Ampola do Duto Deferente                  |
| 12- Sulco Balano Prepuçial         | 29- Espaço Retrovesical                       |
| 13- Glândula do Pênis              | 30- Ureter                                    |
| 14- Fossa Navicular da Uretra      | 31- Sacro                                     |
| 15- Meato Uretral Externo          |   |
| 16- Epidídimo                      |   |
| 17- Testículo                      |   |

## **Pescoço**

O pescoço é à parte do corpo que une a cabeça ao tronco. É formado pelas sete vértebras cervicais que articulam com o crânio, com as clavículas e com a porção inferior (ou posterior) da coluna vertebral e é suportado por vários músculos que dão à cabeça os seus movimentos. No seu interior encontram-se a laringe e a traquéia e, por trás destas, a parte superior do esôfago; na parte frontal, estas estruturas e ainda a glândula tiróide são protegidas, de cima para baixo, pelo osso hióide, a cartilagem tiróide que, no homem, toma vulgarmente o nome de “maçã de Adão” e a cartilagem cricóide. Apesar destas proteções, o pescoço é um dos pontos fracos dos vertebrados uma vez que, seccionando-o, perde-se a vida, não só pela perda de grande quantidade de sangue, como principalmente por deixar de haver comunicação entre o cérebro e o resto do corpo. O enforcamento é outra forma de terminar a vida, por sufocação (Wikipedia, 2005e). A figura 65 mostra a imagem com corte sagital do pescoço e cabeça.



**Figura 65: Estrutura do Pescoço**

## Anexo 2: Função Renderização Direta do Volume.

```
%-----%
function Volum = volume(arq,s)
clear all
close all
clc
% volume 3D
prefix = arq;
fnum1 = 1;
fnum2 = s;
fnum = fnum1:fnum2;
ext = '';
switch prefix
    case {'C:\MATLAB6p5\work\Aura\SE1'}
        comp = '\IM'
        fname1 = [prefix comp num2str(fnum(1))];
    otherwise
        disp('Diretório inexistente.')
end
%leitura dos arquivos DICOM de um diretório e montagem do volume D
for i=length(fnum):-1:1
    D(:, :, i) = uint16(dicomread(fname));
end
figure(15);
% Diminui uma dimensão do volume D
D = squeeze(D);
% chama a função vol3d passando os parâmetros D = volume, tipo = texture e dimensão =
%3D
h = vol3d('cdata',D,'texture','3D');
view(3);
% % Update view since 'texture' = '2D'
vol3d(h);
axis tight; daspect([1 1 .4])
alphamap('rampup');

%-----%

function [model] = vol3d(varargin)
if isstruct(varargin{1})
    model = varargin{1};
    if length(varargin) > 1
        varargin = {varargin{2:end}};
    end
else
    model = localGetDefaultModel;
end
```

```

if length(varargin)>1
    for n = 1:2:length(varargin)
        switch(lower(varargin{n}))
            case 'cdata'
                model.cdata = varargin{n+1};
            case 'parent'
                model.parent = varargin{n+1};
            case 'texture'
                model.texture = varargin{n+1};
        end
    end
end

```

```

end
end

```

```

if isempty(model.parent)
    model.parent = gca;
end

```

```

% Escolha a visão 3D
ax = model.parent;
axis(ax,'vis3d');
axis(ax,'tight');

```

```

[model] = local_draw(model);

```

```

%-----%
function [model] = localGetDefaultModel

```

```

model.cdata = [];
model.xdata = [];
model.ydata = [];
model.zdata = [];
model.parent = [];
model.handles = [];
model.texture = '2D';

```

```

%-----%
function [model,ax] = local_draw(model)

```

```

cdata = model.cdata;
siz = size(cdata);

```

```

% Define [x,y,z]
if isempty(model.xdata)
    model.xdata = [0 siz(2)];
end

```

```

end
if isempty(model.ydata)
    model.ydata = [0 siz(1)];
end
if isempty(model.zdata)
    model.zdata = [0 siz(3)];
end

try,
    delete(model.handles);
end

ax = model.parent;
cam_dir = camtarget(ax) - campos(ax);
[m,ind] = max(abs(cam_dir));

h = findobj(ax,'type','surface','tag','vol3d');
for n = 1:length(h)
    try,
        delete(h(n));
    end
end

is3DTexture = strcmpi(model.texture,'3D');
handle_ind = 1;

% Cria fatia z
if(ind==3 || is3DTexture )
    x = [model.xdata(1), model.xdata(2); model.xdata(1), model.xdata(2)];
    y = [model.ydata(1), model.ydata(1); model.ydata(2), model.ydata(2)];
    z = [model.zdata(1), model.zdata(1); model.zdata(1), model.zdata(1)];
    diff = model.zdata(2)-model.zdata(1);
    delta = diff/size(cdata,3);
    for n = 1:size(cdata,3)

        slice = double(squeeze(cdata(:,:,n)));
        h(handle_ind) = surface(x,y,z,'Parent',ax);
        set(h(handle_ind),'cdatamapping','scaled','facecolor','texture','cdata',slice,...
            'edgealpha',0,'alphadata',double(slice),'facealpha','texturemap','tag','vol3d');
        z = z + delta;
        handle_ind = handle_ind + 1;
    end
end

% Cria fatia x
if (ind==1 || is3DTexture )

```

```

x = [model.xdata(1), model.xdata(1); model.xdata(1), model.xdata(1)];
y = [model.ydata(1), model.ydata(1); model.ydata(2), model.ydata(2)];
z = [model.zdata(1), model.zdata(2); model.zdata(1), model.zdata(2)];
diff = model.xdata(2)-model.xdata(1);
delta = diff/size(cdata,2);
for n = 1:size(cdata,2)

    slice = double(squeeze(cdata(:,n,:)));
    h(handle_ind) = surface(x,y,z,'Parent',ax);
    set(h(handle_ind),'cdatamapping','scaled','facecolor','texture','cdata',slice,...
        'edgealpha',0,'alphadata',double(slice),'facealpha','texturemap','tag','vol3d');
    x = x + delta;
    handle_ind = handle_ind + 1;
end
end

% Cria fatia y
if (ind==2 || is3DTexture)
    x = [model.xdata(1), model.xdata(1); model.xdata(2), model.xdata(2)];
    y = [model.ydata(1), model.ydata(1); model.ydata(1), model.ydata(1)];
    z = [model.zdata(1), model.zdata(2); model.zdata(1), model.zdata(2)];
    diff = model.ydata(2)-model.ydata(1);
    delta = diff/size(cdata,1);
    for n = 1:size(cdata,1)

        slice = double(squeeze(cdata(n,:,:)));
        h(handle_ind) = surface(x,y,z,'Parent',ax);
        set(h(handle_ind),'cdatamapping','scaled','facecolor','texture','cdata',slice,...
            'edgealpha',0,'alphadata',double(slice),'facealpha','texturemap','tag','vol3d');
        y = y + delta;
        handle_ind = handle_ind + 1;
    end
end

model.handles = h;

```