

# **Tecnologias e Tendências em Informática na Saúde**

Seminário de Informática Médica - 2005

PPGCC - Programa de Pós-Graduação em Ciências da Computação

UFSC - Universidade Federal de Santa Catarina

Editor: Aldo von Wangenheim

awangenh@inf.ufsc.br

Laboratório de Telemedicina

Hospital Universitário Ernani de São Thiago

Florianópolis, Junho de 2005



## Prefácio

A área da Informática aplicada à Saúde está em constante expansão e, devido à multiplicidade de requisitos colocados pelas diversas áreas e aspectos da Medicina, impõe constantes desafios ao informata interessado no desenvolvimento de soluções duradouras que sejam ao mesmo tempo tecnológica e eticamente fundamentadas para satisfazer as necessidades criadas pelo desejo de se informatizar a atividade de atenção à saúde.

Do ponto de vista tecnológico, que é o ponto de vista que interessará primeiramente ao informata, as atividades de atenção à saúde trabalham com uma multiplicidade de informações e tipos de dados, que impõem requisitos de processamento, armazenamento, visualização e transmissão os mais variados. Mas os desafios da Informática na Saúde não param aí. Do ponto de vista do usuário médico, por outro lado, colocam-se requisitos de segurança, ética e confiabilidade, que exigem que um sistema de manipulação, de armazenamento e de transmissão de dados médicos esteja em conformidade com os mais avançados critérios de segurança, exigindo as mais elaboradas técnicas de criptografia e manutenção da integridade e irrefutabilidade de informações.

Todos esses aspectos fazem com que a área da Informática aplicada à Saúde seja uma área dinâmica e multifacetada, exigindo do profissional que nela atua conhecimentos fundamentados nos mais diferentes aspectos da Informática. Foi com o objetivo de atender a esta necessidade que se criou no Programa de Pós-Graduação em Ciências da Computação da UFSC uma cadeira de Informática Médica voltada ao público de Informática e das Engenharias. Nesta disciplina, organizada sob a forma de seminário, abordamos em profundidade temas atuais e cujo conhecimento consideramos essencial para o desenvolvedor de sistemas de apoio à atividade da atenção à saúde. Esses temas surgem sempre no início de cada ano através da discussão do assunto em grupo e não raro os temas estão ligados às atividades de pesquisa dos alunos que os elaboram, contribuindo a sua apresentação para aprofundar as atividades de pesquisa destes.

Este documento é o resultado do Seminário Informática Médica de 2005. A apresentação de cada tema neste documento é feita de tal forma que o leitor leigo no assunto possa, ao início de cada capítulo, se informar sobre as origens e implicações do tema abordado. A partir daí cada capítulo desenvolverá o tema do ponto de vista de requisitos médicos e tecnológicos e por fim, fornecerá uma visão do Estado da Arte no assunto.



## Índice

<a href="#">Prefácio</a> .....	2
<a href="#">1. Protocolização Digital de Documentos Eletrônicos</a> .....	9
<a href="#">1.1 Idéia Geral</a> .....	9
<a href="#">1.2 Requisitos Juridicamente Necessários</a> .....	9
<a href="#">1.3 Utilidades da Tempestividade Segura em Documentos Eletrônicos</a> .....	9
<a href="#">1.4 PDDEs</a> .....	10
<a href="#">Verificando a Assinatura Digital de um Documento</a> .....	11
<a href="#">Métodos de Datação</a> .....	13
<a href="#">Auditoria da Protocolação</a> .....	15
<a href="#">Mercado</a> .....	18
<a href="#">Normatização</a> .....	19
<a href="#">2. Modelo Matemático para Representação Gráfica de Deformações em Tecidos Arteriais</a> .....	23
<a href="#">2.1 Introdução</a> .....	23
<a href="#">2.2 Análise de Sistemas de Cirurgia Robótica</a> .....	23
<a href="#">Zeus</a> .....	23
<a href="#">Da Vinci</a> .....	25
<a href="#">2.3 SIMULAÇÕES</a> .....	27
<a href="#">Kismet</a> .....	27
<a href="#">2.4 Modelos Matemáticos para Representação das Deformações</a> .....	28
<a href="#">Massa Mola</a> .....	28
<a href="#">Elementos Finitos</a> .....	33
<a href="#">Autômatos Espaciais de Voxel</a> .....	34
<a href="#">Superfícies</a> .....	35
<a href="#">2.5 Tarefas Seguintes</a> .....	37
<a href="#">3. Seminário sobre o Estado da Arte em Atlas Cerebrais</a> .....	39
<a href="#">3.1 Introdução</a> .....	39
<a href="#">3.2 Mapas, Atlas e Sistemas de Referência</a> .....	40
<a href="#">Atlas Deformáveis</a> .....	41
<a href="#">Atlas Probabilísticos</a> .....	41
<a href="#">Atlas Baseado em Densidade (Intensidade)</a> .....	42
<a href="#">Atlas Baseado em Deformação</a> .....	42
<a href="#">Atlas Baseado em Rótulos</a> .....	43
<a href="#">3.3 Exemplos</a> .....	43
<a href="#">Imagens de Cérebros, Atlas e afins</a> .....	43
<a href="#">3.4 Ferramentas para Análise e Pré-processamento, Segmentação e Parcelamento</a> ... 53	
<a href="#">3.5 Outras ferramentas</a> .....	59
<a href="#">3.6 Fractais e o Córtex Cerebral, Alguma Relação?</a> .....	60
<a href="#">3.7 Hipótese de Trabalho</a> .....	61
<a href="#">3.8 Justificativa</a> .....	61
<a href="#">3.9 Metodologia</a> .....	62
<a href="#">3.10 Resultados Esperados</a> .....	62
<a href="#">3.11 Limitações do Trabalho</a> .....	62
<a href="#">3.12 Referências Bibliográficas</a> .....	62
<a href="#">4. Recuperação de Imagens Médicas Padrão DICOM</a> .....	67
<a href="#">4.1 Conceitos Básicos</a> .....	67
<a href="#">Imagem Digital</a> .....	67
<a href="#">HIS</a> .....	67
<a href="#">RIS</a> .....	67



<a href="#">PACS</a> .....	67
<a href="#">4.2 Padrões de Imagem Médica Digital</a> .....	68
<a href="#">Analyze 7.5</a> .....	68
<a href="#">DICOM</a> .....	68
<a href="#">PAPYRUS</a> .....	69
<a href="#">4.3 Recuperando Imagens Médicas Digitais</a> .....	69
<a href="#">Baseado nas Informações do Cabeçalho</a> .....	70
<a href="#">Baseado nas Informações do Diagnóstico</a> .....	71
<a href="#">Baseado no Conteúdo das Imagens</a> .....	72
<a href="#">Parâmetros de Medida de Similaridade entre Imagens</a> .....	72
<a href="#">Recuperação por Cor</a> .....	72
<a href="#">Recuperação por Textura</a> .....	73
<a href="#">Recuperação por Forma</a> .....	73
<a href="#">Recuperação por Semântica</a> .....	73
<a href="#">4.4 Exemplo de Sistema de Similaridade [11]</a> .....	73
<a href="#">Comparator Module</a> .....	74
<a href="#">Similarity Based on Reference</a> .....	74
<a href="#">Image Processing Methods</a> .....	75
<a href="#">4.5 Pré-processamento</a> .....	75
<a href="#">Forma</a> .....	76
<a href="#">Density</a> .....	78
<a href="#">Relative Density</a> .....	78
<a href="#">Texture</a> .....	79
<a href="#">Position</a> .....	79
<a href="#">Relative Positioning</a> .....	80
<a href="#">4.6 Sistemas de Recuperação de Imagens Médicas</a> .....	81



## Índice de Figura

<a href="#"><i>Figura 1: Processo de assinatura digital de um documento.</i></a>	10
<a href="#"><i>Figura 2: Verificação da assinatura digital de um documento.</i></a>	11
<a href="#"><i>Figura 3: Processo de Datação.</i></a>	12
<a href="#"><i>Figura 4: Método de Encadeamento Linear.</i></a>	13
<a href="#"><i>Figura 5: Método da Árvore Sincronizada.</i></a>	14
<a href="#"><i>Figura 6: Conceito de Saltos para Reduzir o Tempo de Comparação de Procedência entre dois Documentos</i></a>	15
<a href="#"><i>Figura 7: Verificação do Recibo no Método do Encadeamento Linear.</i></a>	16
<a href="#"><i>Figura 8: Verificação da Pendência no Método de Encadeamento Linear.</i></a>	16
<a href="#"><i>Figura 9: Verificação da Integridade do Banco de Dados no Método de Encadeamento Linear.</i></a>	18
<a href="#"><i>Figura 10: Verificação da Integridade do Banco de Dados no Método Arvore Sincronizada.</i></a>	18
<a href="#"><i>Figura 11: Sistema Zeus utilizado em uma cirurgia</i></a>	24
<a href="#"><i>Figura 12: Tipos de Instrumentos Cirúrgicos Utilizados.</i></a>	24
<a href="#"><i>Figura 13: Tipos de Instrumentos Cirúrgicos Utilizados.</i></a>	25
<a href="#"><i>Figura 14: Binóculo e Joysticks do sistema Da Vinci.</i></a>	25
<a href="#"><i>Figura 15: Sistema Da Vinci em sala de cirurgia</i></a>	26
<a href="#"><i>Figura 16: Robô protótipo executando uma operação em um joelho.</i></a>	27
<a href="#"><i>Figura 17: Protótipo de software para pré planejamento de cirurgia</i></a>	27
<a href="#"><i>Figura 18: Endoscopia realizada no ambiente de simulação Kismet.</i></a>	27
<a href="#"><i>Figura 19: Mulher operando o VEST.</i></a>	28
<a href="#"><i>Figura 20: Arestas usadas como molas ligadas a vértices.</i></a>	29
<a href="#"><i>Figura 21: Molas ligadas ao baricentro e a cada vértice.</i></a>	29
<a href="#"><i>Figura 22: Malha de quadriláteros.</i></a>	29
<a href="#"><i>Figura 23: Sistema em Repouso.</i></a>	30
<a href="#"><i>Figura 24: Deformação.</i></a>	30
<a href="#"><i>Figura 25: Amortecimento – Retorno ao ponto de repouso</i></a>	31
<a href="#"><i>Figura 26: Pode ocorrer rompimento dependendo da pressão aplicada.</i></a>	31
<a href="#"><i>Figura 27: Modelo massa mola aplicado em simulador – operação de sutura entre duas malhas de triângulos.</i></a>	32
<a href="#"><i>Figura 28: Software para simulação de cirurgia ocular que utiliza o modelo massa-mola.</i></a>	33
<a href="#"><i>Figura 29: Reconstrução gráfica de um útero através do modelo de elementos finitos, imagem real à direita.</i></a>	33
<a href="#"><i>Figura 30: Espaços de Voxels construídos a partir de dados de múltiplos slices.</i></a>	34
<a href="#"><i>Figura 31: Transferência entre valor e força entre voxels vizinhos.</i></a>	34
<a href="#"><i>Figura 32: Figura com texturas – representação com esferas internas.</i></a>	35
<a href="#"><i>Figura 33: Cabeça reconstruída com modelo de Voxels – cabeça cortada ao meio.</i></a>	35
<a href="#"><i>Figura 34: Simulação de laparoscopia no Kismet.</i></a>	36
<a href="#"><i>Figura 35: Simulação de sutura.</i></a>	37
<a href="#"><i>Figura 36: Imagem do BrainWeb mostrando a média de intensidade de imagens de ressonância magnética.</i></a>	42
<a href="#"><i>Figura 37: Mostra um método de rotulação automática com dois algoritmos usados em conjunto, o ANIMAL e o INSECT, para um Atlas probabilístico baseado em rótulos.</i></a>	43
<a href="#"><i>Figura 38: Demonstração do Atlas e suas funcionalidades.</i></a>	44
<a href="#"><i>Figura 39: Tela do Cerefy Clinical Brain Atlas.</i></a>	45



<a href="#"><u>Figura 40: Demonstração do uso de BrainInfo localizando pela palavra chave "superior temporal gyrus" e selecionando o corte em MRI. Havia a possibilidade de escolher ver a dissecação do cérebro, mostrando a área escolhida na palavra chave; ou um diagrama da secção coronal do cérebro no modelo de Talairach; ou um mapa funcional. Também era possível escolher ver desenhos com linhas rotuladas em que aparecem a estrutura encontrado, mas esta função era para o cérebro de Macaca fascicularis.</u></a>	46
<a href="#"><u>Figura 41: Visualização de um série MRI de uma pessoa normal.</u></a>	47
<a href="#"><u>Figura 42: Mostra uma tela de demonstração do Atlas anatômico do cérebro no SPL/NSL Anatomy Browser.</u></a>	48
<a href="#"><u>Figura 43: Esquema do cérebro da drosophila em corte sagital.</u></a>	49
<a href="#"><u>Figura 44: Esquema mostrando o funcionamento do BIRN SMART Atlas.</u></a>	50
<a href="#"><u>Figura 45: Menu com as modalidades a serem escolhidas para se estudar o cérebro humano no Atlas do projeto Digital Anatomist.</u></a>	50
<a href="#"><u>Figura 46: Corte anatômico de uma cabeça. À direita um desenho com marcações.</u></a>	51
<a href="#"><u>Figura 47: Mostra um corte axial do cérebro humano na modalidade T1 à esquerda, e à direita o rastreamento de fibras (fiber tracking) deste corte.</u></a>	52
<a href="#"><u>Figura 48: Tela de demonstração do Atlas Anatômico VOXEL-MAN.</u></a>	53
<a href="#"><u>Figura 49: 3D Slicer em funcionamento.</u></a>	54
<a href="#"><u>Figura 50: Tela da versão para Linux do BrainVoyager.</u></a>	55
<a href="#"><u>Figura 51: Demonstração do BrainWeb de um scan de modalidade T2 ICBM de uma pessoa normal. A espessura das chapas virtuais é de 1 mm o ruído calculado é de 3% e a não uniformidade da intensidade (RF) é de 20%, nesta série.</u></a>	55
<a href="#"><u>Figura 52: Uma das telas do BRIAN, uma reconstrução 3d e um registro 3d das áreas de ativação do cérebro em uma seqüência fMRI.</u></a>	56
<a href="#"><u>Figura 53: Transformações morfológicas efetuadas pelo HAMMER. Em (a) uma deformação em uma grade cartesiana e em (b) um mapa de cores do determinante do jacobiano da deformação em (a).</u></a>	57
<a href="#"><u>Figura 54: primeiro passo do processo MindBoggle de rotulação automática.</u></a>	57
<a href="#"><u>Figura 55: Modelos tridimensionais dos sulcos cerebrais após o processo de segmentação.</u></a>	58
<a href="#"><u>Figura 56: Alinhamento dos sulcos e transformação das fronteiras dos rótulos.</u></a>	58
<a href="#"><u>Figura 57: Último passo que é a transposição dos rótulos do Atlas para o cérebro do paciente.</u></a>	59
<a href="#"><u>Figura 58: Tela de demonstração do Talairach Daemon.</u></a>	59
<a href="#"><u>Figura 59: Mostra a comparação do conjunto de Mandelbrot, onde (a) forma uma estrutura parecida com o tálamo, e (b) os caminhos eferentes do "tálamo" à periferia que se assemelham conexões talâmicas reais.</u></a>	61
<a href="#"><u>Figura 60: Ilustração esquemática de uma imagem digital utilizando escala de cinza. [2]</u></a>	67
<a href="#"><u>Figura 61: Estrutura dos Data Elements.</u></a>	71
<a href="#"><u>Figura 62: Estrutura do Sistema de Similaridade [3].</u></a>	74
<a href="#"><u>Figura 63: Área de Definição de Imagens Normais e Patológicas.</u></a>	75
<a href="#"><u>Figura 64: Exemplo de Segmentação.</u></a>	76
<a href="#"><u>Figura 65: Estrutura com pequenas concavidades.</u></a>	77
<a href="#"><u>Figura 66: Identificando extremidades.</u></a>	77
<a href="#"><u>Figura 67: Imagem de massa encefálica.</u></a>	77
<a href="#"><u>Figura 68: Forma "as a butterfly"</u></a>	78
<a href="#"><u>Figura 69: Distribuição de Densidade.</u></a>	78
<a href="#"><u>Figura 70: Distribuição de Posições.</u></a>	79



<a href="#"><i>Figura 71: O Crânio está around da Massa Encefálica.</i></a>	80
<a href="#"><i>Figura 72: Entre Structure1 e Structure2 (vertical e/ou horizontal).</i></a>	81
<a href="#"><i>Figura 73: Passos para execução IRMA (em vermelho) e os níveis de visão semântica (em azul) [12].</i></a>	81
<a href="#"><i>Figura 74: Tela inicial.</i></a>	82
<a href="#"><i>Figura 75: Tela para Selecionar imagem de Consulta.</i></a>	83
<a href="#"><i>Figura 76: Tela com resultado da consulta.</i></a>	84
<a href="#"><i>Figura 77: Tela com seleção de Imagem para Consulta.</i></a>	85
<a href="#"><i>Figura 78: Tela com o resultado da nova consulta.</i></a>	86
<a href="#"><i>Figura 79: Estrutura da Banco de Dados CaseIm@ge [14].</i></a>	87
<a href="#"><i>Figura 80: Tela para Selecionar a Base de Dados a ser utilizada.</i></a>	88
<a href="#"><i>Figura 81: Tela com as imagens pertencentes a base selecionada.</i></a>	89
<a href="#"><i>Figura 82: Tela para se selecionar o parâmetro a ser utilizado na consulta.</i></a>	89
<a href="#"><i>Figura 83: Tela com resultado da Consulta.</i></a>	90
<a href="#"><i>Figura 84: Tela para Elaboração da Consulta.</i></a>	91
<a href="#"><i>Figura 85: Tela com resultado da Consulta.</i></a>	92





# 1. Protocolização Digital de Documentos Eletrônicos

**Autor:** Gustavo Lückmann Fabro

## 1.1 Idéia Geral

Com o avanço da informática, o número de transações digitais vem aumentando constantemente. Documentos em papel têm um custo maior de impressão, manutenção, cópia e transporte. Além do custo, um documento enviado pelo correio demora muito mais para chegar a seu destino do que um simples e-mail.

Tais vantagens dos documentos eletrônicos vêm trazendo uma mudança no conceito de "documento" - da antiga forma, em papel, para a nova, em formato eletrônico.

Mas, como se poderia esperar, a vida não é um mar de rosas. Há problemas inerentes ao novo processo que devem ser solucionados. Um deles diz respeito à legitimidade de tais documentos. Por sua própria natureza, registros eletrônicos podem ser alterados com facilidade. Assim, abre-se espaço para um sem número de fraudes que a mídia papel, em princípio, dificulta.

Além disso, existem requisitos que precisam ser preenchidos para que um determinado papel tenha valor legal. Para documentos digitais, algumas certezas também têm de ser garantidas para que se possa assegurar que um determinado documento veio de uma fonte confiável, que não foi alterado, etc.

Para que sejam tecnicamente e juridicamente seguros, os documentos devem ser datados e assinados digitalmente. Os requisitos para a validade de um documento digital assim se apresentam:

## 1.2 Requisitos Juridicamente Necessários

- ❑ **Autenticidade** - Do Aurélio "autêntico, que é do autor a quem se atribui". No mundo digital, prova que um determinado documento veio de uma determinada pessoa.
- ❑ **Integridade** - "Íntegro, inteiro, completo". É a prova de que um determinado documento não foi alterado, sob nenhum aspecto.
- ❑ **Irrefutabilidade** - Ou irretratabilidade: "Que não se pode refutar; evidente, irrecusável, incontestável".
- ❑ **Tempestividade** - Ou irretroatividade: Possibilidade de comprovar que um evento eletrônico ocorreu em um determinado instante

Neste documento avaliaremos o aspecto da tempestividade de documentos eletrônicos.

## 1.3 Utilidades da Tempestividade Segura em Documentos Eletrônicos

As informações de tempo em documentos eletrônicos podem ser necessárias ou exigidas por diversas razões. Entre elas, destacam-se:



- ❑ Comprovar que um documento foi assinado antes da revogação de um certificado digital, ou comprometimento da chave privada
- ❑ Proposta comercial - prazo licitações
- ❑ Patentes e propriedades intelectuais
- ❑ Médica

Uma forma de conseguir a tempestividade em documentos eletrônicos de forma segura é através do uso de uma Protocolizadora Digital de Documentos Eletrônicos (a partir de agora, chamadas de PDDEs).

## 1.4 PDDEs

Uma PDDE é composta por uma plataforma computacional, uma identidade digital (chave privada e pública, por exemplo), um HSM (Hardware Safe Module) para armazenar estas chaves e um software para fazer a interação necessária.

Ao explicar o funcionamento de PDDEs, utilizaremos aqui o processo utilizado pela PDDE fabricada pela Bry e elucidado por artigos em sua *home page*.

A PDDE utiliza como fonte de tempo a hora do observatório nacional, através do

### Assinando digitalmente um documento

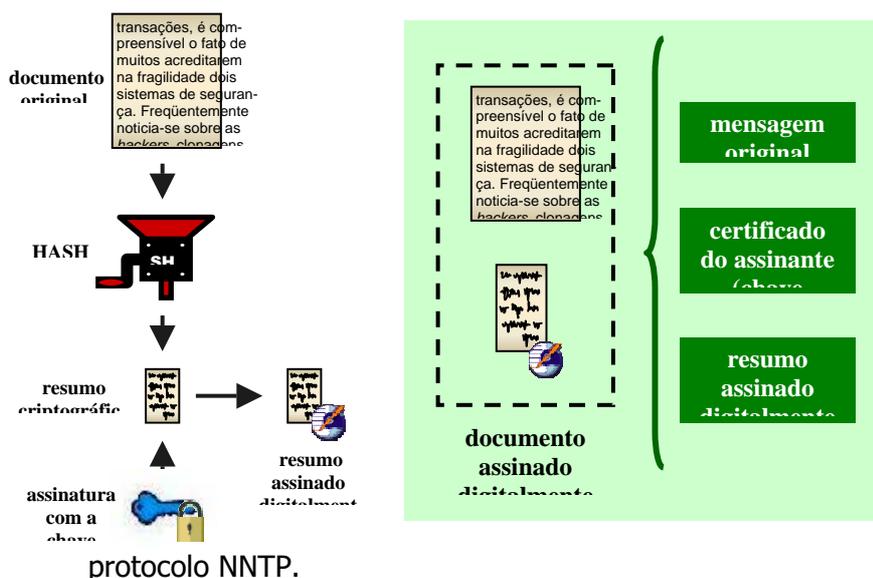


Figura 1: Processo de assinatura digital de um documento.

Um determinado documento normalmente é assinado colocando o seu conteúdo como entrada de um algoritmo de *hashing*. Exemplos de tais algoritmos são SHA-1 e MD5. Não compete ao escopo deste resumo demonstrar como estes funcionam, mas apenas sim dizer que se tratam de algoritmos de "mão única", ou seja, só vão (a volta é impossível pois há perda de informação, afinal, não importa qual seja a entrada a saída é sempre um número fixo de bits) e a existência de conflitos (dois documentos diferentes gerarem o mesmo *hash*) é altamente improvável.



Este *hash* sobre o documento original é então assinado com a chave privada do assinante, e tem-se um resumo assinado digitalmente. Um documento assinado digitalmente, então, consiste no documento original, este resumo assinado digitalmente e pode conter também a chave pública de quem o assinou (esta pode também estar em um diretório público).

## Verificando a Assinatura Digital de um Documento

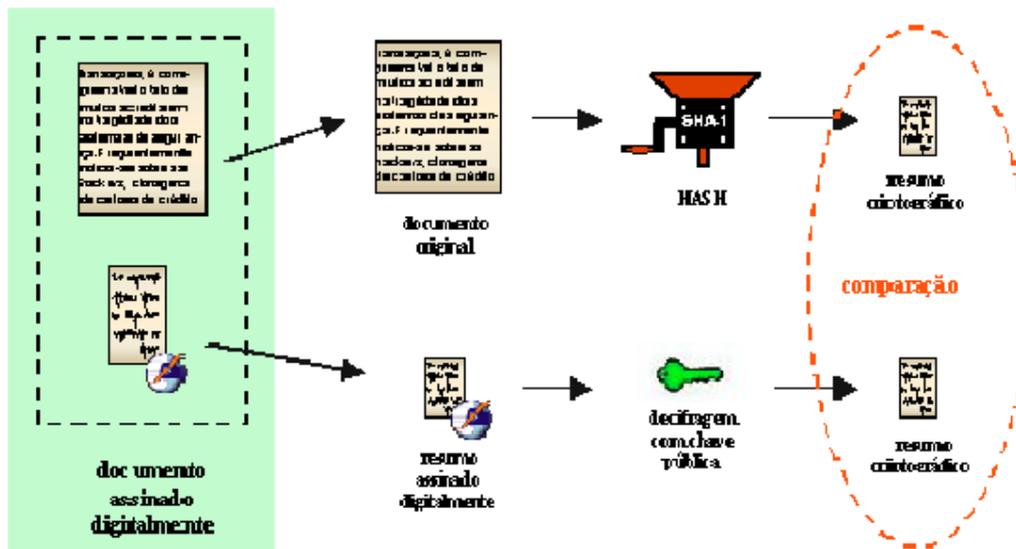


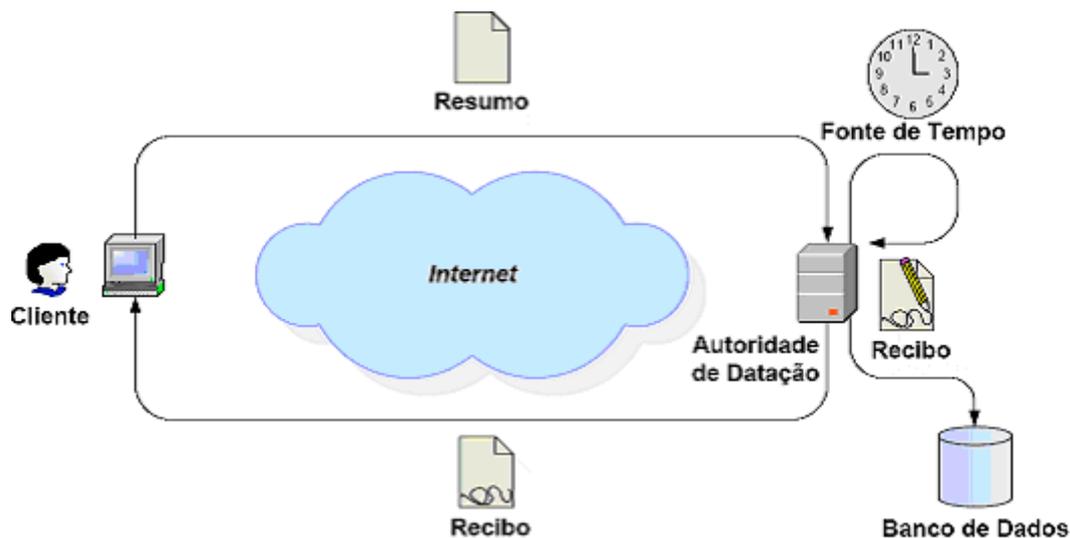
Figura 2: Verificação da assinatura digital de um documento.

Para se verificar a assinatura digital de um documento, primeiro deve-se obter a chave pública do assinante (do documento em si ou de um registro público). A partir daí, utiliza-se esta chave pública para decifrar o conteúdo da assinatura e chega-se a um resultado, que é o resumo (*hash*) do documento original.

Então, deve-se ver qual algoritmo *hash* foi utilizado (o que pode ter sido informado ou ser parte do protocolo) e executar este mesmo algoritmo sob o suposto documento válido recebido. Por fim, comparam-se os dois resumos. Se eles forem iguais, é porque efetivamente não ocorreu alteração no documento (partindo das premissas da teoria da criptografia).

A explicação do mecanismo de assinatura é necessária pois a PDDE (Protocolizadora Digital de Documentos Eletrônicos) utiliza-se dela para dar a autenticidade e tempestividade necessárias à informação de tempo por ela provida.

Assim funciona o esquema de datação:



**Figura 3:** Processo de Datação.

O cliente faz emitir à PDDE um resumo (*hash*) do seu documento. A PDDE, por sua vez, requisita ao observatório nacional o horário corrente. De posse desse dado, ela o assina com sua chave privada (seguramente guardada por *hardware* à prova de violação) e o envia de volta na forma de um recibo. Antes disso, porém, ela armazena uma cópia do recibo gerado em seu banco de dados.

Com essas características, a PDDE garante (sempre lembrando, em respeito à INFORMAÇÃO TEMPORAL do documento):

- ❑ **Privacidade:** Acesso ao resumo do documento, não ao documento original.
- ❑ **Integridade:** Ao receber o recibo, pode-se verificar a assinatura digital da PDDE e confirmar se recibo foi alterado.
- ❑ **Irrefutabilidade:** Recibo fornece evidência da existência do documento e de sua protocolação. Cliente não pode negar existência, e AD (autoridade de datação) não pode negar ato de protocolação.

Além destes, o processo também garante:

- ❑ **Confiança:** Equipamento de datação lacrado e com padrões de segurança física e lógica; auditável.
- ❑ **Facilidade de comunicação e armazenamento:** Só o resumo do documento é utilizado Datação relativa/absoluta

Existem duas formas de datação disponíveis: Datação absoluta e datação relativa.

A datação absoluta se baseia na data e hora correntes.

A datação relativa se baseia na ordem em que os documentos são enviados à PDDE. Não é possível, a partir dela, saber o horário que foi protocolado um documento, mas é possível, dados dois documentos feitos pela mesma protocolizadora, saber qual foi cadastrado primeiro.

A utilidade da datação relativa, no contexto aqui apresentado, é possibilitar a auditoria do sistema como um todo. Isso será posteriormente explicado.

Antes disso, porém, alguns métodos de datação relativa disponíveis serão apresentados.

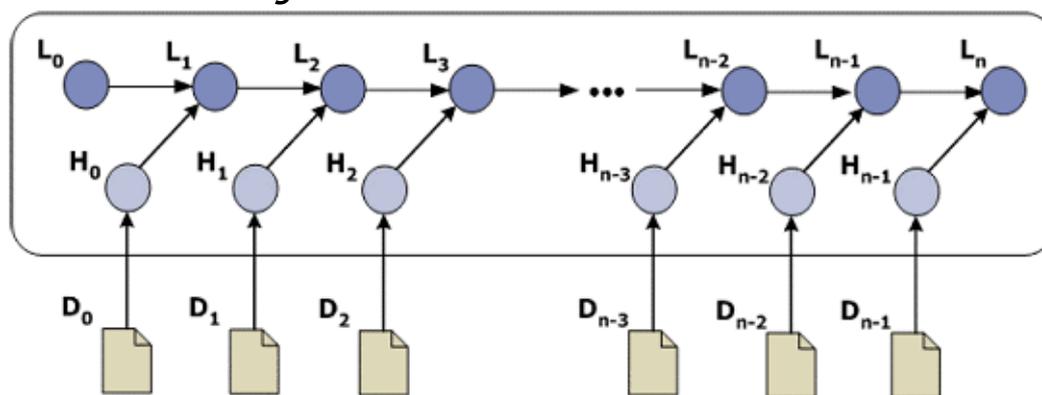
## Métodos de Datação

Dois dos métodos de datação relativa disponíveis são o método do encadeamento linear e o método da árvore sincronizada.

O intuito de métodos de datação relativa como o método do encadeamento linear é reduzir a necessidade de se confiar na autoridade de datação.

Neste método, os recibos são unidos formando um encadeamento. Um esquema dele pode ser conferido a seguir:

**Figura 4:** Método de Encadeamento Linear.



Aqui,  $D_n$  representa os documentos que necessitam da informação temporal segura.  $H_n$  representa os resumos (hash) de tais documentos, fornecidos à PDDE.  $L_n$ , por sua vez, representa os links que serão armazenados na PDDE juntamente com os resumos.

Um Link é composto por:

$$L_n = (t_{n-1}, ID_{n-1}, H_{n-1}, H(L_{n-1}))$$

onde

$t_{n-1}$ : Data hora documento anterior

$ID_{n-1}$ : Identificador do cliente que emitiu resumo anterior

$H_{n-1}$ : Resumo documento anterior

$H(L_{n-1})$ : Resumo do link anterior

O recibo de um dado documento, por sua vez, é composto por:

$$s_n = \text{SigAD}(n, t_n, ID_n, H_n, L_n)$$

onde SigAD é a assinatura digital da protocolizadora.



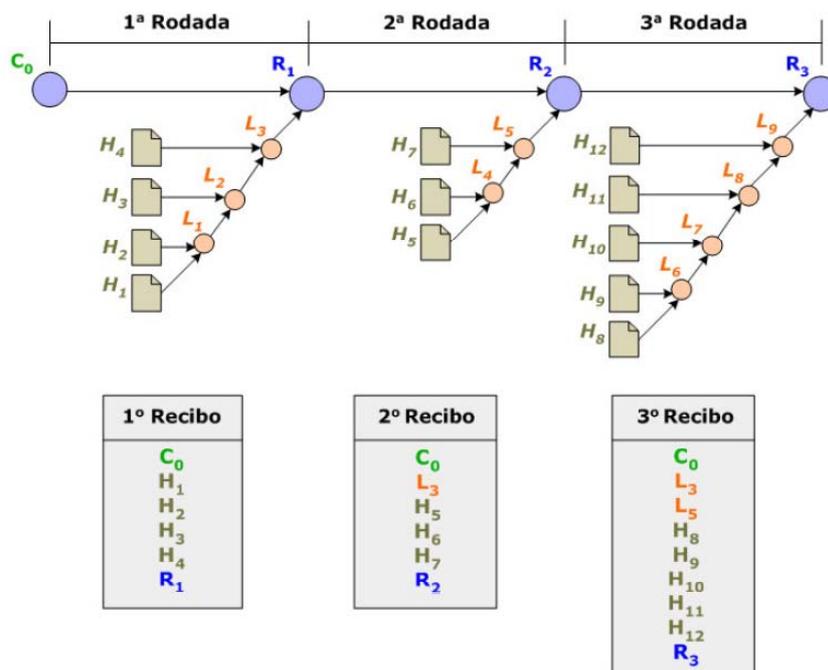
Na PDDE, os resumos dos documentos enviados aos clientes ficam ordenados obedecendo à ordem de chegada.

Essa forma, apesar de obedecer aos propósitos para os quais foi construída, apresenta alguns problemas. O primeiro e principal é de que, para se verificar a auditoria sobre o banco, torna-se necessário ter acesso ao PDDE (visto que estas informações ficam contidas nela).

Além disso, caso por exemplos tais informações fossem tornadas públicas (disponíveis em um diretório, por exemplo, visto que seria impossível mantê-las em cada recibo, pois eles ficariam cada vez maiores), há ainda o problema do tempo necessário para verificar o relacionamento entre dois dados documentos, que é diretamente proporcional ao número de resumos.

Por fim, existe a necessidade de se manter armazenados todos os resumos protocolados.

Outro método, um pouco mais evoluído, é o método da árvore sincronizada:



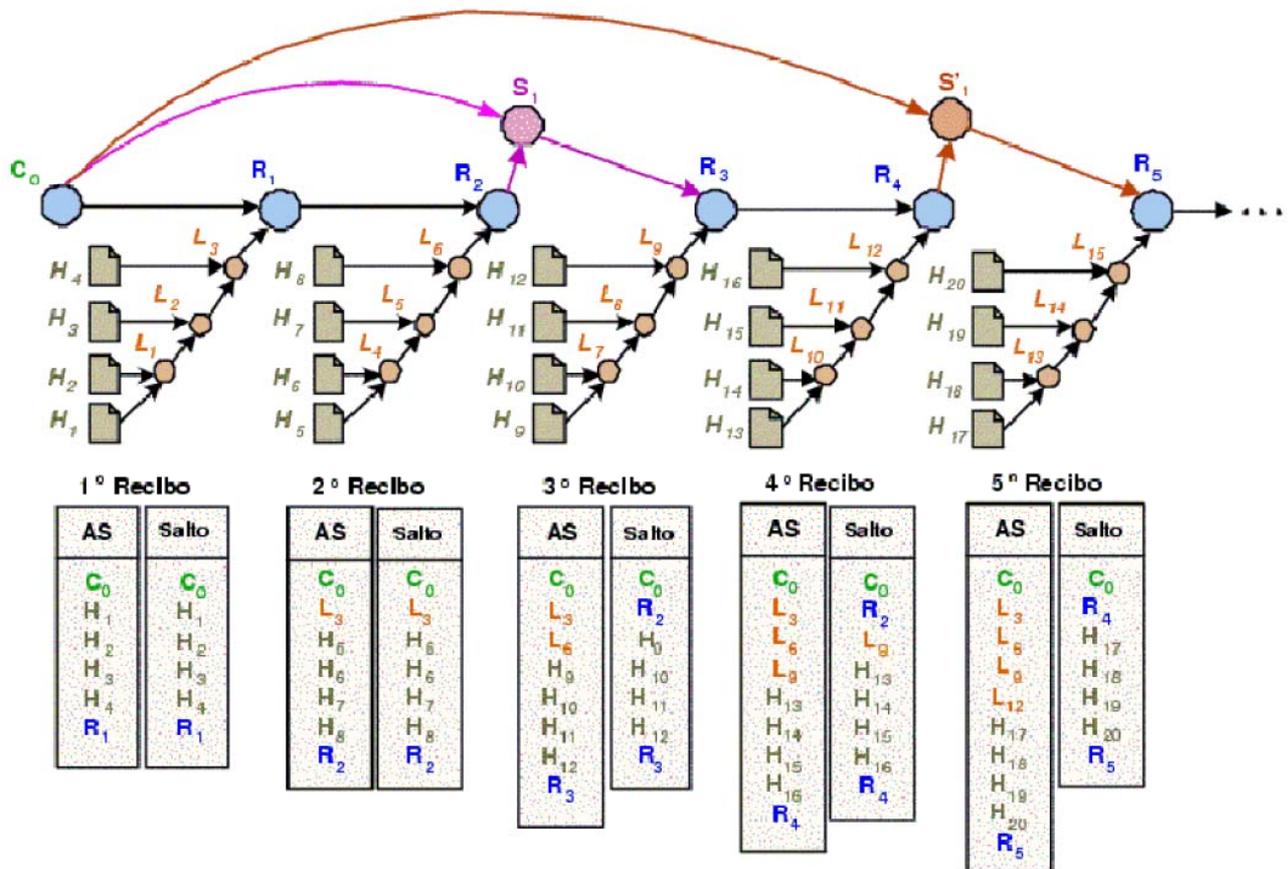
**Figura 5:** Método da Árvore Sincronizada.

A idéia base é criar *links* para os resumos emitidos, como no encadeamento linear. Aqui, no entanto, o recibo só emitido depois que um número  $x$  de documentos, que pode ser determinado (pelo protocolo de comunicação, configurações na PDDE, etc), tenha sido enviado. Isto configura uma rodada.

Estes recibos emitidos após uma rodada contêm o ponto de confiança ( $C_n$ ), todos os resumos gerados naquela rodada e o resultado do *hashing* encadeado, da forma ilustrada na figura, pela protocolizadora.



Este método baseia-se no conceito de saltos para reduzir o tempo de comparação de procedência entre dois documentos:



**Figura 6:** Conceito de Saltos para Reduzir o Tempo de Comparação de Procedência entre dois Documentos

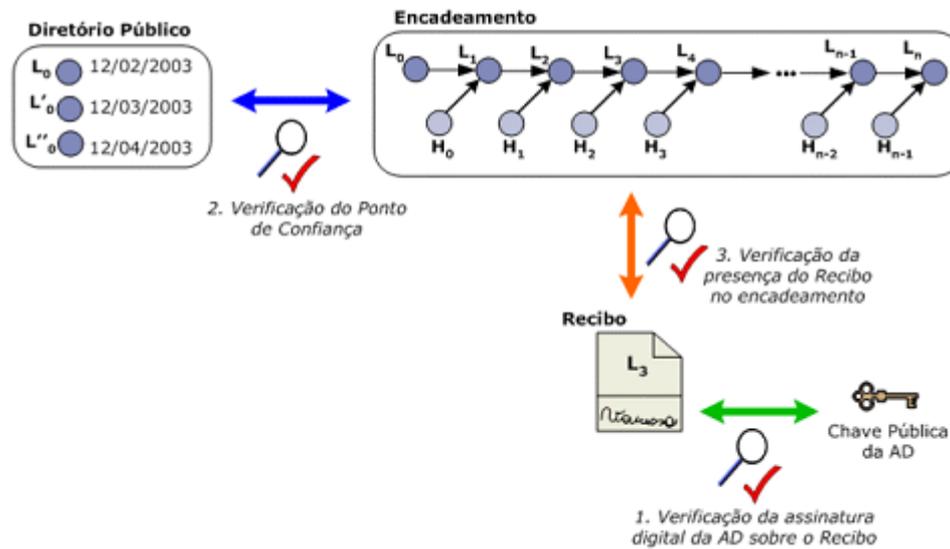
Desta forma, para se verificar um determinado documento, pode-se partir do último "salto" armazenado, sem a necessidade de percorrer toda a vasta gama de documentos assinados anteriormente desde a criação/instalação da PDDE.

Esse método permite que se faça a auditoria externa, ou seja, pode-se fazer as verificações de auditoria com base nos recibos emitidos, sem a necessidade de ter acesso direto ao PDDE como no método do encadeamento linear.

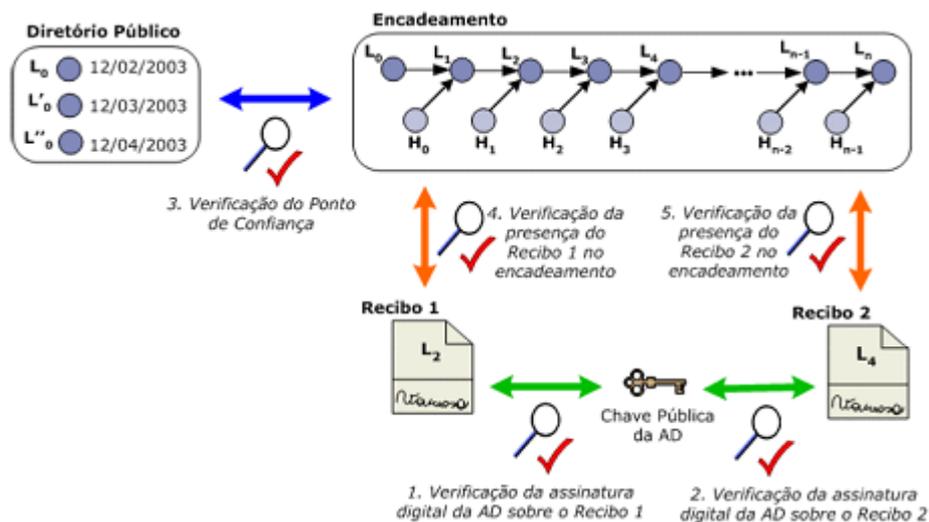
### Auditoria da Protocolação

Auditar consiste em fazer uma revisão das atividades e registros de um sistema por uma entidade independente. Esta auditoria tem como propósitos constatar a eficácia e atestar a segurança.

Para o método do encadeamento linear, algumas possíveis auditorias são ilustradas:



**Figura 7:** Verificação do Recibo no Método do Encadeamento Linear.



**Figura 8:** Verificação da Pendência no Método de Encadeamento Linear.

Retirado de "Confiança na tempestividade dos documentos eletrônicos: Auditoria da procolação digital", de COSTA, Vanessa, et al:

Propõem-se os seguintes procedimentos para realizar a auditoria de uma AD que utiliza o Método do Encadeamento Linear:

- Verificar a validade de um recibo: Seja  $L_k$  o link correspondente ao documento protocolado a ser verificado e  $n$  o número de links que constituem o encadeamento armazenado no banco de dados da AD. Como ilustra a figura 5, primeiramente, verifica-se a validade da assinatura digital da AD sobre o recibo. Em seguida, verifica-se se o Ponto de Confiança, representado pelo link  $L_0$ , confere com o publicado no diretório público. Finalmente, os links do encadeamento são re-calculados. Para tanto, deve-se percorrer os links  $L_i$  do



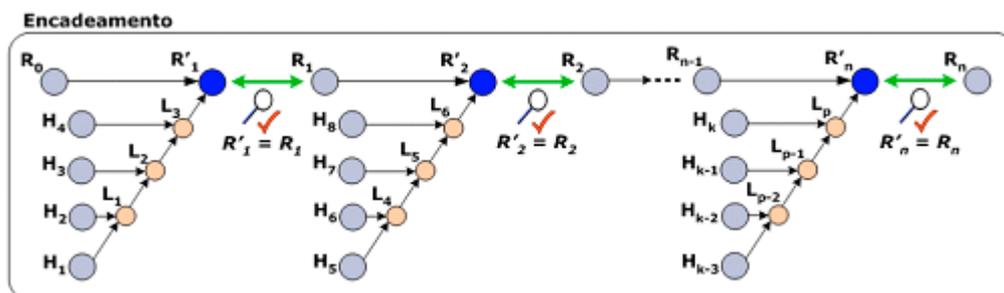
encadeamento, variando-se  $i$  de 1 a  $n$ , e então verifica-se se existe um link  $L_i$  igual ao contido no recibo;

- Determinar a seqüência entre dois recibos: Verificar qual dos dois documentos foi protocolado primeiro em uma AD. São  $L_p$  e  $L_q$  os links correspondentes aos dois documentos a serem verificados. Se os dois estiverem em bancos de dados diferentes, verifica-se a data da publicação dos pontos de confiança para saber qual documento foi protocolado primeiro. No caso de os documentos estarem no mesmo banco de dados, como ilustra a figura 6, primeiramente é necessário verificar a assinatura digital da AD sobre os dois recibos. Após isso, deve-se verificar se o Ponto de Confiança, representado por  $L_0$ , confere com o publicado no diretório público. Por último, percorre-se o encadeamento para determinar qual  $L$  ocorreu primeiro.
- Ainda, para o método da árvore sincronizada:
- Verificar a validade de um recibo: Primeiramente verifica-se a validade da assinatura digital da AD sobre o recibo. Após, verifica-se se o Ponto de Confiança confere com o publicado no diretório público. Finalmente, os links contidos no recibo são recalculados;
- Determinar a seqüência entre dois recibos: Primeiramente é necessário verificar a assinatura digital da AD sobre os recibos. Posteriormente, deve-se conferir se o Ponto de Confiança foi publicado.

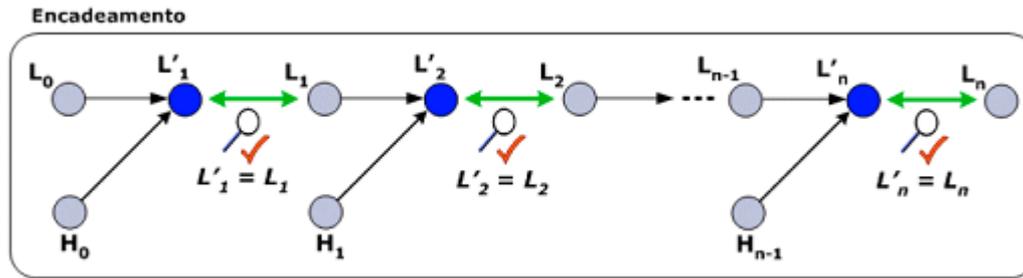
Finalmente, deve-se verificar o encadeamento. Entretanto, esta verificação leva em consideração algumas situações: se os dois recibos estão na mesma rodada, considera-se que eles foram protocolados no mesmo momento; se um dos recibos está sob salto, é necessário consultar o encadeamento armazenado pela AD, pois o encadeamento contido no recibo não conterá o link correspondente; se não existem saltos, basta re-calcular o encadeamento.

- Verificar a integridade do banco de dados: Como ilustra a figura 8, os links do encadeamento devem ser recalculados e comparados com os links armazenados no banco de dados da AD. Além disso, é necessário verificar se o Ponto de Confiança confere com o publicado, bem como a validade do certificado digital da AD.

Ilustrações para a verificação de integridade em ambos os métodos:



**Figura 9:** Verificação da Integridade do Banco de Dados no Método de Encadeamento Linear.



**Figura 10:** Verificação da Integridade do Banco de Dados no Método Arvore Sincronizada.

Apresentados os métodos de auditoria, passamos a uma visão do que o mercado oferece em relação à garantia da tempestividade segura à documentos digitais.

## Mercado

### *BRy*

A BRy oferece uma protocolizadora nos termos que já foram elucidados nas páginas anteriores. Seu produto consiste em um módulo de hardware e ferramentas de software que permitem que documentos se transformem em resumos para serem enviados para a PDDE sem a necessidade que o usuário conheça ou precise instalar softwares específicos (como PGP para emitir os resumos, por exemplo).

### *NCipher*

Esta empresa, no que compete à tempestividade, oferece três soluções correlatas:

- ❑ pdfProof: É uma solução para assinatura de documentos no formato "universal" PDF, marca registrada da Adobe. A idéia é utilizar um único certificado digital para uma empresa, de sorte que todos os documentos tenham seus recibos de tempo assinados pela ferramenta.
- ❑ DSE 200: É um conjunto que compreende um hardware de rede e um toolkit para desenvolvedores com interfaces para interação com softwares diversos. Um SDK (Software Development Kit) para que desenvolvedores criem seus próprios softwares e utilitários de segurança baseados em um framework e hardware específicos para isto.
- ❑ TimeSource Master Clock É uma possível fonte de tempo para os utilitários anteriores. Trata-se de um relógio atômico de rubídio embalsamado em um módulo de hardware que responde ao protocolo NTP, específico para ajuste de relógio.

### *Mykotronx*

Apresenta o FORTEZZA. A solução consiste num cartão PCMCIA que possui um processador criptográfico, baseado na tecnologia RISC, certificado pela NSA (*National Security Agency dos EUA*) para seus serviços de criptografia.

Este cartão encripta, decripta, assina documentos, permite a troca de chaves, faz *hashing* e permite a emissão de recibos de tempo. Ele apresenta, para tanto, um



relógio interno, que independe do horário do computador em que estiver instalado, resistente à violação.

### *VeriSign*

A VeriSign aparentemente não apresenta nenhuma solução de hardware específica, mas fornece um serviço de tempestividade. O serviço é chamado de "digital notarization". Assim, o cliente gera um par de chaves e compra um *Authentic Document ID*, que é um certificado digital assinado contendo sua chave pública assinada pela VeriSign.

Com posse deste ID, o cliente pode fazer uso do VeriSign Authentic Document Service, que é o serviço de TimeStamping da VeriSign. Ela recebe um resumo assinado pelo cliente, anexa um carimbo de tempo, o assina com sua própria chave privada e o devolve ao cliente, mantendo uma cópia para posterior análise e auditoria, caso se faça necessário.

Além disso, a VeriSign também oferece SDKs para desenvolvimento de aplicativos de segurança utilizando a sua tecnologia.

### *Eracom*

ProtecServer Orange - A solução da Eracom é baseada em uma placa PCI. Esta placa, segundo a empresa composta de vários métodos de detecção de violação, é compatível com as APIs "Microsoft Crypto" e "JAVA JCA/JCE".

Ela apresenta um relógio onboard para emitir carimbos de tempo, gerador de números aleatórios baseado em hardware e permite a exportação e importação de chaves com a tecnologia "Smart Card".

Esta empresa fornece também o "TimeCertain Chronologics TimeServer", que é uma solução de tempestividade baseada num servidor Linux que utiliza esta placa e o relógio desta para fornecer carimbos de tempo.

## **Normatização**

Em relação a normatização e a legislação vigente, foram estudados dois documentos. As referências vistas foram o "Manual de Requisitos de Segurança, Conteúdo e Funcionalidades para Sistemas de Registro Eletrônico em Saúde (RES), feito pela SBIS (Sociedade Brasileira de Informática em Saúde) e CFM (Conselho Federal de Medicina), e a "21 CFR Part 11", da FDA (Food and Drug Administration), dos EUA.

É difícil resumir uma norma, pois sua própria natureza é eminentemente declarativa e detalhista. O que cabe dizer é que as certificações brasileiras ainda estão em desenvolvimento. Uma primeira e uma segunda etapa, sobre o produto de software, são descritas e detalhadas no manual, de sorte que as empresas que trabalham com sistemas de registro eletrônico em saúde já podem ir aos poucos se adaptando. Mas uma terceira etapa - sobre o processo de uso - que ditará as regras efetivamente dispensando e afirmando com base em lei o uso do papel em sistemas de RES ainda está sendo elaborada.



## **1.5 Bibliografia**

[1] FDA CFR 21 Part 11

[http://www.fda.gov/ora/compliance\\_ref/part11/FRs/background/pt11finr.pdf](http://www.fda.gov/ora/compliance_ref/part11/FRs/background/pt11finr.pdf)

[2] Manual de Requisitos de Segurança, Conteúdo e Funcionalidades para Sistemas de Registro Eletrônico em Saúde (RES).

[http://www.sbis.org.br/GTCERT\\_20040219\\_RT\\_V2.1.pdf](http://www.sbis.org.br/GTCERT_20040219_RT_V2.1.pdf)

[3] Decreto Lei que estabeleceu ON - Observatório Nacional

[http://www.cenadem.com.br/news\\_tempestividade.php](http://www.cenadem.com.br/news_tempestividade.php)

[4] Página do LabSEC – UFSC

<http://www.labsec.ufsc.br/>

[5] BRy – PDDE

<http://www.bry.com.br/servicos/pdde/testdrive.asp>

[6] NCipher - pdfProof, DSE 200, TimeSource Server Clock

<http://www.ncipher.com/timestamping>

[7] Mykotronx - Fortezza

<http://www.mykotronx.com/products/fortezza/crypto.asp>

[8] Verisign - Authentic Document Service

<http://www.verisign.com/products-services/security-services/code-signing/brew-document-ids/faq.html#01000003>

[9] Eracom - ProtecServer Orange™

<http://www.eracon-tech.com/products/pso/pso.htm>

[10] CRN Brasil

[www.resellerweb.com.br/noticias/artigo.asp?id=78056](http://www.resellerweb.com.br/noticias/artigo.asp?id=78056)

A confiança no uso de documentos eletrônicos como fator crítico para o desenvolvimento das organizações modernas

[11] [www.bry.com.br/painel/palestras/ppt\\_rolt.ppt](http://www.bry.com.br/painel/palestras/ppt_rolt.ppt)







## 2. Modelo Matemático para Representação Gráfica de Deformações em Tecidos Arteriais

**Autor:** Diego Dias Bispo Carvalho

### 2.1 Introdução

A UFSC em parceria com a empresa Nano Endoluminal, localizada em Florianópolis, integra o projeto Robosurg, que visa desenvolver um dispositivo eletromecânico para recuperação de próteses arteriais.

O foco da Nano Endoluminal é a produção de equipamentos utilizados em cirurgias minimamente invasivas. Dentro deste escopo de produtos encontram-se próteses arteriais para tratamento endovascular de doenças aneurismáticas da aorta. As vantagens da aplicação deste produto são próprias das cirurgias deste tipo, como a ausência de aplicação de anestesia geral, a menor perda de sangue conseqüentemente o volume de transfusão e ocasionando uma recuperação mais rápida ao paciente. Entretanto, estas próteses apresentam problemas como vazamento ocasionado por rompimento do tecido da prótese em junções de partes ou deslocamento das extremidades da endo prótese, sendo necessário efetuar sua substituição.

Partindo destas premissas, um grupo de pesquisa do departamento de Eng. Mecânica da UFSC esta pesquisando a viabilidade de adotar um dispositivo eletromecânico para efetuar reparos em próteses, sem haver a necessidade de removê-las do corpo do paciente. Como complemento deste estudo, o grupo de computação gráfica do Laboratório de Integração Software-Hardware do INE, esta desenvolvendo um ambiente tridimensional que simula características físicas enfrentadas na pratica por esse dispositivo em tempo real.

Minha dissertação visa desenvolver um modelo de deformação e comportamento elástico de tecidos humanos nesta representação tridimensional. Entre as possibilidades inerentes a esta abordagem está pressionar, cortar e costurar o tecido. O ambiente tridimensional deve expressar graficamente os eventos com condições próximos as do mundo real. Portanto será necessária a utilização de conceitos de cinética e aplicação de força para tornar a simulação realista.

Como ponto inicial, pesquisei projetos e produtos relacionados à cirurgia robótica e posteriormente ambientes de simulação gráfica que se inserem nesse contexto.

### 2.2 Análise de Sistemas de Cirurgia Robótica

#### Zeus

Possui três braços, dois para manusear os instrumentos e um terceiro para operar uma câmera. Os instrumentos como bisturis, tesouras, acopladores de agulhas, são controlados através de dois 'joysticks'. O operador fica em frente a um monitor observando em tempo real as imagens captadas pela câmera controlando-a através de comandos de voz. Durante o desenvolvimento do Zeus, os joysticks foram aprimorados. A partir do modelo Micro-Wrist passaram a ter uma melhor integração



com os braços, passando a ter movimentos que mais se assemelham fisicamente aos das mãos humanas.

O sistema responsável pelo gerenciamento da câmera e processamento de comandos de voz é chamado de AESOP. Esse sistema pode ser usado independentemente do Zeus em outras cirurgias. Possui algumas funcionalidades como 'marcar' pontos específicos no espaço 3D e retornar a exata posição com um comando de voz.



**Figura 11:** Sistema Zeus utilizado em uma cirurgia

Resultados: Segundo artigo datado de 2002, todas as cirurgias realizadas com esse dispositivo foram bem sucedidas, porém o tempo é 40% maior em relação a cirurgias convencionais. Apesar dessa diferença a técnica empregada é minimamente invasiva, causando menos traumas ao paciente. Preço U\$ 750.000,00.



**Figura 12:** Tipos de Instrumentos Cirúrgicos Utilizados.



**Figura 13:** Tipos de Instrumentos Cirúrgicos Utilizados.

Segundo o site [www.howstuffworks.com](http://www.howstuffworks.com), o sistema Zeus ainda não foi aprovado pelo FDA, sendo utilizado majoritariamente na Alemanha e Áustria. O sistema AESOP, utilizado separadamente do Zeus, foi o primeiro robô aprovado para cirurgia médica pelo FDA.

### **Da Vinci**

O sistema Da Vinci tem muitas semelhanças com o Zeus. Como a existência de três braços robotizados, dois para operar instrumentos e um para a câmera.

A diferença fundamental se refere à utilização de um sistema de visão 3D composto por duas câmeras, visualizado pelo cirurgião através de um binóculo e controlado por pedais, ao invés da voz como no Zeus.



**Figura 14:** Binóculo e Joysticks do sistema Da Vinci.



**Figura 15:** Sistema Da Vinci em sala de cirurgia

O sistema Da Vinci, por ter aprovação do FDA, é utilizado em larga escala em território americano nos mais diversos tipos de cirurgias.

Importante: em Marco de 2003 as companhias Intuitive Surgical e Computer Motion, responsáveis respectivas pelos sistemas Da Vinci e Zeus realizaram uma operação de fusão; cabendo a Intuitive Surgical a maior posição acionária.



**Figura 16:** Robô protótipo executando uma operação em um joelho

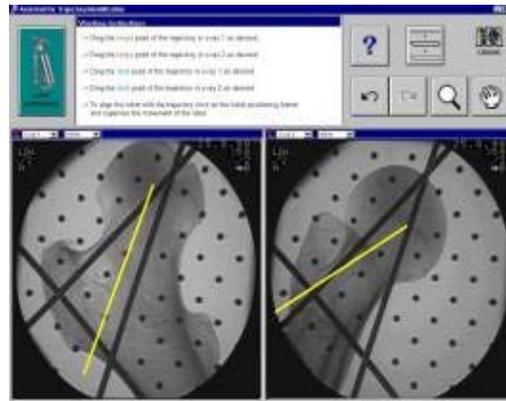
## CRIGOS - Compact Robot for Image Guided Orthopedic Surgery

Consórcio formado por diversas entidades europeias.

Esse projeto tem como objetivo desenvolver um robô compacto para efetuar cirurgias ortopédicas e um software pra realizar um pré-planejamento cirúrgico a partir de informações adquiridas por processamento de imagens obtidas em exames



do paciente em questão. O sistema deve ter uma arquitetura modular, ser pequeno, seguro e esterilizável.



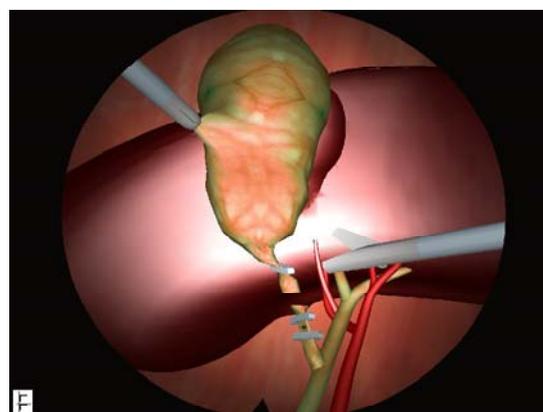
**Figura 17:** Protótipo de software para pré planejamento de cirurgia

O projeto é muito ambicioso, planeja automatizar um tipo de cirurgia que utiliza instrumentos bem mais rústicos que os listados até agora. O software para o pré-planejamento da cirurgia pode ter algumas técnicas de análise e processamento de imagens utilizadas em outros propósitos além do pré planejamento. Porém o mesmo se encontra em estágio de desenvolvimento inicial se comparado com o Da Vinci ou Zeus.

## **2.3 SIMULAÇÕES**

### **Kismet**

Desenvolvido pelo centro de Pesquisa Karlsruhe. Oferece um ambiente de simulação completo, preocupado com os diversos aspectos físicos presentes em uma cirurgia. O ambiente simula a elasticidade dos tecidos do corpo, a reação que um instrumento proporciona a entrar em contato com os mesmos e até mesmo o som que esta operação produz.



**Figura 18:** Endoscopia realizada no ambiente de simulação Kismet.



A equipe de desenvolvimento do Kismet criou o Vest, que significa "Virtual Endoscopic Surgery Training". Uma máquina no estilo arcade na qual o operador dispõe de dois joysticks para controlar os instrumentos cirúrgicos que são movimentados na tela. Podendo ser utilizada para treinamento de cirurgiões de uma maneira segura e limpa.



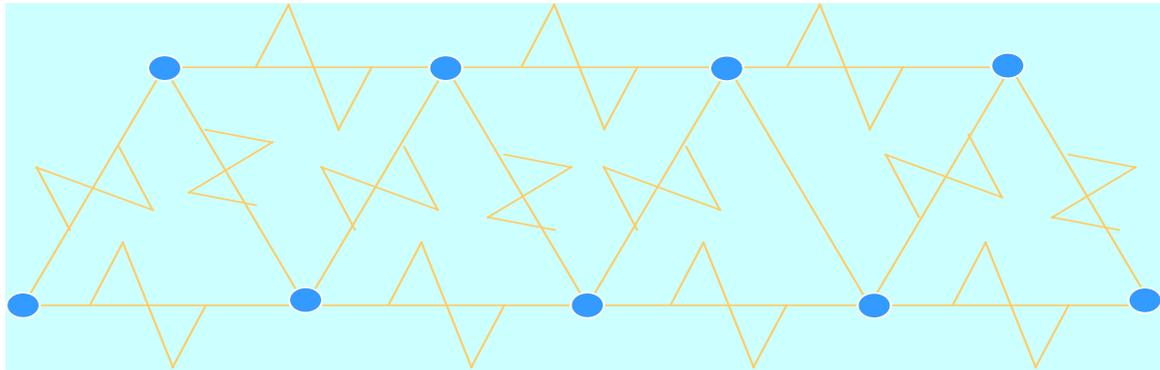
*Figura 19: Mulher operando o VEST*

## **2.4 Modelos Matemáticos para Representação das Deformações**

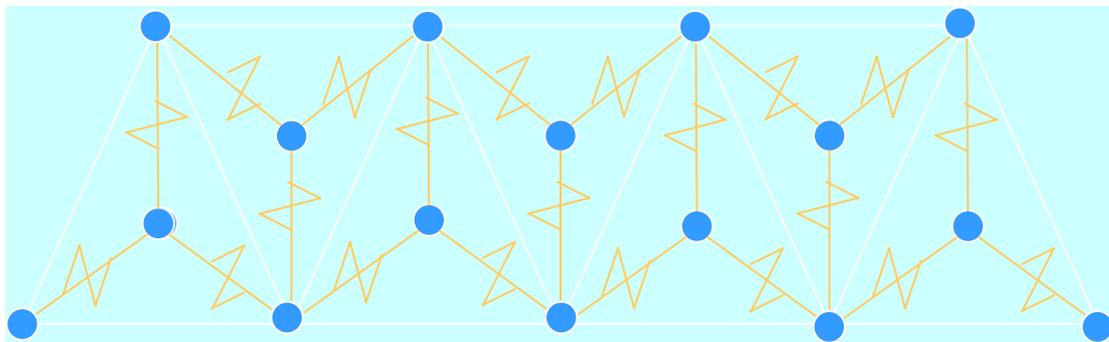
### **Massa Mola**

O modelo massa mola satisfaz essa necessidade temporal da simulação, representando gradativamente a deformação e o modo que o sistema tende a voltar a seu estado inicial. É uma alternativa viável; softwares que tratam de problemas semelhantes e utilizam esta técnica executam comodamente em computadores com configurações intermediárias. ex. PIII 1Ghz-256mb RAM- GeForce 2 64 RAM.

O modelo utilizado pode ser uma massa de triângulos, como os vértices como massa e as arestas como molas. Outra abordagem pode ser usar o baricentro como ponto fixo e as linhas que o ligam aos vértices como molas. Isto tornaria mais fáceis operações como sutura e corte, bastando verificar a interseção dos triângulos com as ferramentas utilizadas. Modelo muito difundido, com uma grande quantidade de material relacionado.

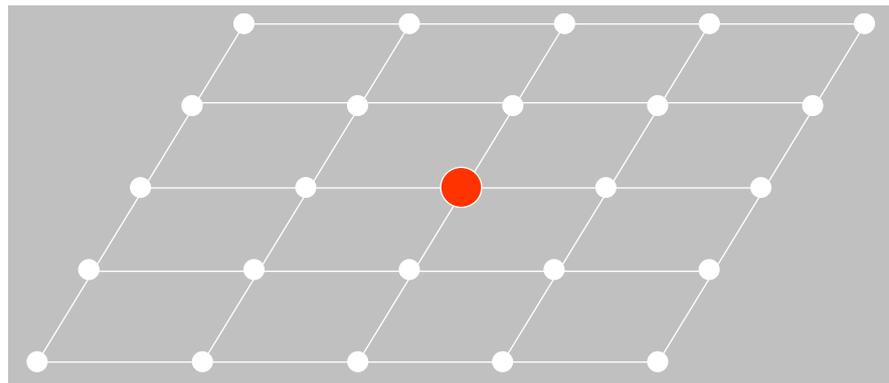


**Figura 20:** Arestas usadas como molas ligadas a vértices.

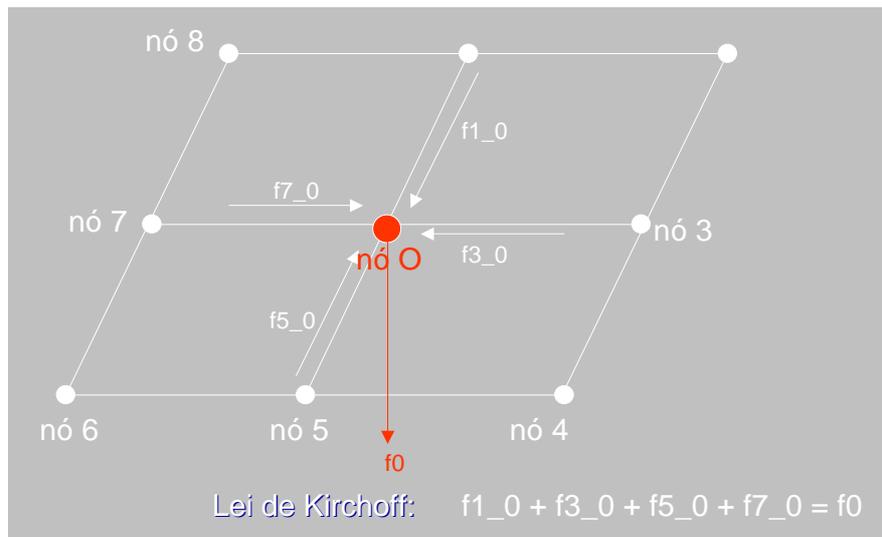


**Figura 21:** Molas ligadas ao baricentro e a cada vértice.

Abaixo será demonstrado o comportamento deste modelo em uma malha de quadrilátero em relação a uma força externa aplicada.

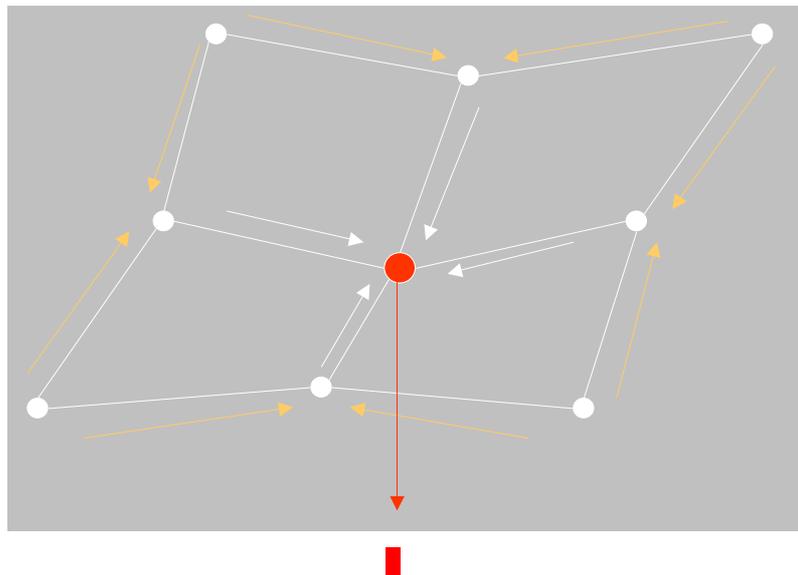


**Figura 22:** Malha de quadriláteros.

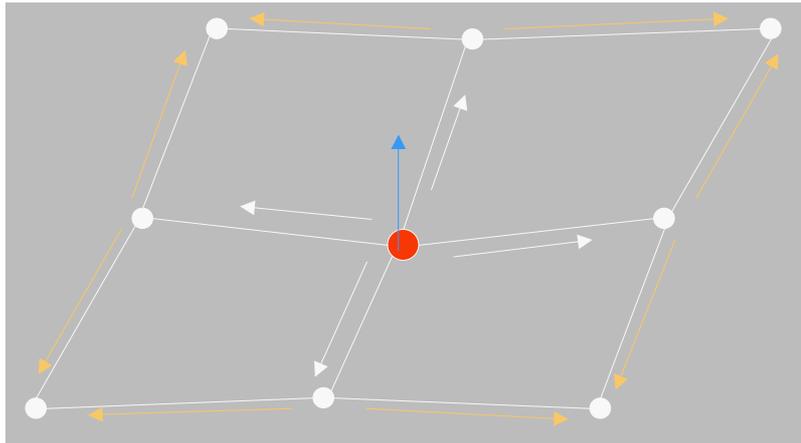


**Figura 23:** Sistema em Repouso.

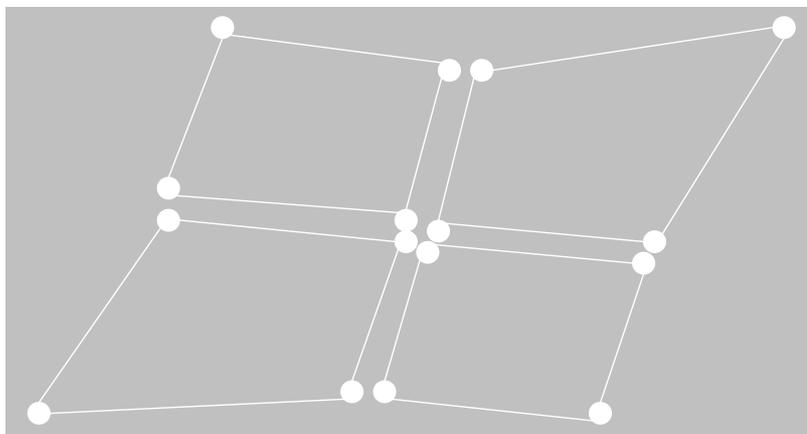
Para a melhor compreensão deste sistema pode-se fazer uma analogia com a aplicação da lei de kirchoff em circuitos elétricos, na qual a soma das correntes em entram um nó é a soma das correntes que saem do mesmo. Neste caso a corrente é substituída pela força, a soma das forças que convergem dos vizinhos em direção a um nó, será igual a soma da força que nele é aplicada. Esta força pode ser considerada até o momento em que ela for maior que uma constante e, como foi comentado na apresentação.



**Figura 24:** Deformação.



**Figura 25:** Amortecimento – Retorno ao ponto de repouso



**Figura 26:** Pode ocorrer rompimento dependendo da pressão aplicada.

A força transmitida de um nó a outro é calculada através de uma equação diferencial.

Cada nó possui um valor de massa constante e cada mola possui um coeficiente de amortecimento e coeficiente de elasticidade constantes.



$$m \frac{d^2 x}{dt^2} = -kx - c \frac{dx}{dt} + F(t)$$

$$\frac{d^2 x}{dt^2} + \frac{k}{m} x + \frac{c}{m} \frac{dx}{dt} = \frac{F(t)}{m}$$

O cálculo é representado pela equação a seguir:

**Equação 1 - Cálculo da força**

Onde:

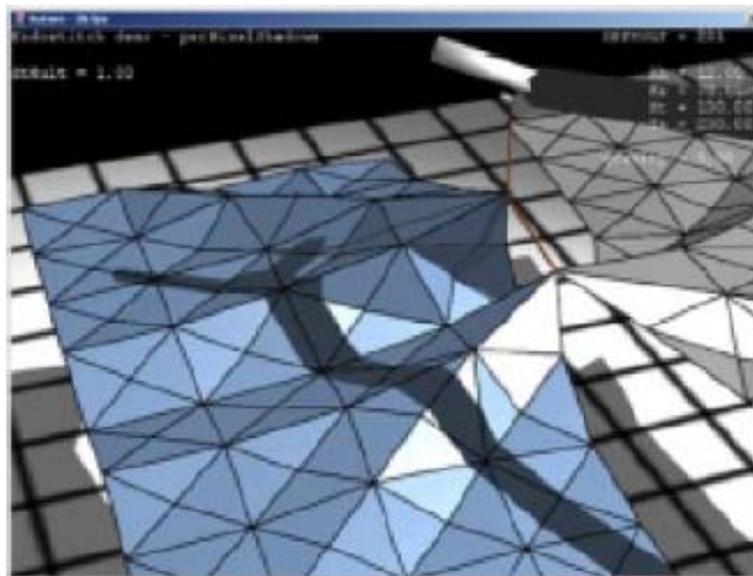
- x - deslocamento
- m - massa
- a - pressão aplicada
- c - constante amortecimento
- k - constante elástica da mola
- F(t) - força em função do tempo

*Vantagens:*

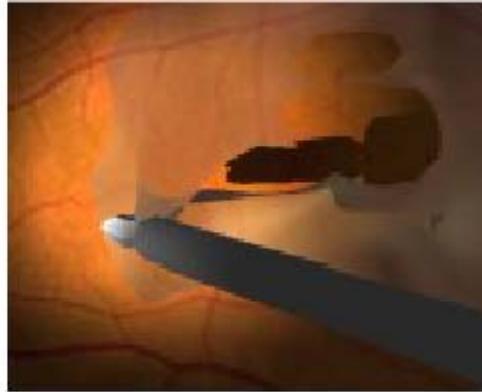
Ganha-se velocidade na simulação devido à facilidade e a menor quantidade de operações matemáticas realizadas. Até o rompimento, o sistema possui um equilíbrio de forças conhecido.

*Desvantagem:*

Menor realismo em comparação a outros modelos.



**Figura 27:** Modelo massa mola aplicado em simulador – operação de sutura entre duas malhas de triângulos.



**Figura 28:** Software para simulação de cirurgia ocular que utiliza o modelo massa-mola.

### Elementos Finitos

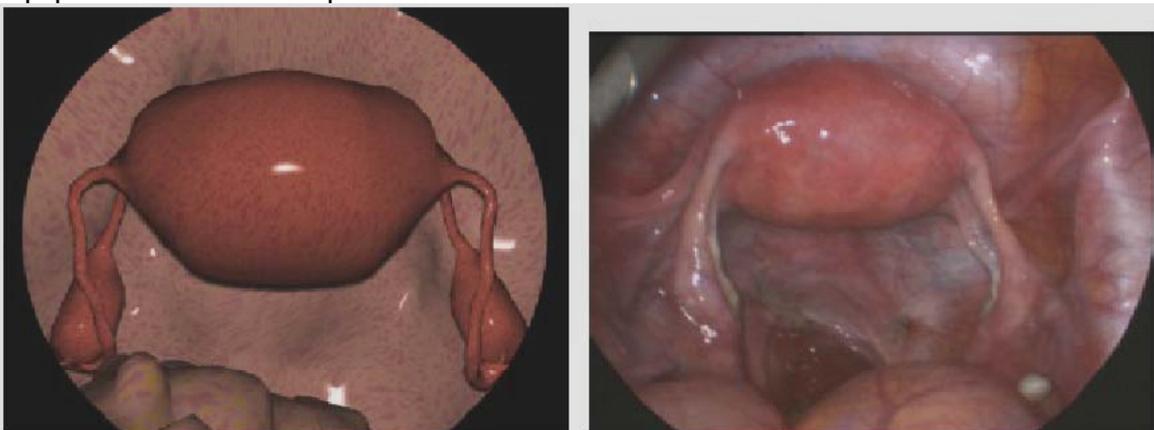
É a abordagem padrão para modelagem física, aonde o problema é definido em um espaço contínuo, mas resolvido por cada elemento numa definição discretizada do espaço. Funções de interpolação com esses elementos tornam o problema numericamente tratável, com condições limites (de borda) apropriados à solução.

#### *Vantagens*

De todas as formas estudadas é a que apresenta maior exatidão. Utiliza para situações nas quais se exige deformidades mais próximas a realidade. Possuem a melhor descrição, tanto do ponto de vista plástico como físico.

#### *Desvantagem*

Possui um alto custo computacional, para uma simulação em tempo real se exige um equipamento com desempenho elevado.



**Figura 29:** Reconstrução gráfica de um útero através do modelo de elementos finitos, imagem real à direita.

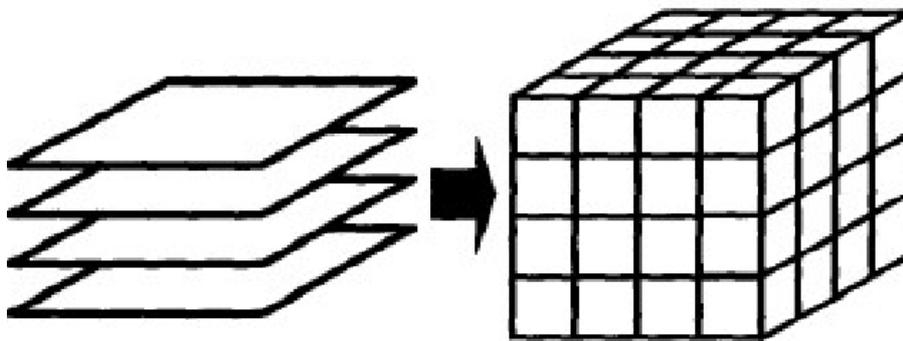


### Autômatos Espaciais de Voxel

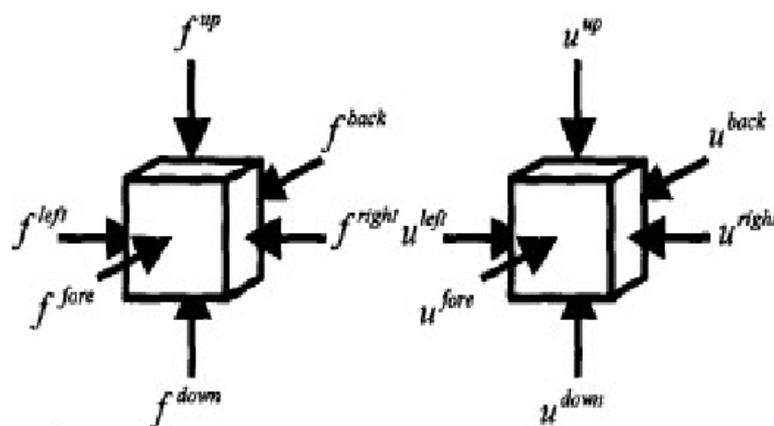
Consiste em construir o objeto sólido a partir do conjunto de pequenos 'cubos' denominados voxels. A posição atual de um voxel, depende da força que os vizinhos exercem sobre ele, um pouco dessa força é dissipada no próprio voxel, o restante é transmitido aos seus vizinhos novamente.

Assim como o modelo de massa mola satisfaz as necessidades temporais de simulação. Representa a deformação através do tempo e tal quais as forças de atração e reação, porém de uma maneira mais distante do natural. Existem extensões do método que amenizam este problema.

A adoção desse modelo seria útil a migrar de uma representação por octrees, Ao invés de uma representação por malhas de triângulos.



**Figura 30:** Espaços de Voxels construídos a partir de dados de múltiplos slices.



**Figura 31:** Transferência entre valor e força entre voxels vizinhos.

#### Vantagens

Os cálculos para transmissão de forças são simples, otimizando o tempo de execução. O modelo de voxels pode ser obtido através de uma imagem 3D, ou

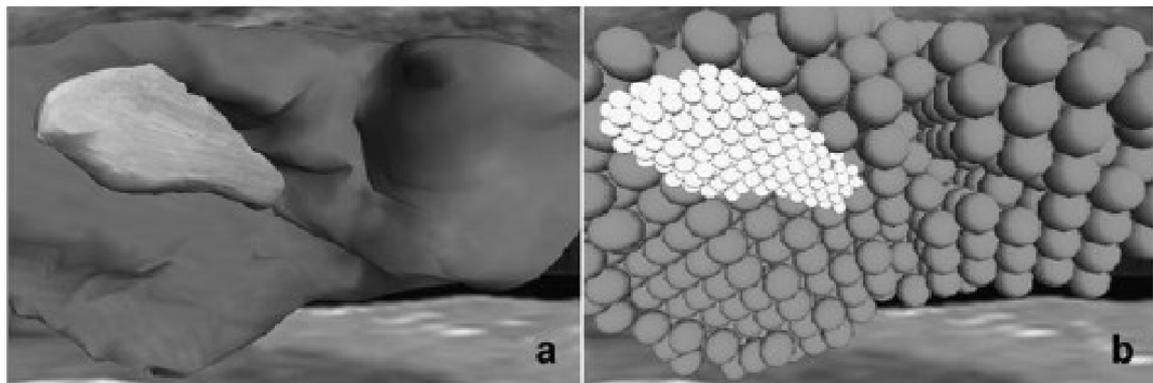


mesmo uma octree. Este método pode ser usado tanto para modelar superfícies como sólidos.

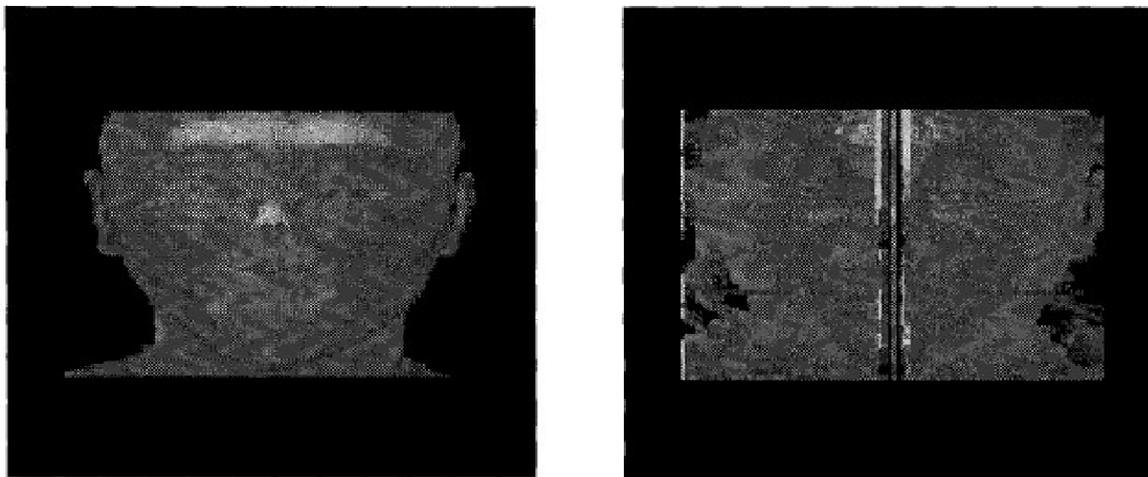
#### *Desvantagens*

Representação gráfica não demonstra exatidão, porém isso pode ser ajustado conforme as forças são transmitidas de um voxel aos seus vizinhos, bastando apenas ajustar os parâmetros.

Um grupo de pesquisa japonês desenvolveu um sistema de simulação para o robô 'Da Vinci' baseado neste princípio, porém utilizado um modelo de esferas, de tamanho equivalente, construídas a partir de triângulos.



**Figura 32:** Figura com texturas – representação com esferas internas.



**Figura 33:** Cabeça reconstruída com modelo de Voxels – cabeça cortada ao meio.

### **Superfícies**

Podem ser utilizadas pra simular deformações, variando seus pontos de controle.

#### *Vantagem*

O emprego de superfícies representa com fidelidade objetos, bastando ter um número representativo de pontos de controle. A escolha de uma superfície que



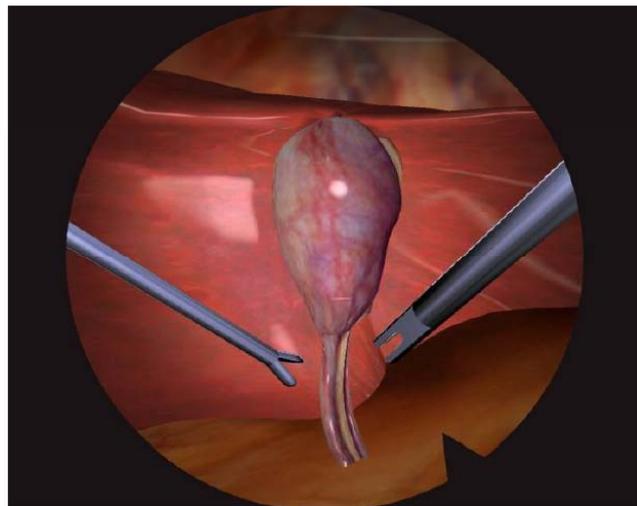
apresente controle local é uma vantagem, pois haveria a necessidade de calcular novamente apenas na região que sofresse a deformação.

#### *Desvantagem*

É eficaz para a representação gráfica, porém existe a necessidade de adotar um modelo matemático que expresse a deformação alterando a posição dos pontos de controle.

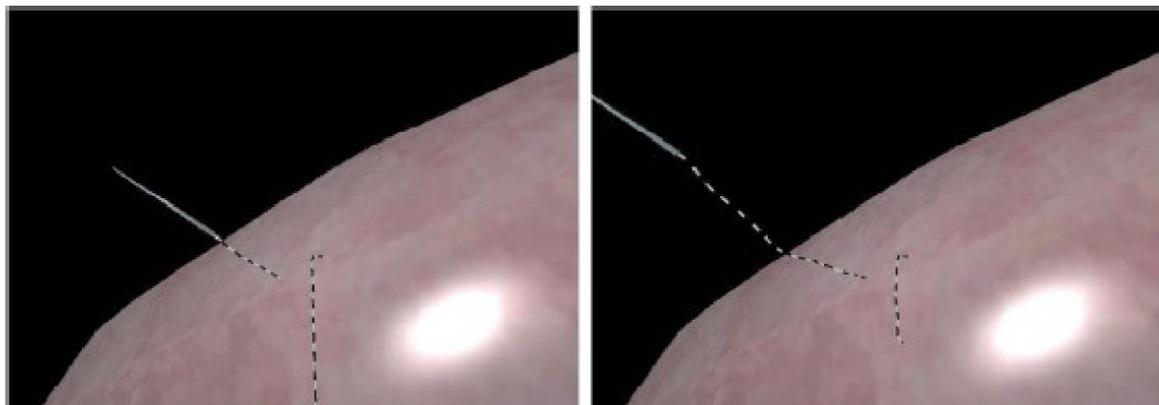
Não apresenta um comportamento volumétrico, se pressionar um lado do órgão, por exemplo, o outro lado vai se mover também. Esse comportamento é obtido usando modelos que também tratem o interior do órgão e conectem lados opostos de maneira implícita. O interior do modelo de superfícies não é definido, tornando impossível simular incisões.

No projeto Kismet, da Universidade de Karlsruhe na Alemanha, esse modelo foi utilizado. O problema do comportamento volumétrico foi solucionado adicionando pontos de controle no interior do órgão, que conectavam os nós da superfície aos nós do lado oposto.



**Figura 34:** Simulação de laparoscopia no Kismet

Uma curva do tipo spline foi utilizada por um grupo francês da universidade de Lille apenas para simular a linha durante a sutura.





**Figura 35:** Simulação de sutura.

### *Métodos Híbridos*

Os métodos híbridos observados geralmente utilizam uma técnica específica para a geração das malhas de polígonos, NURBS ou EF, e uma outra técnica para a representação física.

## **2.5 Tarefas Seguintes**

- Realização de testes para observar como um dos modelos de deformação apresentados reage na prática. O massa-mola devido ao conhecimento adquirido durante a pesquisa e as vantagens que proporciona foi o escolhido para testes iniciais.
- Estudar um modelo de detecção de colisões.
- Implementar uma simulação que gerencie eventos de deformação e interação do tecido arterial com instrumentos cirúrgicos.

## **2.6 Bibliografia**

- [1] AYAY, Ahmet, Bresler, L., Brunaud, L., Boissel, Patrick. *Early Results of One-Year Robotic Surgery Using the Da Vinci System to Perform Advanced Laparoscopic Procedures*.
- [2] URANÜS, S., Mächler, H., Bergmann, P., Huber, St., Höbarth G., Pfeifer, J., Rigler B., Tscheliessnigg, K.H., Mischinger, H.J. *Early experience with Telemanipulative Abdominal and Cardiac Surgery with the Zeus Robotic System*.
- [3] SUZUKI, Shigeyuki, Suzukia, N., Hashizume, M., Kakeji, Y., Konishi, K., Hattori, A., Hayashibe, M. *Tele-training simulation for the surgical robot system "da Vinci"*.
- [4] SAKAMOTO, Yuji, Tuchiya, K., Manabu, K. *Deformation Method for Surgery Simulation Using Voxel Space Automata*. Dept. of Electric and Electronic Engineering, Muroran Institute of Technology.
- [5] LEDUC, Matt, Payandeh, S., Dill, J. *Toward Modeling of a Suturing Task*. Experimental Robotics and Graphics Laboratory, School of Engineering Science, Simon Fraser University. Burnaby, BC V5A 1S6, Canada.
- [6] WAGNER, Clemens, Schill, Markus A., Männer, R. *Collision Detection and Tissue Modeling in a VR-Simulator for Eye Surgery*. Institute for Computational Medicine, Universities of Mannheim and Heidelberg, Mannheim, Germany.
- [7] SZÉKELY, Gábor, Brechbuehler, Ch., Hutter, R., Rhomberg, A., Schmid, P. *Modeling of Soft Tissue Deformation for Laparoscopic Surgery Simulation*.
- [8] BERTI, Leandro A. *Implementação de um protótipo de software para análise, mensuração e reconstrução de aneurismas de artéria aorta abdominal*.
- [9] BRONSON, Richard. *Moderna Introdução às Equações Diferenciais*. Department of Mathematics and Computer Science, Fairleigh Dickinson University – McGraw-Hill do Brasil – 1976.





## 3. Seminário sobre o Estado da Arte em Atlas Cerebrais

**Autor:** Brian Tani

### 3.1 Introdução

Atlas cerebrais são mapas do cérebro referenciados em um sistema de coordenadas esterotáxicas [8], coordenadas, estas, que são baseadas em marcos anatômicos e, por essa razão, não são absolutas. E com a grande variabilidade neuroanatômica [2,17] é necessário ajustar a imagem do cérebro do paciente a do Atlas, seja por transformações geométricas aliadas a análise probabilística, ou por deformações aplicadas a imagem; para que se possam fazer comparações [8,2,4].

Segundo Toga et. al. a maior parte dos Atlas são baseados na anatomia de um único paciente em um espaço estereotáxico. Mapas de diversas modalidades podem ser comparados com estes Atlas, e descobrir-se regiões de ativação e outras coisas. Os primeiros Atlas eram baseados em crio-seções de um, ou poucos, indivíduos post-mortem; Dentre os diversos Atlas feitos, os mais usados são o de Talairach e Tournoux (1988) e de Schaltenbrand e Wahren (1977)[2].

Meios de criar uma visualização volumétrica a partir de uma seqüência de imagens incluem a renderização baseada em superfícies, extraíndo-se informação do contorno das imagens, e a renderização baseada em voxel, que interpreta o espaço entre as imagens na seqüência como a terceira dimensão do pixel, criando um voxel (um pixel volumétrico) que mantém as informações de tons de cinza das imagens originais [8]. Estes dados dos tons de cinza contêm informações sobre os tecidos, e seu significado dependerá da modalidade da aquisição da imagem.

Além disto, há ferramentas que se especializam em mapear estruturas específicas do cérebro, mas que mantém certo grau de variabilidade. Este é o caso do corpo caloso, do hipocampo e outras estruturas [10,11].

Uma ferramenta, o Mindboggle[12], apenas faz rotulação de áreas do cérebro do paciente comparando através de uma técnica de "espalhamento cerebral" (scatterbrained) a outros Atlas.

A variedade neuroanatômica é ainda mais marcante quando se refere ao córtex cerebral humano. Este tem uma estrutura muito complexa, o que pode sugerir que suas estruturas tenham auto-similaridade. Isto é, uma natureza fractal. A ontogênese do cérebro humano é influenciada por fatores genéticos, mas também por influências externas [1,13] que favorecem a variabilidade entre espécimes e contribuem para a grande complexidade deste órgão. Segundo Kiselev et. al, [3] se o córtex cerebral humano mostrar-se ser uma estrutura fractal, anomalias no padrão de giros, que são difíceis de se avaliar com técnicas morfométricas, poderiam ser estudadas com análise fractal. Vários trabalhos apontam para essa possibilidade [3,4,5,6], e associam algumas doenças a anormalidades na dimensão fractal como no caso de Free et. al [6], e Thompson, et.al [5].



### **3.2 Mapas, Atlas e Sistemas de Referência**

Um mapa cerebral é a representação gráfica de uma modalidade de aquisição de imagens do cérebro. Foram criadas diversas formas de enxergar o cérebro, como Tomografias Computadorizadas Tridimensionais, Espécimes Anatômicos, meios de visualizar cito-arquitetura de regiões, áreas de relações químicas, MRI, PET, entre outros [2].

Os primeiros Atlas cerebrais eram baseados no estudo anatômico de indivíduos post-mortem. Alguns Atlas mais recentes de referência anatômica baseados em criosecções do cérebro podem ter resoluções espaciais chegando a 100 microns/voxel. Com isso muitas estruturas podem ser visualizadas.

Atlas baseados em MRI permitiram o estudo de cérebros de indivíduos in-vivo, mas perdem em termos de resolução.

Também há Atlas que visam mapear modalidades adquiridas de diversos sensores (PET, CT, MRI) num mesmo sistema de coordenadas tridimensionais. A estes Atlas, dá-se o nome de Atlas Multi-Modais[2].

Um Atlas cerebral seria então um conjunto destes mapas do cérebro referenciados em um sistema de coordenadas esterotáxicas [8]. Estas são coordenadas usadas na localização de estruturas cerebrais de forma confiável entre diferentes indivíduos.

Estas coordenadas são normalizadas, para que usando transformações (rotação, translação e escalonamento), o cérebro do paciente possa ser encaixado nas coordenadas do Atlas em questão. Essas transformações são baseadas em marcos anatômicos como a linha formada pela Comissura Anterior e Posterior no caso do Atlas de Talairach. Estas transformações visam criar um sistema de coordenadas esterotáxicas padrão para que haja uma relação entre a localização de estruturas no cérebro do Atlas e a localização de estruturas no cérebro do paciente. Segundo Toga et. al. [8] vários estudos foram feitos examinando a variabilidade entre estruturas que ocorre no uso de sistemas de coordenadas, mas nenhum produziu alternativas universalmente aceitáveis.

Sistema de Coordenadas de Talairach é baseado em um cérebro de uma judia, alcoólatra, de 60 anos de idade; certamente fora dos padrões médios do cérebro jovem. Como foi desenvolvido com a idéia de planejamento cirúrgico para cirurgias em estruturas profundas no cérebro, não leva em consideração a distinção entre hemisférios. Além de ter cortes com espaçamento superior a 4mm. No entanto este sistema de coordenadas é o padrão, pois proporciona um framework para análise automática e tridimensional entre indivíduos distintos.

O Atlas de Schaltenbrand e Wahren possui cortes que variam de 1 a 4 mm de espessura [19] de um cérebro marcado para evidenciar regiões talâmicas. Também é baseado na linha formada entre a Comissura Anterior e Posterior.

Há outros exemplos de Sistemas de Referência como o proposto por Rehm et. al [21] que se baseia em pontos anatômicos no cerebelo. Este sistema de coordenadas visava contornar problemas de extrema variabilidade usando-se o sistema de coordenadas de Talairach, quando o cerebelo era o foco da pesquisa.

Outro sistema de coordenada propõe [22] um mapeamento bidimensional do córtex tratando-o como uma superfície em uma esfera. Os padrões de dobra do córtex são então mapeados a esta superfície. O artigo de Fischl et. al.[22] compara este método



ao de Talairach, e aponta uma menor variabilidade quando se é feita a média de vários indivíduos com a técnica proposta.

### **Atlas Deformáveis**

Como visto em Toga, et. al. [2] o uso de esquemas de normalização espacial baseados em características da substância branca tem ainda que acomodar completamente a estrutura mais variável do cérebro, o córtex. O córtex é também uma área de interesse para a maioria dos estudos de ativação de função. Variações normais consideráveis na geometria dos sulcos têm sido encontradas em várias localidades no córtex cerebral. Análises recentes de tridimensionalidade encontraram padrões bastante heterogêneos de variabilidade anatômica entre cérebros de indivíduos normais e enfermos, *post-mortem* e *in-vivo*.

Isto também implica que um Atlas de um cérebro padrão dificilmente atenderá a todas as variações entre as pessoas, sendo impossível criar uma representação fiel a todos os cérebros [14,15].

Outra abordagem é focar a atenção à geometria dos sulcos e giros cerebrais, e extrair relações comparativas entre o cérebro do paciente e o cérebro do Atlas. Para este fim as imagens do Atlas ou as dos pacientes são deformadas para que tanto os marcos anatômicos, quanto os sulcos e giros coincidam nas duas séries de imagens.

Há duas abordagens para essa filosofia, pode-se tanto transformar um cérebro de um Atlas conhecido para que se encaixe no cérebro do paciente, levando consigo todas as informações do Atlas sem alterar a relação entre as estruturas cerebrais do paciente. Ou deformar a imagem do cérebro do paciente para que se encaixe na de um Atlas, tendo assim um sistema de coordenadas comuns para avaliar vários indivíduos dentro de um contexto [2]. Estas transformações requerem que qualquer parte da anatomia do cérebro presente no Atlas ou no cérebro do paciente, pequena ou não, possa girar, entortar, aumentar ou diminuir para se encaixar a outra imagem. Além disto, devem manter a topologia e a conectividade apesar destas transformações complexas.

Toga et. al [2] comenta uma abordagem para resolver esse problema usando física de materiais na deformação de imagens. Nesta abordagem, o meio é tido com uma matéria elástica ou líquido viscoso, e as forças nele submetidas se comportam como na dinâmica de materiais.

### **Atlas Probabilísticos**

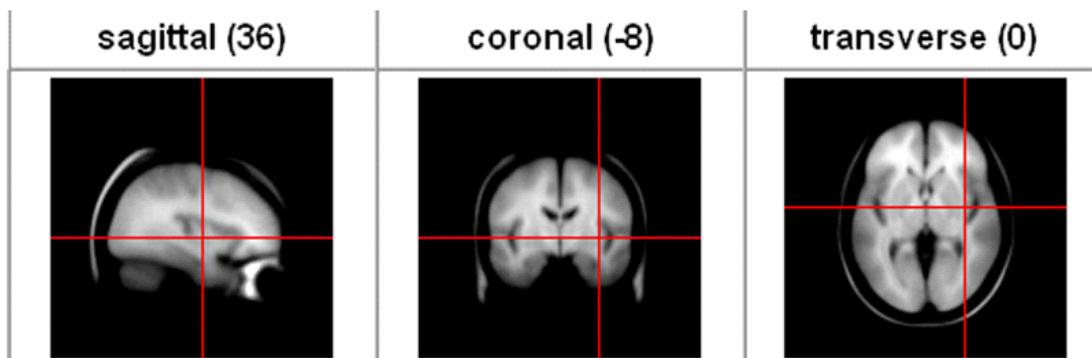
Como dito antes a variabilidade anatômica entre indivíduos é muito grande para que um Atlas possa representar fidedignamente todos os cérebros, mais especificamente os padrões de girificação do córtex cerebral[17]. Sendo assim para analisar uma população, podendo fazer-se comparações entre indivíduos é necessário que as representações dos dados individuais sejam estendidas para populações. Partindo da premissa que em certas circunstâncias um limite de confiança estatística é mais apropriado que uma representação absoluta da neuroanatomia.[2]

Os métodos de criação de Atlas cerebrais probabilísticos geralmente caem em três grandes categorias: Baseados em Densidade (Intensidade), Baseado em Deformações e Baseado em Rótulos.



### Atlas Baseado em Densidade (Intensidade)

Abordagens iniciais aos Atlas voltados a populações concentraram em gerar uma representação "média" da anatomia tirando a média de intensidade de várias séries MRI [2]. Um exemplo desta abordagem é o mapa do Instituto Neurológico de Montreal (MNI em inglês), o BrainWeb, que faz a transformação linear em cada imagem para que fiquem em um espaço esterotáxico, normaliza pela intensidade e tira a média voxel-por-voxel, produzindo um conjunto de dados com a média das intensidades.



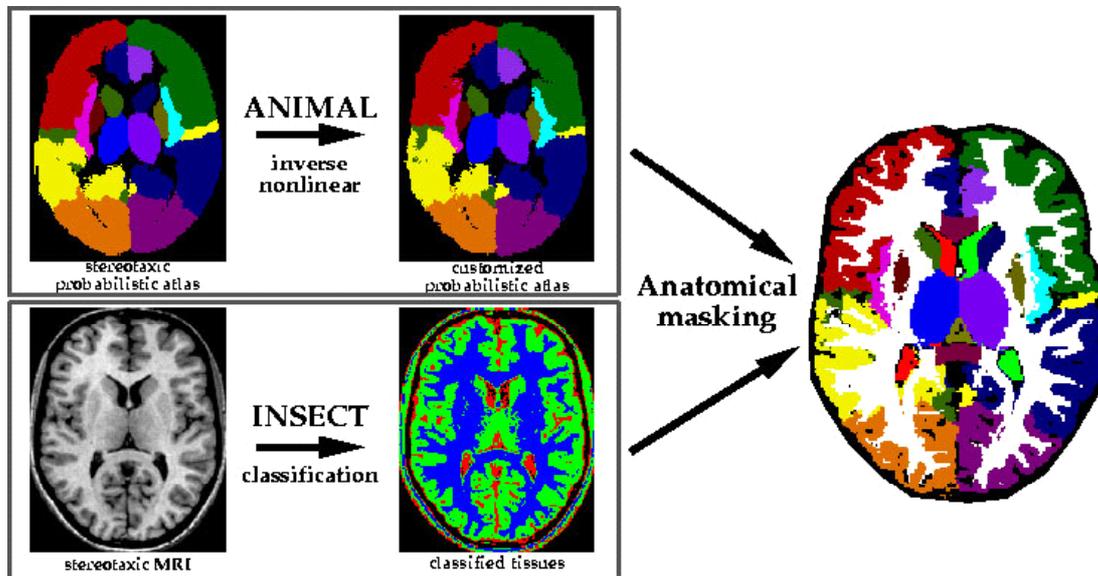
**Figura 36:** Imagem do BrainWeb mostrando a média de intensidade de imagens de ressonância magnética.

Devido a grande variabilidade presente no córtex cerebral, estas áreas apresentam-se demasiadamente borradas. O que limita muito seu uso como ferramenta de análise quantitativa.

### Atlas Baseado em Deformação

Nos Atlas probabilísticos baseados em mapas de deformações, propriedades estatísticas destes mapas de deformações são codificadas localmente para determinar a magnitude e tendência direcional da variação anatômica. A codificação da variação local pode então ser usada para abordar a severidade dos variantes estruturais fora da norma, os quais podem ser sinais de doença.

## Atlas Baseado em Rótulos



**Figura 37:** Mostra um método de rotulação automática com dois algoritmos usados em conjunto, o ANIMAL e o INSECT, para um Atlas probabilístico baseado em rótulos.

Segundo Toga et. al, as abordagens baseadas em rótulos, também chamadas de SPAM (Statistical/Probabilistic anatomy maps), grandes massas de dados cerebrais são manualmente segmentadas em sub-volumes, depois de mapear os conjuntos individuais no espaço estereotático. Um mapa probabilístico é então criado para cada estrutura segmentada, determinando a proporção dos rótulos de cada paciente em cada voxel no espaço estereotático.

### 3.3 Exemplos

#### Imagens de Cérebros, Atlas e afins

**Atlas de Talairach** – Conjunto de slides de imagens de crio-seções de uma paciente alcoólatra de 60 anos, catalogadas e registradas em coordenadas estereotáticas. O alinhamento do cérebro do paciente ao Atlas é feito de forma manual. O que torna a comparação ineficiente e dificulta a identificação de certas áreas sujeitas a grande variabilidade.

**Áreas de Brodmann** – Mapa com informações cito-arquitetônicas que expressão áreas e suas funções. Sofre dos mesmos problemas do Atlas de Talairach.

**Atlas de Schaltenbrand** - Conjunto de slides de imagens de crio-seções de um cérebro marcado para evidenciar regiões talâmicas de um paciente, catalogadas e registradas em coordenadas estereotáticas. Como o Atlas de Talairach, é necessário alinhar de forma manual e pode induzir ao erro.

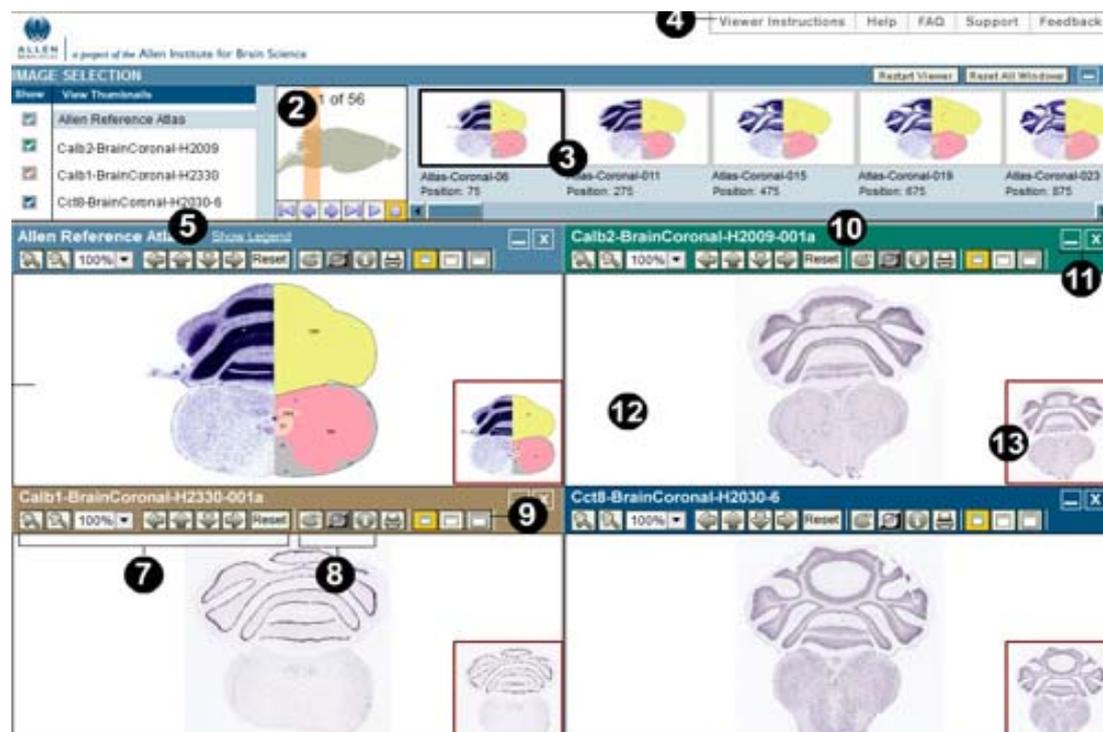
**Atlas de Matsui e Hirano** - Conjunto de slides de imagens de crio-seções de alguns pacientes, catalogadas e registradas em coordenadas estereotáticas.



Atamai Viewer e ASP (Atamai Surgical Planner) – O ASP em conjunto com o Atamai Viewer compõe um pacote de visualização de MRI. Serve para fazer planejamento de cirurgias estereotáxicas. Mas usa um formato proprietário, o MNC.

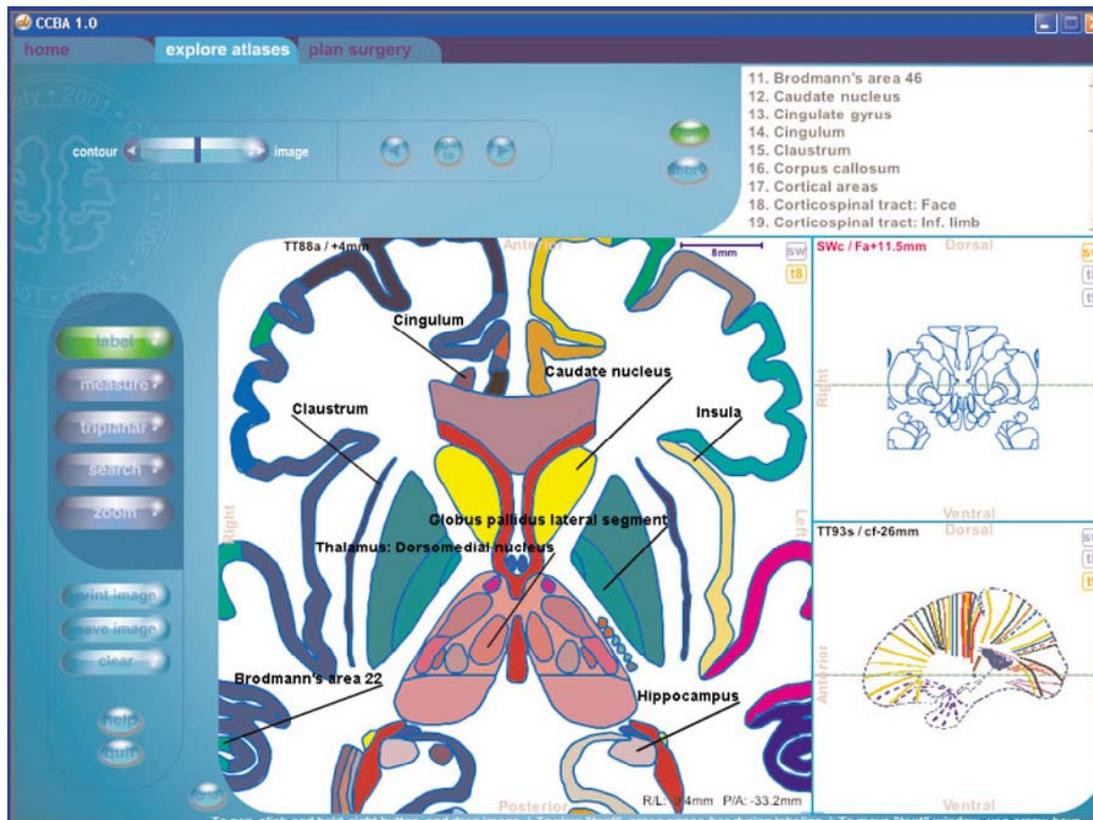
**ABA (Allen Brain Atlas)** – Atlas multi-modal que se destina ao estudo do cérebro do camundongo criando um mapa detalhado, de resolução a nível celular, que englobe informação genética do cérebro do camundongo. O completo entendimento do cérebro do camundongo, mais simples que o cérebro humano, pode ajudar no entendimento futuro deste.

<http://www.brain-map.org/>



**Figura 38:** Demonstração do Atlas e suas funcionalidades.

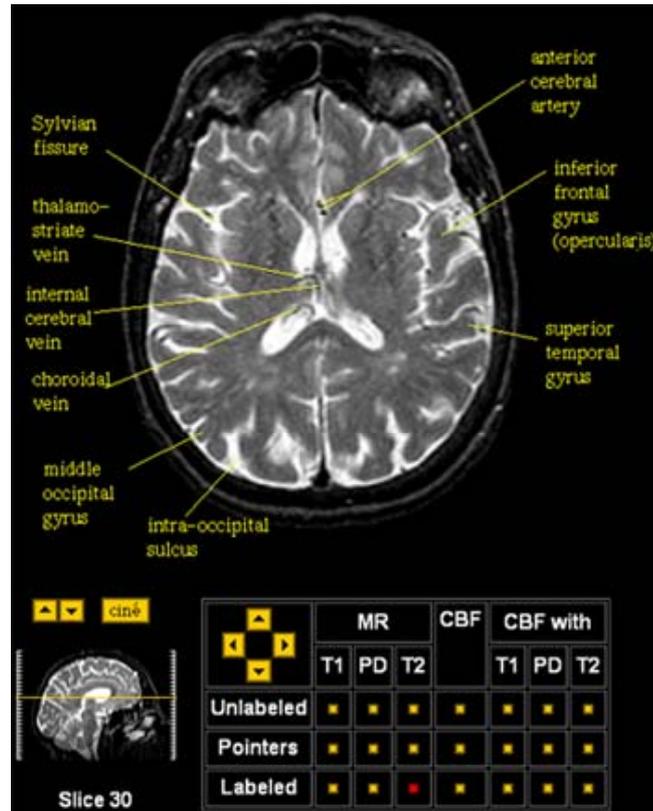
**Cerefy Clinical Brain Atlas** – Atlas digital para planejamento de neurocirurgia baseado no Atlas de Schaltenbrand e Talairach. Oferece uma plataforma integrada para o planejamento de cirurgia estereotáxica, e proporcionando uma base de comparação para identificação de tecidos saudáveis. O Cerefy é baseado no trabalho de Nowinski et. al. [23] de mapeamento cerebral e planejamento de cirurgias estereotáxicas.



**Figura 39:** Tela do Cerefy Clinical Brain Atlas.

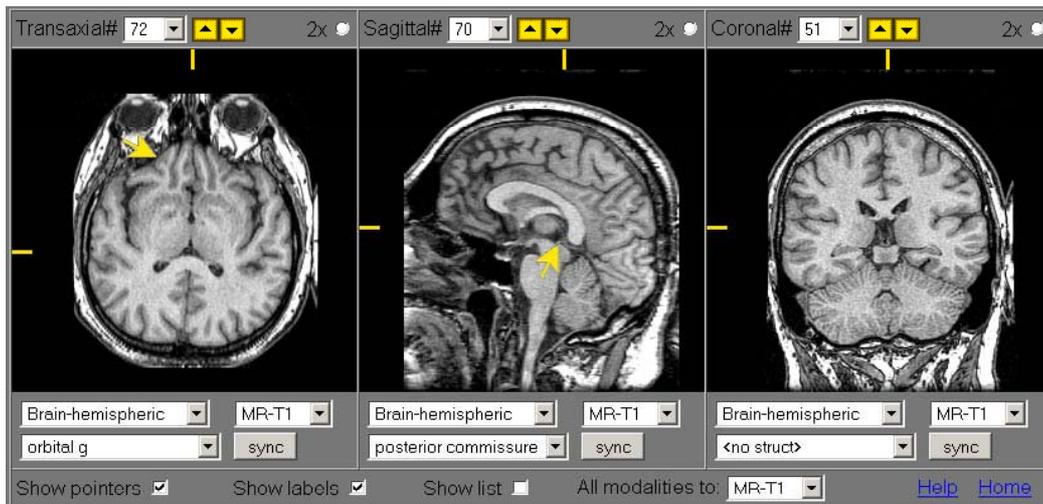
**BrainInfo** – Contém informação anatômicas sobre o cérebro de macacos, ratos e humanos. Sendo que a versão demonstrativa é bastante limitada. Serve como guia de referência para o estudo das estruturas cerebrais.

<http://braininfo.rprc.washington.edu/>



**Figura 40:** Demonstração do uso de BrainInfo localizando pela palavra chave "superior temporal gyrus" e selecionando o corte em MRI. Havia a possibilidade de escolher ver a dissecação do cérebro, mostrando a área escolhida na palavra chave; ou um diagrama da secção coronal do cérebro no modelo de Talairach; ou um mapa funcional. Também era possível escolher ver desenhos com linhas rotuladas em que aparecem a estrutura encontrado, mas esta função era para o cérebro de Macaca fascicularis.

**The Whole Brain Atlas** – (Universidade de Harvard) - Atlas probabilístico baseado em MRI. Pode-se escolher navegar por um Atlas de um cérebro normal, ou visualizar cérebros com determinadas doenças. Suas imagens podem ser usadas para avaliar técnicas diversas aplicadas a MRI.

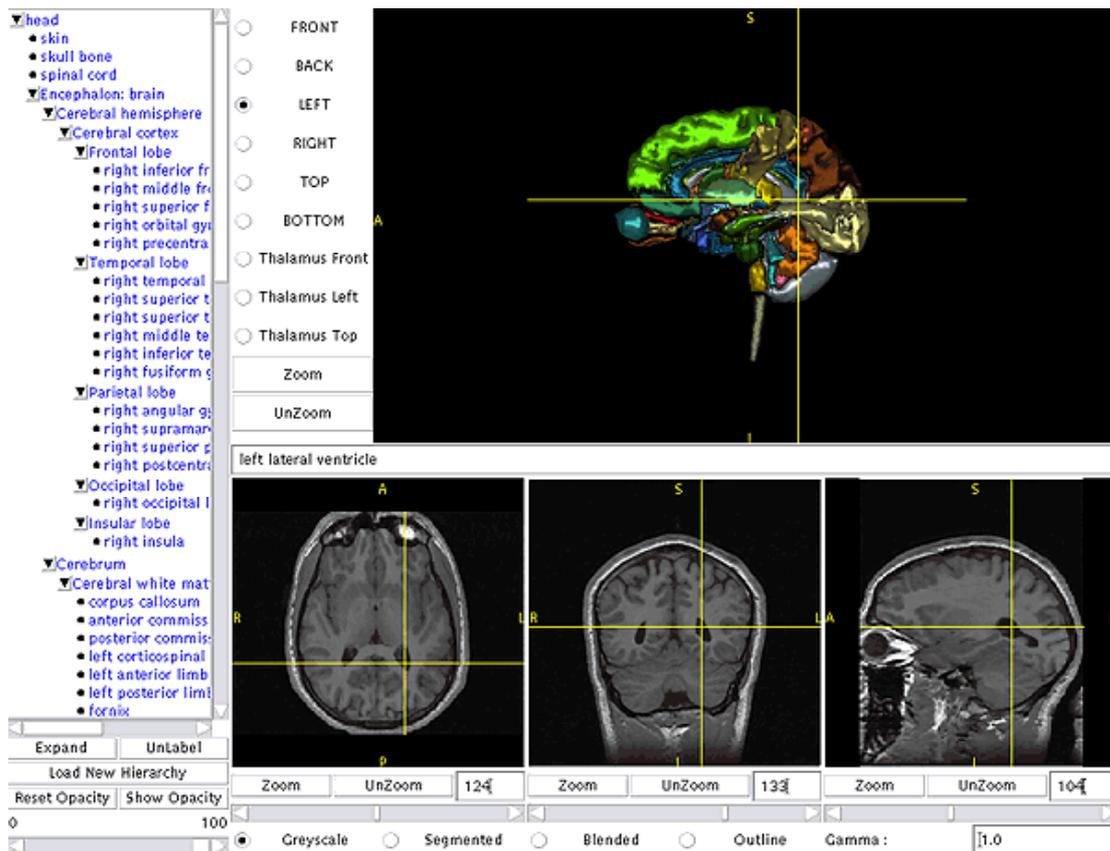


<http://www.med.harvard.edu/AANLIB/home.html>

**Figura 41:** Visualização de um série MRI de uma pessoa normal.

**SPL/NSL Anatomy Browser** – Visualizador anatômico altamente detalhado e que usa um modelo hierárquico para catalogação da anatomia. Contém não só cérebros, mas é um Atlas anatômico de outras áreas do corpo também.

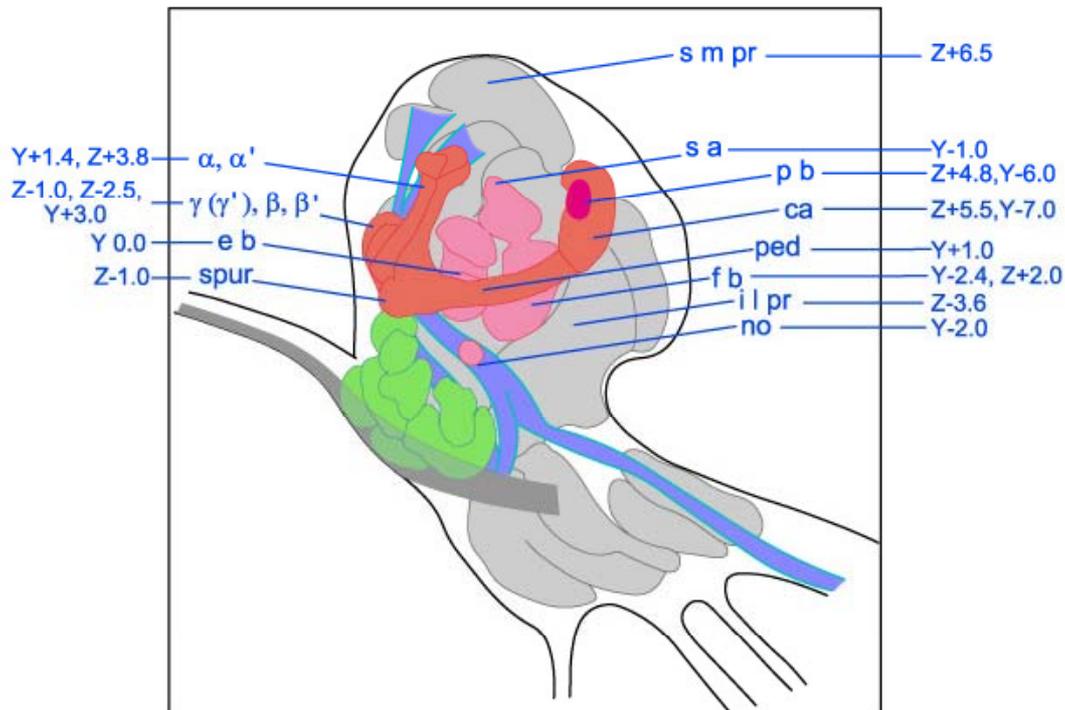
<http://splweb.bwh.harvard.edu:8000/pages/papers/AnatomyBrowser/current/>



*Figura 42: Mostra uma tela de demonstração do Atlas anatômico do cérebro no SPL/NSL Anatomy Browser.*

**Atlas of the Sheep Brain** – Atlas anatômico do cérebro da ovelha. Não muito útil, a não ser como guia de referência e como comparação anatômica com o cérebro humano.

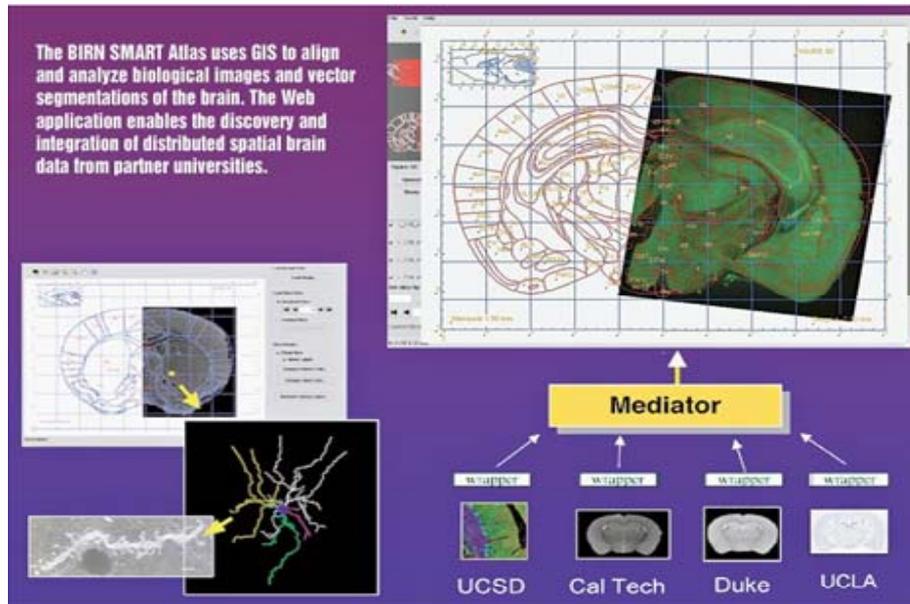
**Flybrain** – Atlas com informações anatômicas do cérebro da drosophila (Mosca).



**Figura 43:** Esquema do cérebro da *drosophila* em corte sagital.

**BIRN SMART Atlas** – Atlas da BIRN (Biomedical Informatics Research Network), um consorcio entre várias universidades, que criou um Atlas do cérebro do camundongo usando GIS (Graphical Information Systems). O Atlas SMART (Spatial Markup and Rendering Tools) usa um sistema o sistema de coordenadas estereotáxicas Atlas do Cérebro do Camundongo de Paxinos e Franklin[18], tem seus marcos anatômicos derivados destes. Tem como propósito permitir que pesquisadores do campo da neurologia colaborar remotamente através de queries espaciais em imagens de cérebro.

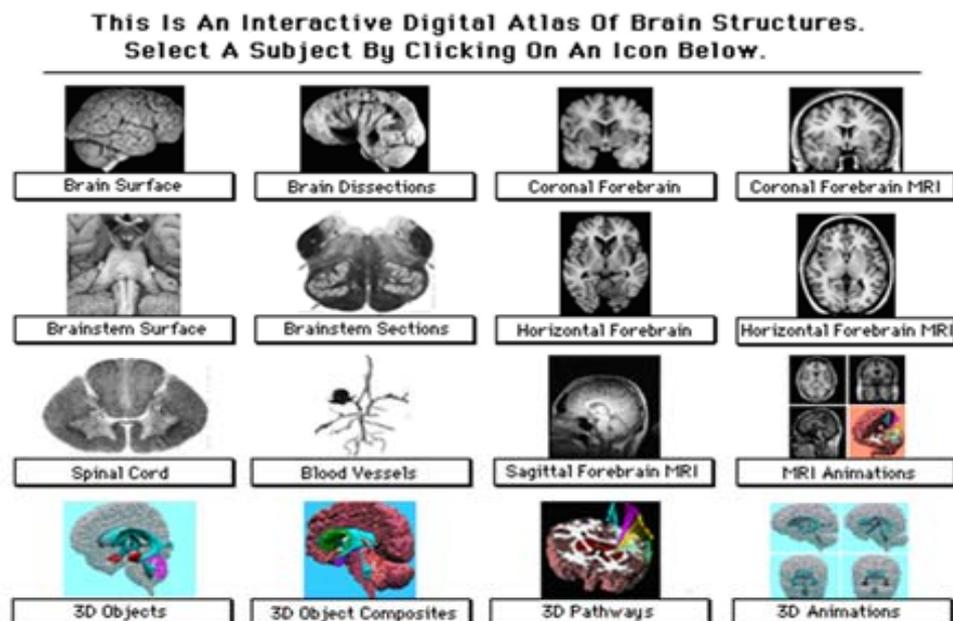
<http://www.geospatial-online.com/geospatialolutions/article/articleDetail.jsp?id=130796>



**Figura 44:** Esquema mostrando o funcionamento do BIRN SMART Atlas.

**Digital Anatomist Project** – Contém informações anatômicas do cérebro reunidas em dissecações, reconstruções usando modelos tridimensionais, imagem de ressonância, enfim diversas modalidades. Serve ao estudo da neuroanatomia somente.

<http://www9.biostr.washington.edu/da.html>



**Figura 45:** Menu com as modalidades a serem escolhidas para se estudar o cérebro humano no Atlas do projeto Digital Anatomist.

**MBL C57BL/6J Atlas** – Atlas multi-modal de um cérebro de camundongo C57BL/6J de 51 dias de idade.



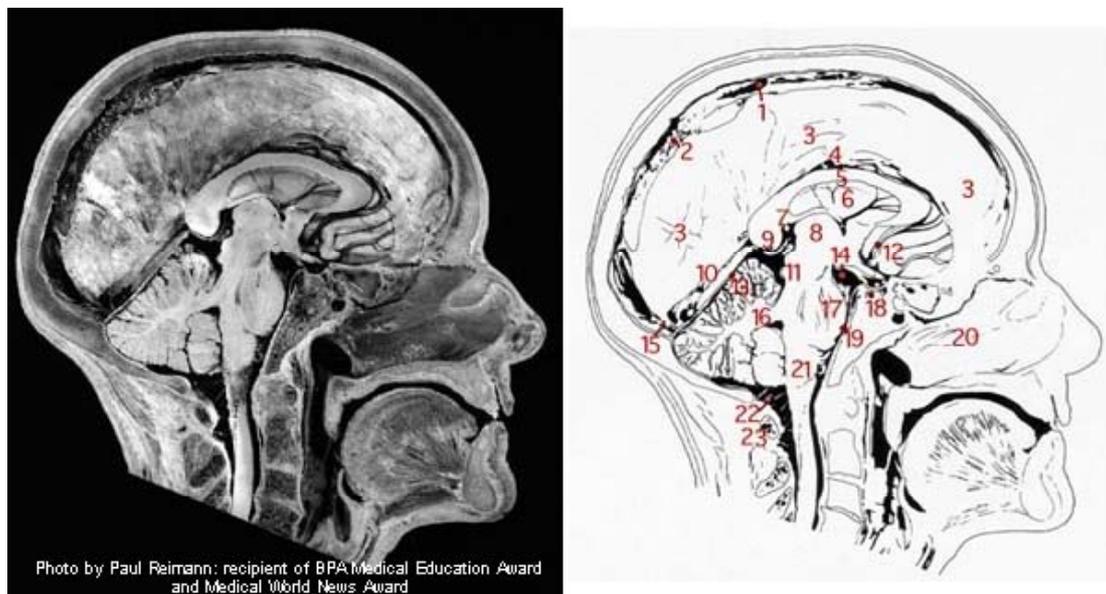
**PET Brain Atlas (PBA)** – O PET Brain Atlas é uma ferramenta on-line com o propósito educativo desenvolvido com para ensinar como interpretar diversos tipos de estudos de cérebros sob a modalidade PET.

**Visible Human Project** – Conjunto de dados de Tomografias, Ressonâncias e Crio-seções de um indivíduo, compondo cerca de 15GB de informação. Os dados coletados também foram usados em outras iniciativas, inclusive uma sessão só da cabeça, mas nenhuma que o colocasse em um sistema de coordenadas estereotáxicas;

**Comparative Mammalian Brain Collections** – Estudo comparativo entre diferentes mamíferos, organizados por sessões.

<http://brainmuseum.org/>

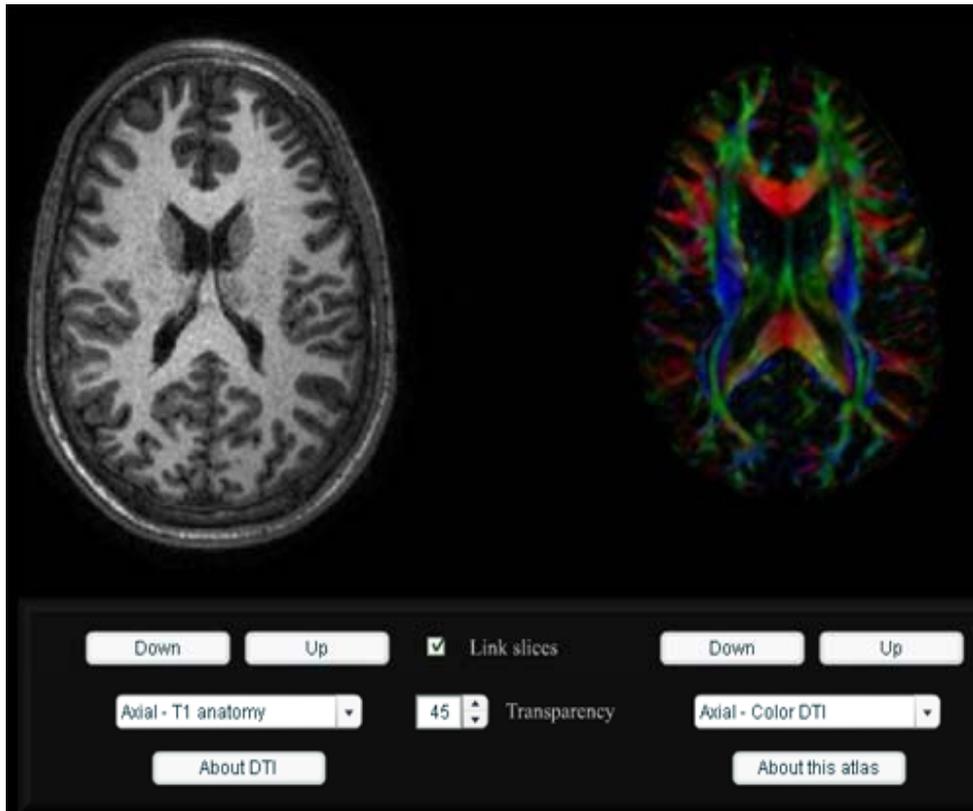
**The Human Brain. Dissection of the Real Brain** – Atlas anatômico consistindo em dissecações do cérebro humano. Serve como guia de referência do cérebro e sistema nervoso associado.



**Figura 46:** Corte anatômico de uma cabeça. À direita um desenho com marcações.

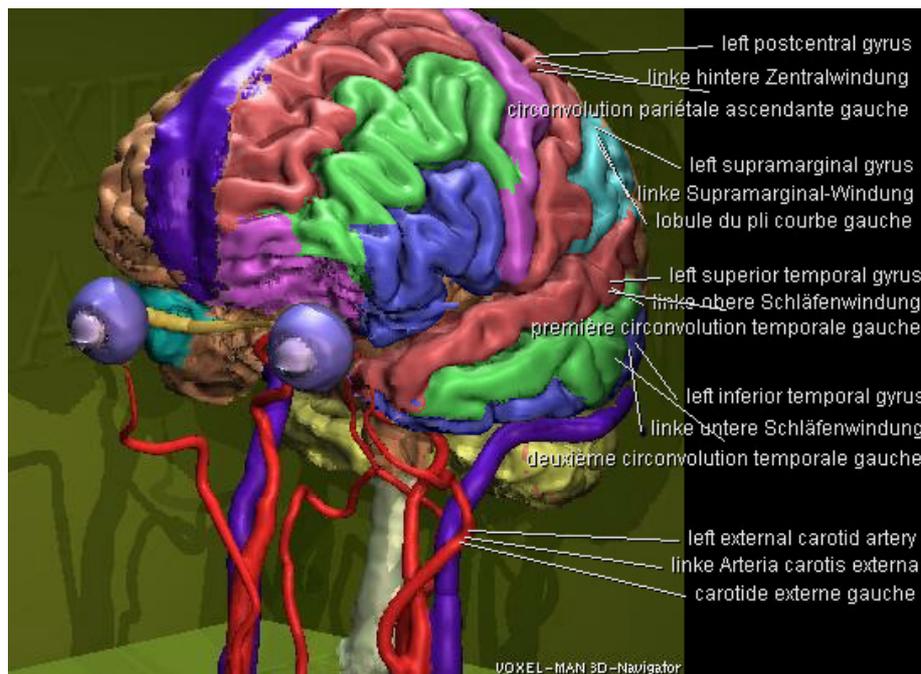
**LONI Human, Monkey, Rat and Mouse Atlases** - (Laboratório de Neuroimagem da UCLA). Atlas bidimensional do cérebro de humanos, macacos, ratos e camundongos.

**DTI Atlas** – Atlas de Imagiamento por Tensor de Difusão. Atlas Multimídia dos tratos da Substância Branca do Cérebro, usando DTI. DTI permite que se visualize a localização, orientação e anisotropia dos tratos da substância branca no cérebro, calculando a difusão das moléculas de água. Como mostra a figura abaixo. Observando os tratos cerebrais é possível evitar prejudicar uma determinada função cerebral caso seja necessário extirpar um tumor em uma cirurgia estereotáxica. Um tumor mais duro poderia apenas empurrar os tratos, e o cirurgião poderia poupá-los melhorando a chance de recuperação e de uma vida normal do paciente.



**Figura 47:** Mostra um corte axial do cérebro humano na modalidade T1 à esquerda, e à direita o rastreamento de fibras (fiber tracking) deste corte.

**VOXEL-MAN** – Atlas anatômico multi-modal com foco para o ensino de anatomia. Possui uma versão somente com o cérebro e crânio.



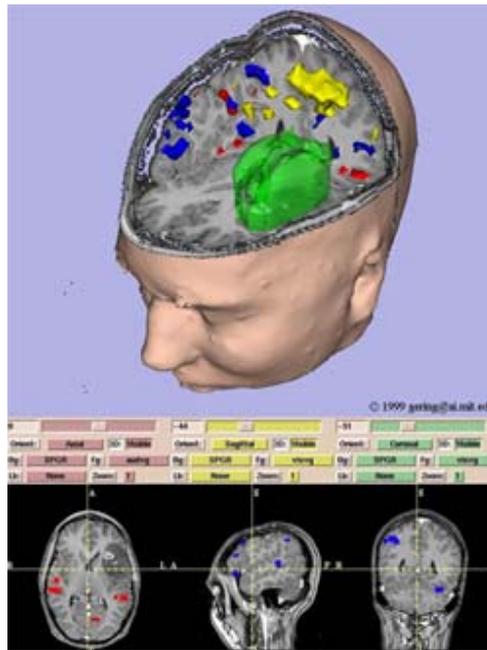
**Figura 48:** Tela de demonstração do Atlas Anatômico VOXEL-MAN.

4D-Probabilistic Atlas of the Human Brain – Atlas probabilístico que pretende reunir dados clínicos, comportamentais, demográficos e de imagens de pelo menos 7000 indivíduos, de diversas etnias e coletados em diversas partes do globo. Até 2001 haviam sido coletados 5300 dos 7000, mas somente feito a triagem dos primeiros 500. Além dos dados supracitados, coletarão informações genéticas de 5800 pessoas. Das outras não será possível devido a restrições legais nos lugares de coleta. O Atlas ainda levará em conta não somente características anatômicas, mas também temporais levando em conta a idade dos indivíduos. Com este base de dados significativa, seria possível avaliar e comparar informações estatísticas de subpopulações sob uma abordagem uniforme, além de permitir o melhor estudo das similaridades e diferenças entre os indivíduos. Com efeito, 342 pares de gêmeos também fazem parte do conjunto de dados, de várias etnias e separados se desenvolveram ou não Alzheimer.

### **3.4 Ferramentas para Análise e Preprocessamento, Segmentação e Parcelamento**

3D slicer – programa para visualização, registro, segmentação e quantificação de dados médicos. Serve para orientar biopsias e craniotomias; oferecer visualização diagnóstica e planejamento cirúrgico; e facilitar a pesquisa em desvios cerebrais e estudos volumétricos.

<http://www.slicer.org/>



**Figura 49:** 3D Slicer em funcionamento.

ABLE (Analyse of Brain Lesions) – É um modulo do pacote MEDx para análise de lesões cerebrais.

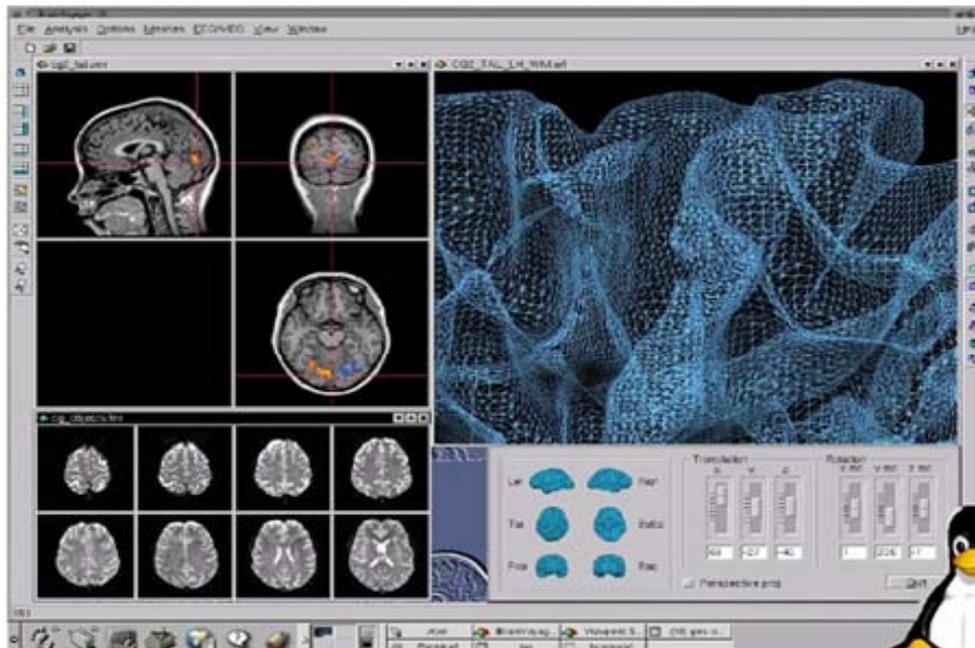
AIR (Automated Image Registration) – Ferramenta que permite o registro automático de iamgens 3D e 2D dentro do escopo do indivíduo ou entre vários indivíduos, ou dentro do escopo de uma modalidade ou, às vezes, entre modalidades diferentes.

<http://bishopw.loni.ucla.edu/AIR5/index.html>

ANIMAL (Automatic Nonlinear Image Matching and Anatomical Labeling) – Algoritmo que deforma um volume MRI para que se encaixe em outro, previamente rotulado.

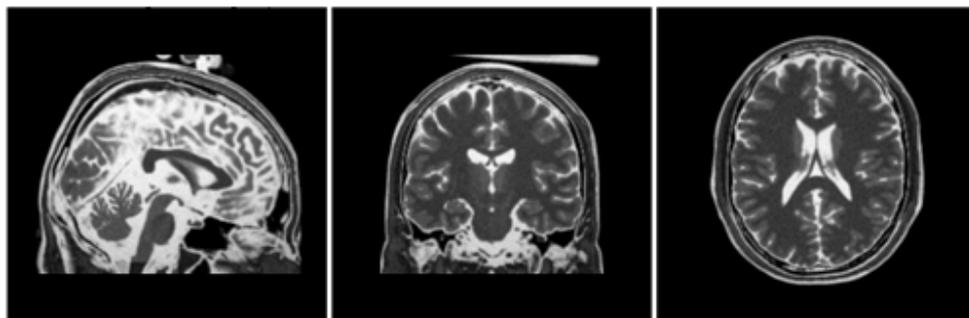
BrainMap – Banco de dados de Neuroimagermento Funcional. Contém informação bibliográfica, descrição de experimentos e coordenadas tridimensionais de Talairach. Foi criada uma versão cadastrada chamada BrainMapDBJ, que eventualmente tornou-se oficial. <http://www.brainmap.org>

BrainVoyager – O BrainVoyager é uma pacote para análise e visualização de de conjunto de dados de ressonâncias magnéticas funcionais e estruturais.



**Figura 50:** Tela da versão para Linux do BrainVoyager.

BrainWeb – (Montréal Neurological Institute) Utiliza MRI scans de 305 jovens, para formar um mapa da média voxel-por-voxel do volume estereotáxico dos scans. Criando assim o Digital Brain Phantom.



**Figura 51:** Demonstração do BrainWeb de um scan de modalidade T2 ICBM de uma pessoa normal. A espessura das chapas virtuais é de 1 mm o ruído calculado é de 3% e a não uniformidade da intensidade (RF) é de 20%, nesta série.

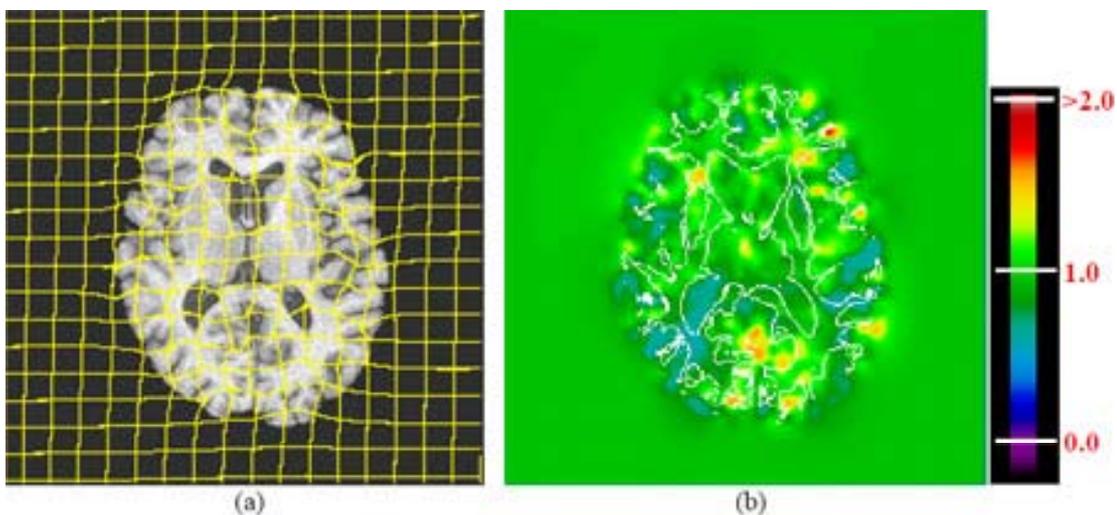
BRIAN (Brain Image Analysis) – Um pacote para análise de imagens fMRI do cérebro humano. [24]



**Figura 52:** Uma das telas do BRIAN, uma reconstrução 3d e um registro 3d das áreas de ativação do cérebro em uma seqüência fMRI.

Display – ferramenta de visualização e manipulação de dados tridimensionais do cérebro.

HAMMER – Ferramenta para registro elástico de imagens médicas, aplicados às imagens de ressonância magnética do cérebro. Usa deformações aplicadas a uma normalização espacial para melhor lidar com variabilidades entre cérebros.





**Figura 53:** Transformações morfométricas efetuadas pelo HAMMER. Em (a) uma deformação em uma grade cartesiana e em (b) um mapa de cores do determinante do jacobiano da deformação em (a).

iBrain – Pacote para análise e processamento de imagens de fMRI.

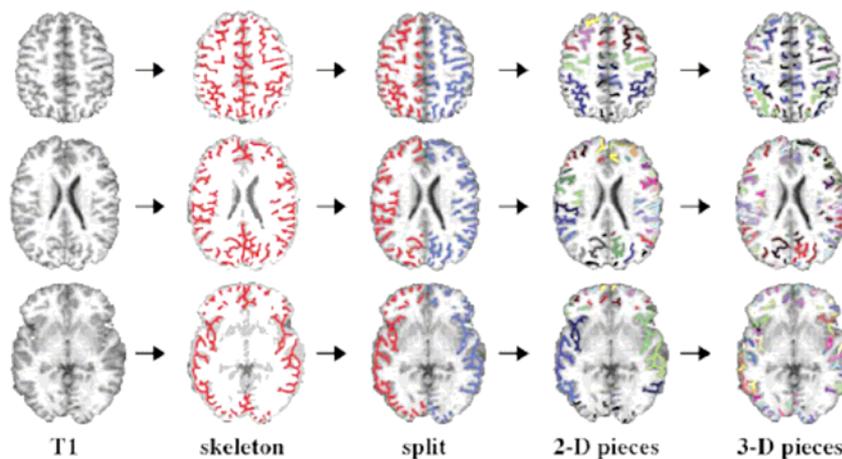
<http://www.brain.org.au/software.html>

INSECT (Intensity Normalized Stereotaxic Environment for the Classification of Tissue) – É uma série de algoritmos usados para classificação de tecidos.

Lipsia – Um pacote para análise de imagens fMRI do cérebro humano. Pode ser a continuação do BRIAN, pois é do mesmo laboratório. [25]

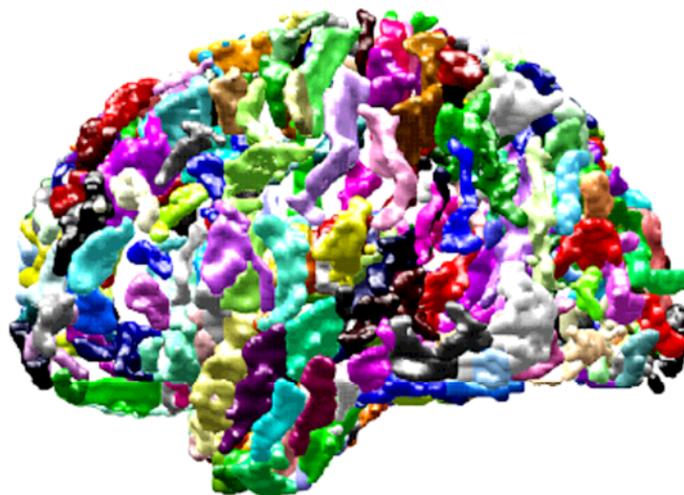
MEDx – Pacote para análise e processamento de dados multimodais do cérebro. Usa o SPM para mapeamento estatístico e paramétrico do cérebro. É compatível com o padrão DICOM.

MindBoggle – Uma abordagem de espalhamento cerebral para rotulação automática. Primeiramente separa-se a área da substância cinzenta do cérebro e constrói a partir disto estruturas tridimensionais dos sulcos dos cérebros do paciente e do Atlas previamente rotulado. [12]



**Figura 54:** primeiro passo do processo MindBoggle de rotulação automática.

O resultado será vários segmentos de objetos tridimensionais espalhados. Como visto na imagem abaixo. As cores não representam áreas específicas, mas foram

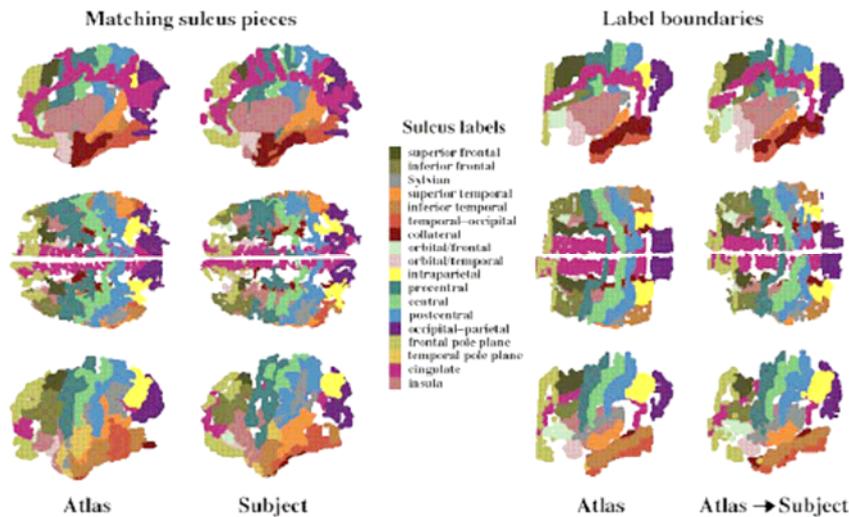




escolhidas arbitrariamente.

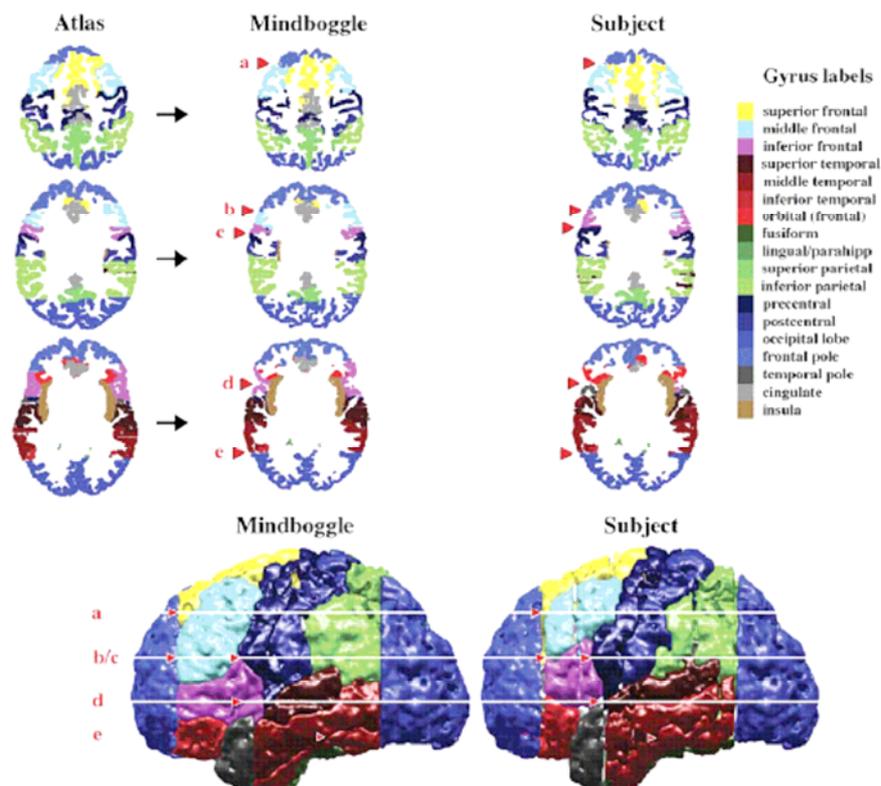
**Figura 55:** Modelos tridimensionais dos sulcos cerebrais após o processo de segmentação.

Depois cada pedaço é transformado e considerando o menor erro cada pedaço é alinhado ao do Atlas. As fronteiras são ajustadas, e os rótulos também se ajustam às



novas fronteiras.

**Figura 56:** Alinhamento dos sulcos e transformação das fronteiras dos rótulos.



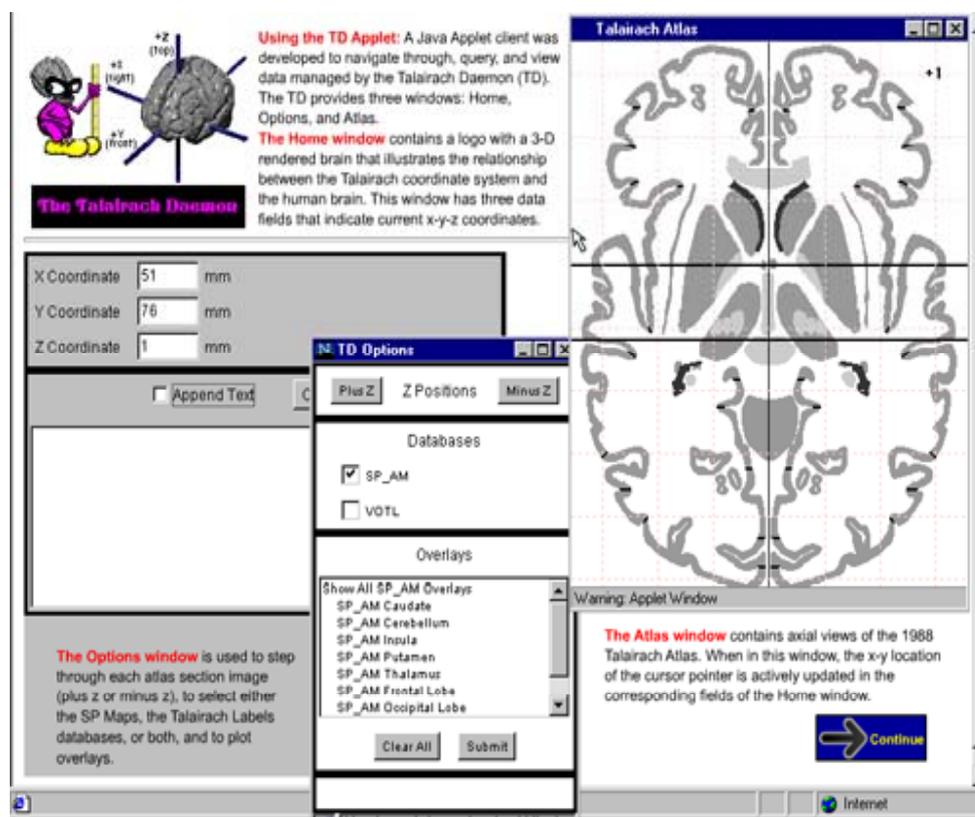


**Figura 57:** Último passo que é a transposição dos rótulos do Atlas para o cérebro do paciente.

SPM (Statistical Parametric Mapping) – Refere-se à construção e abordagem de processos estatísticos de extensão especial usados para testar hipóteses sobre dados de imageamento funcional. Projetado para análise de seqüências de dados de imageamento cerebral. Última versão é a SPM2, mas a versão 5b está em desenvolvimento.

Talairach Daemon – É o Atlas de Talairach em forma digital, usando um cliente Java.

[http://www.loni.ucla.edu/ICBM/ICBM\\_Daemon.html](http://www.loni.ucla.edu/ICBM/ICBM_Daemon.html)



**Figura 58:** Tela de demonstração do Talairach Daemon.

TSU (Talairach Space utility) – Extensão para o SPM, que faz a visualização de Clusters do SPM99 em sessões do Atlas de Talairach.

### 3.5 Outras ferramentas

3DVIEWNIX, Activ2000, AFNI, AMIDE, Anatomist, BAMB, BET, BRAINS2, Brain Tools, BSE, Caret, CCHIPS©, CirclePack, CLEAVE, Corner, DP Tools, EMMA, EvIdent (Fuzzy), FIASCO, fMRI Analysis Package (Yale), FMRISTAT, FMRLAB, FreeSurfer, FSL, GIFT, GpetView, LIMA, LOFA, Lyngby, MARINA, MIDAS (Tsui), MPITool, MRICro, mri3dX, MRVIEW, MRIWarp, MRVision,



N3, NeuroModeller, NPAIRS, PI-WAVE, PMOD, RPM, scanSTAT, SPAMALIZE, Stimulate, SUMA, SuMS, SureFit, Tina, UCLA BMD, VoxBo, WFU PickAtlas,

(X)MedCon

### ***3.6 Fractais e o Córtex Cerebral, Alguma Relação?***

O córtex cerebral humano é uma estrutura muito complexa. Possui certas características auto-similares e segundo Kiselev et. al. apesar das variabilidades anatômicas, na média, o córtex aparenta apresentar uma estrutura fractal.

As abordagens atuais recaem sobre a análise fractal do córtex cerebral. Diferentes estudos, como dito acima, usam desta abordagem para colher informações novas a cerca do cérebro. Usam de ferramentas matemáticas para análise fractal das estruturas a fim de reconhecer padrões de complexidade em indivíduos normais e em indivíduos que apresentam certa doença [5]. Com efeito, no trabalho de Thompson et. al [5], indivíduos com a síndrome de Williams apresentavam complexidade cortical maior, que em indivíduos normais.

No cérebro também a outros exemplos de fractais, como o padrão de veias e artérias e como elas se desenvolvem durante o crescimento do feto. E isto se repete em muitas outras partes do corpo. Fractais, então, tendem a ser a maneira com que a natureza constrói suas formas complexas e entender este processo pode facilitar a compreensão destas estruturas complexas. Estimativas recentes [13] apontam para um número de 100.000 genes codificados no DNA humano. Destes, cerca de 50.000, talvez, sejam ativos somente no cérebro e mostra a complexidade do controle genético sobre o cérebro e seu desenvolvimento.

Mas 50.000 é um número muito pequeno para englobar todas as sinapses, todas as posições de cada neurônio. Existem trilhões de sinapses no cérebro humano, diferente do cérebro da minhoca *C. elegans* a qual se mapeou completamente o cérebro. Na *C. elegans* todas as sinapses são codificadas pelos genes, e a falta de determinado gene faz com que a sinapse correspondente não se forme.

No homem, o processo de desenvolvimento do cérebro envolve influências genéticas além de outros fatores de desenvolvimento. Os mecanismos em si envolvem sinais químicos (onde cada célula teria uma afinidade com a outra e ligariam devido a esta afinidade química), competitividade celular (onde sinapses e células desnecessárias são removidas) e movimento guiado por fibras (onde neurônios são transportados a outras localidades através de fibras)[13].

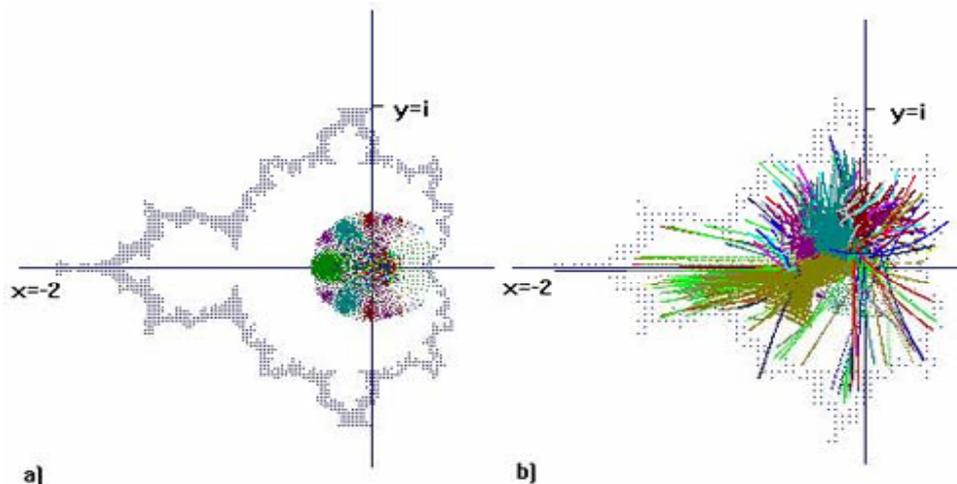
O córtex cerebral possui uma estrutura em forma de camadas. O córtex visual, especificamente, possui várias colunas que processam os sinais vindos da retina em fases. As camadas são formadas de células que vão se multiplicando, param e formam uma camada, ou migram e se reposicionam para formar outras camadas.

Estes processos são observados em partes, mas não se entende como funcionam no geral, por que algumas células param de se reproduzir, por que outras migram. Mas como dito antes, não há como em 50.000 genes codificar todas as possíveis posições dos neurônios, o que sugere que exista uma base fractal neste processo.

O trabalho de Thomas Kromer [20] aborda essa suposição de uma outra forma. Usando fractais ele cria uma rede neural espacial, com dois algoritmos baseados no conjunto fractal de Julia, adaptado para gerar um sistema de coordenadas tridimensionais. Nessas redes neurais espaciais, as trajetórias das iterações são



interpretadas como neurônios. E a iteração do algoritmo fractal leva de um ponto  $z_n$



a um ponto  $z_{n+1}$ .

**Figura 59:** Mostra a comparação do conjunto de Mandelbrot, onde (a) forma uma estrutura parecida com o tálamo, e (b) os caminhos eferentes do "tálamo" à periferia que se assemelham conexões talâmicas reais.

A geração dessas redes neurais espaciais apresentou certas características que pareciam como algumas características presentes em cérebros. Como os conjuntos de Julia e Mandelbrot possuem propriedades de auto-similaridades e simetria nas estruturas geradas, a rede neural espacial gerada sobre essa premissa também as tem. Assim formaram-se estruturas parecidas com lobos, hemisférios, giros, sulcos e cavidades que se assemelham ventrículos.

### 3.7 Hipótese de Trabalho

Apresentar um modelo deformável adaptável ao cérebro específico de um paciente com exatidão usando um algoritmo de expansão fractal para o córtex cerebral humano. Para isto, criar um algoritmo em que se expandam, a partir de um modelo da estrutura basais do cérebro, os tecidos que compõe o córtex cerebral e, possivelmente, o córtex cerebelar. A fim de avaliar as vantagens dessa proposta em relação aos métodos atuais.

- Desenvolver um algoritmo de reconstrução tridimensional usando crescimento volumétrico fractal orientado por atratores colocados em marcos específicos da imagem de ressonância magnética, adaptável ao cérebro específico de cada paciente;
- Desenvolver uma ferramenta capaz de se adaptar as imagens geradas por qualquer equipamento, independente de serem ultramodernos ou mais antigos.

### 3.8 Justificativa

Características auto-similares do córtex cerebral podem prover outras pistas quanto à morfologia e ontogênese do córtex cerebral humano. Uma reconstrução tridimensional usando fractais poderia dar mais luz a essas pistas.



Os métodos atuais têm certas características que não levam se adaptam tão bem ao cérebro, principalmente ao córtex cerebral. Essa abordagem usando fractais visa suplantar algumas dessas dificuldades.

### **3.9 Metodologia**

- ❑ Desenvolver um protótipo funcional que expanda um modelo tridimensional inicial usando características de crescimento fractal;
- ❑ Aperfeiçoar o protótipo para que a expansão assemelhe-se, ao final, um cérebro genérico;
- ❑ Testar o algoritmo para formas ideais e bem formadas de cérebros, visando identificar que marcos, e quantos, poder-se-ia usar para guiar o crescimento;
- ❑ Validar o algoritmo de renderização fractal em amostras diferentes de seqüências de imagens de cérebros;
- ❑ Comparar características entre as abordagens existentes e os resultados coletados.

### **3.10 Resultados Esperados**

- ❑ Mais facilidade na segmentação de regiões de interesse;
- ❑ Possibilidade de integração da análise fractal ao processo de visualização volumétrica do cérebro, e, com isso, dar outros recursos para detecção de patologias, mapeamento de funções, etc.

### **3.11 Limitações do Trabalho**

O trabalho limita-se a fazer a renderização somente, não se preocupando com a segmentação e rotulação das devidas áreas de acordo com um Atlas. Além disso, o trabalho não pretende recriar a ontogênese completa do cérebro do paciente, talvez apenas o que se refere ao estágio mais adulto do cérebro, na formação do córtex cerebral. A literatura [13] sugere envolver outros processos complexos e ainda não completamente entendidos que variam desde a formação do embrião e durante a vida adulta da pessoa.

Além disto, a o trabalho inicial limita-se criar um algoritmo de crescimento fractal que ao final assemelhe-se o cérebro do paciente, ou pelo menos, um cérebro normal. Abstendo-se da identificação de patologias ou análises mais aprofundadas das estruturas cerebrais. Visa identificar a viabilidade desta abordagem.

### **3.12 Referências Bibliográficas**

- [1] GLASER, Danya. *Child Abuse and Neglect and the Brain*. Environmental Influences on Brain Development. pág. 100-102. Acessado em: 5/5/2005, disponível em: [http://www.ipce.info/library\\_3/files/glaser/glaser\\_2.htm](http://www.ipce.info/library_3/files/glaser/glaser_2.htm)
- [2] TOGA, Arthur W. THOMPSON. Paul M. *Maps of the Brain*. The Anatomical Record. Vol 265. pag. 37-57. 2001.



- [3] KISILEV, Valerij G. HAHN, Klaus R. AUER, Dorothee P. *Is the brain cortex a fractal?* Science Direct. NeuroImage Journal Vol. 20 pag. 1765-1774. 2003
- [4] THOMPSON, Paul M. *Bioinformatics and Brain Imaging*. Recent Advances and Neuroscience Applications. Tutorial Chapter for Short Course in Bioinformatics, Williams, R.W. [ed.], Society for Neuroscience Conference, Orlando, FL, November 2-7, 2002. Acessado em: 23/03/2005, disponível em: [http://www.loni.ucla.edu/~thompson/SFN2002/SFN2002\\_Course.html](http://www.loni.ucla.edu/~thompson/SFN2002/SFN2002_Course.html)
- [5] THOMPSON, Paul M. LEE, Agatha D. DUTTON, Rebecca A. GEAGA Jennifer A. HAYASHI, Kiralee M. BACHELLER, John D. ECKERT, Mark A. TOGA, Arthur W. REISS, Allan L. *Fractal complexity of human cortex is increased in Williams Syndrome*. International Conference of the Organization for Human Brain Mapping, Budapest, Hungary, June 13-17 2004. Acessado em: 3/5/2005, disponível em: [http://www.loni.ucla.edu/~thompson/HBM2004/PT\\_HBM2004wms.pdf](http://www.loni.ucla.edu/~thompson/HBM2004/PT_HBM2004wms.pdf)
- [6] FREE, S. L. SISODIYA, S. M. COOK, M. J. FISH, D. R. SHORVON, S.D. *Three-dimensional fractal analysis of the white matter surface from magnetic resonance images of the human brain*. Cerebral Cortex, Vol 6. pag. 830-836. 1996.
- [7] HOFMAN, M. *The fractal geometry of convoluted brains*. J. Hirnforschung. Vol 32. pag 103-111. 1991.
- [8] TOGA, Arthur W. MAZZIOTTA, C. John. Brian Mapping – *The Methods*. Ed. Academic Press. Canada, 1996
- [9] CZANNER, S. DURIKOVIC R. INOUE, H. *Growth Simulation of Human Embryo Brain*. 2001. Acessado em: 17/11/2004, disponível em: <http://www.cgg.ru/oct/dur/SCCG2001.htm>
- [10] KELEMEN, András. SZÉKELY, Gábor. GERIG, Guido. *Elastic Model-Based Segmentation of 3-D Neuroradiological Data Sets*. IEEE Transactions on Medical Imaging. Vol 18, número 10. Outubro de 1999. pag. 828-839.
- [11] PITIOT, Alain. TOGA, Arthur W.. THOMPSON, Paul M. *Adaptive Elastic Segmentation of the Brain MRI via Shape-Model-Guided Evolutionary Programming*. IEEE Transactions on Medical Imaging. Vol 21, número 8. Agosto de 2002. pag.910-923.
- [12] KLEIN, Arno. HIRSH, Joy. *Mindboggle: a scatterbrained approach to automate brain labeling*. NeuroImage, vol 24. 2005. pag. 261-280.
- [13] THOMPSON, Richard F.. *The Brain: A Neuroscience Primer*. Chapter 10 – Life Cycle of the Brain: Development, Plasticity and Aging. 3º Ed. Worth Publishers. Pag. 319-354. Nova York, Nova York. 2000.
- [14] ROLAND, P.E. ZILES, K. 1994 Apud TOGA, Arthur W. THOMPSON, Paul M. Maps of the Brain. *The Anatomical Record*. Vol 265. pag. 41. 2001
- [15] MAZZIOTA, John C.. et. al. 1995 Apud TOGA, Arthur W. THOMPSON, Paul M. Maps of the Brain. *The Anatomical Record*. Vol 265. pag. 41. 2001.
- [16] NIELSEN, Finn Årup. *Bibliography on Neuroinformatics*. Neurobiology Research Unit, Rigshospitalet e Informatics and Mathematical Modeling, Technical University of Denmark. Abril de 2005. Acessado em 12/05/2005, disponível em: <http://www2.imm.dtu.dk/~fn/bib/Nielsen2001BibNeuroinformatics/>



[17] THOMPSON, Paul M. WOODS, Roger P. MEGA Michael S. TOGA, Arthur W. *Mathematical/Computational Challenges in Creating Deformable and Probabilistic Atlases of the Human Brain*. Human Brain Mapping, Vol 8. Pág. 81-92. 2000.

[18] PAXINOS, George. FRANKLIN, Keith B.J. *The Mouse Brain in Stereotaxic Coordinates*. Segunda Edição.

[19] FINNIS, Kirk W. STARREVELD, Yves P. PARRENT, Andrew G. SADIKOT, Abbas F. PERTES, Terry M. *Three-Dimension Database of Subcortical Electrophysiology of Image-Guided Stereotactic Functional Neurosurgery*. IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol 22. Número1. Janeiro, 2003.

[20] KROMER, Thomas. *Spatial Neural Networks Based on Fractal Algorithms Biomorph Nets of Nets of... Lecture Notes In Computer Science*, Vol. 1625. Proceedings of the International Conference, 6th Fuzzy Days on Computational Intelligence, Theory and Applications. pag. 603 – 614. 1999

[21] REHM, Kelly. ROTTENBERG, David. SCHAPER, Kirt. STERN, Josh. HURDAL, Monica. SUMNERS, De Witt. *Use of Cerebellar Landmarks To Define a Coordinate System and an Isolation Strategy*. NeuroImage Human Brain Mapping 2000 Meeting. Poster número 536.

[22] FISHL, Bruce. SERENO, Martin I. TOOTELL, Roger B.H. DALE, Anders M. *High-Resolution Intersubject Averaging and a Coordinate System for the Cortical Surface*. Human Brain Mapping. Vol. 8. pag. 272-284. 1999.

[23] NOWINSKI, W.L. YANG, Guo Liang. YEO, Tseng Tsai. *Computer-aided stereotactic functional neurosurgery enhanced by the use of the multiple brain atlas database*. IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 19, pag. 62-69. 2000.

[24] KRUGGEL, Frithjof. LOHMANN, Gabrielle. UHL, Christian. BRIAN (Brain Image Analysis) - *Ein Programmsystem zur Analyse Multimodaler Datensätze des Gehirns*. Max-Planck-Institut für neuropsychologische Forschung, Leipzig. Bildverarbeitung für die Medizin: Algorithmen, Systeme, Anwendungen, Proceedings des Aachener Workshops am 8. und 9. CEUR Workshop Proceedings , Vol 6. November 1996.

[25] LOHMANN, Gabrielle. MÜLLER, Karsten. BOSCH, Volker. MENTZEL, Heiko. HESSLER, Sven. CHEN, Lin. v. CRAMON, Yves. *Lipsia - A New Software System for the Evaluation of Functional Magnetic Resonance Images of the Human Brain*. Max Planck Institute of Cognitive Neuroscience e Max Planck Institute of Mathematics in the Sciences. Computerized Medical Imaging and Graphics, vol. 26, número 6. pag. 449-457. 2001.

NIELSEN, Finn Årup. *Bibliography on NeuroInformatics*. Neurobiology Research Unit, Rigshospitalet and Informatics and Mathematical Modelling, Technical University of Denmark. Abril de 2005. Acessado em: 07/05/2005, Disponível em: <http://www2.imm.dtu.dk/~fn/bib/Nielsen2001Bib/>

NIELSEN, Finn Årup. *Bibliography on Segmentation on NeuroImaging*. Neurobiology Research Unit, Rigshospitalet and Informatics and Mathematical Modelling, Technical University of Denmark. Abril de 2005. Acessado em: 07/05/2005, Disponível em: <http://www2.imm.dtu.dk/~fn/bib/Nielsen2001Bib/>

NIELSEN, Finn Årup. *Bibliography on Image Registration*. Neurobiology Research Unit, Rigshospitalet and Informatics and Mathematical Modelling, Technical



---

University of Denmark. Abril de 2005. Acessado em: 07/05/2005, Disponível em:  
<http://www2.imm.dtu.dk/~fn/bib/Nielsen2001Bib/>





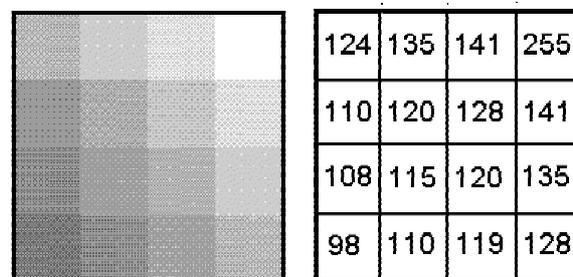
## 4. Recuperação de Imagens Médicas Padrão DICOM

**Autor:** Antonio da Luz

### 4.1 Conceitos Básicos

#### Imagem Digital

Uma Imagem Digital pode ser entendida como uma matriz cujos índices de linhas e colunas indicam os valores para as coordenadas x e y de um plano e o valor do elemento da matriz indica o valor na escala de cor adotada, para representação de cada um dos pixels que compõe a imagem, como apresentado na Figura 60.



**Figura 60:** Ilustração esquemática de uma imagem digital utilizando escala de cinza. [2]

#### HIS

*Hospital Information Systems* - Sistemas de Informação Hospitalar consiste no estudo e desenvolvimento de metodologias de informatização de hospitais [1]. O ANSI - *American National Standards Institute*, desenvolveu um padrão internacionalmente aceito para organização de HIS conhecido como HL7 - *Health Level Seven*.

#### RIS

*Radiological Information Systems* - Sistemas de Informações Radiológicas consistem no estudo e desenvolvimento de metodologias de gerência e intercâmbio de imagens radiológicas e também as estratégias de integração destas ao prontuário eletrônico de paciente, definindo interfaces padrão entre sistemas [1].

#### PACS

*Picture Archiving and Communications System* - Arquivamento de Imagem e Sistemas de Comunicação são sistemas compostos por aparelhos de diagnóstico médico (fornecedores de imagens digitais), computadores (estações de trabalho para visualização e análise das imagens) e servidores de dados (responsáveis pelo



armazenamento e gerenciamento das imagens) interconectados entre si através de rede lógica (local ou remota) sendo acessíveis por diferentes clientes (programas de diferentes computadores). O padrão internacionalmente aceito para sistemas PACS é o DICOM, atualmente encontrado em sua versão 3.0 [1].

## 4.2 Padrões de Imagem Médica Digital

### Analize 7.5

O formato de imagem Analyze consiste na união de dois arquivos, um arquivo de imagem e um arquivo de cabeçalho. Por exemplo, se a imagem se chama baco, então os arquivos dessa imagem vão se chamar "baco.img" e "baco.hdr" [17].

- \*.img: formado por um array de (unsigned integer, signed short, signed integer, float or double) valores de voxel. Geralmente, cada .img está associado a um arquivo de cabeçalho (\*.hdr) que contém informações sobre a imagem contida no \*.img. Caso o arquivo de cabeçalho não exista serão adotados valores padrões [16].
- \*.hdr: consiste de 348 bytes com algumas informações sobre a imagem, como: tamanho da imagem para X, Y e Z em voxels; tamanho do voxel para X, Y e Z; tipo de dados; escala; descrição (texto descritivo); entre outras [16].

### DICOM

Com o aumento da utilização das tecnologias de computadores para auxiliar no diagnóstico clínico de pacientes (RIS) após o surgimento da Tomografia Computadorizada (CT), na década de 70. Diversos equipamentos foram desenvolvidos por diferentes fabricantes para atuarem nessa área de aplicação da informática.

Por serem equipamentos proprietários e, também, devido a falta de interesse dos fabricantes em publicarem o funcionamento interno de seus mecanismos, logo após o início do processo de informatização dos diagnósticos surgiram os primeiros problemas de interoperabilidade entre os diversos tipos de dados resultantes do processamento realizado pelos diferentes equipamentos.

Visando sanar tal problema, nos Estados Unidos, o ACR (American College of Radiology) e o NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*) organizaram um comitê para elaboração de um padrão da forma como os resultados deveriam ser emitidos pelos equipamentos de RIS. Esse padrão foi inicialmente publicado em 1985, chamado de ACR/NEMA 1.0. Após algumas atualizações, 1986 (ACR/NEMA 2.0), em 1988 foi publicado em sua versão atual denominado de DICOM 3.0 (*Digital Imaging and Communications in Medicine version 3.0*).

O padrão DICOM facilita a interoperabilidade dos equipamentos de imagens médicas por especificar [3]:

- Para comunicação em Rede, um conjunto de protocolos que devem ser seguidos para se manter a conformidade com o padrão;
- A sintaxe e semântica de comandos e informações associadas que podem ser trocadas utilizando esses protocolos;



- ❑ Para o meio de comunicação, um conjunto de serviços para o meio de armazenamento que devem ser seguidos para manter a conformidade com o padrão, bem como o Formato do Arquivo e a estrutura do diretório médico para facilitar o acesso às imagens e as informações relacionadas armazenadas em mídia;
- ❑ Algumas informações para que a implementação mantenha a conformidade com o padrão.

O Padrão DICOM não especifica [3]:

- ❑ Detalhes de aspectos da implementação que devem ser seguidos para manter a conformidade com o padrão;
- ❑ Um conjunto total de características e funções que espera que sejam implementadas para que cada um dos grupos de aparelhos ou sistemas, possam ser integrados em conformidade com o DICOM;
- ❑ Uma ferramenta de teste e validação para assegurar que uma implementação esteja em conformidade como padrão.

## **PAPYRUS**

O formato de imagem Papyrus foi desenvolvido pelo Grupo de Imagens Digitais do Hospital Universidade de Genebra baseando-se no padrão ARC/NEMA 2.0. Este formato foi criado para ser utilizado pelo projeto Europeu de Telemedicina e, atualmente, é utilizado pelo Hospital Universidade de Genebra em implementações de sistemas PACS.

O padrão Papyrus contribuiu para o desenvolvimento do padrão DICOM 3.0 e, recentemente, foi atualizado para que seja compatível com as especificações descritas na Part 10 do padrão DICOM 3.0, que descreve diretivas para os meios de armazenamento e o formato dos arquivos para possibilitarem intercâmbio dos dados, resultando no padrão Papyrus v.3.

Após essa atualização o Papyrus definiu dois perfis de aplicações para armazenamento [4]:

- ❑ PAPHYRUS-FILE: Encapsula as Imagens de uma mesma Série em um Objeto simples chamado de PAPHYRUS-File Object que é armazenado em um arquivo. Este arquivo é chamado de PAPHYRUS-File;
- ❑ E PAPHYRUS-FOLDER: Consistem em uma Pasta de Arquivos para referenciar arquivos separadamente.

Cada um desses arquivos contém [4]:

- ❑ A informação relacionada ao Objeto DICOM Paciente, Visita ou Estudo. Ou;
- ❑ Um PAPHYRUS-File Object encapsulando uma ou mais imagens da mesma Série.

## ***4.3 Recuperando Imagens Médicas Digitais***

Imagens Médicas Digitais são armazenadas seguindo a estrutura utilizada pelo servidor de imagens, esta estrutura pode variar de servidor para servidor. Essa variação ocorre devido as diferentes implementações de servidores existentes e, também, devido as diferentes padronizações de imagens digitais.



Independente da forma que tenha sido armazenada no servidor, faz-se necessário que se realizem operações de consulta as imagens, ou informações relacionadas as imagens, para que seus conteúdos possam ser apresentados para o usuário através de um software qualquer, projetado para esse fim.

De acordo com as informações relativas as imagens armazenadas em um servidor, podem ser utilizadas diferentes abordagens para localizar uma determinada imagem, ou grupo de imagens.

### **Baseado nas Informações do Cabeçalho**

Geralmente um arquivo de imagem é composto por duas partes distintas: um cabeçalho, contendo informações diversas sobre a imagem, e a imagem propriamente dita, contendo as informações dos pixels que compõe a imagem.

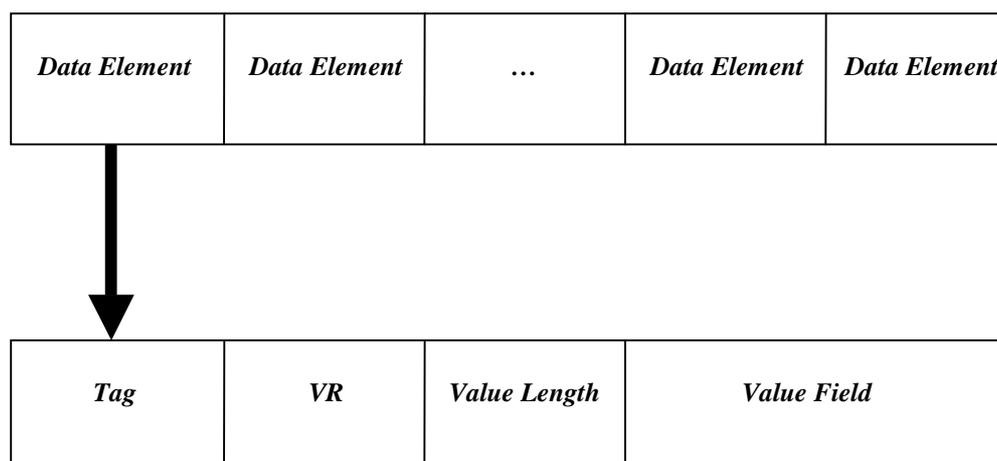
A estrutura e organização dos cabeçalhos de um arquivo de imagem variam de acordo com o tipo de imagem e o padrão adotado para representação desse arquivo de imagem. Devido este trabalho ser focado para Representação de Imagens Médicas acordantes com o Padrão DICOM, serão abordadas apenas características relativas ao cabeçalho de imagens padrão DICOM utilizadas para identificação de arquivos de imagem.

O cabeçalho de um arquivo de imagem DICOM possui informações sobre o paciente, estudo, série, equipamento e imagem. Essas informações servem para caracterizar um determinado arquivo e podem ser utilizadas para identificá-lo dentro de um conjunto de arquivos onde esteja armazenado.

Um paciente tem um ou mais estudos, um estudo corresponde a uma visita do paciente a uma instituição de saúde. Cada estudo contém uma ou mais series. Séries são seqüências de imagens ou de cortes de imagens [8].

Essas informações são organizadas em grupos conhecidos como Data Elements, Figura 61, que são compostos por:

- ❑ Tag: consiste num par de valores hexadecimal que identificam um tipo único de informação;
- ❑ Value Representation (VR): é uma informações opcional que serve para identificar o tipo de dados armazenado no Data Element;
- ❑ Value Length: informa o tamanho do conteúdo da informação armazenada no Data Element;
- ❑ Value Field: consiste no conteúdo da informação do Data Element.



**Figura 61:** Estrutura dos Data Elements.

### Baseado nas Informações do Diagnóstico

O processo de recuperação de imagens médicas baseadas no conteúdo da informação descrita no laudo médico possui uma maior complexidade de concepção do que a recuperação baseada no cabeçalho. Esse fato ocorre devido a necessidade de estruturação do conteúdo do laudo emitido para imagem para que se possa efetivar um processo de análise e identificação de características sobre o mesmo.

Existem trabalhos de pesquisa que propõe soluções para a estruturação e análise do conteúdo dos diagnósticos médicos, como pode ser observado em [8]. O padrão Dicom estabelece um formato, ou melhor, um padrão para estruturação de documentos médicos, incluindo laudos, denominado Dicom Structured Report. Com a utilização do Dicom SR é possível obter laudos médicos que possuem uma mesma estrutura de formação, o que possibilita o processo de identificação de características do conteúdo existente em diferentes documentos.

Um documento que contém um diagnóstico médico consiste em conjuntos de informações expressadas em linguagem natural, o que dificulta o processo de identificação de padrões de informações existentes nesses documentos. Para solucionar essa dificuldade é necessário utilizar dicionários de termos globalmente aceitos que são utilizados para elaboração dos laudos quando se necessita referenciar algum tipo de informação, ou característica da informação, que pode possuir diferentes interpretações dentro da mesma área de estudo, possibilitando a interpretação correta das informações contidas no documento.

Mesmo com a utilização de dicionários de termos ainda é necessário a definição de dicionários de sinônimos para identificar possíveis variações de palavras que podem ser utilizadas para descrever uma mesma característica ou informação.

A partir da existência de documentos de diagnóstico médico estruturados de acordo com um padrão conhecido, exemplo Dicom SR, podem ser realizadas consultas ao conteúdo desses documentos através das características das informações contidas nos documentos. Além do acesso ao conteúdo dos diagnósticos, utilizando o Dicom SR, é possível recuperar as imagens pertencentes a uma determinada série, ou mesmo a série de imagens, que estejam relacionadas a esse documento de diagnóstico.



## **Baseado no Conteúdo das Imagens**

O processo de recuperação de imagens baseado nas características, ou no conteúdo, das imagens apresenta variações de possibilidade de estruturação, pois o processo de recuperação pode ser baseado em diferentes características visuais, como: cor, forma, textura e identidades dos objetos, entre outras. A idéia central do conceito de recuperação baseada no conteúdo das imagens é poder localizar uma imagem ou grupo de imagens semelhantes a uma imagem, ou características de uma imagem, passada por parâmetro.

Devido às diversas possibilidades de embasamento para recuperação de imagens através do conteúdo, várias técnicas de recuperação foram propostas no decorrer dos anos. Segundo estudos apresentados em [9], as propostas que obtiveram melhor êxito até o presente momento são as que convertem através de uma metodologia própria, ou não, as características visuais da imagem em descrição textual facilitando a elaboração de consultas e comparações necessárias para a recuperação de imagens semelhantes. Porém, mesmo tendo sido a abordagem que conseguiu melhor desempenho para recuperação de imagens baseado em conteúdo, ainda apresenta discrepância entre o resultado obtido e resultados esperados de uma consulta, gerando uma taxa de erro considerável nos resultados apresentados.

Seguindo a abordagem de conversão de descrição de características visuais da imagem através de representação textual existem várias abordagens que possibilitam o desenvolvimento de processos de recuperação de imagem, como o encontrado em [10], que descreve uma linguagem de representação textual de características existentes em imagens médicas dando base para estruturação de consultas ao conteúdo da imagem, além de comparação de conteúdo existente em diferentes imagens representadas pela descrição formal proposta pela linguagem.

## **Parâmetros de Medida de Similaridade entre Imagens**

Para realizar a recuperação de imagens baseada no conteúdo é necessário que seja realizada a identificação de características da imagem para que se possa traçar pontos de similaridade entre a imagem passada por parâmetro e as imagens contidas na base de dados onde será realizada a busca.

Em [22] os parâmetros utilizados para medida de similaridade de imagens são divididos em grupos distintos: Nível 1, representando os grupo de características primitivas (Cor, Forma, Textura, etc); e, Nível 2, representando a utilização de características semânticas extraídas da imagem.

## **Recuperação por Cor**

Os métodos de recuperação de imagem através da similaridade de cores constroem o histograma de cores para cada imagem da base de dados, este histograma também é armazenado na base dados. Ao se passar uma imagem como parâmetro para busca é construído um histograma de cores para ela e este é comparado com os histogramas armazenados na base de dados. O sistema retorna as imagens que possuem histogramas mais parecidos com o histograma da imagem passada por parâmetro. Podem existir algumas variações de concepção/implementação entre os métodos dessa classe, mas a ideia básica de funcionamento é a mesma para todos.



### **Recuperação por Textura**

Os métodos que utilizam a Textura da imagem como parâmetro para a localização de imagens semelhantes analisa características da imagem como: graus de contraste, direcionamento, regularidade, periodicidade, entre outras. Outras abordagens utilizadas também são a utilização de Filtros de Gabor e Fractais. Esses métodos são bastante eficientes para distinção de regiões com cores similares, por exemplo, céu e mar [22]. Geralmente é passada por parâmetro uma imagem a qual se deseja localizar semelhantes, são extraídas e calculadas as características dessa imagem e comparadas com as características previamente extraídas e armazenadas das imagens existentes na base de dados.

### **Recuperação por Forma**

Os métodos que utilizam a forma do objeto, ou objetos, existentes na imagem para localização de imagens semelhantes, possui um funcionamento bastante similar ao reconhecimento humano. As características relativas a forma do objeto são identificadas, extraídas e armazenadas em conjunto com as imagens. Ao receber uma imagem por parâmetro para consulta, os sistemas que implementam esses métodos identificam e extraem características da forma dessa imagem e buscam na base de dados imagens que possuem características semelhantes. Geralmente as características de forma são divididas em dois grupos, globais e locais, para melhor organizar a comparação entre as características. Ainda, podem ser consideradas características de capacidade de elasticidade e deformação dos objetos.

### **Recuperação por Semântica**

Utilização de característica semântica como parâmetro para recuperação de imagens consiste na identificação do significado dos objetos existentes na imagem que está sendo passada para consulta e posterior busca por imagens que possuem significados semelhantes a esta.

Existem várias abordagens que se propoe a realizar essa identificação das características do significado das imagens. Dentre essas abordagens podem ser citadas:

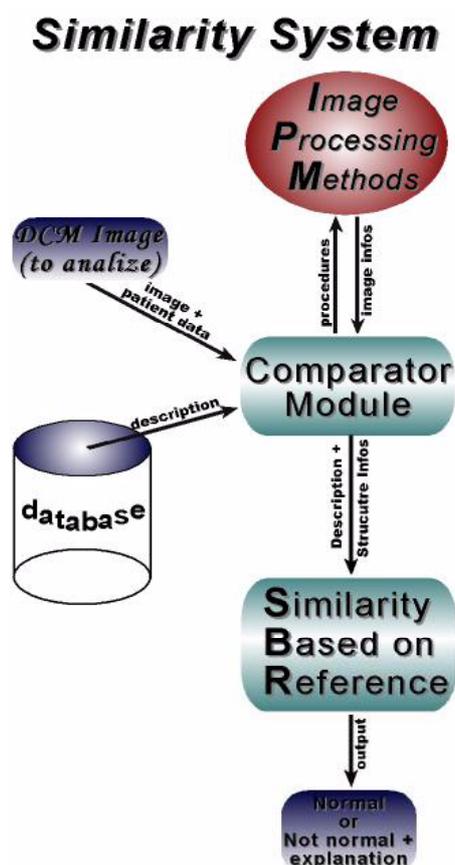
- A utilização de rótulos para identificar determinados objetos, contendo um conjunto de interpretações possíveis e as probabilidades em que podem ocorrer [22];
- Extração de informações de características de cor, textura, regiões e informação espacial dos objetos para gerar uma descrição textual da cena apresentada pela imagem, permitindo a realização de consulta textual comum para localização de imagens semelhantes;
- Treinamento de redes neurais a partir de informações extraídas de componentes de imagens com baixa frequência; dentre outras.

## ***4.4 Exemplo de Sistema de Similaridade [11]***

Essa proposta consiste num sistema de cálculo de similaridade entre imagens médicas para separar imagens normais de imagens com possível patologia. O Sistema de Similaridade (SS), Figura 62, recebe uma imagem como entrada, efetua um pré-processamento sobre essa imagem para extrair suas características,



estrutura essas informações através de uma linguagem própria definida para esse fim, compara as informações extraídas com informações existentes numa Base de Conhecimento para definir o grau de similaridade e baseado nesse resultado classifica a imagem de entrada como sendo uma imagem Normal ou como uma imagem possivelmente Patológica.



**Figura 62:** Estrutura do Sistema de Similaridade [3].

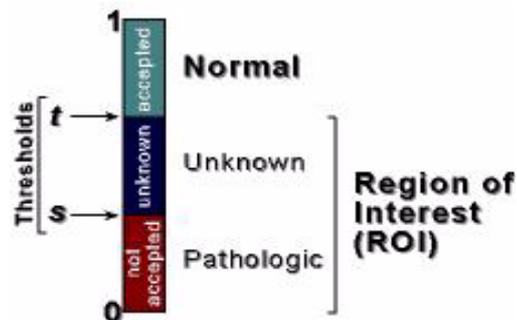
### **Comparator Module**

O Módulo Comparador utiliza as informações pré-processadas e efetua a consulta a Base de Conhecimento buscando por protótipos (imagens classificadas como normais previamente armazenadas na Base do Conhecimento) semelhantes. Ao localizar o protótipo efetua o cálculo de similaridade e de acordo com os graus de tolerância definidos classifica essa imagem. Caso a imagem seja classificada como patológica o sistema envia o resultado diretamente para a saída. Caso contrário às informações são repassadas ao SBR.

### **Similarity Based on Reference**



No SBR os valores de similaridade local são calculados e então combinados com os valores de similaridade global. De acordo com a relevância definida para as características de similaridade é gerada uma classificação para essa imagem utilizando os pontos limites, Figura 63. É necessário que sejam definidos valores para  $s$  e  $t$  anteriormente.



**Figura 63:** Área de Definição de Imagens Normais e Patológicas.

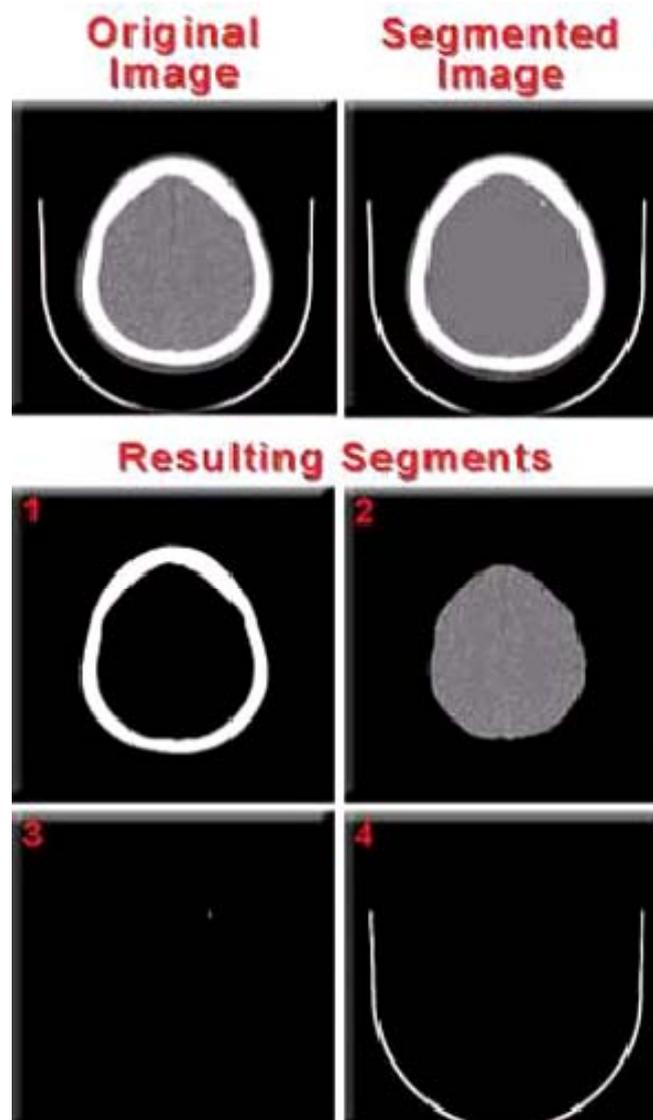
### **Image Processing Methods**

Para que um computador possa entender as características dos objetos existentes em uma imagem médica é necessária a execução de métodos de processamento de imagem para extrair as características desses objetos.

Após a execução desses métodos de processamento de imagem é possível determinar valores para as características existentes nos objetos e parâmetros para comparação entre imagens.

### **4.5 Pré-processamento**

O Pré-processamento é o primeiro passo dentro do modulo de processamento de imagens. Nesta fase os objetos existentes na imagem são separados utilizando um método de segmentação de imagem. A Figura 64, apresenta a segmentação de uma imagem utilizando o algoritmo de Mumford & Shah.

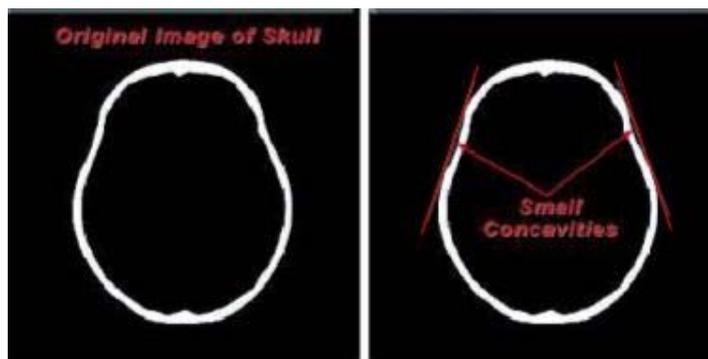


**Figura 64:** Exemplo de Segmentação.

### Forma

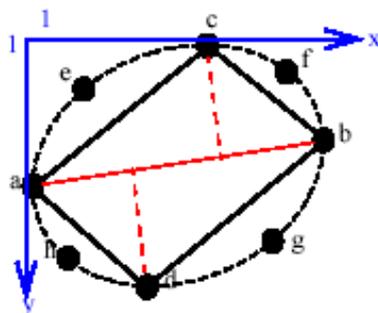
As estruturas dos objetos existentes em imagens médicas não seguem o padrão de classificação para formas geométricas. Este é um dos fatores que dificulta a identificação da forma dessas estruturas. Geralmente os especialistas classificam esses objetos de acordo com 3 tipos distintos: oval, irregular e "as a butterfly".

Oval: Na área de imagens médicas, mesmo quando um objeto é classificado como oval ele possui variações com relação a forma normal de um objeto oval. Isso acontece, principalmente, devido a existência de pequenas concavidades na estrutura do objeto. A Figura 65 apresenta um exemplo de um objeto classificado como oval.



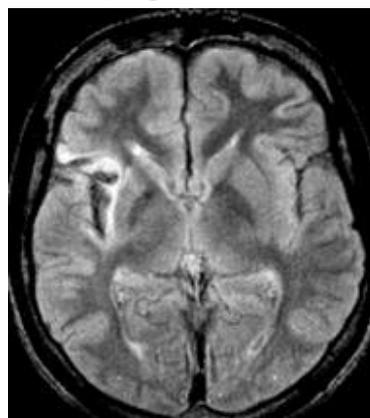
**Figura 65:** Estrutura com pequenas concavidades.

Para classificar a forma de um objeto como oval é levada em consideração a relação entre os valores de largura e comprimento do objeto. A Figura 66 apresenta a identificação de extremidades para extração dos valores de largura e comprimento do objeto.



**Figura 66:** Identificando extremidades.

Irregular: Um dos maiores problemas para classificar um objeto com forma irregular é a análise de estruturas convexas. Isso dificulta para determinar a área do objeto e a identificar os limites da estrutura do objeto. Um exemplo de objeto com forma irregular é a massa encefálica, Figura 67.



**Figura 67:** Imagem de massa encefálica.



*Butterfly*: Para classificar um objeto como *butterfly* é necessário analisar duas partes distintas, asa direita e asa esquerda. Essa característica dificulta o processo de identificação de objetos com essa forma. A Figura 68 mostra um exemplo de objeto com forma *butterfly* e suas partes distintas, asas direita e esquerda.

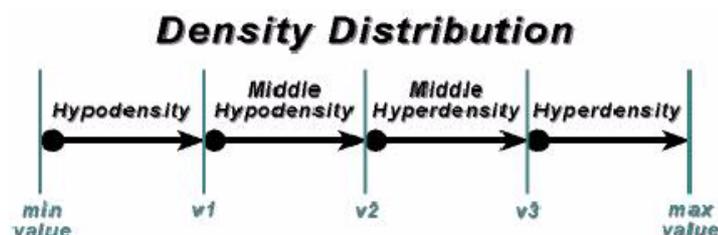


**Figura 68:** Forma "as a butterfly"

### **Density**

O valor da densidade em objetos de imagens médicas é obtido através da análise do valor de intensidade de cor dos pixels que compõem o objeto. Com relação a densidade os objetos podem ser classificados em: *Hypodensity*, *Middle Hypodensity*, *Middle Hyperdensity* e *Hyperdensity*.

Para efetuar a classificação é utilizada uma escala de distribuição de densidade, como apresentado na Figura 69. Os valores para as variáveis *min value*, *v1*, *v2*, *v3* e *max value* devem ser previamente definidas por um especialista.



**Figura 69:** Distribuição de Densidade.

### **Relative Density**

O valor da relative density de um objeto é importante para descrever o diagnóstico da imagem. Os valores possíveis para esse atributo são:



- a)Hyperdensity in relation to (object X);
- b)Hypodensity in relation to (object X).

### **Texture**

Em [3] foram utilizados apenas dois termos para definir a característica de um objeto com relação a sua textura: *Heterogeneous* ou *Homogeneous*. Para definir esse valor é utilizado um método de análise de textura de imagem. Esse método está relacionado a avaliação dos aspectos do histograma da imagem.

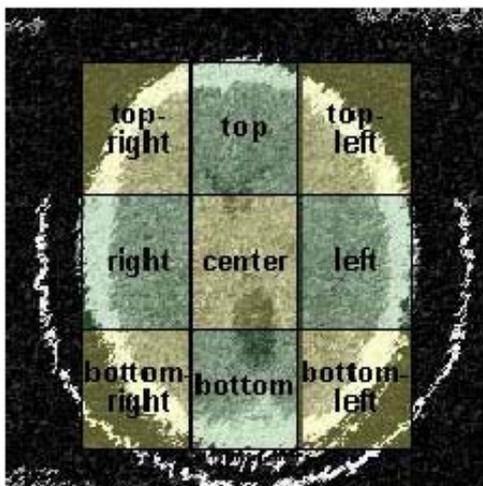
- a)Homogeneous: o objeto é classificado como *homogeneous* baseado na análise do desvio padrão do seu histograma;
- b)Heterogeneous: o objeto é classificado como *heterogeneous* se ele não for classificado como *homogeneous*.

### **Position**

Para determinar a posição de um objeto é necessário calcular o centróide do polígono. Esse centróide é utilizado como ponto de referência para a posição do objeto.

Para auxiliar na identificação do posicionamento dos objetos da imagem é criada uma matriz 3x3 especificando nove quadrantes (*center, left, right, top, top-left, top-right, bottom, bottom-left e bottom-right*). A Figura 70 apresenta a distribuição desses quadrantes numa imagem de cabeça.

Durante o processo de aquisição de imagens médicas sempre o posicionamento dos lados direito e esquerdo são invertidos. Para facilitar a compreensão na Figura 68 foram preservados os posicionamentos originais.



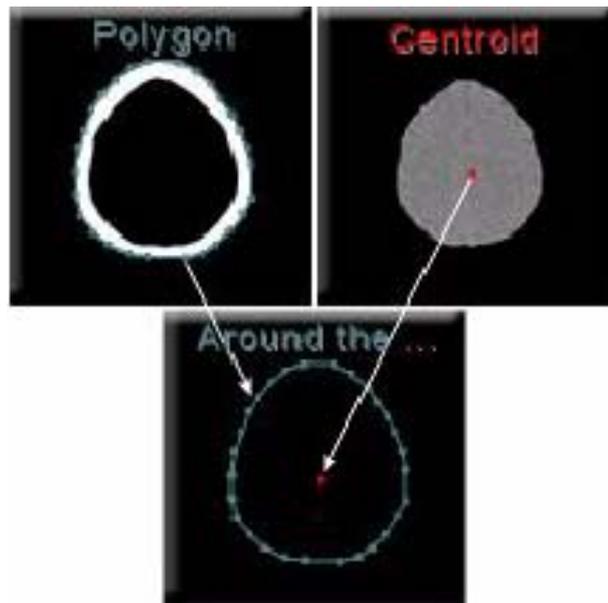
**Figura 70:** Distribuição de Posições.



### Relative Positioning

O atributo de *relative positioning* representa o relacionamento existente entre duas estruturas. Antes de calcular esse atributo é necessário definir o centróide dos polígonos.

*Around*: indica que uma estrutura  $x$  envolve o centróide de uma estrutura  $y$ . A Figura 71 mostra um exemplo desse relacionamento.

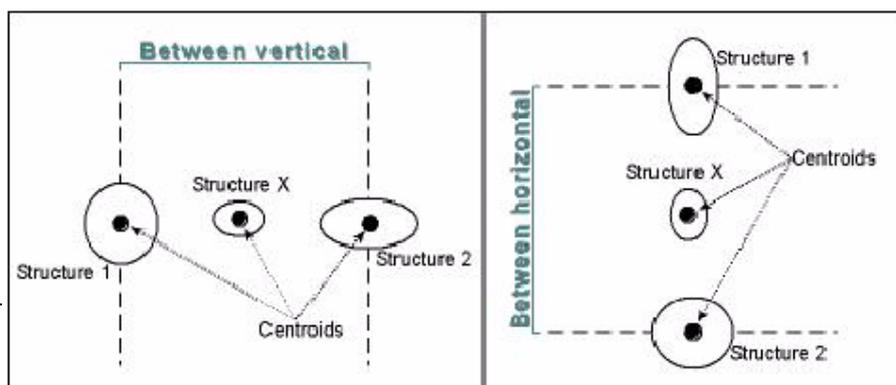


**Figura 71:** O Crânio está *around* da Massa Encefálica.

*To the left or right of; at the top or bottom of*: Este tipo de relacionamento indica a relação de vizinhança entre os centróides dos objetos.

- a)  $x$  is the left of  $y$ ;
- b)  $x$  is the right of  $y$ ;
- c)  $x$  is at the top of  $y$ ;
- d)  $x$  is at the bottom of  $y$ .

*Between the... and...*: com esse tipo de relacionamento pode se identificar se o centróide de uma estrutura está entre os centróides de outras duas estruturas. Esse relacionamento pode ser calculado tanto verticalmente como horizontalmente. A Figura 72 mostra um exemplo desse tipo.





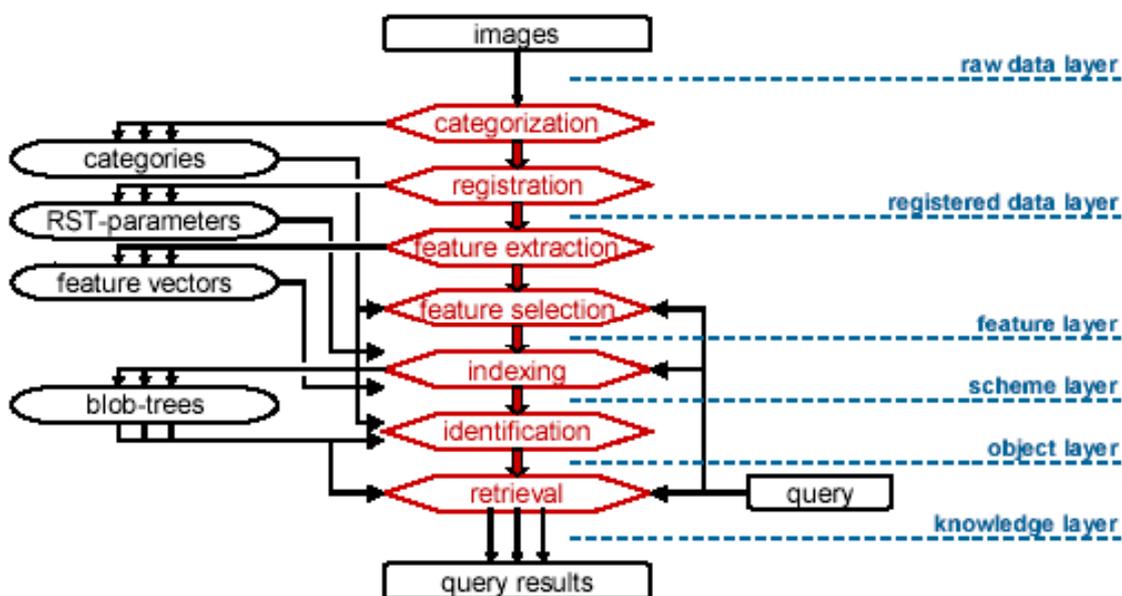
**Figura 72:** Entre Structure1 e Structure2 (vertical e/ou horizontal).

## 4.6 Sistemas de Recuperação de Imagens Médicas

IRMA – Aachen University of Tehcnology

IRMA (*Image Retrieval in Medical Applications* – Recuperação de Imagens em Aplicações Médicas) é um projeto cooperativo do Departamento de Radiologia Diagnóstica, do Departamento de Informática Médica, da Divisão de Processamento de Imagens e do Curso de Ciência da Computação da Universidade de Tecnologia de Aachen (RWTH Aachen), Alemanha.

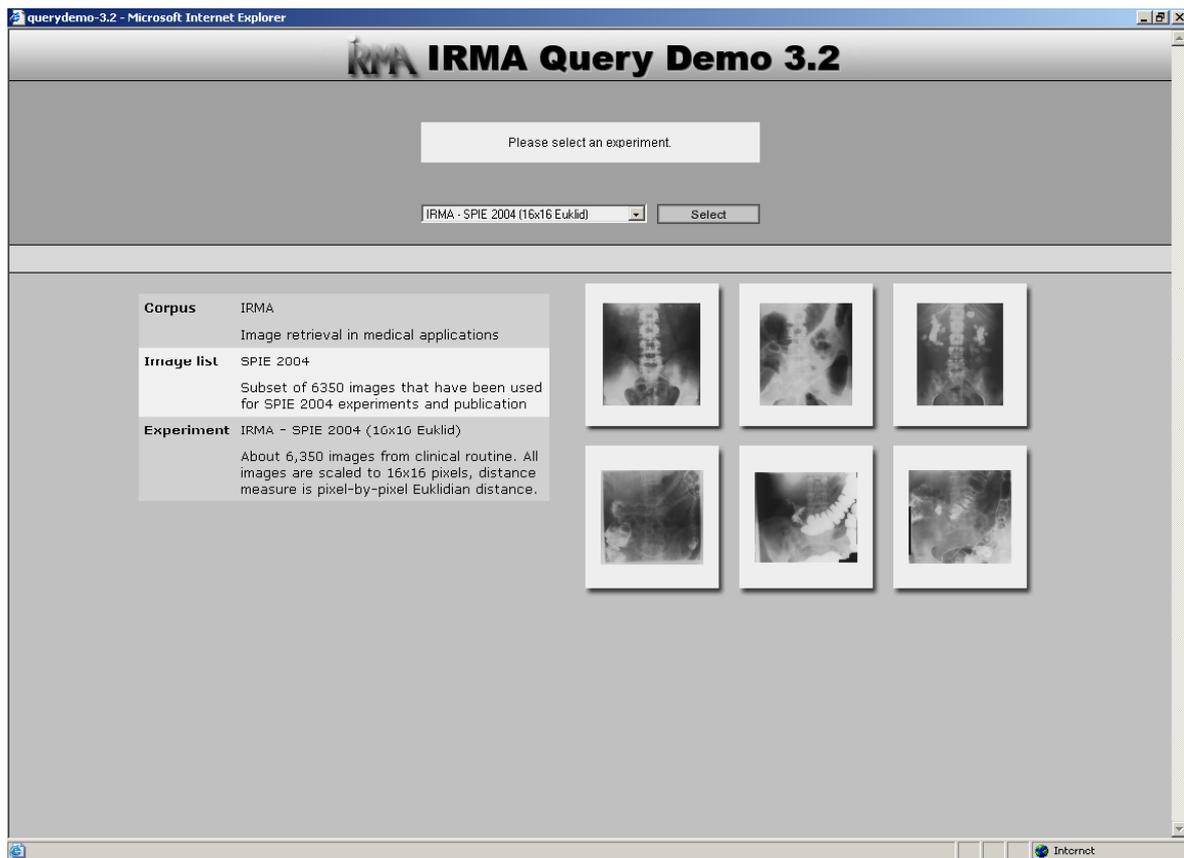
O objetivo desse projeto é o desenvolvimento de métodos de recuperação de imagem baseados no conteúdo em aplicações de diagnóstico médico. A idéia que está sendo desenvolvida consiste de um sistema de classificação e registro de imagens radiológicas baseado nas características gerais da imagem. Com base nessa classificação é realizada uma análise estrutural da imagem que é utilizada para descrever o conteúdo da imagem baseada em algumas características. Essa descrição é utilizada para a comparação dessa imagem com as imagens armazenadas em um servidor [13].



A Figura 73 apresenta os passos seguidos no processo de execução do IRMA e os níveis de visão semântica existentes.

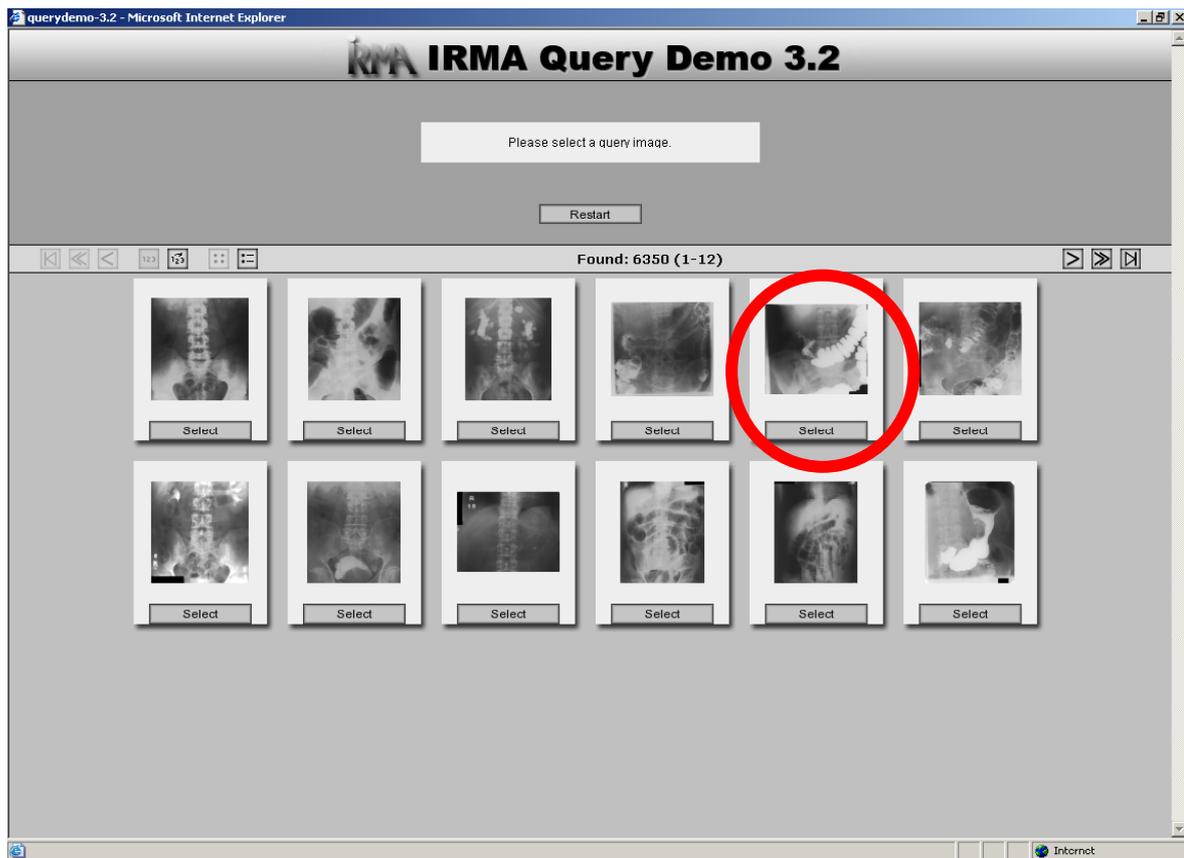
**Figura 73:** Passos para execução IRMA (em vermelho) e os níveis de visão semântica (em azul) [12].

As Figuras 74 a 78 apresentam exemplos de utilização do sistema IRMA versão 3.2, disponível na Web [13]. A imagem apresentada na Figura 74 corresponde a tela inicial do sistema, onde é possível selecionar o grupo de imagens com o qual se deseja trabalhar.



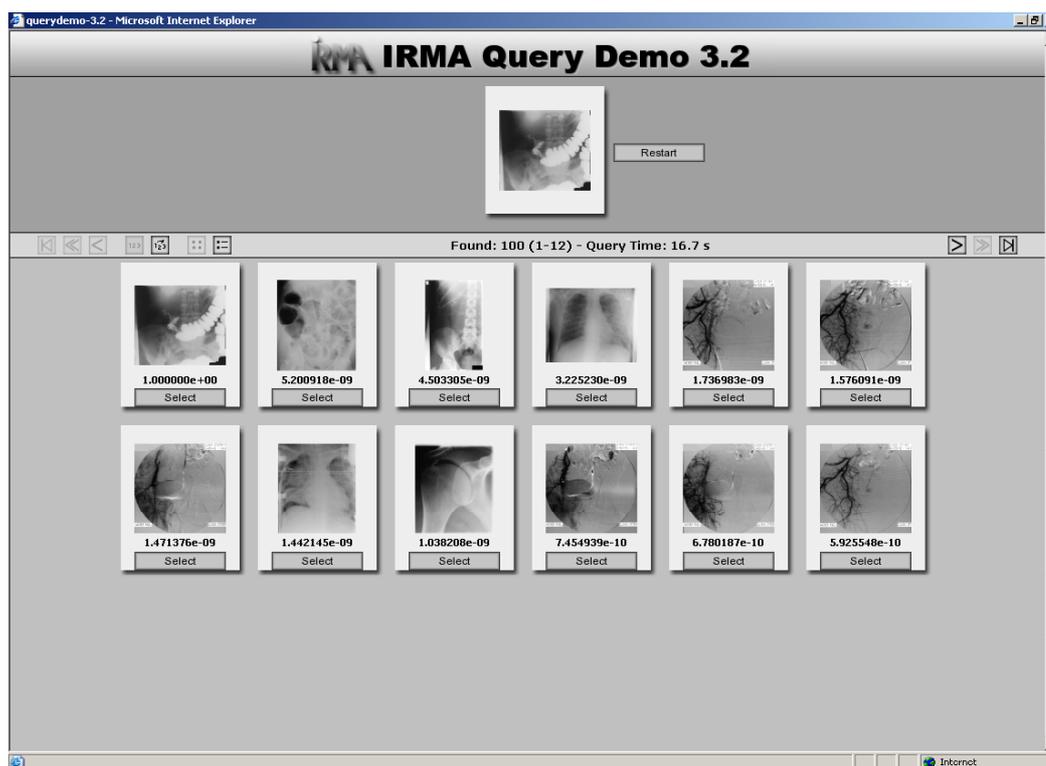
**Figura 74:** Tela inicial.

Na tela apresentada na Figura 75 são exibidas as imagens existentes na base de dados, correspondente ao grupo selecionado na tela anterior. O usuário deve selecionar uma dessas imagens para servir de parâmetro para a busca. No primeiro exemplo, selecionamos a imagem em destaque.



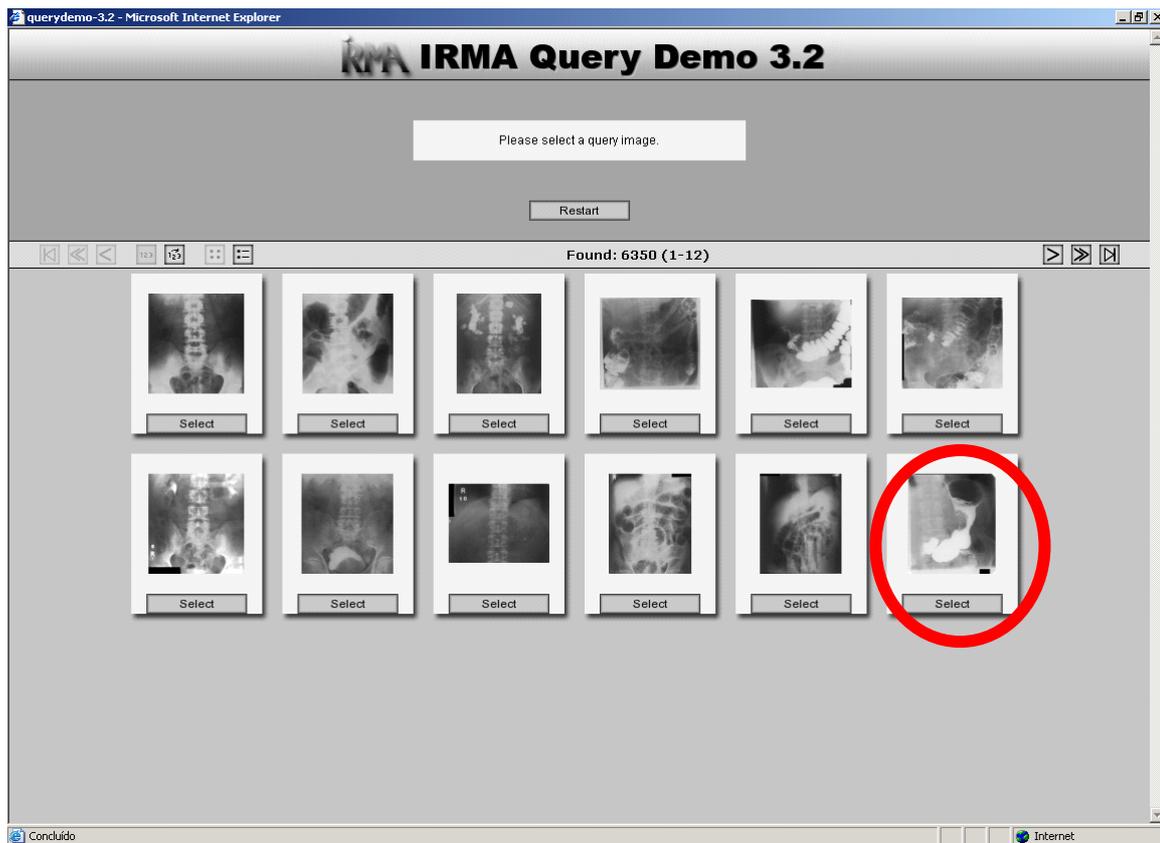
**Figura 75:** Tela para Selecionar imagem de Consulta.

A Figura 76 apresenta as imagens retornadas como resultado da busca realizada por imagens semelhantes a imagem selecionada na tela anterior.



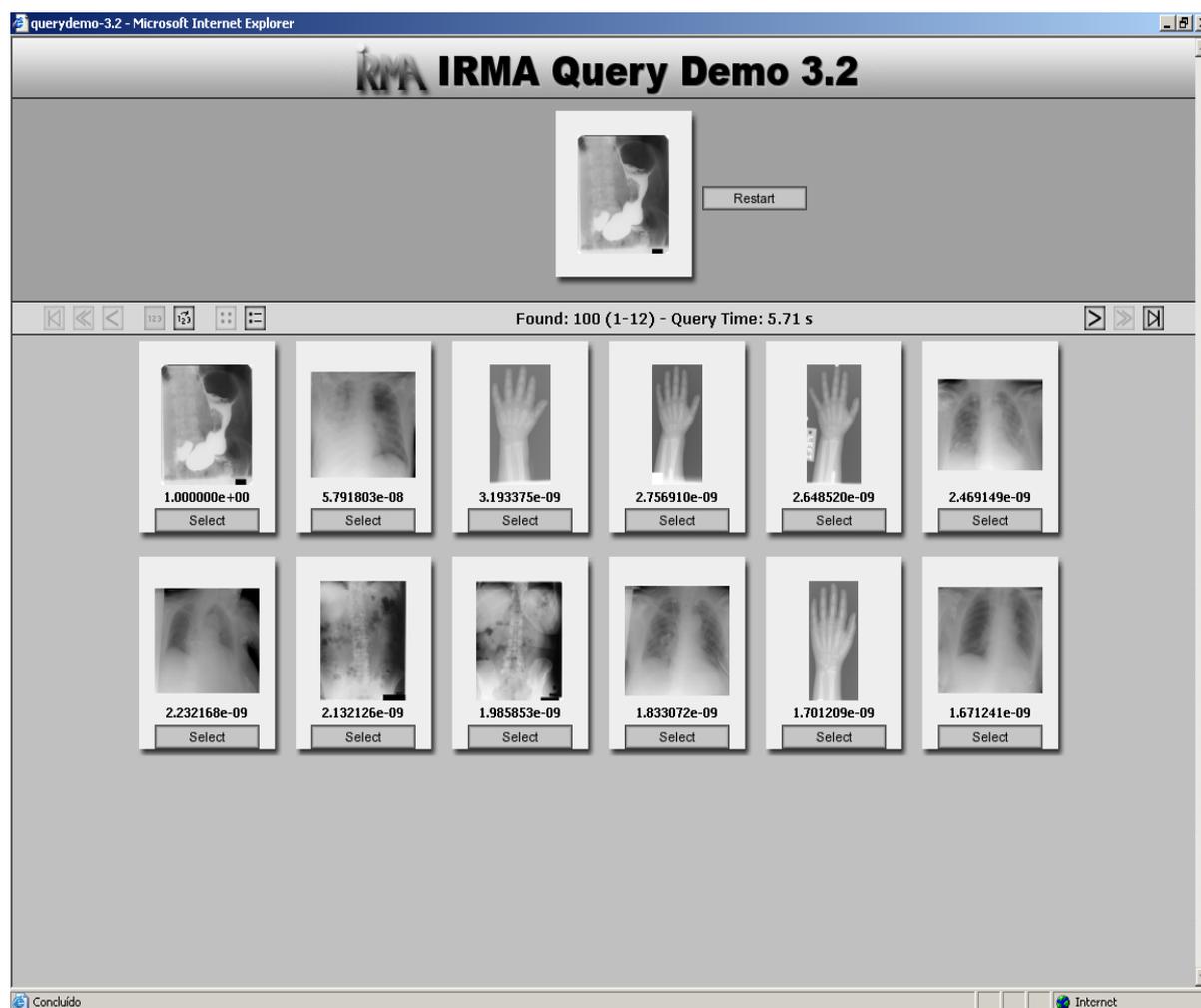
**Figura 76:** Tela com resultado da consulta.

Realizamos outra consulta, conforme imagem selecionada na Figura 77.



**Figura 77:** Tela com seleção de Imagem para Consulta.

A Figura 78 apresenta o resultado dessa nova consulta.



**Figura 78:** Tela com o resultado da nova consulta.

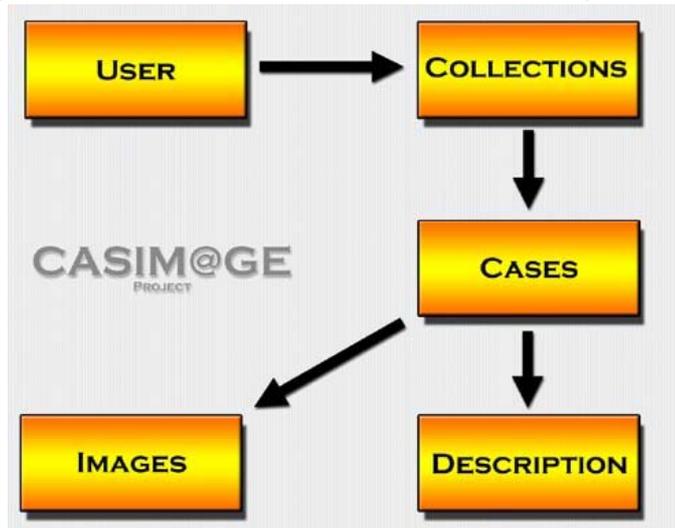
#### CASIM@GE – University Hospitals of Geneva

O objetivo deste projeto é o desenvolvimento de bancos de dados com “arquivos inteligentes”. Um banco de dados é uma coleção de casos de imagens, onde cada uma dessas coleções contém diversas imagens pertencentes a algum tipo de modalidade, além de uma descrição textual. Esse banco de dados é uma extensão do sistema PACS desenvolvido pelo Hospital Universidade de Genebra e é apresentado como uma solução para o gerenciamento e a criação de arquivos de imagens “inteligentes”.

Uma estrutura geral para o Banco de Dados foi projetada para atender a seguinte idéia: o banco de dados CASIM@GE é utilizado por muitos usuários e cada um desses usuários está interessado em gerenciar uma ou mais coleções (pessoal, oficial, para estudo, para pesquisa, etc), todas essas coleções contêm um ou mais casos com uma descrição textual e muitas imagens.

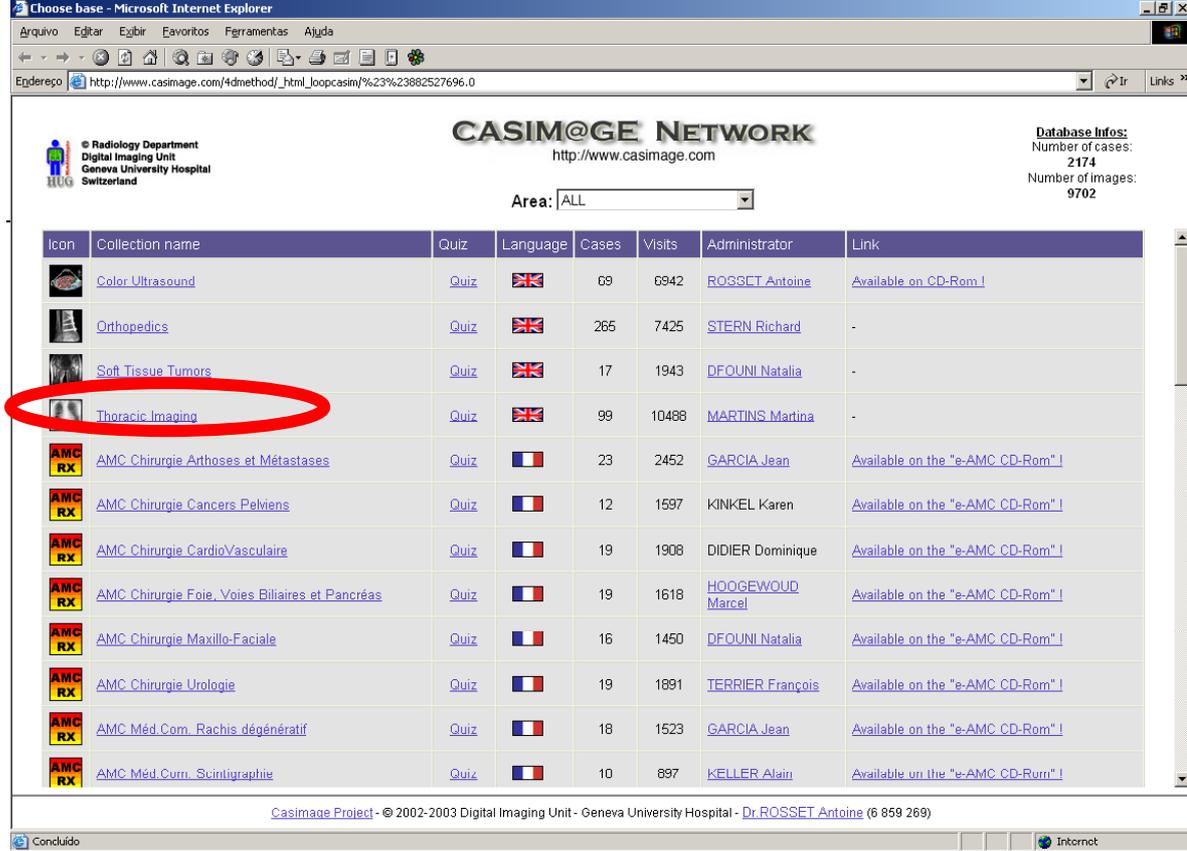


**Figura 79:** Estrutura da Banco de Dados CaseIm@ge [14].



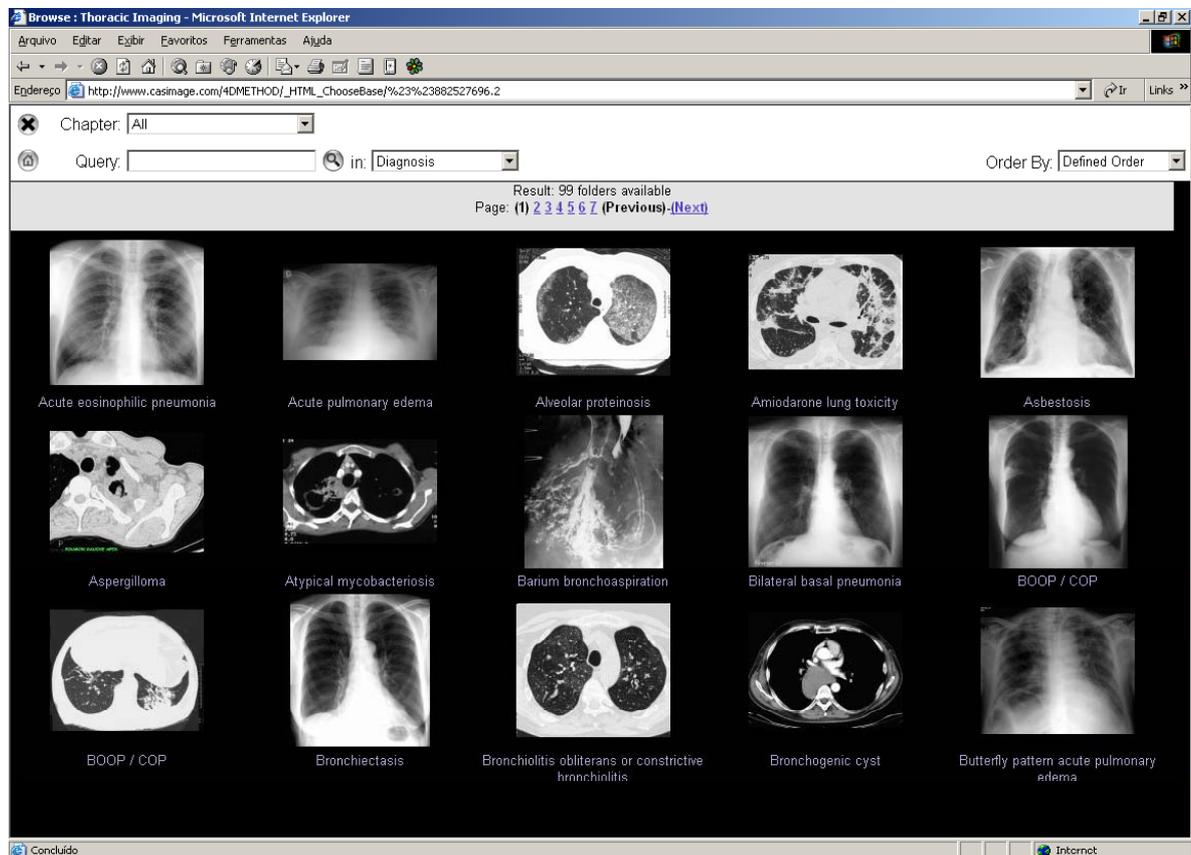
O Projeto CaseIm@ge disponibiliza via Web um sistema Beta para demonstração de suas tecnologias [15]. As Figuras 90 a 93 apresentam um exemplo de utilização deste sistema.

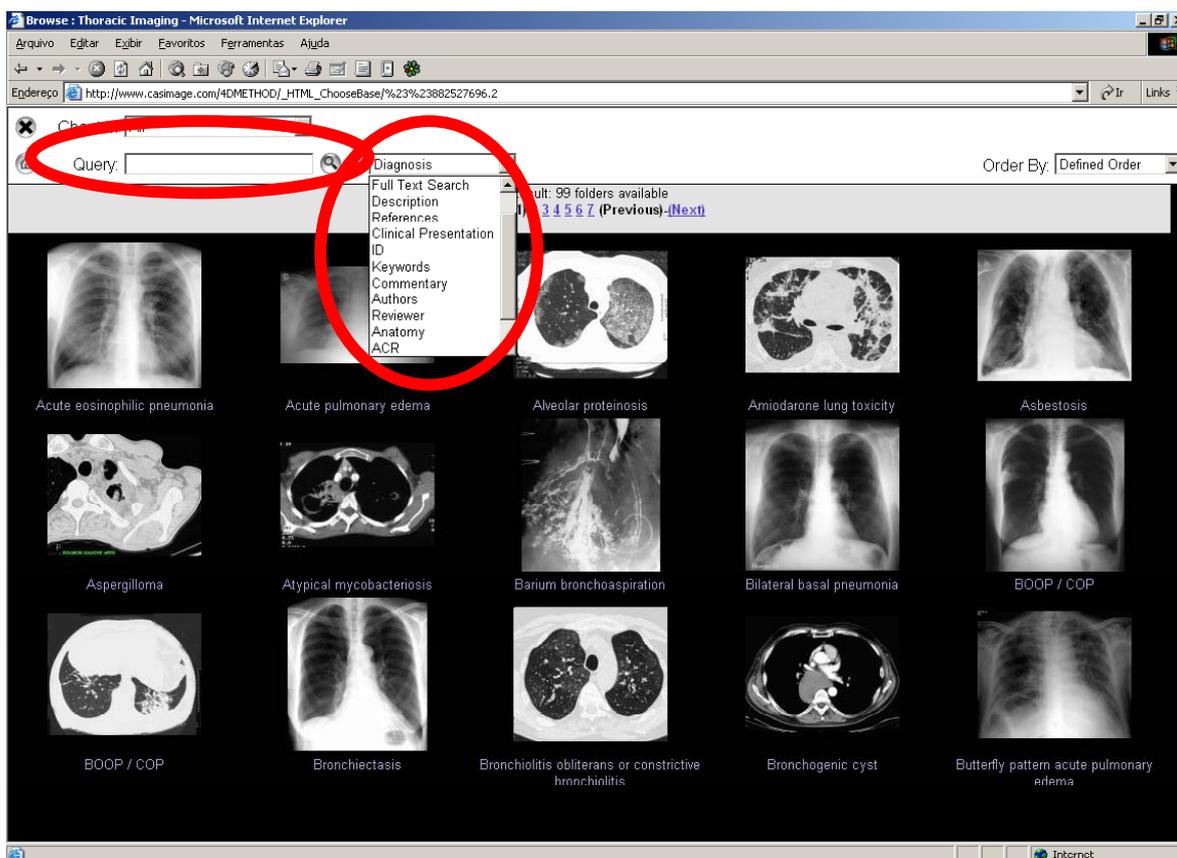
A Figura 90 apresenta a tela com as opções de base de dados a serem utilizadas durante o processamento da consulta. Para a execução desse exemplo foi utilizada a base de dados de imagens de tórax, conforme destaque.



**Figura 80:** Tela para Selecionar a Base de Dados a ser utilizada.

Na Figura 91 são exibidas todas as imagens pertencentes a base de dados selecionada.





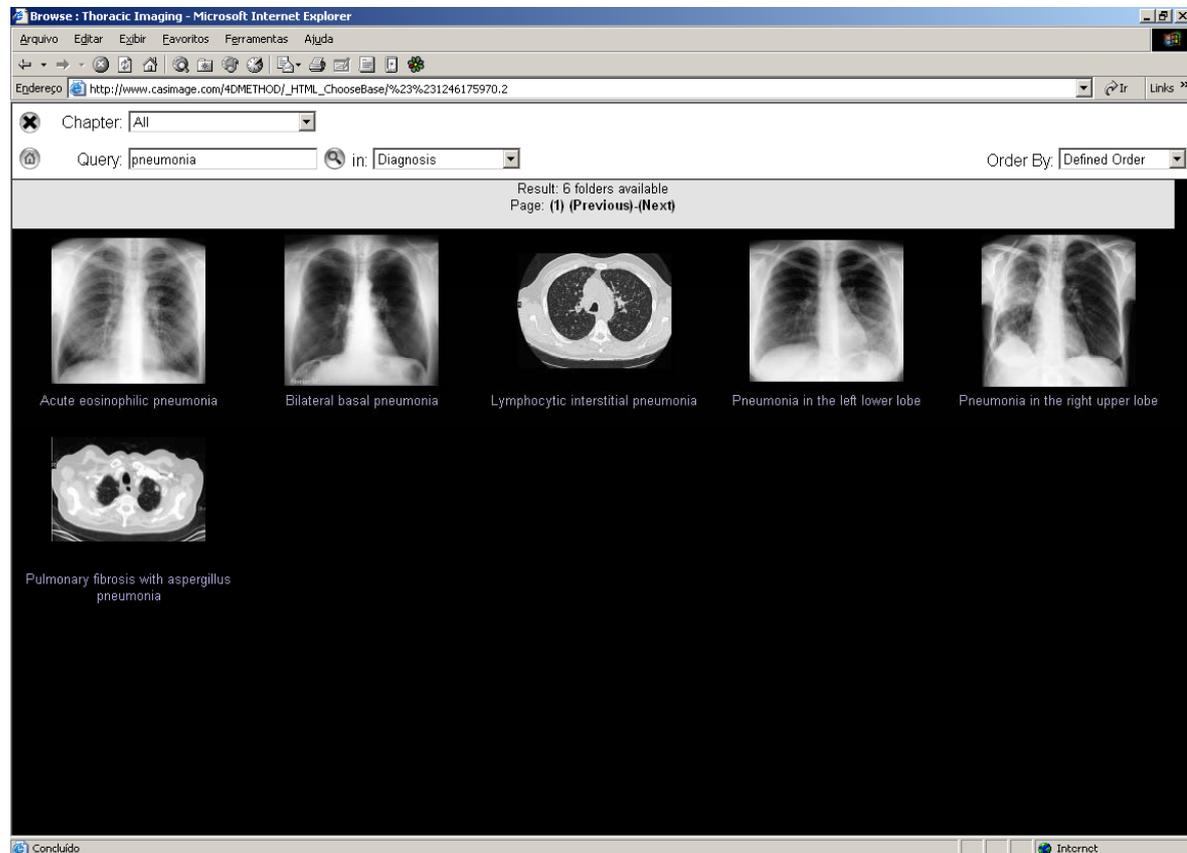
**Figura 81:** Tela com as imagens pertencentes a base selecionada.

Na Figura 92 são apresentados em destaque os campos *Query*, onde o usuário deve passar a string de consulta, e a lista dos parâmetros passíveis de serem utilizados para realização da consulta.

**Figura 82:** Tela para se selecionar o parâmetro a ser utilizado na consulta.



Na Figura 93 são exibidos os resultados de uma consulta realizada passando por parâmetro a string "pneumonia" e utilizando o parâmetro Diagnosis.



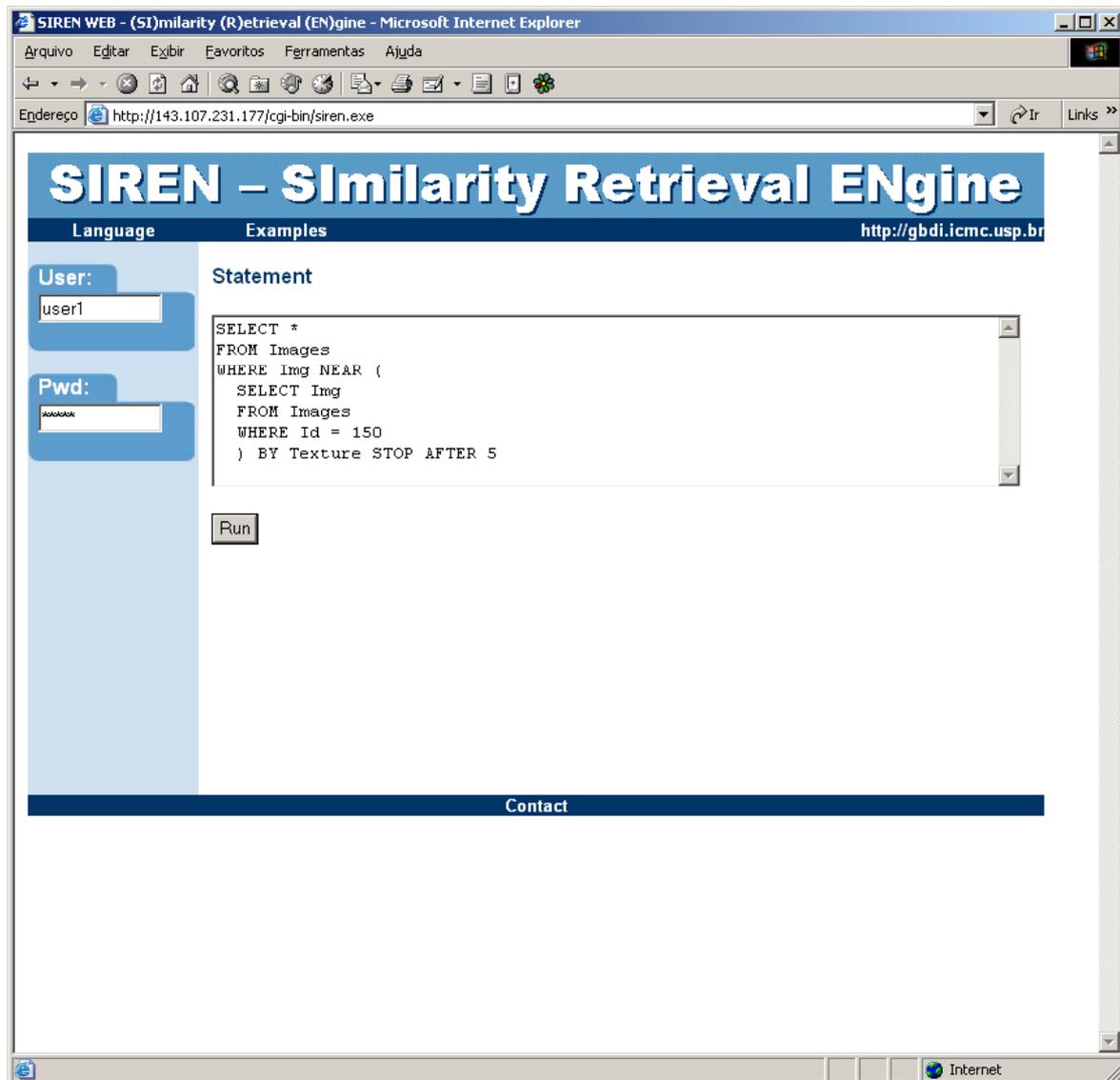
*Figura 83: Tela com resultado da Consulta.*

### **GBDI(Grupo de Bases de Dados e Imagens) - USP/São Carlos**

O GBDI - Grupo de Bases de Dados e Imagens da USP/São Carlos através do projeto Arboretum disponibiliza uma biblioteca C++ com implementação de vários métodos de métricas de acesso, através da qual podem ser desenvolvidas aplicações para realização de recuperação de imagens baseadas em conteúdo de forma facilitada. Essa biblioteca pode ser encontrada na web no site do projeto [20].

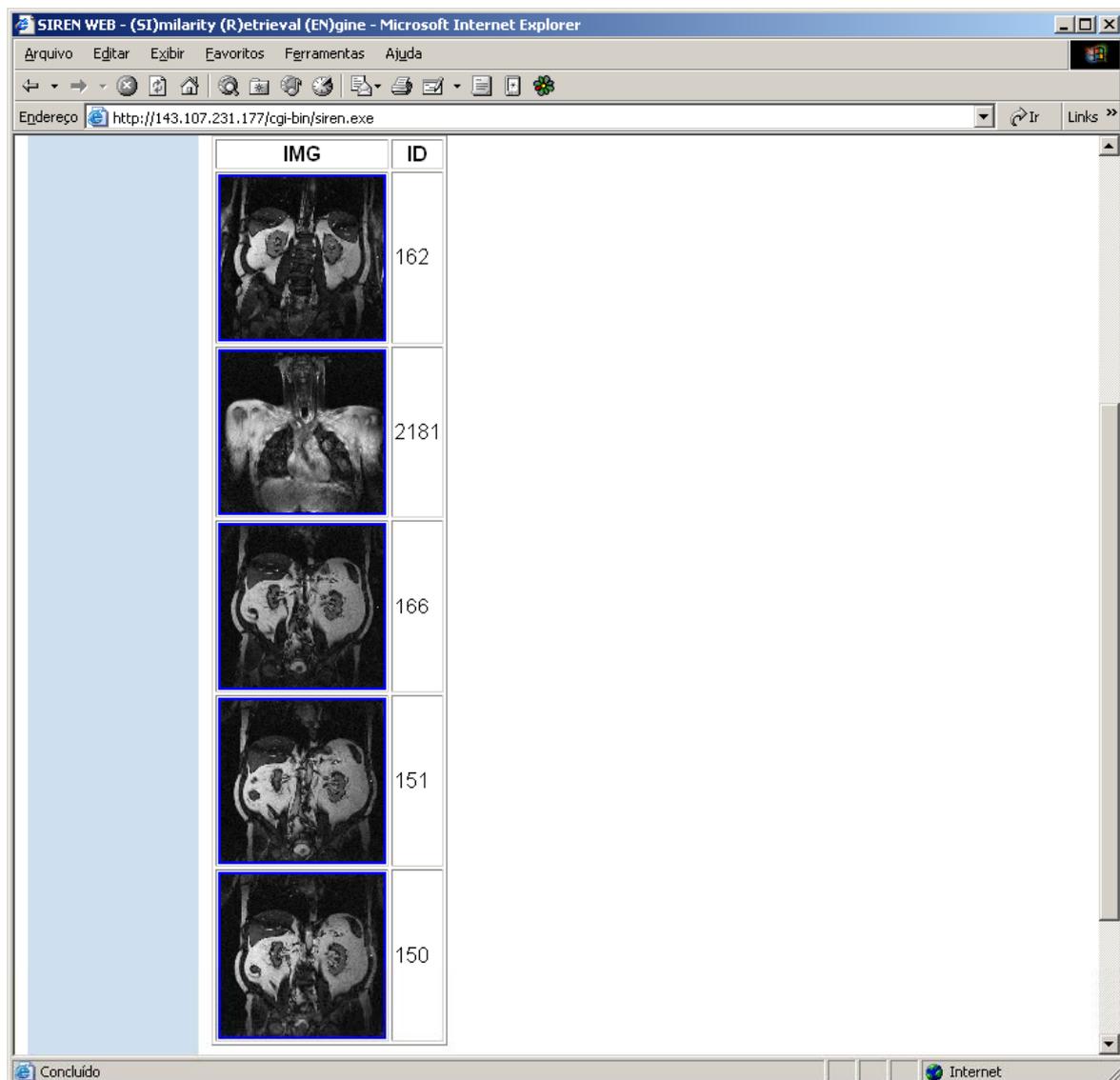
Além do Projeto Arboretum existe, também, o Projeto Siren, que propõe a integração de consulta de imagem baseada em conteúdo com a linguagem SQL. É disponibilizada uma interface Web para realização de testes com os resultados obtidos com o Siren [21].

A Figura 94 apresenta um exemplo de utilização do aplicativo disponibilizado pelo projeto Siren. A instrução de consulta utilizada no exemplo foi extraída dos exemplos disponíveis no site do projeto.



**Figura 84:** Tela para Elaboração da Consulta.

A Figura 95 apresenta as imagens resultantes do processamento da consulta utilizada no exemplo.



**Figura 85:** Tela com resultado da Consulta.

Originalmente os projetos desenvolvidos/implementados pelo GBDI/USP não objetivam apenas a recuperação de imagens médicas, porém, atualmente seus resultados estão sendo utilizados pelo Hospital Universitário de Ribeirão Preto para integrar o sistema PACS implementado pelo Hospital para atender as necessidades internas, como descrito em [22].

## 4.7 Referências Bibliográficas

[1] (OCT - Oficina Catarinense de Telemedicina)



- [2] (<http://www.informaticamedica.org.br/informaticamedica/n0106/imagens.htm>)
- [3] Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Parte 1.
- [4] (Papyrus v. 3 – Specifications) - [http://www.sim.hcuge.ch/papyrus/01\\_Papyrus\\_Presentation\\_EN.htm](http://www.sim.hcuge.ch/papyrus/01_Papyrus_Presentation_EN.htm)
- [5] [http://oscar.mcw.edu/rep.php?&MMN\\_position=12:12](http://oscar.mcw.edu/rep.php?&MMN_position=12:12)
- [6] <http://www.alumni.ca/~chia4a0/main.htm>
- [7] <http://www.psychology.nottingham.ac.uk/staff/cr1/dicom.html>
- [8] *Desenvolvimento de uma metodologia de interpretação, recuperação e codificação inteligente de laudos médicos independente de língua* – Fábio Alexandrini. Tese de Doutorado em Engenharia de Produção/UFSC.
- [9] *A Review of Content-Based Image Retrieval Systems in Medical Applications - Clinical Benefits and Future Directions* - Henning Muller, Nicolas Michoux, David Bandon and Antoine Geissbuhler - Division for Medical Informatics, University Hospital of Geneva.
- [10] Comunello E., Richter, M.M., Abdala, D.D., Santos, T.R. dos, Wangenheim A.v., and Wille, P.R., *CycML - A Language to Describe Radiological Images*. In: CBMS2003, New York. 16th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems, Los Alamitos, CA: IEEE Computer Society, ISBN 0-7695-1901-6, p. 145-149, 2003.
- [11] Comunello, E. CMIIS - *The Cyclops Medical Image Interpretation System*.
- [12] The IRMA Project: a state of the art report on content-based image retrieval in medical applications - Thomas M. Lehmann - Aachen University of Technology - Aachen, Germany.
- [13] <http://libra.imib.rwth-aachen.de/irma/index.php>
- [14] <http://www.casimage.com/>
- [15] [http://www.casimage.com/4dmethod/\\_html\\_loopcasim/%23%23220473615.0](http://www.casimage.com/4dmethod/_html_loopcasim/%23%23220473615.0)
- [16] Medical Image Format FAQ – Part 7 - <http://www.dclunie.com/medical-image-faq/html/part7.html#ANALYZEFromMayoWebSite>.
- [17] Statistical Parametric Mapping 99 - <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/software/spm99/>.
- [18] The Analyze Data Format – [http://www.mrc-cbu.cam.ac.uk/Imaging/Common/analyze\\_fmt.shtml](http://www.mrc-cbu.cam.ac.uk/Imaging/Common/analyze_fmt.shtml).
- [19] Grupo de Bases de Dados e Imagens – USP/São Carlos - <http://www.gbdi.icmc.usp.br/>.
- [20] Projeto Arboretum - <http://gbdi.icmc.usp.br/arboretum/>.
- [21] Projeto Siren - <http://gbdi.icmc.usp.br/siren/>.
- [22] Azevedo-Marques, Paulo Mazzoncini de. *Integrating RIS/PACS: The Web-based Solution at University Hospital of Ribeirão Preto, Brazil*. Journal of Digital Imaging. SCAR (Society for Computer Applications in Radiology) 2004.



[23] [Eakins 99] Eakins, John P. *Content-based Image Retrieval* - A report to the JISC Technology Applications Programme. Institute for Image Data Research, University of Northumbria at Newcastle. January 1999.