Campus de São Carlos

**ALGORITMO PARA TRANSFORMAÇÃO DE COORDENADAS EM
PROCEDIMENTOS DE FUSÃO DE IMAGENS**

Autor: Lucas Ferrari de Oliveira

Orientador: Prof. Dr. Paulo Mazzoncini de Azevedo Marques

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

Serviço de Pós-Graduação EESC/USP

EXEMPLAR REVISADO

Data de entrada no Serviço: 18 / 04 / 01

Ass.: *Guilherme*

Algoritmo para Transformação de coordenadas em procedimentos de fusão de imagens

DEDALUS - Acervo - EESC

31100017285

Lucas Ferrari de Oliveira

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica

Orientador: Prof. Dr. Paulo Mazzoncini de Azevedo Marques

São Carlos
2001

Class.	TPSE-6 C
Cutt.	3993
Tombo	0080101

st 1170824

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca - EESC/USP

O48a Oliveira, Lucas Ferrari de
Algoritmo para transformação de coordenadas em
procedimentos de fusão de imagens. -- São Carlos, 2001.

Dissertação (Mestrado) -- Escola de Engenharia de São
Carlos-Universidade de São Paulo, 2001.
Área : Engenharia Elétrica.
Orientador: Prof. Dr. Paulo Mazzoncini de Azevedo
Marques.

1. Co-registro. 2. RM. 3. SPECT. 4. Fusão de imagens.
5. Marcadores internos. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Candidato: Bacharel **LUCAS FERRARI DE OLIVEIRA**

Dissertação defendida e aprovada em 20-12-2000
pela Comissão Julgadora:

Prof. Doutor **PAULO MAZZONCINI DE AZEVEDO MARQUES (Orientador)**
(Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo)

Prof. Titular **ANNIE FRANCE FRÈRE SLAETS**
(Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo)

Prof. Doutor **NELSON DELFINO D'AVILA MASCARENHAS**
(Universidade Federal de São Carlos - UFSCar)

Prof. Associada **VILMA ALVES DE OLIVEIRA**
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica

JOSÉ CARLOS A. CINTRA
Presidente da Comissão de Pós-Graduação da EESC

Dedicatória

A Deus pela oportunidade de crescimento.

Aos meus pais, que sempre me apoiaram quando precisei e nesta etapa não foi diferente.

A minha esposa e amiga Ana Cláudia, pelas horas que não passamos juntos e por seu enorme amor por mim.

Agradecimentos

Ao professor e amigo Paulo Mazzoncini de Azevedo Marques, meu orientador, pela orientação, apoio, cooperação e confiança no trabalho desenvolvido.

Em especial à professora Annie France Frère Slaets, pela valiosa colaboração para este trabalho.

Ao ex-professor e amigo Sérgio Koodi Kinoshita que me mostrou a oportunidade de realizar este trabalho.

Aos amigos do Centro de Imagens: Honda, Chico Bento (Roberto), David, Marcelo (Puff), Edilson (Fininho), Luciene e André, pela convivência diária agradável e pela troca de informações valiosas.

À secretária do Centro de Imagens Rita, pela ajuda, paciência e amizade.

Aos profissionais do CIREP, Dr. David, Dr. Lauro, Dr. Toni Carlo e Dra. Vera, pela valiosa ajuda no desenvolvimento do trabalho.

Aos companheiros do laboratório @Ladim: Jacaré, Henrique, Irita, Silvia, Márcia, Marcinho e Renata, pelos momentos agradáveis e pelas conversas enriquecedoras.

Às competentes secretárias do Departamento de Engenharia Elétrica, Patrícia e Rosane Aranda pela ajuda, paciência e amizade.

À todos que indiretamente se envolveram na realização deste projeto de vida e que o espaço físico não permite que eu os cite. Obrigado.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP - pelo apoio financeiro, processo 98/12589-7.

Resumo

Este trabalho apresenta uma ferramenta computacional para co-registro de imagens de SPECT e Ressonância Magnética, visando o auxílio ao diagnóstico de epilepsia. Em algumas patologias neurológicas são usados dois tipos de imagens uma anatômica (Ressonância Magnética) e outra metabólica (SPECT), tendo o especialista que fazer mentalmente a integração das informações contidas nos dois exames. Esse procedimento pode ser melhorado utilizando-se uma ferramenta computacional que possibilite a apresentação dessas informações de forma otimizada em uma única imagem, auxiliando o diagnóstico clínico. O co-registro é feito através de pontos posicionados por um usuário especialista, de acordo com as estruturas presentes nas imagens. São utilizados 7 (sete) pares de pontos, entre os quais é calculado o menor erro quadrático, utilizando-se a distância euclidiana. São selecionados planos e espessuras de corte coincidentes para as duas modalidades, e a imagem do SPECT é reescalada de modo a ficar com a mesma resolução espacial que a imagem da ressonância.

Abstract

The present report describes a computer tool for the coregistration of single photon emission computed tomography (SPECT) and magnetic resonance (MR) images to aid the diagnosis of epilepsy. Two types of images are used for some neurologic diseases, one of them anatomic (magnetic resonance) and the other metabolic (SPECT), with the specialist being required to make a mental integration of the information provided by the two exams. This procedure can be improved by using a computer tool that might permit the presentation of this information in an optimized manner in a single image, aiding the clinical diagnosis. The coregistration is performed on the basis of points positioned by a specialist according to the structures present in the images. Seven pairs of points are used and the least squares error is calculated between them using Euclidean distance. Coinciding planes and section thickness are selected for the two modalities and the SPECT image is processed so as to have the same spatial resolution as the resonance image.

Sumário

1	Objetivos e Justificativas	6
1.1	Organização desta Dissertação	8
2	Processamento de Imagens	10
2.1	Considerações Gerais Sobre o Processamento de Imagens . . .	10
2.2	Medidas de distância	12
2.3	Operações lógico-aritméticas	14
2.4	Transformações Geométricas	15
2.4.1	Transformações Espaciais 2D.	15
2.4.2	Transformações Espaciais 3D	17
2.4.3	Composição de Transformações	20
3	Fusão de imagens médicas	22
3.1	Co-Registro de Imagens	22
3.1.1	Técnicas de Marcadores Externos	31
3.1.2	Técnicas de Marcadores Internos ou Anatômicos	33
3.1.3	Técnicas de Reconhecimento de Contornos	38
3.2	Discussão da revisão bibliográfica	43

<i>SUMÁRIO</i>	2
4 Materiais e Métodos	45
4.1 Estrutura básica de desenvolvimento	45
4.1.1 Sistema Operacional	45
4.1.2 Linguagem para Desenvolvimento	47
4.2 Aquisição das Imagens de RM e SPECT	50
4.2.1 Protocolo de Imagens de Ressonância Magnética	50
4.2.2 Protocolo de Aquisição de SPECT	52
4.3 Sistema Desenvolvido	53
4.3.1 Método com 7 pares de pontos	56
4.4 Método de Avaliação	62
5 Resultados Obtidos	65
5.1 Resultados Quantitativos	65
5.1.1 "Phantom 1" com "Phantom 2"	65
5.1.2 "Phantom 1" com "Phantom 3"	66
5.1.3 "Phantom 1" com "Phantom 4"	66
5.2 Avaliação Qualitativa	67
6 Discussão dos Resultados e Conclusão	72
6.1 Discussão	72
6.2 Conclusão	74
6.3 Sugestões para trabalhos futuros	75

Lista de Figuras

4.1	Janela Principal do Sistema	53
4.2	Menu Imagens	54
4.3	Escolha da Imagem	54
4.4	Tela do Módulo de escolha das imagens	55
4.5	Método de 7 (sete) marcadores, janela inicial	57
4.6	Marcadores posicionados nas duas Imagens	58
4.7	Menu Operadores -> Fusão das Imagens	58
4.8	Vizinhança 7x7 do Ponto Pivô	60
4.9	Pergunta sobre rotação da imagem	61
4.10	Visualização da imagem resultante. Soma das imagens com 100% de opacidade na imagem 1 e 50% na imagem 2	61
4.11	Visualização da imagem resultante. Multiplicação das ima- gens com 100% de opacidade na imagem 1 e 100% também na imagem 2	62
4.12	"Phantom 1"	63
4.13	"Phantom 2" com translação do "Phantom 1"	63
4.14	"Phantom 3" com rotação do "Phantom 2"	64
4.15	"Phantom 4" com rotação de 2 graus sobre o "Phantom 1"	64

5.1	"Phantom 1" e "Phantom 2" com marcadores posicionados . .	66
5.2	Resultado do teste do "Phantom 1" com o "Phantom 2". . .	67
5.3	"Phantom 1" e "Phantom 3" com marcadores posicionados .	68
5.4	Resultado do teste do "Phantom 1" com o "Phantom 3". . .	68
5.5	"Phantom 1" e "Phantom 4" com marcadores posicionados .	69
5.6	Resultado do teste do "Phantom 1" com o "Phantom 4". . . .	69
5.7	Imagens de RM e SPECT com os marcadores posicionados pelo usuário especialista.	70
5.8	Resultado obtido pelo sistema com o posicionamento dos mar- cadores pelo usuário especialista. Soma da imagem 1 com 100% de opacidade e imagem 2 com 50% de opacidade.	70
5.9	Resultado obtido pelo sistema com o posicionamento dos mar- cadores pelo usuário especialista. Multiplicação da imagem 1 com 100% de opacidade e imagem 2 com 50% de opacidade. .	71

List of Algorithms

1	Algoritmo de co-registro. Método de 7 marcadores	59
---	--	----

Capítulo 1

Objetivos e Justificativas

Em muitos casos clínicos são utilizados diferentes tipos de exames por imagens para diagnosticar uma determinada patologia. Esses exames são complementares, sendo que alguns fornecem informações anatômicas do paciente e outros informações funcionais. Os exames de Ressonância Magnética (RM) e de Tomografia Computadorizada (TC) fornecem informações anatômicas, como presença de tecido mole, calcificações, massa cinzenta, formato de sulcos cerebrais, bem como informações relativa a constituição dos órgãos, tendo pouca ou nenhuma informação funcional. Os exames de Positron Emission Tomography (PET) e Single-Photon Emission Computer Tomography (SPECT), por outro lado, fornecem informações sobre variáveis metabólicas como fluxo sanguíneo, perfusão, taxas metabólicas e outras, sendo pobres em informação anatômica. Esse tipo de imagem é denominada imagem funcional.

Como esses exames são complementares muitas vezes é necessário que o médico faça uma "composição mental" das imagens de forma a localizar

anatômicamente algum padrão encontrado na imagem funcional (ex. a localização anatômica na RM de um hiperfluxo sanguíneo encontrado no SPECT). Até mesmo entre exames anatômicos pode haver a necessidade de composição de imagens, uma vez que a diferença de informações não se limita a imagem anatômica versus funcional. Entre a RM e TC as informações obtidas não são as mesmas e as anatomias mostradas são muito diferentes. Por exemplo, ossos são visíveis em TC e aparecem com alto brilho neste exame, sendo praticamente invisíveis na RM.

Além das diferenças na informação obtida, essas imagens diferem também na resolução espacial. A RM e a TC fornecem imagens que possuem uma resolução espacial muito boa enquanto as imagens de SPECT e PET tem uma resolução espacial pobre, daí a necessidade de composição para realização de correlações anatômicas precisas a partir de imagens funcionais. No processo de composição, os volumes das imagens podem ser "integrados" e dessa forma se obter uma imagem "multi-modal" ou "Anato-metabólica". Com as informações de dois ou mais exames juntos o especialista tem condições de identificar com mais precisão a localização da patologia do paciente.

O objetivo básico deste trabalho foi o desenvolvimento de algoritmos computacionais para realizar o co-registro entre imagens distintas de forma a possibilitar sua posterior fusão de maneira satisfatória, visando o auxílio ao diagnóstico e ao estadiamento clínico de patologias. O co-registro de imagens é o alinhamento de dois ou mais volumes de imagens no mesmo espaço geométrico, onde os voxels na mesma localização anatômica podem ser diretamente comparados. Os algoritmos desenvolvidos neste trabalho estabelecem transformações de coordenadas permitindo translação, rotação e escalonamento

de modo a mapear apropriadamente cada pixel de uma imagem dentro do conjunto de pixels da outra, corrigindo possíveis distorções.

Dentre as possíveis aplicações, a mais imediata é o auxílio ao diagnóstico da epilepsia do lobo temporal. A epilepsia é uma síndrome definida por crises recorrentes, as quais são originadas a partir de padrões anormais de descargas elétricas na matéria cinzenta. Apesar de possuir muitas causas possíveis, das quais várias ainda estão sendo definidas, pode-se considerar a existência de atividade elétrica espontânea anormal do cérebro como uma condição "sine qua non" para o diagnóstico. Anormalidades estruturais ou funcionais não estão necessariamente associadas somente à epilepsia sendo impossível até o presente seu diagnóstico com base somente nestas anormalidades. Porém, estudos feitos nas últimas décadas tem indicado que certas anormalidades nas imagens neuronais estão freqüentemente associadas com o processo epiléptico e, no caso de pacientes com epilepsia conhecida, são apropriadas para indicar qual região do cérebro está gerando as crises .

Neste contexto, uma ferramenta computacional que permita o co-registro de imagens anatômicas e funcionais possui grande potencial no auxílio ao diagnóstico

1.1 Organização desta Dissertação

Este trabalho foi dividido em 6 capítulos, sendo que o introdutório traz uma abordagem geral da importância do co-registro das imagens no auxílio ao diagnóstico e localização de focos epilépticos.

O capítulo 2 apresenta considerações gerais sobre o processamento de

imagens, abordando tipos de processamento, características da imagem e transformações geométricas em 2D e 3D.

No capítulo 3 é apresentada uma revisão bibliográfica sobre os métodos de co-registro e suas aplicações.

O capítulo 4 apresenta o trabalho desenvolvido, descrevendo os materiais e métodos empregados.

O capítulo 5 descreve os resultados obtidos

O capítulo 6 apresenta a discussão dos resultados e conclusões do trabalho.

E finalmente, as referências bibliográficas utilizadas no desenvolvimento desta pesquisa.

Capítulo 2

Processamento de Imagens

2.1 Considerações Gerais Sobre o Processamento de Imagens

O interesse por métodos de processamento de imagem originou-se a partir de duas áreas de aplicação: a melhoria da informação contida na imagem para interpretação humana e o processamento para análise automática via máquina [GONZALEZ & WOODS (1993)].

Uma imagem digital pode ser considerada como uma matriz em que índices das linhas e colunas identificam um ponto na imagem, e os correspondentes valores dos elementos da matriz identificam o nível de cinza em cada ponto. Os elementos da matriz são chamados de pixel (abreviatura de picture element). Essa matriz pode ser representada por uma função $f(x,y)$ onde x e y representam as coordenadas do ponto na matriz e $f(x,y)$ o valor desse ponto. Assim o valor de um pixel representa o seu nível de cinza.

Esta representação matemática decorre da facilidade de manipular seu conteúdo através de técnicas de processamento de imagem, visando a extração de características relevantes [BALLARD & BROWN (1982)].

Segundo LOW[LOW (1991)], o processamento de imagens poder ser dividido em três níveis: baixo, médio e alto.

O processamento de baixo nível (ou pré processamento) consiste em procedimentos que visam melhorar a qualidade das imagens obtidas, aumentando o contraste entre as estruturas e diminuindo o ruído. O de nível médio (ou segmentação) consiste em separar os elementos constituintes da imagem para sua posterior caracterização. Processamento de Alto Nível refere-se ao reconhecimento dos objetos segmentados e classificação.

Independente do nível de processamento, existe uma propriedade do pixel que é inerente à própria imagem: o pixel tem "vizinhos" ao seus lados e nas diagonais. E todos esses pixels "vizinhos" são conhecidos como vizinhança do pixel.

Um pixel p de coordenadas (x,y) possui quatro vizinhos, dois na horizontal e dois na vertical, os quais são dados pelas coordenadas $(x+1, y)$, $(x-1, y)$, $(x, y+1)$, $(x, y-1)$.

Esse grupo de pixel, chamado de vizinhança de 4 de p , é descrito por $N_4(p)$. Cada pixel é uma unidade de distância para (x, y) , e alguns dos vizinhos de p ficam fora da imagem digital se (x,y) estão na borda da imagem.

Os quatro vizinhos diagonais de p tem coordenadas $(x+1, y+1)$, $(x+1, y-1)$, $(x-1, y+1)$, $(x-1, y-1)$ e são escritos por $N_D(p)$. Estes pontos, juntos com os 4-vizinhos, são chamados de 8-vizinhos de p , descritos por $N_8(p)$. Como anteriormente, alguns dos pontos em $N_D(p)$ e $N_8(p)$ estarão fora da

imagem se (x,y) estiverem na sua borda [GONZALEZ & WOODS (1993)].

2.2 Medidas de distância

Para os pixels p , q e z , com coordenadas (x,y) , (s,t) e (u,v) respectivamente, D é uma função distância ou métrica se

1. $D(p, q) \geq 0$ ($D(p,q) = 0$ se e somente se $p=q$);
2. $D(p, q) = D(q, p)$, e
3. $D(p, z) \leq D(p, q) + D(q, z)$.

A distância Euclidiana entre p e q é definida como

$$D_e(p, q) = [(x - s)^2 + (y - t)^2]^{1/2}$$

Para essa medida de distância, os pixels tendo uma distância de (x,y) menor ou igual a algum valor r são os pontos contidos em um disco de raio r centrado em (x,y)

A distância D_4 (também chamada distância "city block" ou "quarteirão") entre p e q é definida como

$$D_4(p, q) = |x - s| + |y - t|$$

Nesse caso os pixels, tendo uma distância D_4 de (x,y) menor ou igual a algum valor r , formam um losango centrado em (x,y) . Por exemplo, se pixels com distância $D_4 \leq 2$ de (x,y) (o ponto central) formam os seguintes contornos de distância constante:

$$\begin{array}{ccccc}
& & 2 & & \\
& 2 & 1 & 2 & \\
2 & 1 & 0 & 1 & 2 \\
& 2 & 1 & 2 & \\
& & 2 & &
\end{array}$$

Os pixels com $D_4 = 1$ são os vizinhos-de-4 de (x,y) .

A distância D_8 (também chamada distância xadrez) entre p e q é definida como

$$D_8(p, q) = \max(|x - s|, |y - t|)$$

Nesse caso, os pixels com distância $D_8 \leq 2$ de (x,y) (o ponto central) formam os seguintes contornos de distância constante:

$$\begin{array}{ccccc}
2 & 2 & 2 & 2 & 2 \\
2 & 1 & 1 & 1 & 2 \\
2 & 1 & 0 & 1 & 2 \\
2 & 1 & 1 & 1 & 2 \\
2 & 2 & 2 & 2 & 2
\end{array}$$

Os pixels com $D_8 = 1$ são os vizinhos-de-8 de (x,y) .

Para [GONZALEZ & WOODS (2000)] a distância D_4 entre dois pontos p e q é igual ao comprimento do caminho-de-4 mais curto entre esses dois pontos. O mesmo se aplica à distância D_8 . De fato, podemos considerar ambas as distâncias D_4 e D_8 entre p e q independentemente da existência de um caminho conexo entre eles porque as definições dessas distâncias envolvem apenas as coordenadas desses pontos.

2.3 Operações lógico-aritméticas

Operações lógicas e aritméticas entre pixels são extensivamente usadas na maioria dos ramos de processamento de imagens. As operações entre dois pixels p e q são denotadas como segue:

Adição: $p + q$

Subtração: $p - q$

Multiplicação: $p * q$ (também pq e $p \times q$)

Divisão: $p \div q$

Operações aritméticas em imagens inteira são desempenhadas pixel a pixel. O principal uso da adição de imagens ocorre ao se fazer média de imagens para redução de ruído. A subtração de imagens é uma ferramenta básica em imagens médicas, sendo utilizada para remover informação estática de fundo. Um dos principais usos da multiplicação(ou divisão) de imagens é para corrigir sombras de níveis de cinza produzidas por não-uniformidade da iluminação ou no sensor utilizado para a aquisição. Operações aritméticas envolvem apenas uma posição espacial de pixel por vez, podendo ser feitas "no local", ou seja, o resultado da operação aritmética feita na posição (x, y) pode ser armazenado naquela mesma posição em uma das imagens existentes, visto que esta posição não mais será visitada.

As principais operações lógicas utilizadas em processamento de imagens são E, OU e COMPLEMENTO, denotadas da seguinte maneira:

E: $p \text{ E } q$ (também $p.q$)

OU: $p \text{ OU } q$ (também, $p+q$)

COMPLEMENTO: $\text{NÃO } q$ (também, $\bar{q}$)

Essas operações são funcionalmente completas, pois podem ser combinadas para formar qualquer outra operação lógica. Operações lógicas são aplicadas apenas a imagens binárias, ao passo que operações aritméticas são aplicadas a pixels multivariados. Operações lógicas são operações básicas no processamento de imagens binárias, sendo usadas para tarefas tais como mascaramento, detecção de características e análise de forma. Operações lógicas em imagens inteiras também são desempenhadas pixel a pixel. Como as operações lógicas envolvem apenas uma posição de pixel de cada vez, elas também podem ser feitas no local, como no caso das operações aritméticas [GONZALEZ & WOODS (2000)].

2.4 Transformações Geométricas

Transformações Geométricas (TG) são operações que geralmente modificam a conexão entre os pixels da imagem. No processamento de imagens, uma transformação geométrica consiste em uma transformação espacial, que pode ser subdividida em três operações: Translação, Escala e Rotação, as quais definem o reajuste dos pixels no plano da imagem.

2.4.1 Transformações Espaciais 2D.

Para [TRAINA & FERREIRA (1999)] pode-se efetuar a Translação de pontos no plano (x,y) adicionando-se quantidades inteiras às suas coordenadas. Assim, cada ponto $P(x,y)$ pode ser movido por dx unidades em relação ao eixo x , e por dy unidades em relação ao eixo y . Para tratar a Translação como uma multiplicação e dessa forma homogeneizar as operações entre ela

e as outras duas transformações, a escala e a rotação.

Em coordenadas homogêneas, adicionamos uma terceira coordenada ao ponto. Logo, em vez de um ponto ser representado por um par de valores (x, y) , ele é representado por uma tripla (x, y, W) .

Se W é a coordenada não zero, podemos dividir (x, y, W) por ela, obtendo o mesmo ponto $(x/W, y/W, 1)$. Os números x/W e y/W são chamados de Coordenadas Cartesianas do ponto homogêneo. Como agora os pontos são vetores de 3 elementos, as matrizes de transformações que multiplicam um ponto por outro também precisam ser de 3×3 . A equação de Translação para coordenadas homogêneas ficam:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & d_x \\ 0 & 1 & d_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

Pode-se efetuar Mudanças de Escala (ou apenas Escala) de um ponto pelo eixo x (s_x), ou pelo eixo y (s_y), através das multiplicações:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

A escala é feita em relação a origem dos pontos, se os fatores de escala forem diferentes para x e para y o objeto sofrerá uma deformação, mas caso s_x e s_y sejam iguais a proporção do objeto será mantida.

A Rotação de pontos através de um ângulo Θ também é feita a partir da origem. A rotação é definida matematicamente por:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \Theta & -\sin \Theta & 0 \\ \sin \Theta & \cos \Theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

Os ângulos positivos são definidos quando a rotação é feita no sentido contrário ao dos ponteiros do relógio, e ângulos negativos quando a rotação é feita no sentido dos ponteiros do relógio.

2.4.2 Transformações Espaciais 3D

Em Transformações Espaciais 2D as matrizes de transformações são 3x3, generalizando esse conceito as matrizes para 3D são 4x4. Dessa forma, um ponto P de coordenadas (x,y,z) será representado por (x,y,z,W). Padronizando (ou homogeneizando) o ponto, teremos se w for diferente de 0, (x/W, y/W, z/W, 1).

O sentido positivo de uma rotação, é dado quando observando-se sobre um eixo positivo em direção à origem, uma rotação de 90° irá levar um eixo positivo em outro positivo [TRAINA & FERREIRA (1999)].

A Translação em 3D pode ser vista como simplesmente uma extensão a partir da 2D, ou seja:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & d_x \\ 0 & 1 & 0 & d_y \\ 0 & 0 & 1 & d_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Assim, a equação pode ser representada como:

$$P' = T(d_x, d_y, d_z) \quad (2.5)$$

Similarmente a Escala em 3D, fica:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & s_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

Desta forma a equação pode ser representada como:

$$P' = S(s_x, s_y, s_z) \quad (2.7)$$

As equações de Rotação em 3D, podem ser efetuadas em relação a qualquer um dos três eixos.

A matriz de rotação em relação ao eixo z é:

$$R_z(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

A matriz de rotação em relação ao eixo x é:

$$R_x(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

A matriz de rotação em relação ao eixo y é:

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

Para a rotação também temos a formula geral:

$$P' = R(\Theta).P \quad (2.11)$$

onde R é o eixo de rotação e θ o seu ângulo.

A equação de rotação em 2D é justamente uma rotação em torno do eixo z em 3D.

Os vetores compostos pelas linhas e colunas da sub matriz 3x3 do canto superior esquerdo de $R_{x,y,z}(Q)$ são mutuamente perpendiculares e a sub matriz possui determinante igual a 1. Essas três matrizes são chamadas de Ortogonais Especiais. A principal característica das transformações ortogonais é preservar as distâncias e os ângulos.

2.4.3 Composição de Transformações

O propósito de compor-se transformações, é o ganho de eficiência que se obtém ao aplicar-se uma transformação composta a um ponto ao invés de aplicar-lhe uma série de transformações, uma após a outra.

Para efetuarmos uma rotação, e essa é feita na origem, primeiramente é necessário uma translação para a origem, depois a rotação e novamente uma translação para o ponto inicial [TRAINA & FERREIRA (1999)].

Segue abaixo exemplo de rotação sobre a origem:

$$\begin{aligned}
 T_{(x1,y1)} * R_{(\theta)} * T_{(-x1,-y1)} &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & x1 \\ 0 & 1 & y1 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} 1 & 0 & -x1 \\ 0 & 1 & -y1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \\
 &= \\
 &\begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & x1(1 - \cos \theta) + y1 \sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta & y1(1 - \cos \theta) - x1 \sin \theta \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.12)
 \end{aligned}$$

Para essa Rotação o ponto pivô deve ser transladado até a origem do sistema de coordenadas e Rotacionado, depois ele é transladado novamente a sua posição original. Isso faz com que a Rotação seja feita em três operações, duas translações e uma rotação, consumindo um tempo maior de processamento. Uma alternativa a esse procedimento é a utilização do equacionamento proposto por [HEARN & BAKER (1994)] - (Equações 2.13 e 2.14), os quais não utiliza translações. Os pontos são rotacionados sobre o ponto

pivô (x_r, y_r) , dispensando as duas translações que consumiriam um tempo adicional de processamento.

$$x' = x_r + (x - x_r) \cos \theta - (y - y_r) \sin \theta \quad (2.13)$$

$$y' = y_r + (x - x_r) \sin \theta - (y - y_r) \cos \theta \quad (2.14)$$

onde:

x_r é a coordenada x do ponto pivô e y_r é a coordenada y do ponto pivô. E x e y são coordenadas do ponto que está sendo rotacionado.

O procedimento de composição pode ser usado de forma similar para se efetuar a Escala de um objeto em relação a um ponto arbitrário P1. Primeiramente o ponto P1 é transladado para a origem, então é feita a escala desejada, e então o ponto P1 é transladado de volta. Dessa forma, a transformação em seqüência é:

$$T_{(x1,y1)} * S_{(sx,sy)} * T_{(-x1,-y1)} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & x1 \\ 0 & 1 & y1 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} sx & 0 & 0 \\ 0 & sy & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} 1 & 0 & -x1 \\ 0 & 1 & -y1 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

=

$$\begin{bmatrix} sx & 0 & x1(1-sx) \\ 0 & sy & y1(1-sy) \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.15)$$

Capítulo 3

Fusão de imagens médicas

3.1 Co-Registro de Imagens

Segundo [PIETRZYK et al. (1994)] nos diagnósticos médicos modernos, os pacientes passam por uma série de exames, os quais fornecem informações complementares sobre uma parte específica do corpo humano. Por exemplo, PET ou SPECT fornecem informação funcional, enquanto MRI e TC demonstram principalmente a anatomia. A fusão de imagens é uma técnica cuja idéia principal é compor informações complementares obtidas através desses exames que normalmente, são utilizados de forma isolada.

Segundo [PELLIZARI (1999)] imagens de cérebro de TC, RM e PET contêm informações anatômicas (TC e RM) e fisiológicas (PET) complementares importantes para diagnóstico e tratamento. [PELLIZZARI et al. (1989)], em outro artigo, dizem que a capacidade de correlacionar precisamente informações de diferentes modalidades de imagens em três dimensões, ou quantificar mudanças dos eixos na série de imagens de uma simples modalidade

é crítico. Imagens para estudos clínicos não são (e algumas vezes não podem ser) feitas com rigorosa atenção para reproduzir o posicionamento do paciente nos diferentes exames. Além do posicionamento existem outros fatores que tornam as condições ideais muito baixas, fatores como: diferenças nas características dos aparelhos (tamanho do pixel, espessura de corte e distorções na imagem) e dificuldades de posicionar preventivamente o objeto de correlação com marcadores que serão observados nos dois tipos de imagem com precisão tri-dimensional.

Em seu trabalho [AVERY et al. (2000)] fizeram um estudo com pacientes com crises epiléticas utilizando duas imagens de SPECT: uma ictal (durante a crise) e outra interictal (fora da crise por mais de 24 horas). Verificou-se o aumento de fluxo sanguíneo durante o período ictal e uma imagem sem alterações fora da crise. As imagens foram adquiridas em uma γ -câmera Picker Prism 3000 de três cabeças (Cleveland Heights, OH) 90 minutos após a injeção do radioisótopo. As projeções foram adquiridas com alta resolução, colimadores paralelos e feixe em leque. As imagens ictais foram co-registradas com as interictais usando o algoritmo "Automatic Image Registration" (AIR) de [WOODS et al. (1993)]. Uma subtração pixel a pixel foi feita para criar dois tipos de imagens diferença: interictal subtraída da ictal (imagem diferença positiva), a qual mostra o aumento do fluxo sanguíneo e a ictal menos a interictal (imagem diferença negativa), que representa o decréscimo do fluxo sanguíneo. Após esse processo as duas imagens são co-registradas com imagens de RM, para proporcionar uma localização anatômica das alterações. As imagens diferenças foram então integradas a um volume renderizado do cérebro do paciente, extraído das imagens de alta resolução (RM)

de T1 usando um método de fusão proposto por ([STOKKING et al. (1997)] [STOKKING et al. (1999)]).

Segundo [WEBER & IVANOVIC (1994)], registro de imagens em medicina nuclear e radiologia se refere a alterações espaciais ou a fusão de duas ou mais imagens de modalidades diferentes ou iguais. As coordenadas dos pixels correspondentes das diferentes imagens são transformadas para alinhar e igualar sua posição e coordenadas espaciais. Co-registro de imagens é um termo mais restritivo, que é aplicado somente a transformação de coordenadas espaciais de imagens de diferentes modalidades. O co-registro de imagens é muito utilizado para a melhorar a sensibilidade e a especificidade de procedimentos complementares, visando detectar, localizar, monitorar e medir alterações patológicas ou físicas.

Ainda segundo [WEBER & IVANOVIC (1994)], freqüentemente o co-registro contribui com informações novas ou adicionais ao trabalho, além daquelas obtidas pelos procedimentos individuais. Um exemplo dessa informação é a combinação de imagens anatômicas de RM com imagens funcionais PET, para uma reprodução e exata medida da região funcional cerebral. Porém, segundo o autor, a comparação de imagens adquiridas em filme na configuração lado-a-lado ainda é o meio mais comum de analisar regiões radiofarmacêuticamente alteradas ou não de estudos em série, avaliar as propriedades de um traçador antes e depois de terapia e comparar as imagens de medicina nuclear com radiografias.

No mesmo artigo, [WEBER & IVANOVIC (1994)] demonstra algumas utilidades para o co-registro de imagens, segundo ele as básicas são:

1. Co-registro de imagens em série de SPECT, PET ou câmera de cintilação do mesmo órgão ou regiões do corpo, para observar a diferença regional de um único radiofármaco ou repetir imagens do mesmo radiofármaco para comparações de antes e depois de cirurgia ou outros tratamentos para avaliar os efeitos da terapia;
2. Co-registro de imagens SPECT, PET ou câmera de cintilação de um órgão com dois radiofármacos diferentes para comparar exames diferentes;
3. Uma comparação funcional entre SPECT e PET para mapear uma função similar, assim com imagens de fluxo sanguíneo, metabolismo ou avaliação de exames funcionais complementares;
4. Co-registro de imagens funcionais com SPECT ou PET e anatômicas com RM ou TC, para melhorar a resolução anatômica das medidas funcionais;
5. Co-registro de imagens de SPECT ou PET com uma imagem controle ou atlas anatômicos para localizar estruturas e detectar alterações funcionais;
6. Co-registro de imagens funcionais e/ou anatômicas tri-dimensionais para planejamento de dosimetria e de tratamento radioterápico.

Em seu estudo [CORDES et al. (1985)] demonstra as qualidades do SPECT em relação ao TC, RM e Eletroencefalograma (EEG). O autor demonstra como o SPECT ajuda na localização exata de um foco epileptogênico. Descar-

gas epilépticas corticais podem eventualmente ser detectadas por EEG convencionais, mas a exata localização do foco e, ocasionalmente, do lado envolvido na crise pode ser difícil de determinar. Procedimentos mais invasivos de EEG com eletrodos profundos são usados quase sempre para diagnósticos pré operatórios de epilepsia. Ainda segundo [CORDES et al. (1985)] nos últimos anos aumentou o interesse nas técnicas de diagnóstico por radioisótopos, desenvolvidos para medir metabolismo de glicose em regiões cerebrais e fluxo sanguíneo regional em tecidos cerebrais (rCBF). Investigações com Positron Emission Tomography (PET) têm mostrado evidências de alterações no metabolismo de glicose em crises epilépticas focais. Durante as crises, o metabolismo cerebral é aumentado em áreas limitadas, enquanto em fases pós- e interictal o consumo de glicose é reduzido. Single Photon Emission CT (SPECT) está sendo investigado como um procedimento apropriado para medir perfusão cerebral. Para esta aplicação um dos melhores radiofármacos estudados é ^{99m}Tc hexametil amino propileno oxime (^{99m}Tc -HM-PAO), um agente lipofílico radiodiagnóstico cujas principais vantagens são, a capacidade de cruzar a barreira hematoencefálica e também sua retenção em tecidos cerebrais proporcionalmente ao fluxo sanguíneo.

[WEBER & IVANOVIC (1994)] afirmam que a maioria dessas aplicações de co-registro envolve imagens de SPECT ou PET com RM ou TC utilizando atlas anatômico e/ou objetos de controle nas imagens. A escolha entre exames de TC ou RM como imagem anatômica depende em grande parte dos objetivos do procedimento de co-registro. Se a intenção é de fazer cálculo na distribuição de dose para radioterapia, TC é normalmente o exame escolhido. TC é um mapa de raio-x de fótons e coeficientes de atenuação linear e

propicia imagens de alta-resolução para identificação e delimitação de ossos e tecidos moles. Por outro lado, quando o objetivo principal do procedimento é melhorar a definição anatômica de tecidos moles no exame funcional, a RM é freqüentemente escolhida como o melhor exame, pois possui um alto contraste para esse tipo de tecido. De modo geral, as aplicações que envolvem co-registro, utilizam imagens de tamanho, formato, e posicionamento de paciente diferentes. Por isso, normalmente são necessárias operações de translação, rotação e escala isotrópica e/ou anisotrópica das coordenadas dos pixels.

Ainda segundo [WEBER & IVANOVIC (1994)] a maioria das aplicações existentes na literatura são direcionadas para a fusão de imagens funcionais de SPECT ou PET com imagens de RM e TC para melhorar o mapeamento anatômico de alterações funcionais, correlacionar patologia e anatomia com anormalidades funcionais no diagnóstico e estudos investigativos do cérebro.

Para [SIDDON (1985)] as próprias imagens de TC e RM descrevem características morfológicas complementares, sendo também complementares no planejamento de radioterapias, onde a lesão pode ser formada por tecido mole e por isso melhor visualizada através da RM, enquanto a varredura por TC é necessária para fornecer um mapa dos coeficientes de atenuação para que a distribuição da dose possa ser calculada.

[KNOWLTON et al. (1997)] diz que numerosas técnicas e ferramentas para fusão de imagens têm sido desenvolvidas nos últimos anos. Segundo esse autor, as técnicas computadorizadas de fusão com transformações de coordenadas requerem, para uma melhor composição, que os eixos cartesianos usados em uma imagem sejam localizados e posicionados espacialmente na

outra, sendo que nenhuma técnica específica é necessariamente a melhor para esse fim. Diferentes aproximações são mais apropriadas para certas aplicações e menos para outras. Por exemplo, se distorções grosseiras de tecido estão presentes entre as imagens, uma técnica usando contorno de superfícies seria a mais recomendada.

Para [KNOWLTON et al. (1997)] a meta de todas as técnicas de co-registro é calcular uma matriz de transformação necessária para converter as coordenadas de um volume no espaço próprio de outro.

Segundo o autor, a utilização de procedimentos de co-registro de imagens, tanto em aplicações clínicas como em pesquisas sobre epilepsia, era bastante limitada até recentemente. Isso devido, basicamente a dificuldades no acesso ao conjunto de imagens e disponibilidade de programas e equipamentos para a implementação adequada de técnicas eficientes de sobreposição. Ainda segundo KNOWLTON a maior parte das técnicas de co-registro, consideram os volumes das imagens como corpos rígidos, com conexões lineares entre todas as dimensões do voxels, sendo chamadas de técnicas lineares de co-registro. Para transformações de corpos rígidos ou lineares, três parâmetros são calculados cada um ao longo dos eixos x , y , e z e rotação sobre os três eixos também. Para "reslice" um volume de imagem em um novo espaço, reescalonamento e interpolação são necessárias. As várias técnicas de co-registro diferem somente nos métodos usados para determinar a matriz de transformação. Os métodos de reescalonamento e de interpolação são mais genéricos e são freqüentemente compartilhados entre as diferentes técnicas de co-registro.

[LESTER & ARRIDGE (1999)], apresentam outros tipos de técnicas, os

autores dividem em classes os métodos de co-registro chamados de não lineares. Alguns métodos não lineares utilizam características como pontos ou superfícies para expansão de funções-base e sobreposição de imagens. Nos modelos 2D de transformações não-lineares a imagem original é modelada como uma folha de metal plana que é submetida a uma deformação dupla, com independência entre os eixos x e y (técnicas de "warp").

[WEAVER et al. (1998)] desenvolveram um algoritmo para alinhamento elástico de imagens. Existem poucos algoritmos desse tipo propostos na literatura e alguns deles necessitam de um tempo relativamente grande de processamento. Esse procedimento é bastante usado no co-registro de imagens de mama e tórax, já que os métodos que trabalham com corpos rígidos não são capazes de compensar as alterações na compressão da mama e de inspiração nos exames de tórax. [WEAVER et al. (1998)] desenvolveram uma técnica baseada em transformadas wavelets e de Fourier para estabelecer rotações, translações e distorções nas imagens e depois fazer a fusão das mesmas.

Tanto para os autores [LOBREGT & VIERGEVER (1995)] quanto para [MEYER et al. (1995)], qualquer que seja a técnica para correlacionar as imagens deverá considerar as prováveis variações no posicionamento do paciente e nos parâmetros da imagem do aparelho. Por exemplo, no caso de tomógrafos de TC e RM pode ocorrer uma diferença de orientação de 10° a 20° em projeções transversais e os centros das seções podem estar posicionados de forma bastante diferente em relação à anatomia do paciente. Além disso, considerações técnicas podem acarretar o uso de diferentes parâmetros para a espessura de corte, intervalo entre cortes, número de cortes, tamanho

de matriz e tamanho de pixel para modalidades diferentes de imagens. Assim, para correlacionar dois estudos quaisquer, é necessário estabelecer uma transformação de coordenadas que incorpore translação, rotação e escalonamento de modo a mapear apropriadamente cada pixel de uma imagem dentro do espaço dos pixels da outra.

Segundo [KNOWLTON et al. (1997)], para se estabelecer uma transformação de coordenadas entre as imagens é necessário a definição de um conjunto de pontos de referência comuns aos dois estudos, sendo que no mínimo quatro pares de pontos são necessários. Teoricamente as transformações podem ser determinadas pela medida de posição de quatro ou mais marcadores não lineares. Desse modo pode-se considerar a existência de dois estágios básicos no processo de co-registro de imagens: o primeiro é registrar as imagens para determinar as transformações geométricas que relacionam os sistemas de coordenadas dos dois conjuntos de dados; o segundo é combinar as imagens através da atribuição de pesos e/ou uso de técnicas de "thresholding" para gerar uma única imagem a partir dos registros originais.

Segundo [WEBER & IVANOVIC (1994)] o co-registro de imagens pode ser dividido em três passos gerais:

1. Selecionar os pontos de controle (pontos de controle ou marcas de controle) na imagem anatômica e na funcional.
2. Determinar os parâmetros (translação, rotação, escala, etc.) de mapeamento da função de transformação.
3. Computar a função de transformação na imagem funcional para co-registrar com a imagem anatômica e somar as duas.

Ainda para WEBER [WEBER & IVANOVIC (1994)], os tipos de transformações utilizadas nos algoritmos de co-registro depende do grau de distorção e variação nas estruturas geométricas entre o matching das imagens. Os mais usados são transformações de corpo rígido e polinomiais (curvas). Transformações de corpo rígido são compostas por translações, rotações, reflexões e escalonamento linear, sendo utilizadas quando não queremos distorções espaciais ou variação na geometria das estruturas entre as imagens.

Várias técnicas têm sido utilizadas para otimizar o processo de registro das imagens de diferentes modalidades, podendo ser divididas, segundo [KNOWLTON et al. (1997)], em três grupos básicos: técnicas que utilizam marcadores externos, técnicas que utilizam marcadores internos (anatômicos) e técnicas automatizadas (reconhecimento de contornos). Cada um desses processos possui vantagens e desvantagens dependendo do aspecto sob o qual é analisado.

3.1.1 Técnicas de Marcadores Externos

Essa técnica não é prática no ambiente clínico usual, pois necessita que cada exame seja supervisionado por alguém que saiba o posicionamento preciso das marcas durante os exames anteriores. A técnica de [ZHANG et al. (1990)] utiliza marcadores externos com uma armação estereotática construída para minimizar artefatos nas imagens de TC e RM e consiste de um material não ferroso, destituído de componente eletro condutor, hastes verticais de poliâmido-imido e duas traves de alumínio na parte superior. A armação usa um sistema de coordenadas cartesianas, com o eixo x originando-se na

porção anterior do plano sagital do paciente e se estendendo para a direção posterior, enquanto a origem do eixo y está localizada na parte inferior da armação com o eixo se estendendo verticalmente. A origem z está posicionada na linha média da vista coronal e se estende positivamente para a direita e negativamente para a esquerda. O método de [ZHANG et al. (1990)] possui uma lâmina de plástico que serve como marcador de referência, a qual pode ser anexada em cada lateral da armação estereotáxica. Essas lâminas são furadas e preenchidas com algum material, dependendo do tipo do exame, para obter-se um canal "z-shaped" padrão para imagem de MR e marcas de referência na imagem PET.

[HENRI et al. (1991)] desenvolveram um método para criar uma composição de imagens tri-dimensional da anatomia cortical e vascularização cerebral. Os dois tipos de imagens são combinados pela sobreposição da projeção do angiograma (DSA) em um volume translúcido renderizado de imagens de TC ou RM. No método de [HENRI et al. (1991)] é também utilizada uma armação de estereotaxia para obter-se os marcadores externos de referência. Essa armação é posicionada na cabeça do paciente nos dois tipos de exames. Após a aquisição das imagens é calculado o eixo de coordenadas através dos pontos de controle obtidos nas imagens, para o perfeito ajuste entre as imagens anatômicas e de vascularização. Essa técnica foi desenvolvida para auxílio ao planejamento de cirurgia.

[MOUNTZ et al. (1994)] apresentaram um óculos para ser colocado no paciente, o qual possui canais laterais que serão preenchidos com substâncias que são visualizadas nos dois tipos de exames. Os óculos se encaixam ao canal auditivo do paciente e possuem um sistema de ajuste, através de uma

borboleta, que pode ser travado quando obtém-se a posição correta no seu posicionamento. Assim o paciente pode se deslocar com a armação sem alterar sua posição ajustada previamente.

Neste tipo de técnica, tendo-se o cuidado inicial com o posicionamento dos marcadores aumenta-se a velocidade de cálculo das transformações geométricas, facilitando-se sua automatização e aumentando-se a velocidade da fusão das imagens. Porém, esse tipo de técnica tem a desvantagem de não proporcionar o co-registro de imagens adquiridas anteriormente à implementação do protocolo de aquisição de imagens com os marcadores externos. Essa é uma desvantagem significativa pois muitas vezes é necessário fazer a fusão das imagens retrospectivamente. Além disso, deve-se ter marcadores compatíveis com cada um dos tipos de exames utilizados, pois de modo geral, os marcadores devem ser estruturas que possibilitem um bom contraste na imagem para cada uma das técnicas empregadas.

3.1.2 Técnicas de Marcadores Internos ou Anatômicos

Para [WEBER & IVANOVIC (1994)] os marcadores internos são marcas anatômicas, intensidade de pixels e características geométricas (superfície da pele ou osso, ventrículos, nervos, etc.). A complexidade dos marcadores internos varia bastante, podendo ser utilizados pontos, linhas, curvas, planos, superfícies e volumes. Quando uma das modalidades das imagens para co-registro é TC, RM ou raio-x, as estruturas dos órgão internos podem ser utilizadas como um marcador anatômico e marcas externas são aplicadas somente na imagem funcional (PET, SPECT, imagens planares, etc).

[HILL et al. (1991)] afirmam que a aproximação mais flexível para combinação de imagens são marcadores anatômicos que sejam visíveis em cada modalidade de imagem, RM e TC, sendo essa técnica preferível às técnicas com marcadores externos. Segundo [HILL et al. (1991)] o uso de marcadores anatômicos para co-registro tem um potencial de precisão maior do que as técnicas de marcadores externos e necessitam de menor interferência com os protocolos normais de aquisição das imagens. Vários marcadores podem ser utilizados para co-registro de imagens de TC e RM. Os marcadores podem incluir pontos, centróides de regiões segmentadas ou superfícies. No mesmo trabalho [HILL et al. (1991)] descrevem sua técnica de co-registro, na qual as imagens são adquiridas em dias e locais diferentes. As imagens de RM são adquiridas com 256 x 256 pixels por corte e uma espessura de corte que varia de 2 mm a 5 mm (Philips Gyroscan S15). E as imagens do TC são adquiridas com 512 x 512 pixels por corte e uma espessura de corte entre 1.5 mm e 3 mm (GE Medical Systems CT 9800).

No método desenvolvido por [HILL et al. (1991)] as imagens de TC e RM são mostradas como uma seqüência de cortes bi-dimensionais em duas workstation SUN colocadas lado a lado. São utilizadas duas workstation porque uma única não possibilitaria a visualização mínima de três cortes para cada modalidade de imagem, mostradas na resolução completa (512 x 512 pixels por corte da TC). O usuário identifica então as coordenadas tri-dimensionais de pontos anatômicamente equivalentes em ambas as modalidades, usando um mouse e um cursor. Exames cuidadosos nas imagens que são também mostradas em um negatoscopio adjacente à workstation ajudam no posicionamento dos pontos. As coordenadas tri-dimensionais dos

pontos selecionados são usadas para determinar a transformação de coordenadas relacionadas com as imagens RM e TC. O ajuste é realizado por um algoritmo baseado no cálculo do menor erro quadrático entre os pontos das imagens. O algoritmo de co-registro determina três transformações de translação e rotação de corpo rígido. A escala (a dimensão do voxel de cada modalidade) foi determinada separadamente por uma calibração como parte da rotina no programa de qualidade de cada scanner, mas pode ser facilmente determinada pela localização dos pontos correspondentes. O algoritmo de co-registro calcula o erro de registro para cada ponto de referência e o menor erro quadrático (Root Mean Square - RMS) para todos os pontos. O cálculo da transformação de co-registro foi usado para transformar o conjunto de imagens de RM para o sistema de coordenadas da TC usando interpolação trilinear.

Em um outro artigo, [HILL et al. (1994)] sugerem uma lista de estruturas que podem ser usadas como marcadores, tais como: final lateral dos canais auditivos esquerdo e direito, protuberância externa occipital e outras. Dependendo da anatomia do paciente e da sequência de pulso usada na RM um tipo de marcador é utilizado. O autor afirma que o co-registro é possível sem nenhuma alteração dos protocolos de aquisição das imagens. Como a técnica de [HILL et al. (1994)] utiliza marcadores anatômicos visíveis em ambas as modalidades de imagens (TC e RM), se houver uma movimentação substancial do paciente durante o processo de aquisição, um co-registro preciso não será possível devido à presença de artefatos nas imagens.

[PIETRZYK et al. (1994)] desenvolveram um programa com uma variedade de ferramentas que auxiliam na precisão do co-registro a partir de ins-

peção visual, possibilitando especificar as translações e rotações necessárias em todas as três dimensões. Os algoritmos para interpolação e reorientação das imagens foram escritos em C e o pacote de software PV-Wave (Visual Numerics, Boulder, CO) também foi usado para a implementação de rotinas de visualização e processamento. O tempo necessário para calcular a reorientação em uma SUN SPARCstation IPX com 32 megabyte de memória, é menor do que 1 segundo. Desta maneira, uma atualização para o exame visual para cada reorientação é mostrada em alguns segundos. Nesse processo, o co-registro é avaliado por um usuário que pode interagir com as imagens, acertando o seu posicionamento com ferramentas disponíveis dentro do próprio programa. A imagem de RM é binarizada, após a aplicação de um detector de borda de sobel, e somente seus contornos ficam visíveis.

[TALAIRACH & TOURNOUX (1988)] desenvolveram um mapeamento do cérebro, onde cada região possui uma coordenada. Este sistema de coordenadas foi chamado de Atlas de Talairach (AT), sendo baseado no estabelecimento de um sistema de coordenadas em cada volume de imagem usando as linhas da Comissura-Anterior (CA) e da Comissura-Posterior(CP). Segundo [KNOWLTON et al. (1997)] essa é uma técnica muito elegante, porém tem um custo computacional muito alto devido a necessidade de se armazenar todas as regiões mapeadas o que diminui a performance do sistema.

De modo geral, essas técnicas que utilizam marcadores anatômicos são mais flexíveis, pois não interferem com os procedimentos usuais de obtenção de imagens e podem ser utilizadas com exames anteriores a implantação do sistema de co-registro, sem ter a necessidade de se fazer novas aquisições. Porém, segundo [KNOWLTON et al. (1997)], embora esse método propor-

cione pequenos erros de co-registro, ele requer usuários especialistas para a seleção dos marcadores. Outra limitação é a dificuldade de identificar de forma precisa todas as marcas necessárias para um co-registro adequado em dois estudos que forneçam informações complementares, RM e SPECT por exemplo. Além disso, embora mais flexíveis em relação à rotina de exames não possuem a mesma velocidade de processamento que as técnicas que utilizam marcadores externos, pois é necessário um tempo extra para a seleção dos marcadores anatômicos presentes nas imagens.

Ainda segundo [KNOWLTON et al. (1997)] independente do tipo de marcador utilizado (interno ou externo), os procedimentos para determinação das transformações geométricas tendem a utilizar algoritmos de cálculo do menor erro quadrático entre conjuntos de pontos. A técnica de menor erro quadrático (Equação 3.1) consiste, segundo [SPIEGEL (1972)] e [RUGGIERO & LOPES (1988)], em medir o erro dos pontos em cada aproximação que se faz, obtendo assim o menor erro como a melhor aproximação dos pontos. Para [SPIEGEL (1972)] de todas as curvas que se ajustam a um conjunto de pontos, a que tem a propriedade de apresentar o mínimo valor de

$$D_1^2 + D_2^2 + D_3^2 + \dots + D_N^2 \quad (3.1)$$

é denominada a melhor curva de ajustamento. Onde $D_1..D_N$ são as distâncias calculadas entre os pares de pontos $(X_1, Y_1) \dots (X_N, Y_N)$ elevada ao quadrado. A distância ao quadrado de todos os pontos é somada sendo o

menor erro de aproximação o que possui o menor valor para essa soma. Mesmo que em um ponto específico a distância não seja mínima, se no conjunto a distância se apresentar menor essa será considerada o melhor ajuste para todos os pontos.

3.1.3 Técnicas de Reconhecimento de Contornos

[PELIZZARI et al. (1989)] desenvolveram uma técnica que utiliza reconhecimento de contornos, sendo conhecida como "head and hat". O método baseia-se no seguinte: dado dois modelos tri-dimensionais de um objeto, uma única transformação de coordenadas pode ser encontrada a qual, quando aplicada em um dos modelos, faz os dois se encaixarem o mais próximo possível. Para começar o processo, modelos tri-dimensionais das superfícies que serão encaixadas são produzidos pelos contornos externos na série de cortes de cada conjunto de imagens. A superfície externa com tecidos é mais comumente usada e é visualizada nas imagens de TC e RM. Para co-registro envolvendo PET, a superfície externa pode ser definida pela imagem de transmissão se disponível (para cada corte de emissão existe um corte de transmissão correspondente, usado para cálculo dos efeitos de atenuação dos fótons na reconstrução das imagens de emissão), ou então considerando-se o contorno mais externo do perfil da imagem de emissão. Ambos os modelos de superfícies são então corrigidos levando-se em consideração variações no tamanho do pixel, possíveis inclinações nos planos de corte relativos aos eixos de varredura e algum deslocamento na altura da mesa durante o exame.

Em [LEVIN et al. (1988)] é apresentado um estudo no qual imagens de

TC foram feitas num Somaton DR3 da Siemens Medical systems (Iselin, NJ) com tubo de 125 kV e 350 mAs. Foram obtidas seções de corte contínuas variando de 2 a 8 mm, dependendo do tamanho da lesão. Um sistema de coordenadas foi orientado paralelamente a base do crânio e as imagens foram reconstruídas em uma matriz de 256 x 256 com pixels de 0.8 mm. As imagens de RM foram então feitas em um Magnetom da Siemens com 1,5 T, usando bobinas para transmissão e recepção. Imagens T2 foram criadas pela aquisição de sinal com um tempo de repetição (TR) de 2.200 msec e tempo de eco (TE) de 28 e 70 msec, com seção de cortes de 7-8 mm e "gaps" de 3,5-4,0 mm. Foi utilizada uma matriz de 256 x 256 pixels com 1,2 mm de tamanho. As imagens PET foram obtidas na unidade PET VI, que foi construída pela Universidade de Chicago. Cinco seções transversais de 14 mm de espessura foram obtidas sendo orientadas paralelamente a linha orbitomeatal. As imagens foram reconstruídas com uma matriz de pixels 100 x 100, com tamanho de 2,5 mm.

A técnica de co-registro usada por [LEVIN et al. (1988)] em seu trabalho é uma adaptação da proposta por [PELIZZARI et al. (1989)]. No método de [LEVIN et al. (1988)] o grupo de imagens pareadas é usada para construir modelos numéricos das superfícies externas da cabeça, o conjunto será transladado, rotacionado e escalonado até ser encontrado o melhor casamento entre as imagens. Essas operações definem a transformação de coordenadas que será usada para mapear qualquer pixel de um grupo de imagens dentro do outro. Toda a seção de cada grupo de imagens foi submetida a um programa computacional de reconhecimento de contornos, o qual desenha o contorno da superfície da pele. A operação de extração de contorno foi to-

talmente automatizada, apesar de necessitar algumas vezes de uma correção na segmentação dos contornos na vizinhança do ouvido e nariz.

O mesmos autores propõem em [LEVIN et al. (1989)] uma técnica tri-dimensional que proporciona um método não invasivo de visualização de superfícies. Foram adquiridas imagens de RM numa seqüência de 10 minutos, as quais foram utilizadas para criar uma visão tri-dimensional da superfície do cérebro e das lesões cerebrais. As imagens de RM foram então co-registradas com imagens de PET antes da reconstrução tri-dimensional ser feita. Com esse método foi possível localizar regionalmente lesões metabólicas para o planejamento de cirurgia em pacientes com epilepsia, tumores e encefalite. Esse trabalho usa a mesma técnica proposta por [LEVIN et al. (1988)] com a visualização tri-dimensional das estruturas co-registradas.

Para [WEBER & IVANOVIC (1994)] o método de encaixe de superfícies (Surface Fitting - SFIT) conhecido como método cabeça e chapéu, serve para co-registro de imagens tri-dimensionais e utiliza a minimização da média da raiz quadrada das distâncias entres as superfícies de uma estrutura anatômica que está visível em ambas as modalidades. Porém, segundo este autor a maior fragilidade deste método é sua sensibilidade para deformações no contorno das superfícies, pois usa a borda do cérebro ao invés do crânio para o limite de encaixe das superfícies nas aplicações para quantificação de fluxo sanguíneo e estudos metabólicos.

A maioria das técnicas de co-registro por reconhecimento automático ou semi-automático de contornos, como por exemplo a técnicas utilizada por [PELIZZARI et al. (1989)] e as duas utilizadas por [LEVIN et al. (1988)] e [LEVIN et al. (1989)] utilizam o algoritmo proposto por [POWELL (1964)]

para minimização de uma função não-linear de múltiplas variáveis, que é usado para achar as transformações geométricas que, quando aplicadas nas coordenadas do hat, diminuem o resíduo que é a distância média quadrada entre pontos das superfícies "hat" e "head". A contribuição de cada resíduo para os pontos hat é ajudar na busca das intersecções com a superfície head de um raio que transforma o ponto hat no centróide do modelo head. As classes de transformações permitidas incluem rotações e translações de corpo rígido(três ângulos e três deslocamentos ortogonais) e escala linear no hat ao longo dos três eixos ortogonais. Para que isso seja possível a estrutura a ser identificada deve estar bem contrastada em relação ao fundo. Porém, algumas estruturas podem sofrer algum tipo de deformação em diferentes tipos de exames, tornando o processo de identificação e sobreposição bastante complicado e, as vezes, pouco preciso. Nesse contexto pode ser necessária a intervenção do usuário caso o algoritmo falhe na determinação de valores mínimos.

[MUNCK et al. (1998)] propõem uma técnica semi-automatizada que, segundo o autor, tende a funcionar melhor do que a automatizada. As técnicas semi-automatizadas de modo geral são mais precisas do que as automáticas, pois desenvolvem o processo de co-registro a partir alguma identificação de estrutura dada pelo usuário. Essa identificação de estrutura pode ser feita, por exemplo, através de um "threshold" interativo nas imagens metabólica e anatômica, selecionando as áreas a serem co-registradas. Para imagens funcionais pode-se usar um algoritmo simples de "threshold", o qual encontra um pico no histograma da imagem que é utilizado como base para a escolha do melhor valor para segmentação. Para as imagens anatômicas, a segmen-

tação é utilizada na separação do cérebro de outras regiões. Nesse processo o crânio é separado do fundo da imagem e algumas regiões são removidas, ficando na imagem somente as regiões de interesse.

Em [STOKKING et al. (1997)] e [STOKKING et al. (1999)] é proposto um método automatizado de co-registro o qual recebeu o nome de "Normal Fusion". O co-registro dos grupos de imagens funcionais de PET, SPECT e RMf (Ressonância Magnética Funcional) com imagens anatômicas de TC e RM, foi feito por um software desenvolvido por ele, que utiliza marcadores de pele "V-shaped". Foi utilizado também para segmentação das imagens o software ANALYZETM (BIR-Mayo Clinic, Rochester, MN) e para a visualização tri-dimensional o pacote VROOM, que é uma coleção de classes C++ que tem como meta a visualização de imagens multi-modais. Nesses trabalhos os autores utilizam várias ferramentas, algumas desenvolvidas localmente e outras adquiridas de empresas, o que mostra o quanto pode ser diversificada a aplicação, embora o resultado final seja semelhante ao de outros trabalhos.

[KAPOULEAS et al. (1991)] propõem que, uma vez estabelecida a transformação geométrica, uma das imagens seja processada utilizando detector de bordas de Sobel e "threshold" e, então, composta com a outra. O autor comenta que pode-se utilizar combinações lineares de modo a selecionar as estruturas a serem realçadas na imagem final.

Pode-se notar que as técnicas que utilizam reconhecimento de contornos são as mais flexíveis em relação a rotina de exames, uma vez que permitem total automatização do cálculo da transformação geométrica. Porém, possuem um custo computacional muito alto, pois para cada processo de co-registro são calculados algumas centenas de pontos.

3.2 Discussão da revisão bibliográfica

Existem várias técnicas de co-registro de imagens propostas na literatura e cada uma delas desempenha sua função, de acordo com a necessidade de cada caso. Nenhuma pode ser considerada melhor do que a outra de forma absoluta, todas tem vantagens e desvantagens e dependendo da necessidade uma técnica será mais apropriada do que a outra. Porém todas tem a mesma finalidade, calcular a matriz de transformação para alinhar um determinado conjunto de pixels de uma imagem dentro do conjunto de outra, utilizando transformações de corpo rígido ou técnicas de "warp", as quais deformam a imagem para um melhor ajuste.

As técnicas de marcadores externos interferem consideravelmente na rotina do serviço, pois necessitam do uso de estruturas específicas posicionadas no corpo do paciente, como aparelhos de estereotáxia ou óculos especiais desenvolvidos para esse fim, por exemplo. Além disso, em nenhuma delas tem-se a certeza de que o objeto colocado no paciente, não sofreu deslocamento ou foi movimentado para uma região próxima. Uma forma de minimizar esse problema seria fazer um exame na seqüência do outro, de forma a garantir maior precisão do posicionamento dos pontos, porém isso nem sempre é possível na rotina hospitalar.

Técnicas de reconhecimento automático ou semi-automático de contornos, funcionam bem com imagens funcionais com alta resolução (acima 128 x 128 pixels) e necessitam de uma demanda computacional bastante grande, pois vários pontos nas imagens são usados como referência. Dependendo do exame, pode-se ter uma centena de pontos de controle para o perfeito

co-registro das imagens. Essas técnicas requerem pouca interação com o usuário, a qual só se faz necessária caso o sistema não consiga obter de forma adequada os pontos de controle na imagem. Porém, seu custo computacional é extremamente alto.

Marcadores internos são comumente utilizados no co-registro de imagens de RM com TC, porém sua aplicação pode ser estendida para imagens anatômicas (TC e RM) e funcionais (SPECT). Essa técnica proporciona erros pequenos de co-registro porém necessita de uma intervenção considerável do usuário. Outro aspecto importante é que o usuário deve ser um especialista na área para poder localizar corretamente os marcadores nas duas imagens. Esse método independe da resolução da imagem, pois não utiliza métodos de detecção automática para obter os marcadores de referência.

Particularmente, neste trabalho de pesquisa optou-se pela utilização de uma técnica com marcadores internos. Essa escolha deveu-se ao fato desse tipo de técnica não interferir na rotina do serviço, possuir custo computacional relativamente baixo, ser adequada para imagens funcionais de baixa resolução e possibilitar estudos retrospectivos. Além disso, a necessidade da presença do usuário especialista pode ser vantajosa, uma vez que este pode verificar se o co-registro foi realizado de forma satisfatória e redistribuir os marcadores para obter maior precisão, caso julgue necessário.

Capítulo 4

Materiais e Métodos

Neste capítulo são descritos os principais métodos e os equipamentos empregados para a realização deste trabalho de mestrado. Na seção 4.1.1 está descrito o Sistema Operacional utilizado e os motivos de sua escolha. A seção 4.1.2 apresenta a linguagem de programação que foi utilizada para o desenvolvimento do trabalho e suas principais características. Na seção 4.3.1 o algoritmo utilizado para o cálculo da melhor curva de ajuste para os pares de pontos é descrito e explicado.

4.1 Estrutura básica de desenvolvimento

4.1.1 Sistema Operacional

Os algoritmos envolvidos no processo de correlação de imagens tem um custo computacional bastante alto, necessitando não só de uma máquina rápida como também de um sistema operacional de bom desempenho.

Neste trabalho foram utilizadas, basicamente imagens de dois tipos: anatô-

micas e metabólicas. As imagens obtidas na máquina de Ressonância Magnética Nuclear (RMN) são anatômicas e podem ser arquivadas em dois tipos de padrões, padrão de imagens médicas DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) ou no formato mais genérico TIFF. As imagens obtidas no aparelho de Tomografia Computadorizada (TC), também são anatômicas e são armazenadas no padrão JPEG. O exame metabólico utilizado no trabalho é o Single Photon Emission Computerized Tomography (SPECT), nesse caso o padrão do arquivo da imagem é proprietário do fabricante (Siemens) e a sua visualização só é possível usando uma estação de trabalho Sophy, que exporta o arquivo para o padrão BMP. Nesse contexto, devido a variedade de tipos de arquivos e para a união completa dos mesmos é necessário um ambiente operacional estável, de bom desempenho e com muita flexibilidade.

Inicialmente se pensou em usar o Sistema Operacional Windows 95 (Microsoft), que é bastante difundido mundialmente e que apresenta várias ferramentas para o desenvolvimento de programas de computadores. Porém devido a limitação na profundidade de pixels visualizados e armazenados, a lentidão no processamento das imagens, limitação no uso da memória RAM (o Windows não gerencia mais do que 64 Mbytes), dificuldade de manipulação dos diversos tipos de arquivos em um só projeto e problemas de instabilidade, optou-se por outro sistema operacional que oferecesse melhores possibilidades para viabilização do projeto a ser desenvolvido.

Neste contexto foram estudadas duas opções:

O sistema operacional UNIX, que atende bem as necessidades do projeto além de ser bastante usado no meio acadêmico, porém o alto custo das

estações de trabalho para esse sistema inviabiliza o seu uso.

O sistema operacional Linux, que tem a mesma flexibilidade e robustez do UNIX e não necessita de nenhuma máquina específica, pois o Linux trabalha com computadores do tipo PC que são mais baratos que as estações para UNIX. O Linux atende às necessidades do projeto pois tem muita flexibilidade, podendo trabalhar com profundidade de pixels bastante alta (tanto para gravação de arquivos quanto para visualização). O seu processamento é bastante rápido, consegue gerenciar mais de 64 Mbytes de memória RAM e é bastante estável.

Por estes motivos optou-se pelo Linux para ser o sistema operacional de desenvolvimento.

4.1.2 Linguagem para Desenvolvimento

O desenvolvimento de um Software depende basicamente da linguagem que será utilizada. Nesse projeto necessita-se de uma linguagem multi-plataforma, isto é, uma linguagem que funcione tanto no Linux quanto em outros sistemas operacionais (Windows, OS/2, UNIX, por exemplo), de forma a ampliar a aplicabilidade do programa. Apesar da escolha pelo Linux como sistema operacional o Windows é bastante difundido e deve-se ter uma plataforma que funcione também neste sistema. Além disso, a linguagem escolhida deve possuir interface gráfica rápida de montar e bastante amigável com o usuário, devendo também ser veloz no processamento de imagens.

A linguagem C possui alguns desses requisitos, porém tem a desvantagem de não ter uma interface gráfica muito amigável e nem muito prática, tendo

em vista que para qualquer objeto (um botão, por exemplo) que se queira implementar, este deve ser criado para depois ser incorporado ao projeto. Com essa dificuldade para a montagem do ambiente, foi procurada uma solução mais amigável, tendo sido escolhida a linguagem Tcl/Tk.

Tcl (Tool Command Language) é uma linguagem script muito útil que funciona na maioria das plataformas UNIX e Windows. Combinada com o toolkit XWindow (Tk - Toolkit), a linguagem Tcl pode ser usada para gerar programas gráficos sem muitas linhas de códigos. A Tcl foi feita para ser utilizada juntamente com C, sendo usada principalmente para criar programas com interface amigável e que possam rodar em vários sistemas operacionais. Desse modo, a partir do conhecimento sobre as duas linguagens Tcl/TK e C optou-se em fazer a interface gráfica em Tcl/Tk, pois essa já possui os objetos prontos e assim fica mais fácil o desenvolvimento do ambiente gráfico do usuário, e as rotinas de processamento em C, que é uma linguagem poderosa e muito rápida. Com esse conjunto de linguagens montou-se um Software que opera tanto no Linux como no Windows, com uma velocidade de processamento considerável.

A linguagem TCL/TK foi criada por John K. Ousterhout da Universidade da Califórnia e hoje é propriedade da Sun Microsystems Laboratories, a qual desenvolve as versões mais atuais sobre a supervisão do próprio Ousterhout. Sua distribuição é gratuita, a não ser que seu uso seja para aplicações comerciais através da internet. Por ser uma linguagem interpretada, vários interpretadores foram desenvolvidos para o seu funcionamento, o *tclsh* é o mais comum, outros como o *Itcl* (Incremental Tcl, Tcl orientado a objetos) e o *OraTcl* (feito para trabalhar com banco de dados ORACLE) são mais

específicos e mais restritos. Cada interpretador possui uma característica que o difere dos outros, além de ser possível acrescentar novas funções para o interpretador de acordo com a necessidade de desenvolvimento.

O toolkit Tk é distribuído juntamente com o Tcl e também foi criado por John K. Ousterhout. O Tk incorpora um tipo de interpretador chamado wish, que interpreta a linguagem Tcl e possui comandos capazes de criar interfaces gráficas para o usuário. O Tk permite criar janelas, botões, menus, barras de rolagem e muitos outros elementos próprios da programação visual. Esses elementos são chamados de widgets.

No presente trabalho utilizou-se o pacote TkStep 8.0.4-1 que é distribuído gratuitamente e possui uma qualidade gráfica mais refinada do que os outros interpretadores. Uma das principais vantagens desse interpretador é a capacidade que o mesmo tem de abrir imagens de vários formatos como: BMP, PGN, TIFF e outras. Como os aparelhos fornecem as imagens de RM e SPECT nos formatos TIFF e BMP respectivamente, a escolha do interpretador TkStep foi fundamental para o desenvolvimento do trabalho, pois ele consegue ler e mostrar os dois tipos de imagens provenientes dos aparelhos.

Uma facilidade da linguagem TCL/TK é a existência de algumas ferramentas RAD (Rapid Application Development) como o Visual TCL (VTCL), que proporciona um rápido desenvolvimento de interfaces gráficas. A maior parte do trabalho foi desenvolvida nessa ferramenta de desenvolvimento e na linguagem TCL/TK, com exceção das partes de processamento das imagens como translação, rotação e as operações matemáticas, as quais foram desenvolvidas em linguagem C.

Na parte de processamento de imagens a linguagem TCL/TK se mostrou

bastante deficitária. Para uma simples soma de imagens, por exemplo, gastava-se cerca de cinco minutos de processamento, que é um tempo muito grande. Como outras linguagens já fazem esse tipo de processamento muito mais rapidamente, procurou-se uma solução que fosse mais viável, optando-se pela linguagem C. Foram desenvolvidos programas em C que lêem as imagens provenientes do TCL, processam essas imagens e depois retornam as imagens processadas para o programa em TCL. Todo esse processo leva menos de um segundo para ser realizado. Com essas duas linguagens conseguiu-se um programa que ao mesmo tempo é graficamente "amigável" e que possui uma performance boa.

4.2 Aquisição das Imagens de RM e SPECT

As imagens adquiridas tanto no aparelho de Ressonância Magnética quanto no de SPECT, obedecem um protocolo desenvolvido pelo Centro de Cirurgia e Epilepsia (CIREP) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HC-FMRP). Os pacientes ficam em observação em leitos do CIREP durante uma semana, tempo em que são monitorados através de vídeo e Eletroencefalograma (EEG). Durante esse período, os pacientes são também submetidos aos exames de RM e SPECT. Abaixo são descritos os dois protocolos de aquisição das imagens.

4.2.1 Protocolo de Imagens de Ressonância Magnética

As imagens de todos os pacientes são adquiridas na máquina da Siemens Magnetom Vision de 1,5T, com bobinas gradiente de 25 mT/m e uma bobina prin-

cipal emissora/receptora de polarização circular, comercialmente disponível, usando o software fornecido pelo fabricante. Uma workstation Sun Spark é utilizada como um console auxiliar. Os exames seguem o protocolo clínico padrão para epilepsia normalmente usado na rotina para investigação clínica.

A seqüência de parâmetros são:

Aquisição do Volume 3D

A seqüência utilizada é a T1 GE (TR: 9,7 ms; TE: 4 ms), com uma matriz quadrada (256X256), FOV: 256 mm, "flip angle" de 12 graus, 154 partições, tempo total de aquisição de 7 minutos e 41 segundos e espessura do corte de 0,97 mm. As imagens são adquiridas no plano sagital e então reformatadas nos planos coronal e axial usando o protocolo MPR (multi planar reformatting).

Axial TSE T2

A seqüência T2 tem (TR: 5400 ms; TE: 99ms), "flip angle" de 180 graus, matriz de 154x256, FOV: 240 mm, espessura de corte de 5 mm e tempo total de aquisição de 2 minutos e 36 segundos.

FLAIR Axial

A seqüência FLAIR (FLuid Attenuated Inversion Recovery) (TR: 9000 ms; TE: 119 ms; TI 2200 ms) possui "flip angle" de 180 graus, FOV: 240 mm, matriz de 168x256, espessura de corte de 5 mm e tempo total de aquisição de 3 minutos e 45 segundos.

FLAIR Coronal

É uma sequência FLAIR (TR: 9999 ms; TE: 119 ms; TI 2500 ms) com "flip angle" de 180 graus, FOV: 250 mm, matriz de 140x256, espessura de corte de 3 mm e tempo total de aquisição de 3 minutos e 29 segundos.

FLASH

Essa sequência é executada quando se tem suspeita da existência de calcificações patológicas intracraniais. É uma sequência T2 GE (TR: 544 ms; TE: 15 ms) com "flip angle" de 15 graus, FOV: 230 mm, matriz de 135x256, espessura de corte de 6 mm e tempo total de aquisição de 2 minutos e 30 segundos.

4.2.2 Protocolo de Aquisição de SPECT

Foram avaliados pacientes com epilepsia intratável (resistente a medicamentos). Todos foram submetidos a um longo período de monitoramento por Vídeo-EEG. O traçador, $^{99m}\text{Tc-ECD}$ foi injetado durante a monitoração do Vídeo-EEG, na dose máxima de 1295 MBq (35 mCi), assim que as crises se iniciaram. As injeções durante a crise foram feitas com o paciente deitado, num quarto fechado e quieto. Os exames foram feitos preferencialmente dentro de 2 horas após a injeção, com um Siemens Orbiter gamma-câmera de uma cabeça, 64 frames em 360 graus, matriz de 64x64, colimador LEHR. As imagens foram processadas com correção de atenuação (Chang 1a. ordem) e Butterworth Filter (4,25), e reconstruídas nas seções transaxiais paralelas para linha orbito-meatal, a partir das quais as seções perpendiculares frontal

e sagital foram produzidas. Foram escolhidos os cortes de interesse para o co-registro de imagens e essas imagens escolhidas sofreram uma operação de escala sendo reformatadas para o mesmo tamanho das imagens de RM. Essa operação foi executada na estação de trabalho Sophy.

4.3 Sistema Desenvolvido

As imagens de SPECT devem ser obtidas no mesmo plano que as imagens de RM, já que o sistema não trabalha com volumes inteiros e sim com imagens planares, por isso elas devem estar na mesma altura de corte. Nas imagens de RM, uma estrutura que seja interessante para o co-registro das imagens é procurada e depois localizada nas imagens de SPECT. O processo contrário também pode ocorrer, nas imagens SPECT uma alteração metabólica quando encontrada serve como referência para a imagem de RM. Com esses dois métodos o usuário pode escolher qual deles funciona melhor e qual é o achado imaginológico que será utilizado como base de procura. Com as duas imagens selecionadas o próximo passo é deixá-las do mesmo tamanho, já que uma possui uma matriz de 256 x 256 e a outra de 64 x 64.

Figura 4.1: Janela Principal do Sistema

As imagens adquiridas do aparelho de SPECT sofrem um reescalonamento de até 4 vezes no seu tamanho para ficar com o mesmo tamanho da imagem de RM, o valor do reescalonamento depende da FOV utilizada na RM. Esse

Figura 4.2: Menu Imagens

reescalonamento é obtido na estação de trabalho Sophy, que proporciona uma boa interpolação dos pontos, sem que a imagem perca resolução espacial. Essas imagens são obtidas em formato BMP e são convertidas para o formato TIFF por um algoritmo desenvolvido no nosso trabalho, que lê a imagem BMP e grava no formato TIFF. Essa mudança é necessária para uniformizar o funcionamento do programa. O sistema é capaz converter alguns outros formatos de imagens, tais como: JPEG e PNG.

Figura 4.3: Escolha da Imagem

Dentro do sistema o usuário possui um módulo principal (Fig. 4.1) que permite acesso aos outros módulos através de menus. No menu arquivo o usuário pode gravar e carregar o posicionamento dos marcadores. No menu Imagens (Fig. 4.2) as funções que são relacionadas às imagens são desempenhadas, tais como: a seleção, co-registro com marcadores anatômicos e co-registro no qual o usuário traça o contorno da região de estudo. No menu Operadores é calculado a matriz de transformação que irá unir as duas ima-

gens de acordo com o posicionamento fornecido pelo usuário.

Figura 4.4: Tela do Módulo de escolha das imagens

O módulo para seleção das imagens abre uma tela inicial de abertura de arquivo (Fig. 4.3) que proporciona a escolha não só do arquivo como também do tipo do arquivo (TIFF, PNG e JPEG). O usuário seleciona qual o tipo de arquivo e depois escolhe a primeira imagem que ele utilizará no co-registro. Logo em seguida a imagem é mostrada (Fig. 4.4) e o usuário escolhe a ROI (Region Of Interest) e a separa do restante de imagem. A ROI é então gravada pelo sistema em um arquivo temporário não visível para o usuário. A segunda imagem obedece o mesmo procedimento de escolha da imagem e da separação da ROI.

Após a escolha das regiões de interesse nas imagens que serão co-registradas, pode-se escolher o método que será usado para o co-registro. Dois procedimentos foram implementados, um que utiliza sete pares de marcadores e outro onde o usuário faz o traçado da região que servirá como referência.

4.3.1 Método com 7 pares de pontos

Algoritmo Implementado

Esse algoritmo, utiliza sete marcadores anatômicos que devem ser posicionados por um usuário especialista em ambas as imagens .

Segundo [KNOWLTON et al. (1997)], são necessários no mínimo quatro marcadores para se realizar o processo de co-registro. Porém, segundo o mesmo autor, um aumento no número de marcadores tornaria esse processo mais preciso. O número sete foi aceito pelos especialistas como sendo razoável considerando-se o tempo de posicionamento, além disso, segundo alguns testes iniciais, a precisão não aumentaria significativamente aumentando-se mais o número de marcadores. Nesse caso, a precisão está relacionada principalmente ao posicionamento correto destes marcadores.

Inicialmente o sistema abre uma janela com os marcadores posicionados em coordenadas pré-definidas (Fig. 4.5). O usuário "arrasta" os marcadores e posiciona-os em regiões visualizadas em ambas as imagens e que servem como referência.

A associação dos marcadores é feita através da sua forma, cada um deles tem o seu correspondente na outra imagem, de modo que uma determinada posição anatômica é relacionada na outra imagem através da associação do marcador. O posicionamento dos mesmos deve ser feito utilizando-se regiões anatômicas como Comissura Anterior, Comissura Posterior, sulcos cerebrais, corpo caloso e Tálamo. Se estas estruturas forem identificadas nas duas imagens, elas servirão como referência para o posicionamento dos marcadores, caso não seja possível a identificação dessas estruturas outras deverão ser

Figura 4.5: Método de 7 (sete) marcadores, janela inicial

procuradas.

Depois do posicionamento anatômico dos marcadores (Fig. 4.6), o usuário irá utilizar o menu Operadores -> Fusão das Imagens (Fig. 4.7) e o sistema calculará a melhor aproximação de pontos seguindo o algoritmo 1. Nesse algoritmo é feito o cálculo do erro da distância de aproximação entre os pontos. É medida ou a distância Euclidiana (Equação 4.1) ou a distância City Block (também conhecida como distância D_4 (Equação 4.2)) entre suas coordenadas.

$$D_e = \left[(x1 - x2)^2 + (y1 - y2)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (4.1)$$

$$D_4 = |x1 - x2| + |y1 - y2| \quad (4.2)$$

Onde $x1$, $x2$ são as coordenadas do par de ponto em x e $y1$, $y2$ são as

Figura 4.6: Marcadores posicionados nas duas Imagens

coordenada, do mesmo par, em y nas imagens 1 e 2 respectivamente. Todos os sete pares de marcadores têm a sua distância calculada. Após o cálculo da distância é medido o erro quadrático dos pontos.

Figura 4.7: Menu Operadores -> Fusão das Imagens

Após o cálculo inicial do Erro todos os marcadores serão transladados e rotacionados, sendo que um deles será o marcador atual. O marcador atual será o marcador pivô e as operações estarão relacionadas com esse marcador.

A coordenada do ponto pivô é (x,y) , o seu par irá fazer uma translação que irá de $(x-3,y+3)$ até $(x+3,y-3)$, passando inclusive pelo ponto (x,y) , cobrindo uma área conhecida como vizinhança 7×7 do pixel (x,y) (Fig. 4.8). Ao fazer isso essa translação será aplicada em todos os pontos. Em cada posição dessa

Algorithm 1 Algoritmo de co-registro. Método de 7 marcadores

```
Início
Leitura das coordenadas dos pares de pontos x, y
Faça do Primeiro ao último par de pontos
Início
Faça da posição x - 3 até x + 3 em todos os pares de pontos
Faça da posição y + 3 até y - 3 em todos os pares de pontos
Faça Rotação de x de 7° até -7° em todos os pares de pontos
Início
Calcula o erro quadrático de todos os pontos - erro_atual
Se erro_atual for menor que erro_p (menor erro armazenado até o
momento) então
InícioSe
erro_p recebe erro_atual
ponto_p recebe ponto_atual
translação_p recebe posição de x e posição de y
rotação_p recebe Rotação (de 7° a -7°)
FimSe
Fim
Fim
Fim
```

translação será aplicada uma rotação nos pontos, exceto no pivô. A rotação irá de 7° até -7° , sendo que o movimento de rotação se apoiará sempre no ponto pivô. O algoritmo segue a ordem dos pontos, indo do primeiro ao último, comparando o erro entre todos os pares.

Figura 4.8: Vizinhança 7x7 do Ponto Pivô

Após cada rotação dos pontos, variando de 7° até -7° de $0,1^\circ$ em $0,1^\circ$, é medido o Erro total do conjunto e, se o Erro apresentado na posição atual for menor do que o menor Erro anterior, o Erro atual substitui o Erro anterior sendo armazenados o ponto pivô, a translação e a rotação dos pontos.

Após cada translação dos marcadores é medido o erro total do conjunto e, se o Erro apresentado na posição atual for menor do que o Erro anterior, o valor do Erro atual substitui o Erro anterior, sendo armazenados o marcador pivô e a translação dos marcadores. O menor Erro encontrado após todas as translações é considerado a melhor curva de ajuste dos marcadores. Ao término do processamento, com essas informações, o programa trabalha sobre toda a imagem aplicando a transformação, em todos os pontos a ela pertencentes.

Antes da fusão o sistema questiona o usuário sobre uma possível rotação da imagem (Fig. 4.9), caso seja necessário o sistema aplica aquela rotação a imagem 2. A próxima etapa do processamento é mostrar a fusão das ima-

Figura 4.9: Pergunta sobre rotação da imagem

gens. Uma nova janela é aberta e a soma das duas imagens é primeiramente visualizada pelo usuário (Fig. 4.10). Nessa janela o usuário especialista irá avaliar a imagem resultante e poderá escolher a melhor forma de visualização das estruturas de interesse. Inicialmente a imagem mostrada é uma soma da primeira imagem com a segunda, com uma opacidade de 100% para a primeira e 50% para a segunda. A operação pode ser alterada para subtração e multiplicação das imagens, assim como a opacidade da imagem 2 pode ser alterada de 0-100% permanecendo a primeira imagem com 100% de opacidade (Fig. 4.11) .

Figura 4.10: Visualização da imagem resultante. Soma das imagens com 100% de opacidade na imagem 1 e 50% na imagem 2

Figura 4.11: Visualização da imagem resultante. Multiplicação das imagens com 100% de opacidade na imagem 1 e 100% também na imagem 2

Caso o usuário julgue necessário ele poderá redistribuir os pontos de referência para um melhor encaixe das imagens.

4.4 Método de Avaliação

Para a avaliação dos métodos implementados foram desenvolvidos 4 "phantoms" virtuais (original, transladada, rotacionada e transladada-rotacionada), os quais foram combinados entre si. O "phantom" original ("phantom 1") é uma imagem de 378 x 525 pixels, tem 133,35 mm de altura e 185,21 mm de largura e uma resolução espacial de 2,8346 x 2,8346 pixels/mm. Uma figura com 9 lados não simétricos foi utilizada (Fig. 4.12) e essa figura tem como posição inicial (x,y) as coordenadas (50,100) e como coordenadas mais distantes da origem a posição (350,400). Sabendo qual é a posição do "phantom 1" fica fácil avaliar se o método está aplicando corretamente as trans-

formações de coordenadas. Outros três "phantoms" foram criados a partir do "phantom 1" cada um com características distintas.

O segundo "phantom 2" (Fig. 4.13) tem como posição inicial as coordenadas (72,150) e como coordenadas mais distantes da origem (372,450). Este "phantom" foi utilizado para verificar se o sistema desenvolvido está funcionando corretamente no que se refere à operação de translação.

Figura 4.12: "Phantom 1"

Figura 4.13: "Phantom 2" com translação do "Phantom 1"

Outro teste realizado foi com um terceiro "phantom". No "phantom 3" (Fig. 4.14) foi aplicada além da translação, também uma rotação na imagem do "phantom 1". A translação é a mesma do "phantom 2", porém nesse caso foi aplicada uma rotação de 2 graus na imagem, sendo o ponto pivô o

centro da imagem. O "phantom 3" foi utilizado para testar a composição das operações de translação e rotação.

O "phantom 4" (Fig. 4.15) é também uma variação do "phantom 1", tendo sido aplicada somente uma rotação de 2 graus. Com este "phantom" será testado somente o método de rotação desenvolvido no trabalho. A rotação é a transformação mais problemática, pois o encaixe depende do ponto pivô. O ponto pivô para a rotação dada na figura do "phantom 4" foi o ponto central da imagem e o ponto pivô que o sistema encontrou foi um dos posicionados pelo usuário, o que causa uma diferença na rotação das imagens.

Figura 4.14: "Phantom 3" com rotação do "Phantom 2"

Figura 4.15: "Phantom 4" com rotação de 2 graus sobre o "Phantom 1"

Capítulo 5

Resultados Obtidos

Para testar o método e verificar se ele funciona corretamente, os "phantoms" foram pareados e os marcadores foram posicionados nas duas imagens, e a imagem diferença foi obtida e visualizada. Se a transformação de coordenadas funcionar corretamente e as imagens estiverem na mesma posição o resultado da subtração com 100% de opacidade será uma imagem completamente escura.

5.1 Resultados Quantitativos

5.1.1 "Phantom 1" com "Phantom 2"

O "phantom 2" apresenta uma translação de 22 pixels no eixo x e de 50 pixels no eixo y. O sistema foi capaz de precisar essa translação na imagem. Os pontos foram posicionados nas duas imagens dos "phantoms" (Fig. 5.1) e depois o sistema calculou a translação necessária para o seu encaixe. Utilizando o método de subtração das imagens o resultado pôde ser avaliado

(Fig.5.2).

Figura 5.1: "Phantom 1" e "Phantom 2" com marcadores posicionados

5.1.2 "Phantom 1" com "Phantom 3"

O "Phantom 3" contém a mesma translação do "Phantom 2" e possui também uma rotação de 2 graus no sentido horário. Nesse caso o sistema proporcionou um resultado bastante satisfatório, embora não exato devido ao problema existente na rotação das imagens com o ponto pivô. Os marcadores também foram posicionados nas duas imagens (Fig. 5.3). O resultado da subtração é mostrado na Fig. 5.4.

5.1.3 "Phantom 1" com "Phantom 4"

O "Phantom 4" (Fig. 5.5) possui somente uma rotação de 2 graus no sentido horário. O resultado do teste com o "Phantom 4" pode ser visto na Fig. 5.6.

Figura 5.2: Resultado do teste do "Phantom 1" com o "Phantom 2".

5.2 Avaliação Qualitativa

Foi feita também uma avaliação qualitativa utilizando imagens reais. Um usuário médico testou o sistema e avaliou seu funcionamento. Foram utilizadas duas imagens, uma anatômica de RM e outra funcional de SPECT. A figura 5.11 mostra as imagens com os marcadores posicionados pelo usuário especialista. As figuras 5.12 e 5.13 mostram duas formas de visualização possíveis para a imagem final.

Figura 5.3: "Phantom 1" e "Phantom 3" com marcadores posicionados

Figura 5.4: Resultado do teste do "Phantom 1" com o "Phantom 3".

Figura 5.5: "Phantom 1" e "Phantom 4" com marcadores posicionados

Figura 5.6: Resultado do teste do "Phantom 1" com o "Phantom 4".

Figura 5.7: Imagens de RM e SPECT com os marcadores posicionados pelo usuário especialista.

Figura 5.8: Resultado obtido pelo sistema com o posicionamento dos marcadores pelo usuário especialista. Soma da imagem 1 com 100% de opacidade e imagem 2 com 50% de opacidade.

Figura 5.9: Resultado obtido pelo sistema com o posicionamento dos marcadores pelo usuário especialista. Multiplicação da imagem 1 com 100% de opacidade e imagem 2 com 50% de opacidade.

Capítulo 6

Discussão dos Resultados e Conclusão

6.1 Discussão

Tanto os "Phantoms" para testes quanto o método de avaliação utilizado, serviram para uma análise sobre o sistema desenvolvido. Como observado nos resultados apresentados, o sistema apresenta um co-registro bastante preciso de imagens que necessitam somente de translação. Esse resultado era esperado, uma vez que a translação é uma operação relativamente simples. Como no algoritmo implementado é testada a vizinhança do pixel pivô, se os outros pixels estiverem próximos à vizinhança o sistema é capaz de encontrar o melhor ajuste com diferença de 1 pixel. Essa diferença pode ser atribuída ao posicionamento pouco preciso dos marcadores pelo usuário. Caso isso aconteça o usuário tem a possibilidade de melhorar o posicionamento dos pontos, dessa forma conseguindo uma melhor curva de ajuste para o encaixe

das imagens.

No caso de imagens que necessitam de rotação e translação o encaixe das imagens só não foi perfeito porque os pontos pivôs das duas rotações, primeira para gerar o phantom e o segundo encontrado pelo sistema, não são os mesmos. Isto causa uma pequena diferença no posicionamento dos objetos. O mesmo problema ocorre com imagens que necessitam de rotação

O método mostrou-se bastante eficiente, tendo em vista que ele trabalha inicialmente somente com os marcadores posicionados na imagem, para montar a matriz de transformação, diminuindo o tempo de processamento no computador. Após aplicada a matriz de transformação na imagem 2, elas podem ser compostas para obtenção de uma terceira imagem, com informações anatômicas e metabólicas.

Após o cálculo da melhor aproximação dos pontos pelo algoritmo 1 o sistema pergunta se é necessário rotacionar a imagem para o co-registro (Fig. 4.9). Isso é necessário caso o algoritmo encontre uma melhor aproximação com alguma rotação na imagem, já que os pontos são posicionados de uma forma subjetiva e nem sempre a imagem precisa ser rotacionada, pois a medida do erro é feita para cada rotação e translação. Algumas vezes pode acontecer da melhor curva de ajuste encontrada pelo sistema ser formada por uma translação seguida de uma rotação, porém a imagem não necessita ser rotacionada. Esse erro de aproximação pode ser causado pela subjetividade das imagens de SPECT já que elas não possuem resolução anatômica, o que dificulta o posicionamento dos marcadores.

6.2 Conclusão

A dificuldade na localização anatômica das alterações metabólicas levou um grande número de centros de pesquisa a desenvolverem sistemas para co-registro ou até mesmo adaptar o uso de sistemas comerciais junto com sistemas locais. A generalização desse tipo de aplicação é dificultada pela diversidade de padrões de imagens e necessidades de cada rotina envolvida.

Um das primeiras conclusões sobre o trabalho realizado é que para se montar um sistema de fusão de imagens é necessário primeiramente analisar o ambiente no qual ele será inserido. Verificar possibilidades e necessidades de alterações nos procedimentos de aquisição das imagens e também o uso do método em exames retrospectivos. Com essas informações é feita a escolha de qual sistema desenvolver, se ele terá marcadores externos, internos ou reconhecimento de contornos.

Este trabalho foi desenvolvido a partir de uma necessidade do Centro de Epilepsia e Cirurgia (CIREP) do Hospital das Clínicas (HC) de Ribeirão Preto. O CIREP trabalha com pacientes epiléticos que são resistentes a medicamentos e muitas vezes uma operação para livrar os pacientes das crises é necessária. O sistema desenvolvido pretende ajudar na localização de focos epiléptogênicos e no planejamento de cirurgias. Segundo os médicos especialistas do CIREP o sistema possui precisão satisfatória para as suas necessidades.

Uma grande vantagem em relação aos sistemas comerciais é o custo. Os sistemas comerciais tem um custo bastante elevado, pois precisam de estações de trabalho que custam em média 15 mil reais, além dos custos dos softwares

que estão na mesma faixa de preço. Com o sistema desenvolvido é necessário um PC com o mínimo de 128 MB de memória RAM e o sistema operacional LINUX, o qual pode ser encontrado na internet e é distribuído gratuitamente.

6.3 Sugestões para trabalhos futuros

Nessa seção são apresentadas algumas sugestões para a continuidade deste trabalho. Tais sugestões provem da experiência adquirida no desenvolvimento do sistema, bem como das dificuldades encontradas.

- Desenvolvimento de um algoritmo para co-registro de volumes inteiros, ao invés de imagens planas;
- Estudo de um método preciso de escalonamento das imagens utilizando interpolação, para ser incorporado ao sistema
- Desenvolvimento de um método de reconstrução tri-dimensional de volumes co-registrados, onde o usuário possa rotacionar o volume e escolher o plano de corte que deseja observar;
- Desenvolvimento de uma ferramenta semi-automática de reconhecimento de contornos, tornando a interação com o usuário mais rápida;
- Uma extensão da ferramenta com módulos de escalonamento e morfometria (medidas de estruturas) incorporados ao sistema.

Referências Bibliográficas

- [AVERY et al. (2000)] Avery, R., Zubal, I., Stokking, R., e et al. Decreased cerebral blood flow during seizures with ictal SPECT injections. *Epilepsy Research*, (40):53–61, 2000.
- [BALLARD & BROWN (1982)] Ballard, D. e Brown, C. *Computer Vision*. Prentice Hall Inc., Englewood Cliffs, New Jersey, 1982.
- [CORDES et al. (1985)] Cordes, M., Christe, W., Henkes, H., e et al. Multi-spectral Analysis of Magnetic Resonance Images. *Radiology*, (154):2221–224, 1985.
- [GONZALEZ & WOODS (1993)] Gonzalez, R. e Woods, R. *Digital Image Processing*. Addison-Wesley Publishing Company, United States of America, 1993.
- [GONZALEZ & WOODS (2000)] Gonzalez, R. e Woods, R. *Processamento de Imagens Digitais*. Editora Edgard Blücher Ltda, 2000.
- [HEARN & BAKER (1994)] Hearn, D. e Baker, P. *Computer Graphics*. Prentice Hall, Inc., 2a. edition, 1994.

- [HENRI et al. (1991)] Henri, C., Collins, D., e Peters, T. Multimodality image integration for stereotactic surgical planning. *Med. Phys.*, (18 (2)):167–177, 1991.
- [HILL et al. (1991)] Hill, D., Hawkes, D., Crossman, J., e et al. Registration of MR and CT images for skull base surgery using point-like anatomical feature. *The British Journal of Radiology*, (64):1030–1035, 1991.
- [HILL et al. (1994)] Hill, D., Hawkes, D., Gleeson, M., e et al. Accurate Frameless Registration of MR and CT images of the Head: Applications Surgery and Radiation Therapy. *Radiology*, (191):447–454, 1994.
- [KAPOULEAS et al. (1991)] Kapouleas, I., Alavi, A., Alves, W., e et al. Registration of Three-dimensional MR and PET images of the Human Brain without Markers. *Radiology*, (181):731–739, 1991.
- [KNOWLTON et al. (1997)] Knowlton, R., Wong, S., Woods, R., e Mazziotta, J. *Epilepsy: A Comprehensive Textbook*, chapter 93 - Coregistration, pages 1081–1097. Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia, 1997.
- [LESTER & ARRIDGE (1999)] Lester, H. e Arridge, S. A survey of hierarchical non-linear medical image registration. *Pattern Recognition*, (32):129–139, 1999.
- [LEVIN et al. (1989)] Levin, D., Hu, X., Tan, K., e et al. The Brain: Integrated Three-dimensional Display of MR and PET Images. *Radiology*, (172):783–789, 1989.

- [LEVIN et al. (1988)] Levin, D., Pelizzari, C., Chen, G., e et al. Retro-spective Geometric Correlation of MR, CT, and PET Images. *Radiology*, (169):817–823, 1988.
- [LOBREGT & VIERGEVER (1995)] Lobregt, S. e Viergever, M. Discrete Dynamic Contour Model. *IEEE Transactions On Medical Imaging*, 4(1):12–24, 1995. March.
- [LOW (1991)] Low, A. *Introductory Computer Vision and Image Processing*. MacGraw Hill Book Company, London, 1991.
- [MEYER et al. (1995)] Meyer, C., Leichtman, G., Brunberg, J., e et al. Simultaneous Usage of Homologous Points, Lines, and Planes for Optimal, 3D, Linear Registration of Multimodality Imaging Data. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 14(1):1–11, 1995. March.
- [MOUNTZ et al. (1994)] Mountz, J., Zhnag, B., Hong-Gang, L., e et al. Reference Method for Correlation of Anatomic and Functional Brain Images: Validation and Clinical Application. *Seminars in Nuclear Medicine*, XXIV(4):256–271, 1994. October.
- [MUNCK et al. (1998)] Munck, J., Verster, F., Dubois, E., e et al. Registration of MR and SPECT without using external fiducial markers. *Phys. Med. Biol.*, (43):1255–1269, 1998.
- [PELIZZARI et al. (1989)] Pelizzari, C., Chen, G., Spelbring, D., e et al. Accurate Three-Dimensional Registration fo CT, PET, and/or MR Images of the Brain. *Journal of Computer Assisted Tomography*, (13 (1)):20–26, 1989.

- [PELLIZARI (1999)] Pellizari, C. *Image fusion and multimodality 3D imaging*, pages 453–461. Elsevier Science B. V., 1999.
- [PIETRZYK et al. (1994)] Pietrzyk, U., Herholz, K., Fink, G., e et al. An Interactive Technique for Three-Dimensional Image Registration: Validation for PET, SPECT, MRI and CT Brain Studies. *The Journal of Nuclear Medicine*, 24(12), 1994. December.
- [POWELL (1964)] Powell, M. An efficient method for finding the minimum of a function of several variables without calculating derivatives. *Comput J.*, (7):155–162, 1964.
- [RUGGIERO & LOPES (1988)] Ruggiero, M. e Lopes, V. *Cálculo Numérico: Aspectos Teóricos e Computacionais*, chapter Capítulo 5 - Ajuste de Curvas pelo método dos quadrados mínimos, pages 192–208. McGraw-Hill, 1988.
- [SIDDON (1985)] Siddon, R. Prism representation a 3D ray-tracing algorithm for radiotherapy applications. *Phys. Med. Biol.*, 30(8):817–824, 1985.
- [SPIEGEL (1972)] Spiegel, M. *Estatística*, chapter Ajustamento de Curvas e o Método dos Mínimos Quadrados, pages 362–400. McGraw-Hill, 1972.
- [STOKKING et al. (1999)] Stokking, R., van Isselt, J., van Rijk, P., e de Klerk, J. Integrated Visualization of Functional and Anatomic Brain Data: A Validation Study. *J Nucl Med*, (40):311–316, 1999.
- [STOKKING et al. (1997)] Stokking, R., Zuiderveld, K., Hulshoff, H., e et al. Normal Fusion for Three-Dimensional Integrated Visualization of

- SPECT and Magnetic Resonance Brain Images. *The Journal of Nuclear Medicine*, 38(4):624-629, 1997.
- [TALAIRACH & TOURNOUX (1988)] Talairach, J. e Tournoux, P. *Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain*. Thieme Medical Publishers, Inc., 1988.
- [TRAINA & FERREIRA (1999)] Traina, A. e Ferreira, M. Transformações Geométricas Apostila no. 5 - Curso de Computação Gráfica ICMC-USP, São Carlos 1999, 1999. <http://tapioca.icmssc.sc.usp.br/%7Ecursos/sce201/ap05.html>.
- [WEAVER et al. (1998)] Weaver, J., Healy, D., Periaswamy, S., e et al. Elastic Image Registration using Correlations. *Journal of Digital Imaging*, 13(3, Suppl 1):59-65, 1998. August.
- [WEBER & IVANOVIC (1994)] Weber, D. e Ivanovic, M. Correlative Image Registration. *Seminars in Nuclear Medicine*, XXIV(4):311-323, 1994. October.
- [WOODS et al. (1993)] Woods, R., Mazziotta, J., e Cherry, S. MRI-PET registration with automated algorithm. *J. Comput. Assist. Tomogr.*, (17):536-546, 1993.
- [ZHANG et al. (1990)] Zhang, J., Levesque, M., Wilson, C., e et al. Multimodality Imaging of Brain Structures for Stereotactic Surgery. *Radiology*, (175):435-441, 1990.