



**HENRIQUE SAAB CUNHA ROCHA**

**ESTUDO DA TÉCNICA DE VBM EM IMAGENS  
DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE  
CÉREBROS COM LESÕES**

**LAVRAS - MG  
2010**

**HENRIQUE SAAB CUNHA ROCHA**

**ESTUDO DA TÉCNICA DE VBM EM IMAGENS DE RESSONÂNCIA  
MAGNÉTICA DE CÉREBROS COM LESÕES**

Monografia de graduação apresentada ao Departamento de Ciência da Computação da Universidade Federal de Lavras como parte das exigências do curso de Ciência da Computação para obtenção do título de Bacharel em Ciência da Computação.

Orientador:

Dr. André Vital Saúde

Co-orientadora:

Dra. Ana Paula Piovesan Melchiori

**LAVRAS - MG  
2010**

**HENRIQUE SAAB CUNHA ROCHA**

**ESTUDO DA TÉCNICA DE VBM EM IMAGENS DE RESSONÂNCIA  
MAGNÉTICA DE CÉREBROS COM LESÕES**

Monografia de graduação apresentada ao Departamento de Ciência da Computação da Universidade Federal de Lavras como parte das exigências do curso de Ciência da Computação para obtenção do título de Bacharel em Ciência da Computação.

APROVADA em 19 de novembro de 2010.

---

Dr. Ricardo Martins de Abreu Silva

---

Dr. Fortunato Silva de Menezes

---

Dr. André Vital Saúde  
Orientador

---

Dra. Ana Paula Piovesan Melchiori  
Co-orientadora

**LAVRAS - MG  
2010**

*A Deus.*

*Ao meu pai Pedro Rocha.*

*A minha mãe Denise Saab.*

*Aos meus avôs e (in memoriam).*

*A Comunidade Sacramento de Amor.*

*Ao meu irmão Rafael Saab.*

*A Pâmela Santana.*

*Aos meus amigos.*

*DEDICO.*

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço aos meus amigos da turma 2007/01 de Ciência da Computação da UFLA que seguiram essa jornada juntos, sempre com alegria e dedicação.

Agradeço a minha família pelo carinho e apoio em seguir esse caminho.

Agradeço aos professores do Departamento de Ciência Computação da UFLA que muito me ensinaram.

Agradeço ao Prof. André Saúde pela oportunidade de realizar este trabalho e pela dedicação em orientar-me.

Agradeço a Prof<sup>a</sup>. Ana Paula Piovesan por aceitar fazer parte deste trabalho.

Agradeço a Universidade Federal de Lavras por me propiciar esses anos tão intensos de conhecimento, crescimento, dificuldades e alegrias.

## RESUMO

Este projeto trata-se do estudo e aplicação da técnica VBM (*Voxel Based Morphometry*) em imagens de Ressonância Magnética (RM) de cérebros com lesão, o qual envolve técnicas avançadas de Processamento Digital de Imagens (PDI). A técnica de VBM está ligada a uma comparação voxel a voxel entre imagens de dois indivíduos ou entre grupos de indivíduos. Esta comparação está relacionada com a concentração local de níveis de cinza. É um processo que envolve a normalização espacial seguido de segmentação dessas imagens normalizadas e suavização (*smoothing*) das substâncias segmentadas. Um mapa estatístico é feito utilizando o SPM (*Statistical Parametric Mapping*) de acordo com comparações feitas entre as substâncias segmentadas, obtendo através desta comparação, por exemplo, a composição de substâncias cerebrais (cinzenta, branca ou líquido), o que pode ser um auxílio no diagnóstico de várias doenças neurológicas. Porém, cérebros com lesões invalidam essa técnica, pois a presença da região com lesão na imagem gera um grande problema durante as etapas de normalização e segmentação, uma vez que tais processos levam em conta informações globais do encéfalo. Dessa forma objetiva-se implementar uma versão modificada do VBM para o SPM, levando-se em consideração imagens de cérebros com lesões, utilizando técnicas avançadas de Processamento Digital de Imagem para atingir resultados satisfatórios na comparação desses cérebros.

**Palavras-chave:** Cérebros com lesões. Processamento digital de imagens. *Voxel based morphometry*.

## **ABSTRACT**

This project deals with the study and application of the technique VBM (Voxel Based Morphometry) on magnetic resonance images (MRI) of brain with lesions, which involves advanced techniques of Digital Image Processing (DIP). The technique of VBM is based on comparison between voxel to voxel images of two individuals or groups of individuals. This comparison is related to the local concentration of gray levels. It is a process that involves spatial normalization followed by segmentation of images normalized and smoothed (smoothing) of the substances targeted. A statistical map is made using the SPM (Statistical Parametric Mapping), according to comparisons made between the targeted substances, getting through this comparison, for example, the composition of substances brain (gray, white, or CSF), which can be an aid in the diagnosis of various neurological diseases. However, brain lesions invalidate this technique, because the presence of a lesion in region generates a big problem during the steps of normalization and segmentation, since these processes take into account global information from the brain. Thus the objective is to implement a modified version of VBM for the SPM, taking into account images of brain lesions, using advanced digital image processing to achieve satisfactory results in comparison of those brains.

Keywords: Brain Injury. Digital image processing. Voxel based morphometry.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Modelo de imagem baseada em pixel (CARVALHO, 2003).....	15
Figura 2 (a) Voxel Isotrópico; (b) Voxel Anisotrópico .....	16
Figura 3 Modelo de imagem baseada em voxel.....	16
Figura 4 Ilustração esquemática de uma imagem digital utilizando escala de cinza (BANON, 2000) .....	17
Figura 5 Passos fundamentais em Processamento Digital de Imagens (GONZALES, R. C.; WOODS, R. E., 1992).....	18
Figura 6 Espaço K e a imagem de RM correspondente após a aplicação da transformada inversa de Fourier bidimensional (MAZZOLA, 2009) .....	19
Figura 7 Imagem de RM de cérebro, cortes nos planos: (a) xy, (b) xz e (c) yz.	23
Figura 8 Fluxograma da sequência de processos realizados na técnica de VBM (DURAN, F. L. et al., 2007) .....	27
Figura 9 Exemplo de imagem de RM com ruído que inviabiliza aplicar a técnica VBM. ....	28
Figura 10 Exemplos de imagens de RM obtidas após a segmentação; (A) Seqüência axial de substância cinzenta; (B) Seqüência axial de substância branca; (C) Seqüência axial de líquido céfalo raquidiano. (DURAN, F. L. et al., 2007) .....	30
Figura 11 Exemplo de sequência de imagens axiais de RM suavizadas (DURAN, F. L. et al., 2007).....	31
Figura 12 Figura modelo T1 ( <i>template</i> ) provida pelo SPM (TALAIRACH, J.; TORNOUX, P., 1998) .....	32
Figura 13 Imagens de RM obtidas após a segmentação; (A) Substância cinzenta; (B) Substância branca; (C) Líquido Céfalo Raquidiano. (ASHBURNER, J.; FRISTON, K. J., 2000).....	38



Figura 14 Exemplo da marcação da lesão para criação da máscara a ser utilizada durante a aplicação da técnica de VBM com lesão.....	40
Figura 15 Exemplo da máscara no formato ROI .....	40
Figura 16 Imagem obtida através de RM no formato DICOM.....	46
Figura 17 Lesão simulada na imagem original .....	46
Figura 18 Criação da máscara no formato ROI .....	47
Figura 19 Segmentação da substância branca pelo VBM com lesão da imagem com lesão simulada.....	47
Figura 20 Segmentação da substância cinzenta pelo VBM com lesão da imagem com lesão simulada.....	48
Figura 21 Segmentação do LCR pelo VBM com lesão da imagem com lesão simulada.....	48
Figura 22 Segmentação da substância branca pelo VBM original da imagem original.....	49
Figura 23 Segmentação da substância cinzenta pelo VBM original da imagem original .....	49
Figura 24 Segmentação do LCR pelo VBM original da imagem original.....	50

## LISTA DE ABREVIATURAS

VBM	<i>Voxel based morphometry</i>
SPM	<i>Statistical Parametric Mapping</i>
RM	Ressonância Magnética
PDI	Processamento Digital de Imagens
LCR	Líquido Céfal Raquidiano
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
ROI	<i>Region of Interest</i>

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO .....	12
1.1	Contextualização.....	12
1.2	Motivação .....	13
1.3	Objetivos do Trabalho.....	13
2	REFERENCIAL TEÓRICO .....	14
2.1	Fundamentos de imagens digitais .....	14
2.1.1	Imagem Digital .....	14
2.1.2	Imagem em escala de cinza.....	17
2.1.3	Passos fundamentais no Processamento Digital de Imagens .....	17
2.2	Imagens de Ressonância Magnética .....	21
2.2.1	DICOM .....	23
2.2.2	Espaço Estereotáxico .....	24
2.3	Métodos de análise de RM por regiões de interesse .....	25
2.4	Morfologia Baseada em Voxel .....	26
2.4.1	Etapas essenciais do VBM.....	27
2.4.2	Imagem Modelo ( <i>template</i> ).....	31
2.4.3	Imagens de RM de cérebros com lesões e a técnica de VBM.....	32
2.5	Mapeamento Estatístico Paramétrico.....	33
3	METODOLOGIA .....	35
3.1	Tipo de pesquisa .....	35
3.2	Atividades de pesquisa.....	35
3.2.1	Estudo do Processamento Digital de Imagens .....	35
3.2.2	Estudo das Ferramentas de Software .....	36
3.2.3	Estudo da técnica de VBM em imagens de RM .....	37
3.2.4	Estudo do problema proposto .....	37
3.3	Preparação da imagem de entrada.....	38

3.4	Criação da máscara .....	39
3.5	Aplicação do método desenvolvido .....	41
4	RESULTADOS.....	42
4.1	Implementação da solução .....	42
4.2	Dificuldades encontradas .....	43
4.3	Algoritmo do método, <i>script</i> criado .....	44
4.4	Aplicação do <i>script</i> implementado .....	45
4.5	Análise dos resultados.....	50
5	CONCLUSÕES .....	51
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	52

## **1 INTRODUÇÃO**

Os estudos na área de Processamento Digital de Imagens têm evoluído significativamente, constituindo-se principalmente da extração de características visuais para a interpretação humana e importante fonte na aquisição de informações e processamento de dados de uma dada cena. Juntamente a esta evolução o interesse por esta área tem crescido e tem sido amplamente aplicado na resolução de variados problemas.

### **1.1 Contextualização**

O Processamento Digital de Imagens em conjunto com outras áreas de conhecimento traz resultados antes não atingidos e proporciona uma facilidade na obtenção de resultados complexos. A análise de imagens de cérebros obtidas através de Ressonância Magnética (RM) é um exemplo disto.

Imagens de cérebros obtidas através de RM são utilizadas para análises médicas para analisar a anatomia do cérebro, ocorrência de diferentes formações cerebrais, informações sobre a morfologia cerebral e patologias como aneurismas, tumores cerebrais, acidentes cérebro vasculares e epilepsia (YASUDA, C. L., 2001).

O uso da RM de alta resolução juntamente com a técnica da Morfologia Baseada em Voxel (VBM) tem sido eficaz para a identificação de lesões de um grande número de pacientes com patologias cerebrais.

A epilepsia é uma das patologias cerebrais mais comuns de acordo com pesquisas da Organização Mundial de Saúde. O tratamento cirúrgico para epilepsia tem sido indicado com um índice de sucesso de 70% aproximadamente. Porém as imagens geradas pós cirurgia apresentam uma

lacuna na região onde se encontrava a lesão impossibilitando o uso da técnica de VBM nessas imagens.

## **1.2 Motivação**

A técnica de VBM compara imagens voxel a voxel e permite a identificação de diferenças na sua composição de volume da imagem de RM de cérebros. Essa técnica apresenta duas etapas essenciais: inicialmente as imagens passam por uma série de transformações espaciais, em que são realizados processos de normalização espacial, segmentação e suavização, e após todo o processamento é possível realizar comparações entre grupos através de modelos estatísticos (GOOD *et al.* 2001; BONILHA *et al.* 2004).

Em imagens de RM de cérebros, a presença de lesões ou lacunas cirúrgicas gera um grande problema na realização das etapas do VBM de normalização e segmentação, pois estes processos utilizam de informações globais da imagem em questão. Portanto a lesão invalida a aplicação da técnica nessas imagens.

## **1.3 Objetivos do Trabalho**

O objetivo deste estudo é analisar a aplicação da técnica de VBM e implementar uma versão modificada para que seja possível aplicá-la em imagens de RM de cérebros com lesões, para ser usada no MatLab juntamente com a ferramenta *Statistical Parametric Mapping* (SPM).

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo serão abordados os temas referentes à área de concentração da pesquisa e o estado da arte contemporânea, que possibilitaram o desenvolvimento deste trabalho.

### 2.1 Fundamentos de imagens digitais

Várias definições para os fundamentos de imagens digitais podem ser encontrados na literatura. De acordo com (GONZALES, R. C.; WOODS, R. E., 1992), uma imagem digital é uma imagem  $f(x, y)$  descrita tanto em coordenadas espaciais quanto em brilho. De acordo com (MASCARENHAS et al., 1989), uma imagem de um objeto real é contínua tanto na sua variação espacial como nos níveis de cinza. Visando o seu processamento computacional a imagem deve ser digitalizada, ou seja, descrita tanto no espaço quanto na amplitude. A digitalização das coordenadas espaciais é chamada amostragem da imagem e a digitalização da amplitude é chamada de quantização dos níveis de cinza (BRITO, S. F.; CARVALHO, J. M., 1998).

#### 2.1.1 Imagem Digital

A imagem digital pode ser considerada como sendo uma matriz cujos índices de linhas e de colunas identificam um ponto na imagem, e o correspondente valor do elemento da matriz identifica o nível de cinza naquele ponto. Os elementos dessa matriz digital são chamados de elementos da imagem, elementos da figura, “pixel” ou “pels”, estes dois últimos, abreviações de “*picture elements*” (elementos de figura).

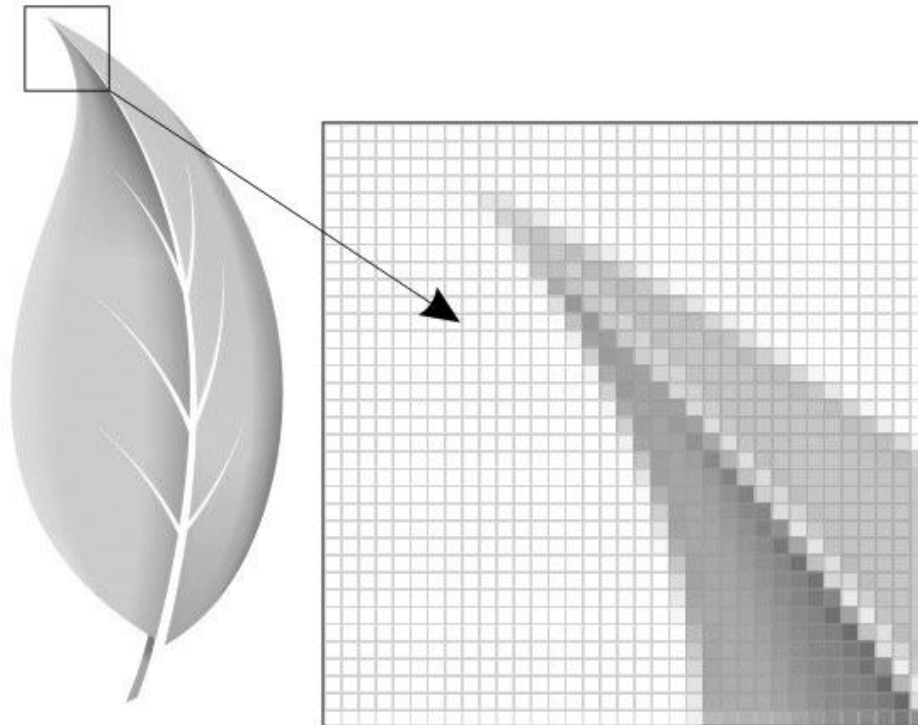


Figura 1 Modelo de imagem baseada em pixel (CARVALHO, 2003)

Um voxel (volume pixel) é um elemento de volume, o que representa um valor em uma grade regular em três dimensões do espaço. Isto é análogo a um pixel, o que representa uma imagem de duas dimensões. Em uma representação tridimensional, partimos de um conjunto de dados (matriz) tridimensional, onde cada elemento é chamado de voxel, que é o elemento básico tridimensional.

Cada voxel representa um volume no mundo real, de acordo com a maneira em que a imagem foi gerada. Esse elemento de volume é representado por um paralelepípedo. Se este apresentar as mesmas dimensões entre a sua largura, altura e profundidade (cubo), ele é denominado voxel isotrópico, caso



contrário, quando essas medidas forem diferentes, é denominado voxel anisotrópico.

Freqüentemente o modelo de imagem baseado em voxel é usado para a visualização e análises médicas e científicas.

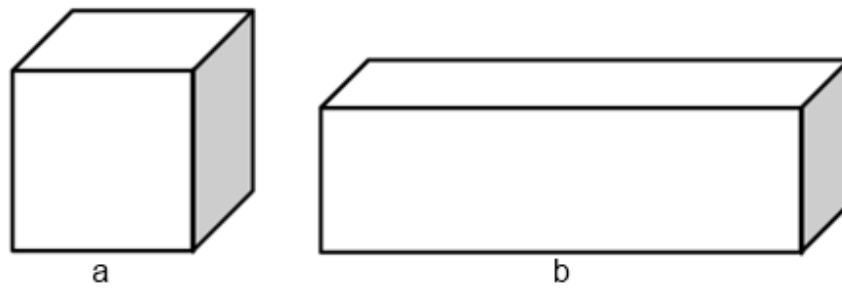


Figura 2 (a) Voxel Isotrópico; (b) Voxel Anisotrópico

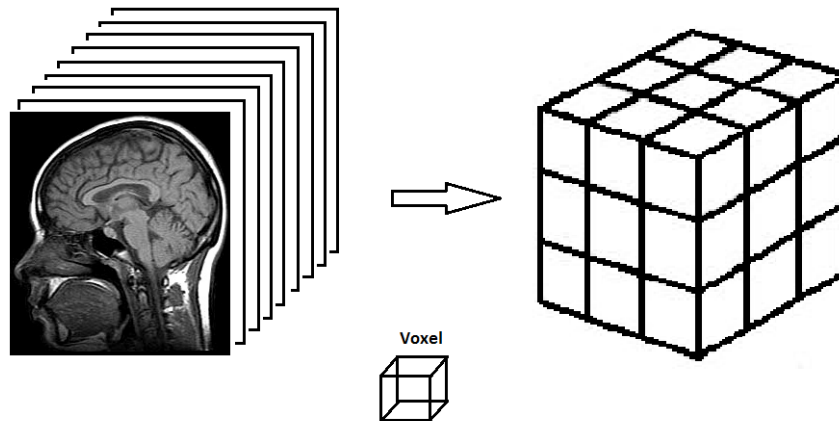


Figura 3 Modelo de imagem baseada em voxel

### 2.1.2 Imagem em escala de cinza

Segundo (BANON, 2000), a definição de imagem em escala de cinza pressupõe a existência de dois conjuntos: o conjunto E formado por quadrados adjacentes, dispostos ao longo de um número de linhas e colunas, e o conjunto K, formado pelos níveis de cinza representados por um byte, o que permite tipicamente 256 possíveis intensidades de cinza.

Um pixel é um elemento do produto cartesiano de um quadrado localizado em E, e um nível de cinza localizado em K, ou seja, o par ordenado (c, s), onde 'c' é um elemento do conjunto E e 's' um elemento do conjunto K.

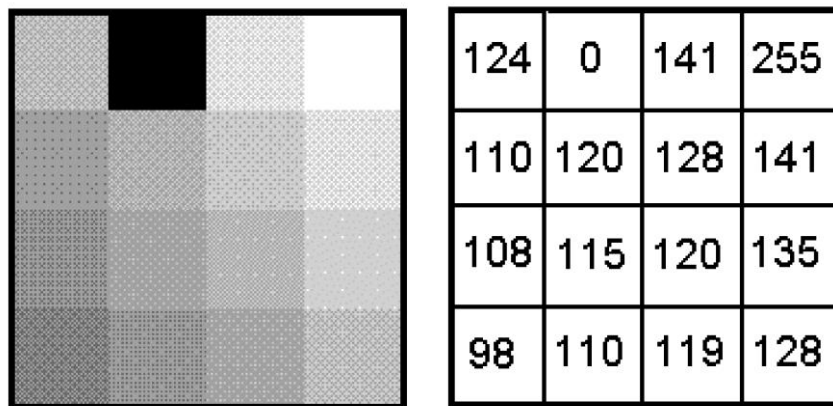


Figura 4 Ilustração esquemática de uma imagem digital utilizando escala de cinza (BANON, 2000)

### 2.1.3 Passos fundamentais no Processamento Digital de Imagens

O processamento digital de imagens abrange uma ampla escala de hardware, software e fundamentos teóricos (GONZALES, R. C.; WOODS, R. E., 1992). Em todas as etapas é necessário ter uma base de conhecimento que envolve o problema em questão, de tal maneira que, a cada passo, sejam

ênfatisadas as características necessárias para se chegar a um resultado satisfatório. Entre as principais etapas estão:

- Aquisiao da imagem
- Pré-processamento
- Segmentaao
- Representaao e descriao
- Reconhecimento e interpretaao

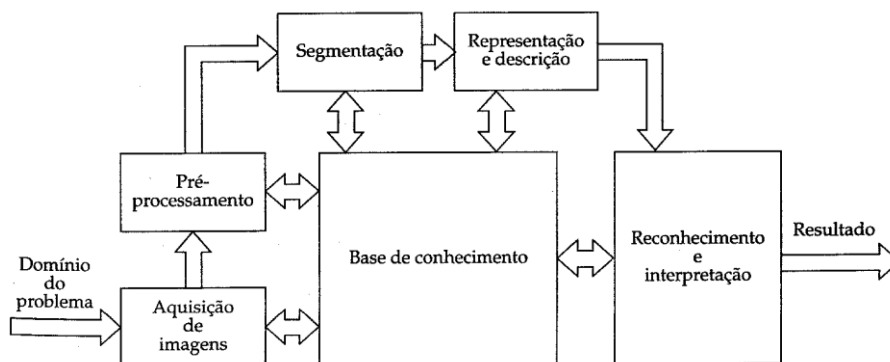


Figura 5 Passos fundamentais em Processamento Digital de Imagens (GONZALES, R. C.; WOODS, R. E., 1992)

### 2.1.3.1 Aquisiao de Imagens

A aquisiao de imagens digitais envolvem dois elementos, os dispositivos capazes de captar um sinal e o digitalizador. Dispositivos captadores so sensíveis a um determinado sinal emitido pela cena de interesse e o digitalizador  responsável em converter este sinal para o formato digital. Estes elementos são chamados de sistemas de imageamento. O exemplo mais conhecido deste sistema  a câmera digital, que capta o espectro visível da luz (GONZALES, R. C.; WOODS, R. E., 1992).

Outro exemplo são as Imagens de Ressonância Magnética (RM), que são, resumidamente, o resultado da interação do forte campo magnético produzido pelo equipamento com o tecido humano, criando um sinal que é possível captar através de uma bobina ou antena receptora. Este sinal coletado é processado e digitalizado em uma imagem (MAZZOLA, 2009).

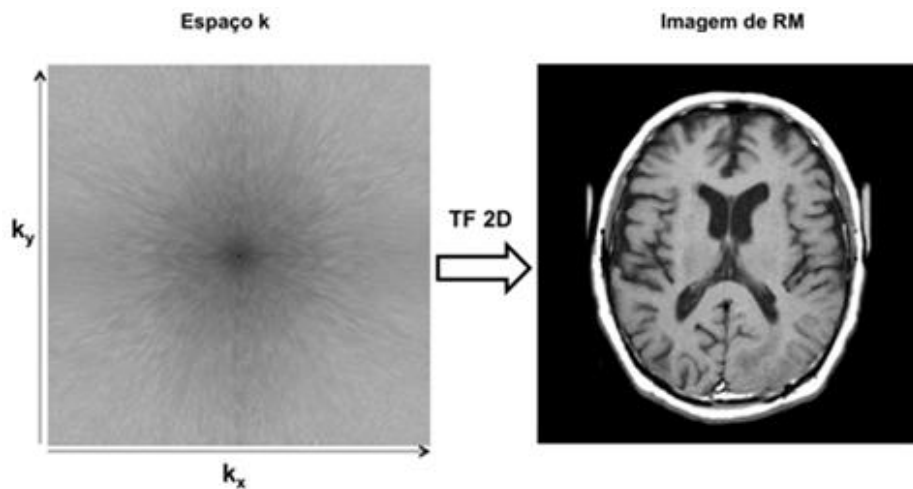


Figura 6 Espaço K e a imagem de RM correspondente após a aplicação da transformada inversa de Fourier bidimensional (MAZZOLA, 2009)

### 2.1.3.2 Pré-Processamento

Após a obtenção de uma imagem digital, o próximo passo trata de pré-processar aquela imagem. A função chave no pré-processamento é melhorar a imagem de forma a aumentar as chances para o sucesso dos processos seguintes. O melhoramento de imagem é obtido através de técnicas, tais como, o melhoramento de contraste e filtragens aplicadas com finalidades específicas enfatizando características de interesse ou recuperando imagens que sofreram

algum tipo de degradação devido à introdução de ruído, perda de contraste ou borramento.

### **2.1.3.3 Segmentação de Imagens**

Por segmentação de uma imagem entende-se a extração ou identificação dos objetos contidos na imagem, onde o objeto é toda característica com conteúdo semântico relevante para a aplicação desejada (MASCARENHAS, N. A.; VELASCO, F. R. D. , 1989).

A segmentação subdivide uma cena em partes ou objetos de interesse. O ponto ao qual essa subdivisão deve chegar depende do problema em questão. Quando os objetos de interesse forem isolados da cena inicial pode-se dizer que a segmentação foi realizada.

Existem diversos algoritmos de segmentação, desde os que utilizam princípios simples como o *threshold* (limiar) até algoritmos complexos como o *watershed* (bacia hidrográfica). Essa diversidade de algoritmos deve-se ao fato de que a segmentação é um ponto essencial no processamento digital de imagens, podendo determinar o sucesso ou fracasso na análise.

### **2.1.3.4 Representação**

Essa etapa define-se pela escolha de uma representação adequada dos dados obtidos anteriormente. Esta representação deve ser feita de modo que as características de interesse sejam enfatizadas para os próximos passos.

Existem diversas formas de se representar os resultados do passo anterior, segmentação, entre eles dois principais são a representação por fronteira e a representação por região.

A representação por fronteira é adequada quando o interesse se concentra nas características da forma externa, tais como cantos ou pontos de inflexão. A representação por região é adequada quando o interesse se concentra em propriedades internas, tais como textura ou a forma do esqueleto. Em algumas aplicações, entretanto, essas representações coexistem.

“O processo de descrição também chamado seleção de características, procura extrair características que resultem em alguma informação quantitativa de interesse ou que sejam básicas para discriminação entre classes de objetos” (GONZALES, R. C.; WOODS, R. E., 1992).

#### **2.1.3.5 Análise**

A última etapa envolve o reconhecimento e a interpretação dos dados. O reconhecimento se define pela rotulação de um determinado objeto, baseando-se em informações adquiridas por seus descritores. A interpretação é a atribuição de um significado ao conjunto de objetos reconhecidos. Tudo isso é determinado pelo conhecimento prévio que envolve o problema em questão.

## **2.2 Imagens de Ressonância Magnética**

Segundo (AMARO, JR.; YAMASHITA, H. , 2001), a Ressonância Magnética é atualmente a técnica mais sofisticada para aquisição de imagens da morfologia do cérebro humano.

Habitualmente, usa-se o campo magnético de 1,5T (tesla), ou ainda equipamentos mais recentes fabricados com campos mais potentes, como 3T. Este campo magnético intenso é necessário para alinhar o núcleo de hidrogênio (próton) que existe em cada célula do corpo humano. Uma vez alinhados os núcleos de hidrogênio, o aparelho emite uma frequência de 63,8 MHz causando

a excitação destes núcleos. A excitação dos núcleos de hidrogênio gera uma onda de energia, conhecida como ressonância. Através desta onda de energia o aparelho determina a posição espacial (coordenadas x, y, z) e a intensidade do sinal (brilho) de cada ponto da imagem (MAZZOLA, 2009).

O processo de dissipação dessa energia, no ambiente magnético desses prótons, e o seu retorno ao estado de mais baixa energia, é chamado de Tempo 1 de relaxamento ou T1.

Sem o uso de radiação ionizante (Raios-X) e com maior resolução espacial e nitidez das imagens, a RM permite uma melhor classificação das estruturas cerebrais, uma vez que os contornos dos compartimentos de substância cinzenta, substância branca e líquido céfalo raquidiano (LCR) são bem definidos.

Para que seja possível fazer a análise de volume de diferentes regiões cerebrais em estudos de RM são necessárias técnicas de processamento digital de imagens abordadas nos demais itens desse trabalho.

Cada voxel da imagem de RM tem um valor de 12 bits, por padrão, correspondente ao nível de cinza da imagem naquela localização, o que resulta num total de 4096 tons de cinza, representando sua amplitude (brilho de um ponto).

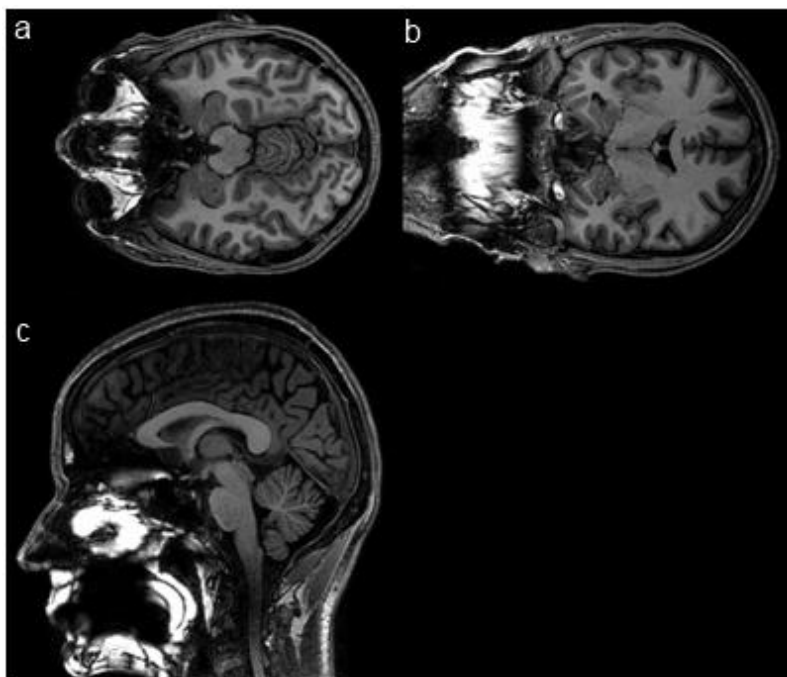


Figura 7 Imagem de RM de cérebro, cortes nos planos: (a) xy, (b) xz e (c) yz

### 2.2.1 DICOM

Devido ao grande uso das tecnologias computacionais que auxiliam no diagnóstico clínico de pacientes, diversos equipamentos foram desenvolvidos por diferentes fabricantes para atender essa demanda.

Porém, por esses equipamentos serem proprietários, o funcionamento interno de seus mecanismos é desconhecido. Este fato causou grande problema de interoperabilidade entre os diversos tipos de dados resultantes do processamento realizado por diferentes equipamentos.

Visando resolver tal problema, nos Estados Unidos, o ACR (*American College of Radiology*) e o NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*) organizaram um comitê para elaboração de um padrão da forma



como os resultados deveriam ser emitidos pelos equipamentos. Esse padrão foi inicialmente publicado em 1985, chamado de ACR/NEMA 1.0. Após algumas atualizações, 1986, ACR/NEMA 2.0 e em 1988 foi publicado em sua versão atual denominado de DICOM 3.0 (*Digital Imaging and Communications in Medicine version 3.0*).

### **2.2.2 Espaço Estereotáxico**

Para um pesquisador da área médica, interpretar apenas uma imagem de RM do cérebro humano é uma tarefa simplificada quando se trata de referência espacial. Porém quando o objetivo é a comparação de diferentes indivíduos esta tarefa se torna complexa. Para que estas comparações (voxel a voxel) sejam possíveis, as imagens devem estar registradas apropriadamente, pois podem existir parâmetros diferentes entre as imagens comparadas, como, por exemplo, tamanho do voxel ou pixel, espessura do corte, angulação, tamanho do cérebro, formas diferentes de cérebros e distinção no posicionamento do cérebro nas imagens comparadas.

Portanto torna-se necessário utilizar um sistema de coordenadas padrão, onde é possível realizar comparações de diferentes cérebros independentemente do tamanho, posição ou orientação dos dados originais. Para isso é necessário registrar as imagens num espaço padrão, denominado como Espaço Estereotáxico, que é definido através do posicionamento de pontos específicos do cérebro realizando transformações espaciais com a imagem (CASTELLANO, G.; OLIVEIRA, M.S.; MIN, L.L., 2009).

### **2.3 Métodos de análise de RM por regiões de interesse**

Os estudos de neuroimagem geralmente são voltados a poucas ou específicas áreas do cérebro. Vários estudos e avaliações médicas de imagens de cérebros de RM são feitos utilizando-se de métodos de delineamento manual sobre as estruturas ou regiões de interesse. Essas sub-regiões são selecionadas previamente com base no conhecimento médico por serem pontos de possíveis alterações na constituição cerebral.

Geralmente o delineamento é feito à mão livre pelo especialista, ou utilizando-se de descritores pré-definidos de contorno e borda. Existem dependências para que a região seja delimitada, como os conhecimentos do pesquisador, a firmeza no desenho do contorno, a qualidade da imagem, tornando esta subdivisão subjetiva.

Apesar deste método ser amplamente difundido e validado, ele apresenta limitações importantes, pois depende de quem a realiza, e está sujeito a imprecisões, pode ainda haver delineamentos diferentes feitos por um mesmo pesquisador de uma mesma imagem em tempos diferentes.

Além deste fato, este método é cansativo e demasiadamente trabalhoso, pois deve ser feito o delineamento manual em diversos cortes da imagem abrangendo toda a região de interesse no espaço de três dimensões. Este é um fator limitante na análise do cérebro por completo, restringindo-se apenas na investigação de poucas regiões (DURAN, F. L.; et al. 2007)

## 2.4 Morfologia Baseada em Voxel

A técnica de Morfologia Baseada em Voxel (VBM) permite analisar através de comparações realizadas voxel a voxel, diferenças sutis na composição do volume entre a imagem de interesse e uma imagem de referência, um modelo.

Esta técnica tem sua origem de métodos frequentemente utilizados nos estudos de neuroimagem, onde se comparam grupos de pacientes com indivíduos saudáveis.

Para que seja possível aplicar este tipo de análise voxel a voxel, é necessário aplicar etapas de pré-processamento de imagens, entre elas a conversão das imagens obtidas por RM que se encontram no formato DICOM para o formato *Analyze*, padrão de imagem usado para se aplicar a técnica de VBM na ferramenta SPM. Redefinição do ponto central da imagem conforme o Atlas Estereotáxico do Cérebro (TALAIRACH, J.; TORNOUX, P., 1998) (descrito na Seção 2.4.2). Reorientação da imagem tornando possível a comparação entre diferentes imagens. Transformações espaciais, em que são realizados processos de normalização espacial, a segmentação e suavização das imagens. Após todo o processamento é possível realizar comparações entre imagens de cérebros de grupos de pacientes e a imagem modelo através de métodos estatísticos (GOOD et al. 2001; WOERMANN et al. 1999; BONILHA et al. 2004b).

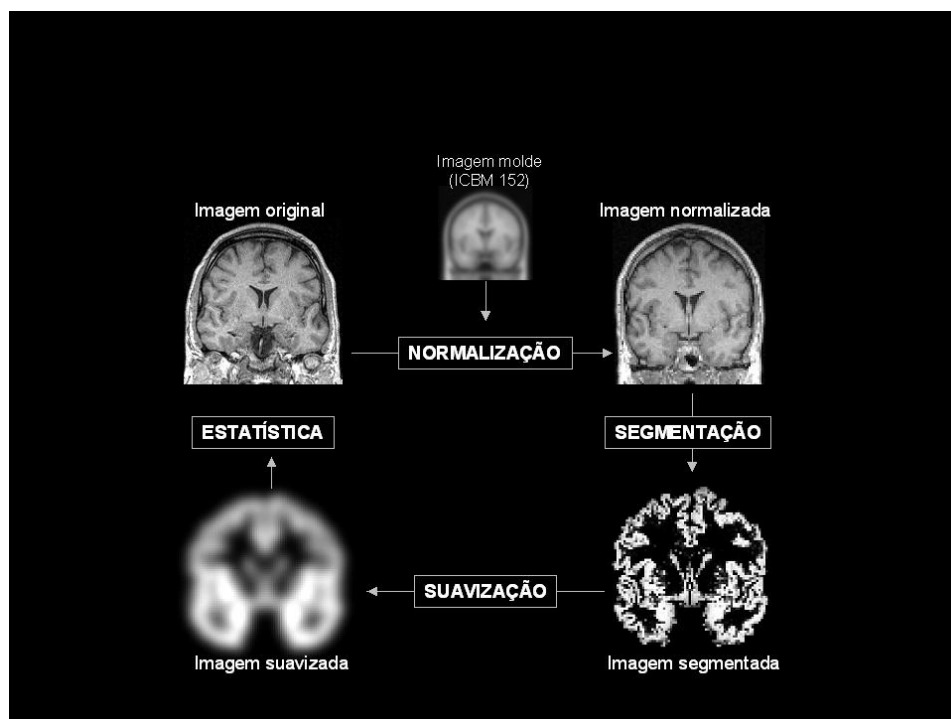


Figura 8 Fluxograma da sequência de processos realizados na técnica de VBM (DURAN, F. L. et al., 2007)

Após as imagens terem sido processadas, a etapa final consiste em aplicar um teste estatístico voxel a voxel da imagem. Este processo permite a produção de mapas estatísticos paramétricos, os quais evidenciam os voxels com concentrações de substância significativamente diferentes entre os grupos estudados.

#### 2.4.1 Etapas essenciais do VBM

Neste tópico serão descritas as etapas da técnica de Morfologia Baseada em Voxel, respeitando sua ordem de aplicação.

### 2.4.1.1 Pré-processamento:

As imagens adquiridas sofrem transformações para que sejam adequadas às ferramentas em uso. O formato original das imagens de RM é o DICOM, as principais ferramentas em que se aplicam a técnica VBM utiliza o formato *Analyse*, dessa forma as imagens são convertidas.

Algumas imagens podem apresentar ruídos, prejudicando o estudo e os demais passos da técnica VBM, como mostra a Figura 9, onde é possível perceber regiões deformadas e falhas que inviabilizam aplicar a técnica, devido a alta intensidade de ruído. Portanto se o ruído não inviabiliza aplicar a técnica, este deve ser tratado utilizando métodos de PDI, como suavizações e filtros, a fim de removê-lo. Por fim é realizado o isolamento da região afim, onde se deseja aplicar a técnica de VBM, centralizando a imagem do cérebro em questão.

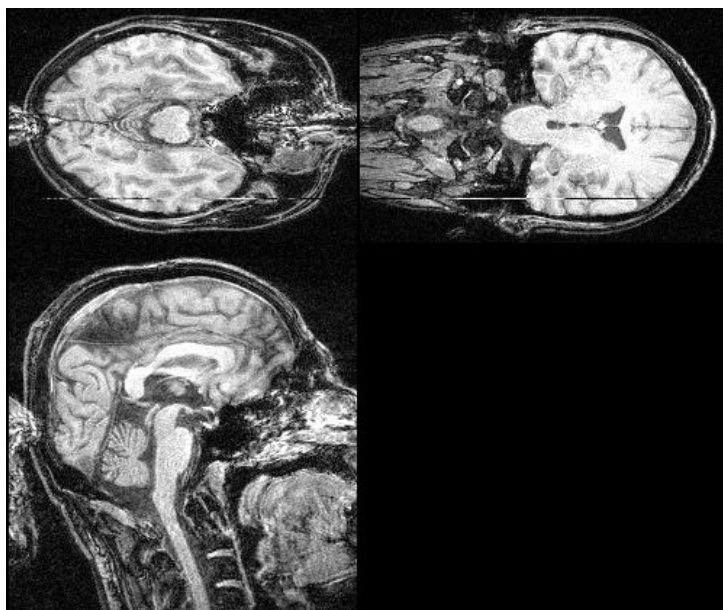


Figura 9 Exemplo de imagem de RM com ruído que inviabiliza aplicar a técnica VBM.

#### **2.4.1.2 Normalização:**

A normalização é uma etapa de alinhamento das imagens para garantir que um determinado voxel de uma imagem esteja na mesma posição (x, y, z) em todas as outras imagens, a fim de compará-las.

Para isso transformações espaciais são aplicadas nas imagens a fim de aproximá-las a um padrão (*template*) provido pelo SPM, que pertence a um determinado espaço estereotáxico. Este modelo é uma média de um conjunto de imagens afins onde será aplicado o estudo estatístico (TALAIRACH, J.; TORNOUX, P., 1998) (ver seção 2.4.2). Pois a imagem obtida pela RM ocasionalmente podem ter inclinações e diferenças de tamanho devido à faixa de idade do paciente. Essas transformações são necessárias, pois no espaço estereotáxico as imagens devem ter as mesmas inclinações e tamanhos, possibilitando comparações entre cérebros.

Para isso, são estimados parâmetros de transformações lineares para um ajuste global (rotação, translação, zooms e shears) e não lineares para um ajuste fino, de tal forma a minimizar uma função de custo baseada no quadrado da diferença de intensidade dos voxels entre a imagem processada e a imagem modelo (CRINIO, J.; et al., 2007).

Uma vez encontrado os melhores parâmetros com o menor valor possível para a função de custo, estes são aplicados à imagem original, normalizando-a para um espaço padrão, onde poderá ser feito posteriormente comparações estatísticas com o modelo.

#### **2.4.1.3 Segmentação:**

A segmentação na técnica de VBM tem por finalidade separar a substância cinzenta, substância branca e o líquido céfalo raquidiano (LCR),

fazendo com que as imagens correspondentes a cada uma destas substâncias se torne um arquivo de imagem separado.

Nesta etapa o algoritmo utiliza de um mapa de probabilidades baseado em uma distribuição espacial das substâncias cerebrais conhecida, obtida previamente de uma imagem padrão (*template*). Dessa forma, a classificação de cada elemento da imagem é baseada na probabilidade de determinado voxel pertencer a uma determinada região, classificando-o entre as possíveis substâncias presentes no cérebro (WOERMANN, F. G.; FREE, S. L.; KOEPP, M. J.; ASHBURNER, J.; DUNCAN, J. S., 1999).

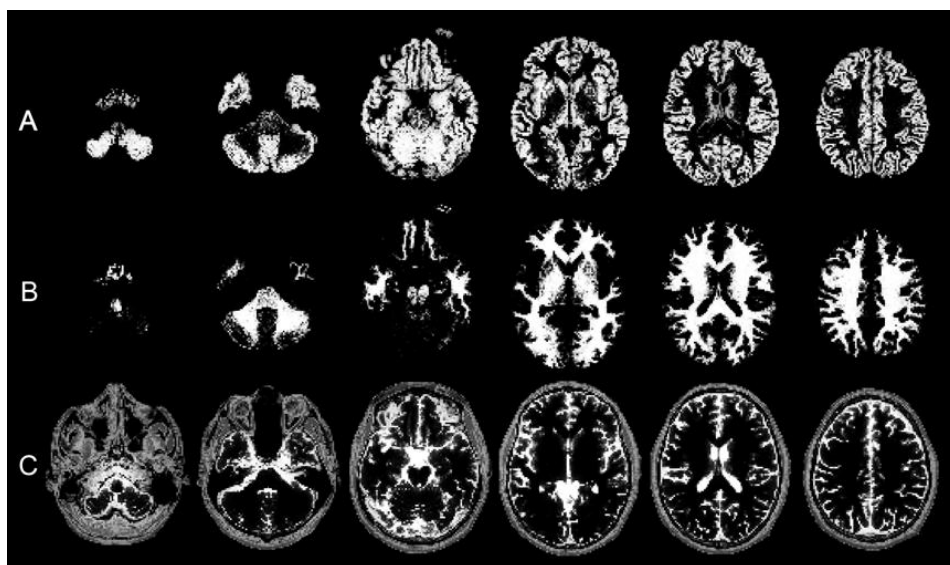


Figura 10 Exemplos de imagens de RM obtidas após a segmentação; (A) Seqüência axial de substância cinzenta; (B) Seqüência axial de substância branca; (C) Seqüência axial de líquido céfalo raquidiano. (DURAN, F. L. et al., 2007)

#### 2.4.1.4 Suavização

Os filtros de suavização são utilizados para borramento e redução de ruídos resultantes das etapas anteriores. Vários filtros são usados o processo de

suavização das imagens segmentadas, entre eles a obtenção da média de cada voxel com os voxels vizinhos. Isto tem como efeito borrar as bordas dos objetos da imagem. A suavização é geralmente referida como filtro, pois tem o efeito de suprimir o sinal de alta frequência e reforçar o sinal de baixa frequência (ASHBURNER, J.; FRISTON, K. J., 2000).

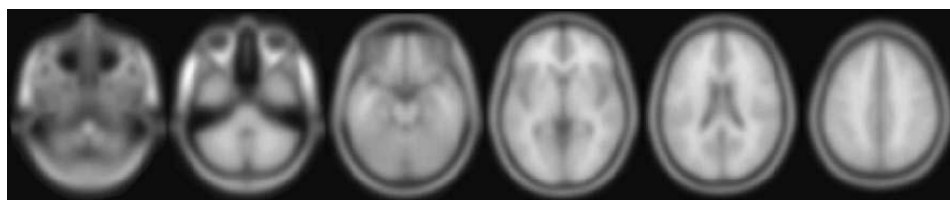


Figura 11 Exemplo de sequência de imagens axiais de RM suavizadas (DURAN, F. L. et al., 2007)

#### **2.4.2 Imagem Modelo (*template*)**

A imagem modelo utilizada em diversos passos da técnica VBM, como a normalização e segmentação foi provida pelo programa SPM, que é baseada numa média de 152 indivíduos saudáveis do Montreal Neurological Institute e aproximadas anatomicamente ao espaço estereotáxico definido no atlas estereotáxico do cérebro humano de Talairach e Tournoux (TALAIRACH, J.; TORNOUX, P., 1998).



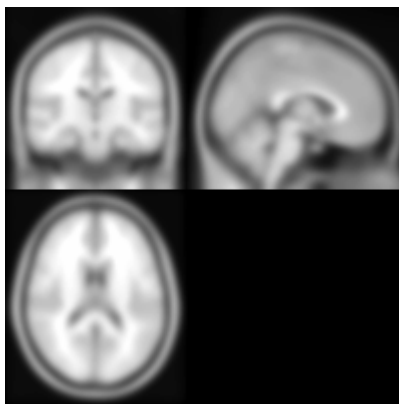


Figura 12 Figura modelo T1 (*template*) provida pelo SPM (TALAIRACH, J.; TORNOUX, P., 1998)

### 2.4.3 Imagens de RM de cérebros com lesões e a técnica de VBM

Uma técnica eficiente para o estudo de doenças cerebrais é a análise de imagens de RM de cérebros por comparação, entre dois ou mais indivíduos (ASHBURNER, J.; FRISTON, K. J., 2001).

Através dessas comparações realizadas, pode-se verificar, por exemplo, a composição de substâncias do cérebro do paciente, entre elas a substância branca, cinzenta e LCR, o que pode ser um auxílio no diagnóstico de várias doenças cerebrais (WOERMANN, F. G.; FREE, S. L.; KOEPP, M. J.; ASHBURNER, J.; DUNCAN, J. S., 1999). Para realizar essa técnica de análise e comparação, é necessário que as imagens estejam alinhadas, dispostas da mesma forma e com tamanhos iguais, como descrito nos itens anteriores desse trabalho, ou seja, normalizá-las espacialmente, através de transformações espaciais, a fim de posicioná-las em um espaço estereotáxico comum com relação a um cérebro padrão (*template*).

Porém a etapa de normalização da técnica VBM deve ser realizada com atenção no caso de imagens de cérebros com alguma lesão. Pois a presença de

uma lesão na imagem pode gerar um grande problema durante essa etapa e a etapa de segmentação, uma vez que essas etapas levam em consideração parâmetros globais da imagem. O algoritmo de segmentação, assim como a normalização, é dependente da intensidade dos níveis de cinza de cada voxel da imagem. Assim, quando a imagem a ser normalizada possui uma região que se distorce demasiadamente da normalidade (tal como uma cavidade ou lesão), ocorre um efeito de distorção nessa região durante a comparação com o *template* na tentativa de aproximar os cérebros no espaço estereotático padrão. Essa distorção ocorre, pois o local da lesão influencia o algoritmo na procura dos melhores valores na transformação espacial, como a região apresenta níveis de cinza muito diferentes, a função de custo encontra um valor, que mesmo sendo pequeno, não é suficiente para atribuir uma normalização correta. Devido a esse fato, o próximo passo, a segmentação, é prejudicada, já que os valores de intensidade de cada voxel e a probabilidade de pertencerem a uma determinada substância foram distorcidos na etapa anterior (YASUDA, C. L., 2001).

Portanto além da classificação errada das substâncias, os erros originados na etapa de normalização no local da lesão podem se propagar para outras regiões cerebrais. Já que passos posteriores como a suavização também envolvem operações baseadas nas intensidades de cada voxel da imagem.

## 2.5 Mapeamento Estatístico Paramétrico

Uma ferramenta amplamente usada para análises estatísticas e para a aplicação da técnica de VBM é o *Statistical Parametric Mapping* (SPM). Esta ferramenta desenvolvida por membros do *Wellcome Department of Cognitive Neurology, UK* (FRISTON, K. J. et al., 1995), funciona sobre a plataforma MatLab (MATHWORKS INC., Sherborn, MA, USA).

No estudo da técnica de VBM, após as imagens terem sido normalizadas, segmentadas e suavizadas, o SPM permite que se faça a análise estatística voxel a voxel do volume cerebral total. Isto resulta em mapas paramétricos mostrando a localização espacial das diferenças significantes entre os grupos de imagens estudadas (CRIPPA, J. A.; et al. 2005) (DURAN, F. L.; et al. 2007).

### **3 METODOLOGIA**

O projeto em questão está relacionado com processamento de imagens de ressonância magnética de cérebros com lesões. Trata-se do estudo e aplicação da técnica VBM, o qual envolve técnicas avançadas de PDI.

#### **3.1 Tipo de pesquisa**

O trabalho aqui descrito classifica-se na categoria de pesquisa de natureza tecnológica, ou aplicada, visto que o objetivo é o desenvolvimento de um *script* para o MatLab/SPM. Quanto aos objetivos, ela se classifica como pesquisa exploratória, pois vários métodos, técnicas e conceitos foram analisados e aplicados ao problema, visando uma melhor resolução e adequação à proposta estabelecida. Quanto aos procedimentos, pode ser classificada como pesquisa experimental, pois visa descobrir métodos ou variações de métodos conhecidos para gerar um melhor resultado num problema específico.

#### **3.2 Atividades de pesquisa**

Foi estabelecido atividades que visam contemplar o estudo avançado de Processamento Digital de Imagens, em todos os seus aspectos, a familiarização do ambiente de pesquisa definido, sendo este o MatLab, o estudo da aplicação de ferramentas em conjunto com o ambiente de pesquisa, tais como *toolboxes*, *plug-ins* e ferramentas como o SPM e a análise completa do problema proposto, pontos críticos e possíveis soluções. Neste tópico são abordadas essas atividades planejadas para o desenvolvimento da pesquisa.

##### **3.2.1 Estudo do Processamento Digital de Imagens**

Para esta atividade foi utilizado como meio de estudos o livro “Processamento de Imagens Digitais”, dos autores GONZALES, R. C. e WOODS, R. E., além de publicações inseridas neste contexto como “Estudo e Implementação de Algoritmos Clássicos para Processamento Digital de Imagens” de CARVALHO A. A., “Sistemas de Processamento digital de imagens para fins didáticos/científicos: Estudo, seleção e implementação de algoritmos de segmentação” de BRITO, S. F., e “*Magnetic resonance: principles of image formation and applications in functional imaging*” de MAZZOLA, A. A..

Entre os temas de pesquisa inseridos na área de Processamento Digital de Imagens, o estudo abordou os assuntos relacionados à representação de imagens digitais e os passos fundamentais em PDI, tais como aquisição da imagem, pré-processamento, segmentação, representação e reconhecimento. Entre os objetos de estudo se incluem: modelo de imagens, imagens em escala de cinza, imagens em três dimensões, imagens de ressonância magnética, relações entre pixels e entre voxels, transformações como de translação, escala, rotações, shears, transformações de perspectiva e transformada de Fourier e suas propriedades.

### **3.2.2 Estudo das Ferramentas de Software**

Utilizou-se do software MatLab, na versão 7.10, como ambiente para o desenvolvimento, por apresentar suporte ao tipo de pesquisa e amplas ferramentas focadas na área de interesse deste estudo. Além das pesquisas já existentes nessa área utilizarem esse mesmo software. Também foi utilizada a ferramenta para o MatLab, o SPM 8. Em conjunto com esses, foi utilizado o software MRIcro para a visualização das imagens de RM, para realizar funções

básicas como conversões nos formatos das imagens e na edição das máscaras utilizadas pelo VBM com lesão.

### **3.2.3 Estudo da técnica de VBM em imagens de RM**

Aliando-se o conhecimento obtido de PDI e imagens de RM, ao domínio das ferramentas necessárias, MatLab/SPM, foi possível estudar, analisar e aplicar a técnica de VBM.

Foi necessário um estudo aprofundado da técnica de VBM, bem como cada um dos seus passos de forma minuciosa, para que fosse possível adaptar esta técnica ao problema proposto. Para que essa análise fosse possível, foi necessário possuir domínio dos conhecimentos teóricos relacionados a essa técnica, que foram descritos na Seção 2.

### **3.2.4 Estudo do problema proposto**

Para encontrar uma possível solução para o problema proposto foi necessário investigar quais pontos da técnica de VBM invalidava sua aplicação em imagens de RM de cérebros com lesões.

Cada função existente no SPM, necessária para se aplicar a técnica de VBM, foi analisada de forma a se descobrir os pontos necessários para que fosse possível aplicar esta técnica em uma imagem com a presença de uma lesão.

As etapas essenciais do VBM que invalidam sua aplicação em imagens com lesões são a normalização e a segmentação. Durante a normalização, ao se aproximar a imagem de estudo ao modelo (template), o algoritmo realiza cálculos de distância a fim de aproximar a imagem em questão ao espaço estereotáxico padrão. Porém com a presença da lesão esse cálculo é prejudicado fazendo com que a imagem não seja normalizada corretamente, provocando

distorções em toda a imagem. Como esta etapa não foi corretamente executada, o próximo passo ficará comprometido, pois depende do sucesso do passo anterior. Na segmentação, cada voxel, de acordo com a intensidade dos níveis de cinza, terá sua probabilidade de pertencer a uma determinada substância, entre elas substância branca, cinzenta e LCR.

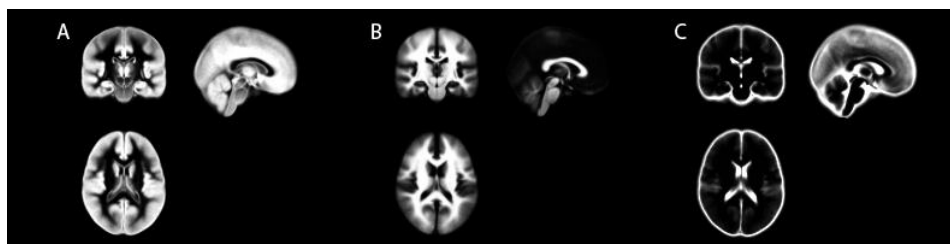


Figura 13 Imagens de RM obtidas após a segmentação; (A) Substância cinzenta; (B) Substância branca; (C) Líquido Céfalo Raquidiano. (ASHBURNER, J.; FRISTON, K. J., 2000)

O problema gerado nas etapas anteriores se propaga nas etapas seguintes, assim também ocorrerá erro na etapa de suavização, pois como a segmentação, esta etapa envolve os níveis de cinza de cada voxel (Seção 2.4.3).

Portanto os pontos levantados que inviabilizam a aplicação da técnica de VBM em cérebros com lesões foram analisados para que fossem adequadamente modificados durante a implementação da solução proposta.

### 3.3 Preparação da imagem de entrada

Para que o método do VBM seja aplicado é necessário que a imagem de entrada esteja de acordo com os padrões estabelecidos pelo SPM. Este procedimento se insere na etapa de pré-processamento da técnica de VBM (Seção 2.4.1.1).

A disposição da imagem deve ser a mesma do *template* quanto os seus eixos, xz, yz e xy. Para que isso fosse possível utilizou-se a ferramenta MRIcro para editar as imagens obtidas em DICOM e convertê-las no formato correto para análise. Para as imagens usadas neste trabalho foi necessário modificar a disposição de seus eixos e exportá-las para o formato de análise, composto por um arquivo cabeçalho e um arquivo da imagem.

### **3.4 Criação da máscara**

Para que seja possível aplicar a técnica de VBM em imagens de RM de cérebros com lesão foi necessário a utilização de uma máscara, onde é marcada toda a região que apresenta problemas na imagem e inviabilizam a aplicação da técnica. Pois a partir dessa máscara, o algoritmo de normalização, que visa minimizar a distância entre o cérebro analisado e o template, não irá usar os pontos cobertos pela região marcada na máscara durante os cálculos de transformação espacial.

Para a criação da máscara utilizada no VBM com lesão é necessário um conhecimento prévio de imagens médicas, neste caso de imagens de RM de cérebros. A confecção da máscara é feita manualmente desenhando camada por camada, tendo como referência a imagem do cérebro com a lesão, utilizando o software MRIcro. Os voxels correspondentes às áreas dentro da lesão possuem valor 0, enquanto que as demais áreas possuem valor 1. Esse é um requisito necessário para as transformações do SPM. Posteriormente é importada essa máscara, no formato ROI (*region of interest*), para que seja passada como parâmetro durante a execução da técnica do VBM com lesão.



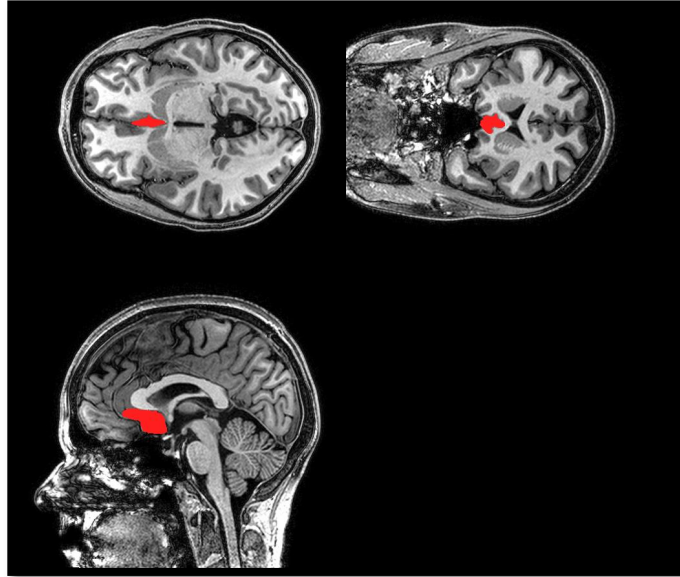


Figura 14 Exemplo da marcação da lesão para criação da máscara a ser utilizada durante a aplicação da técnica de VBM com lesão.

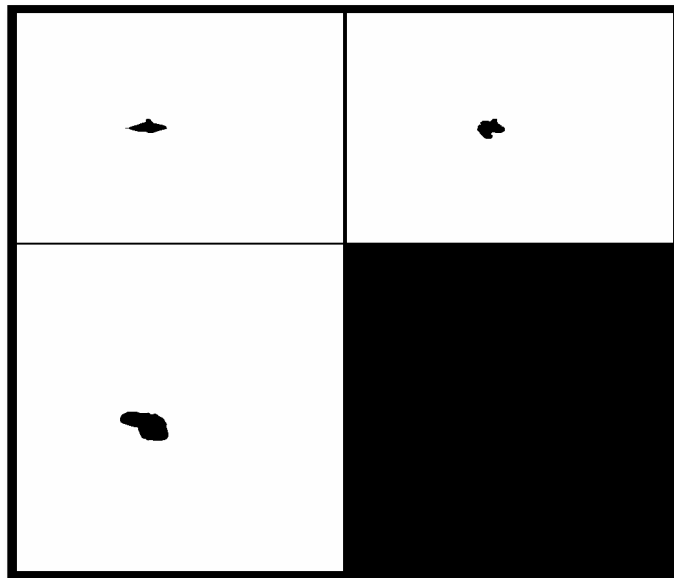


Figura 15 Exemplo da máscara no formato ROI

### 3.5 Aplicação do método desenvolvido

Para que fosse possível a implementação da solução proposta, foi necessária a realização minuciosa dos passos anteriormente citados, caso contrário não seria possível desenvolver tal tarefa.

A implementação partiu de *scripts* desenvolvidos para aplicação da técnica de VBM original sem a utilização de máscaras e também de *scripts* desenvolvidos para versões obsoletas do SPM e MatLab. Utilizando os conhecimentos adquiridos durante toda a pesquisa foi possível encontrar os pontos onde a técnica de VBM era invalidada com imagens de cérebros com lesão. Dessa forma foi criado um *script* baseado nos já existentes em conjunto com o conhecimento adquirido.

Após a criação do *script* para aplicar a técnica de VBM com lesão foram feitos testes com imagens de RM de cérebros com lesão e os resultados foram expostos neste trabalho.

## 4 RESULTADOS

Neste capítulo são abordados os procedimentos para implementação do método proposto, bem como as dificuldades e resultados encontrados.

### 4.1 Implementação da solução

Para implementar a solução de se aplicar a técnica de VBM em imagens de cérebros com lesão, partiu-se de um *script* que aplica a técnica de VBM original em cérebros normais desenvolvido por RORDEN, C. em 2003. Também utilizou-se de um *script* desenvolvido por SAÚDE, A. V. e YASUDA C. L. no ano de 2007 para a versão SPM 2, que aplica a técnica do VBM em cérebros com lesão.

Esses *scripts* atualmente são obsoletos, pois a versão atual do SPM é a 8, sendo que eles foram desenvolvidos para a segunda versão do SPM. Eles se tornaram inutilizáveis por diversos motivos, entre eles funções que não se encontram mais no SPM8 e no MatLab 7.10, pois foram substituídas por outras, descontinuadas ou encapsuladas.

Tomando-se como base o conhecimento adquirido durante a pesquisa deste trabalho e os algoritmos existentes de VBM, foi possível criar um *script* que aplica a técnica de VBM em imagens de cérebros com lesão, utilizando de uma máscara passada como parâmetro.

Os principais pontos em que foram necessárias modificações e em que se teve uma maior atenção foram as etapas do VBM de normalização e segmentação, que utilizam parâmetros globais da imagem e dependem dos níveis de cinza de cada voxel.

Para que esse problema fosse resolvido, a solução utilizada foi a inclusão de uma máscara delimitando a região da lesão para que a normalização

não sofresse influência da lacuna existente na imagem, a fim de corrigir as transformações globais de normalização e segmentação. Assim a solução foi modificar a técnica do VBM existente para que aceite como entrada essa máscara como parâmetro, e os voxels na região definida na máscara sejam ignorados.

#### 4.2 Dificuldades encontradas

Foram encontradas dificuldades para a modificação das funções do SPM necessárias para aplicar o VBM com lesão, pois o código das funções não possui comentários e a documentação não foi bem estruturada, devido ao fato de que os principais pesquisadores e desenvolvedores do SPM serem das áreas médicas, dificultando a documentação das funções e do código em geral.

Foi possível perceber durante o estudo das funções utilizadas para se aplicar a técnica VBM e durante a implementação da solução, que diversas funções foram renomeadas. Para solucionar este problema foram encontradas funções similares e que não afetam o resultado final. A função '*spm\_segment.m*', utilizada no *script* original do VBM desenvolvido por RORDEN, C., foi substituída por outra função com as mesmas características e funcionalidades, porém renomeada para '*pm\_segment.m*' e seu local alterado. Dessa mesma forma nas versões antigas do SPM se encontrava um arquivo onde era possível ajustar os parâmetros padrões globais da análise de imagem. Este arquivo foi descontinuado e os parâmetros, que antes eram globais, foram encapsulados dentro de cada função onde são utilizados. Para contornar essa modificação de versão, foi necessário ajustar os parâmetros utilizados pelo VBM com lesão nas funções modificadas e nas chamadas em que se utiliza algum parâmetro que inviabilizava a aplicação da técnica do VBM original em imagens de cérebros com lesão.

Portanto como existiam grandes diferenças nos *scripts* desenvolvidos para versões anteriores do SPM, foi preciso reavaliar o algoritmo desses *scripts* para que os parâmetros fossem corrigidos, as funções inexistentes substituídas e os novas funções encontradas na versão atual do SPM não inviabilizasse a solução.

### 4.3 Algoritmo do método, *script* criado

Inicialmente o *script* ajusta os parâmetros de segmentação do SPM para que seja possível aplicar a técnica de VBM original. No entanto, alguns valores são modificados a fim de aplicar o VBM com lesão. É criado um método para receber as imagens para análise e suas respectivas máscaras. Para que o VBM seja aplicado é necessário o *template*, citado na Seção 2.4.2. Esta imagem pode ser acessada pelo SPM.

Posteriormente é iniciada a aplicação da técnica de VBM com lesão. No primeiro passo é realizada a normalização da imagem juntamente com a sua máscara de acordo com o *template* utilizado no SPM. Todo este procedimento é feito observando os pontos onde a lacuna na imagem do cérebro com lesão inviabiliza a aplicação do método, sendo então corrigido este problema com o uso da máscara, para que a região da lesão seja ignorada, não afetando a análise.

Após o passo da normalização realiza-se a segmentação da imagem do cérebro em três imagens, substância branca, substância cinzenta e líquido céfalo raquidiano. Assim como na etapa da normalização, foram observados os pontos críticos do algoritmo que não permitem que a técnica do VBM original seja aplicada em imagens de cérebros com lesão. Para isto a máscara correspondente ao cérebro em análise é passada como parâmetro durante a segmentação a fim de que possa ser feita corretamente sem que a lesão afete o resultado final.

#### 4.4 Aplicação do *script* implementado

Após a implementação da solução utilizou-se de duas imagens de RM de cérebro, a primeira com o cérebro sem lesão, e a segunda a mesma imagem, porém com uma lesão simulada, criada no MRIcro. Após preparar as imagens e a máscara necessária para aplicar o VBM com lesão, a primeira imagem foi analisada pelo VBM original do SPM e a segunda imagem, em conjunto com sua máscara, pelo VBM com lesão. Os resultados obtidos foram satisfatórios e podem ser observados em seguida comparando as imagens obtidas com a aplicação do VBM com lesão na imagem com lesão simulada e o VBM original na imagem sem a lesão.

A Figura 16 Imagem obtida através de RM no formato DICOM, é a imagem original obtida através da ressonância magnética de um cérebro. A Figura 17 Lesão simulada na imagem original, é uma imagem onde foi criada uma lesão simulada para que posteriormente fosse aplicada a técnica de VBM com lesão. A Figura 18 Criação da máscara, mostra como ficou a máscara após ser exportada para o formato ROI. A Figura 19 Segmentação da substância branca pelo VBM com lesão da imagem com lesão simulada, Figura 20 Segmentação da substância cinzenta pelo VBM com lesão da imagem com lesão simulada, e Figura 21 Segmentação do LCR pelo VBM com lesão da imagem com lesão simulada, são o resultado da aplicação do VBM com lesão da imagem com lesão simulada e sua respectiva máscara. A Figura 22 Segmentação da substância branca pelo VBM original da imagem original, Figura 23 Segmentação da substância cinzenta pelo VBM original da imagem original e Figura 24 Segmentação do LCR pelo VBM original da imagem original, são o resultado da aplicação do VBM original na imagem sem a lesão simulada.

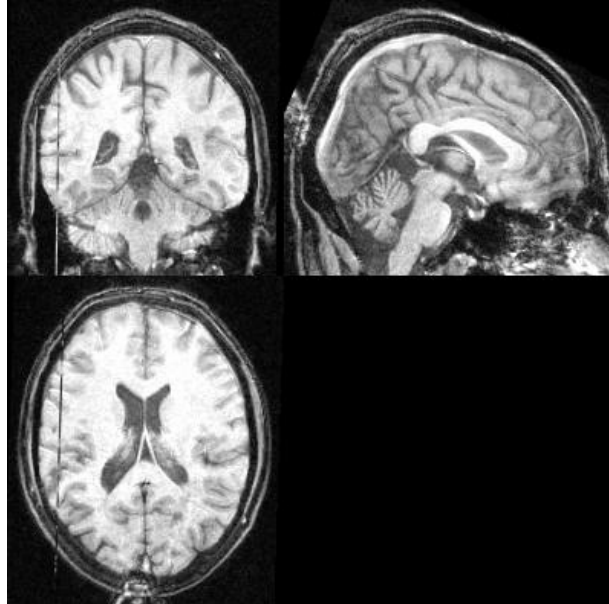


Figura 16 Imagem obtida através de RM no formato DICOM

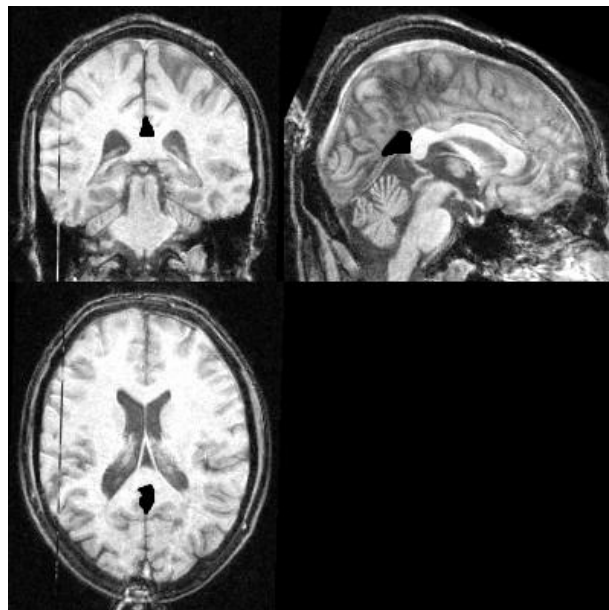


Figura 17 Lesão simulada na imagem original

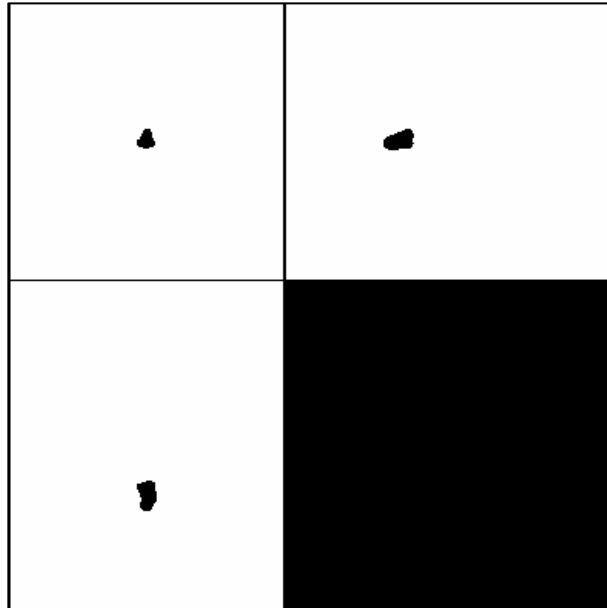


Figura 18 Criação da máscara no formato ROI

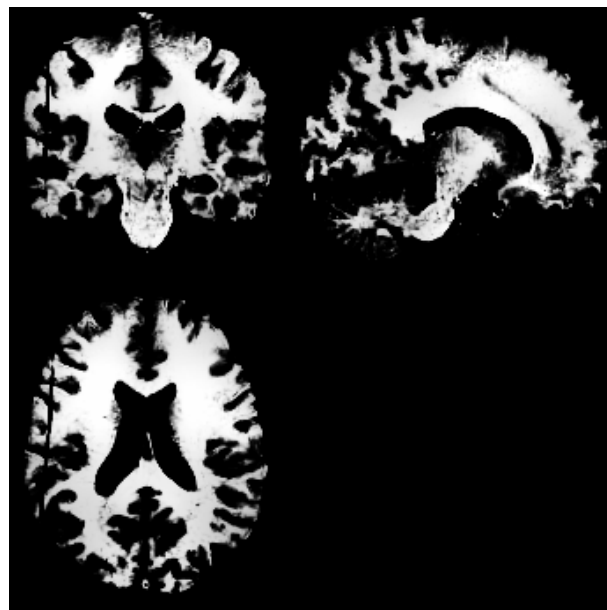


Figura 19 Segmentação da substância branca pelo VBM com lesão da imagem com lesão simulada



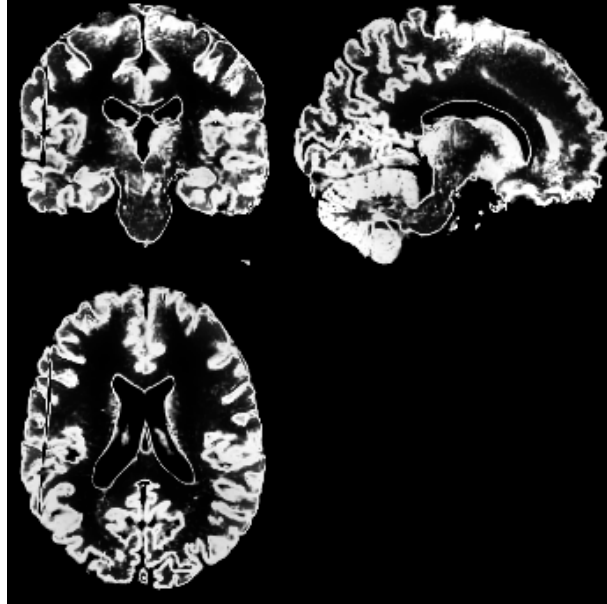


Figura 20 Segmentação da substância cinzenta pelo VBM com lesão da imagem com lesão simulada

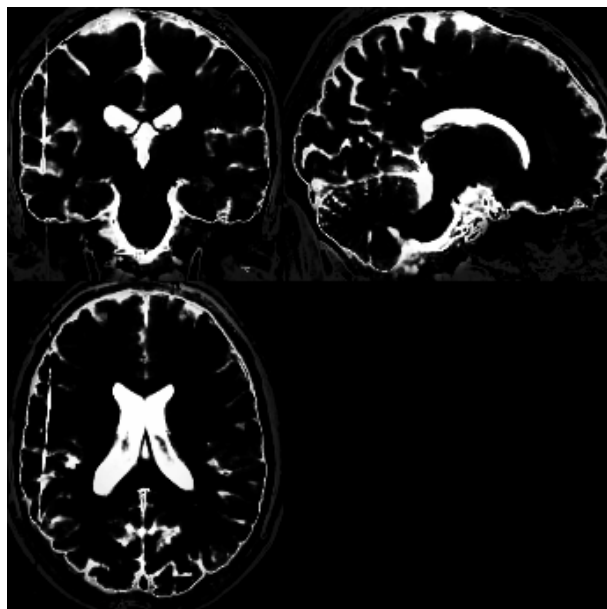


Figura 21 Segmentação do LCR pelo VBM com lesão da imagem com lesão simulada

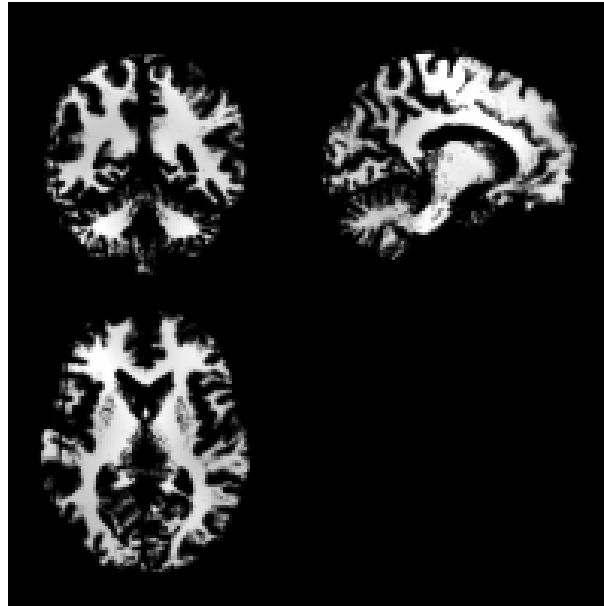


Figura 22 Segmentação da substância branca pelo VBM original da imagem original

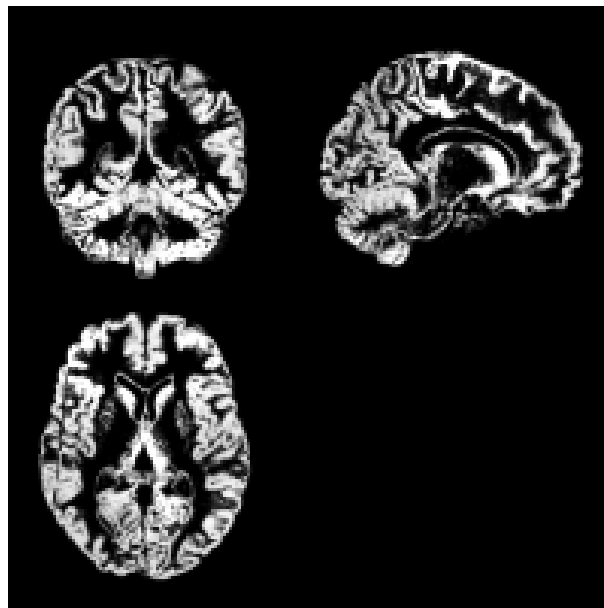


Figura 23 Segmentação da substância cinzenta pelo VBM original da imagem original

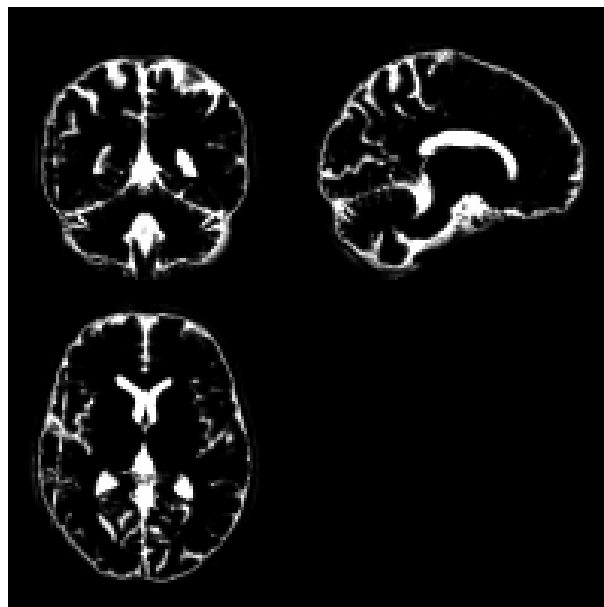


Figura 24 Segmentação do LCR pelo VBM original da imagem original

#### 4.5 Análise dos resultados

Os resultados obtidos com a aplicação da solução desenvolvida foram satisfatórios. Pode-se perceber isso comparando os resultados da técnica de VBM original e com os resultados obtidos da técnica de VBM com lesão. Quantitativamente pode-se perceber que os resultados se assemelham e as imagens segmentadas são complementares.

Essa análise pode ser feita apenas quantitativamente, pois é necessária a avaliação de um especialista na área. Além de não ser possível comparar esses resultados com resultados de aplicações semelhantes, pois não existem outras técnicas que apliquem o VBM em imagens de cérebros com lesão.

## 5 CONCLUSÕES

O objetivo desse trabalho foi implementar uma versão modificada do VBM para o SPM 8, levando-se em consideração imagens de cérebros com lesões, utilizando técnicas avançadas de processamento digital de imagem para atingir resultados satisfatórios na comparação desses cérebros. Dessa forma foi desenvolvido um novo *script* para o MatLab 7.10 e SPM 8, que possibilita aplicar a técnica de VBM com lesão.

Atingiu-se o objetivo desse trabalho obtendo uma solução para aplicar a técnica de VBM em imagens de RM de cérebros com lesão. Através desta, foi possível gerar resultados satisfatórios utilizando imagem de cérebro com lesão simulada e posteriormente aplicar a técnica de VBM original com a mesma imagem, porém sem a lesão. E assim, com as imagens resultantes das duas aplicações, comparar os resultados obtidos.

Durante todo o estudo pode-se perceber a falta de organização e documentação de todo o código da ferramenta SPM, pois um *script* desenvolvido para uma versão, SPM 2, tornou-se inutilizável por outra versão mais recente, SPM 8. Isso mostra também a falta de boas práticas de programação e de conceitos básicos de Engenharia de Software.

Como continuidade deste projeto é proposto como trabalho futuro a comparação dos resultados da implementação feita para o SPM 8 com os resultados obtidos através da versão antiga, SPM 2. Para isso é necessário dispor das versões antigas do MatLab e do SPM, as quais o *script* criado por (SAÚDE, A. V.) foi desenvolvido, além da necessidade de um pesquisador na área médica que possua conhecimento relacionado ao tema para que sejam feitas as comparações médicas dos resultados obtidos.

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMARO, JR.; YAMASHITA, H.. Aspectos básicos de tomografia computadorizada e ressonância magnética. **Revista Brasileira de Psiquiatria**, p. 23: 2-3, 2001.

ASHBURNER, J.; FRISTON, K. J. Voxel-Based Morphometry – The Methods. **Neuroimage**, p. 11: 805-21, 2000.

ASHBURNER, J.; FRISTON, K. J. Why Voxel-Based Morphometry Should Be Used. **NeuroImage**, p. 14: 1238-1243, 2001.

BANON, G. J. F. **Formal Introduction to digital image processing**. São José dos Campos. 2000.

BONILHA, L.; KOBAYASHI, E.; CENDES, F.; MIN, L. L. Protocol for volumetric segmentation of medial temporal structures using high-resolution 3-D magnetic resonance imaging. **Hum Brain Map**, p. 22: 145-154, 2004.

BONILHA, L.; RORDEN, C.; CASTELLANO, G.; CENDES, F.; LI, L. M. Voxel based morphometry of the thalamus in patients with refractory medial temporal lobe epilepsy. **Neuroimage**, p. 25: 1016-1021, 2005.

BONILHA, L.; YASUDA, C. L.; RORDEN, C.; LI, M.; TEDESCHI, H.; OLIVEIRA E.; CENDES, F.; ET AL. **Does Resection of the Medial Temporal Lobe Improve the Outcome of Temporal Lobe Epilepsy Surgery?** Columbia, South. Columbia, South.

BRITO, S. F.; CARVALHO, J. M. **Sistemas de Processamento digital de imagens para Fins didáticos/ciêntíficos: Estudo, seleção e implementação de algoritmos de segmentação.** [S.l.]. 1998.

CARVALHO, A. A. **Estudo e Implementação de Algoritmos Clássicos para Processamento Digital de Imagens.** Lavras. 2003.

CASTELLANO, G.; OLIVEIRA, M.S.; MIN, L.L. Técnicas de processamento de imagens de tomografia computadorizada. **Com Ciência - SBPC**, 2009.

CRINIO, J.; ASHBURNER, J.; BRETT, A. L. M.; PRICE, C.; FRISTON, K.; ET AL.. Spatial normalization of lesioned brains: Performance evaluation and impact on fMRI analyses. **NeuroImage**, p. 37: 866–875, 2007.

CRIPPA, J. A.; LACERDA, A. L.; ET. AL. Brain effects of cannabis: neuroimaging findings. Rev Bras Psiquiatr. **Revista Brasileira Psiquiatria**, p. 27(1):70-8, 2005.

DURAN, F. L.; ZAMPIERI, F. G.; BOTTINO, C. C.; BUCHPIGUEL, C. A.; BUSATTO, G. F. Voxel-based investigations of regional cerebral blood flow abnormalities in Alzheimer's disease using a single-detector SPECT system. **Clinics**, p. 62(4):377-84, 2007.

FRISTON, K. J.; HOLMES, A. P.; WORSLEY, K.; POLINE, J. B.; FRITH, C. D.; FRACKOWIAK, R. S. Statistic parametric maps in functional imaging: A general linear approach. **Hum Brain Mapp**, p. 2:189–210, 1995.

GONZALES, R. C.; WOODS, R. E. **Digital Image Processing**. [S.l.]: University of Tennessee Perceptics Corporation, 1992.

GOOD, C. D.; JOHNSRUDE, I. S.; ASHBURNER, J.; HENSON, R. N. A.; FRISTON, K. J.; FRACKWIAK, R. S. J.. A Voxel-Based Morphometry Study of Ageing in 465 Normal Adult Human Brains. **Neuroimage**, p. 14: 21-36, 2001.

MASCARENHAS, N. A.; VELASCO, F. R. D.. **Processamento Digital de Imagens**. [S.l.]. 1989.

MAZZIOTTA, J. C.; TOGA, A. W.; EVANS, A.; FOX, P.; LANCASTER, J. A probabilistic atlas of the human brain: theory and rationale for its development. The International Consortium for Brain Mapping (ICBM). **Neuroimage**, p. 2(2):89–101, 1995.

MAZZOLA, A. A. Magnetic resonance: principles of image formation and applications in funcional imaging. **Revista Brasileira de Física Médica**, p. 3(1):117-29, 2009.

RORDEN, C.; KARNATH, H. O. Using human brain lesions to infer function: a relic from a past era in the fMRI age? **Nature Reviews Neurociense**, p. 813-819, 2004.

TALAIRACH, J.; TORNOUX, P. **Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain**. New York: Thieme Medical Publishers Inc, 1998.

VALISE, C.; CASTELLANO, G. **Normalização de imagens de ressonância magnética de cérebros com lesões estruturais**. Campinas, SP, Brasil.

WOERMANN, F. G.; FREE, S. L.; KOEPP, M. J.; ASHBURNER, J.; DUNCAN, J. S. Voxel by voxel comparison of automatically segmented cerebral gray matter - A rater - independent comparison of structural MRI in patients with epilepsy. **NeuroImage** , p. 10: 373-384, 1999.

WRIGHT, I. C.; MCGUIRE, P. K.; POLINE, J. B.; TRAVERE, J. M.; MURRAY, R. M.; FRACKOWIAK, R. S.; FRISTON, K. J. A voxel-based method for the statistical analysis of gray and white matter density applied to schizophrenia. **Neuroimage**, p. 2(4): 244-52, 1995.

YASUDA, C. L. **Comparação prospectiva entre o tratamento clínico e o tratamento cirúrgico para epilepsia de lobo temporal medial**. Campinas, SP, Brasil. 2005.

YASUDA, C. L.; TEDESCHI, H.; OLIVEIRA, E. L.; ET AL.. Comparison of short-term outcome between surgical and clinical treatment in temporal lobe epilepsy: a prospective study. **Seizure** , p. 35-40, 2006.

YASUDA, C. L.; VALISE, C.; SAÚDE, A. V.; PEREIRA AMANDA, R.; PEREIRA, F. R.; COSTA, A. L. F.; ET AL.. Dynamic changes in white and gray matter volume are associated with outcome of surgical treatment in temporal lobe epilepsy. **NeuroImage** , p. 49: 71-79, 2010.



YASUDA, C. L.; VALISE, C.; SAÚDE, A. V.; PEREIRA, F. R.; ET AL.  
**Regeneração de Atrofia de Substância Branca após a Cirurgia de Epilepsia:  
Evidências estruturais através da morfometria baseada em Voxel.**  
Campinas, SP, Brasil. 2005.