

AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DA QUALIDADE DE EXAME DE IMAGEM POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

V. B. Souza¹, M. Federizzi¹, D. Fernandes¹ e A. R. Franco^{1,2}

1. PUCRS, Faculdade de Engenharia, Porto Alegre, Brasil
2. PUCRS, Instituto do Cérebro do Rio Grande do Sul (InsCer), Porto Alegre, Brasil

e-mail: vanessa.borba@gmail.com

Resumo: A tecnologia de geração de Imagem por Ressonância Magnética (MRI) é uma importante ferramenta de apoio ao diagnóstico médico devido às características de ser um método não invasivo e disponibilizar imagens de alta resolução e de alto contraste das estruturas fisiológicas analisadas. No entanto, para que as imagens sejam geradas com qualidade suficiente para permitir o diagnóstico pelos médicos especialistas, cuidados relacionados ao movimento do paciente durante a realização do exame devem ser tomados. O excesso de movimento pode interferir negativamente no processo de geração da imagem, ocasionando muitas vezes o descarte do exame, aumentando o tempo de resposta para o diagnóstico e o custo de sua realização. O presente trabalho propõe a automatização do processo de análise qualitativa das imagens MRI e sua classificação para auxiliar na tomada de decisão quanto à necessidade de refazer o exame.

Palavras-chave: segmentação de imagens, classificador bayesiano, imagens de ressonância magnética.

Abstract: *The technology for generation of Magnetic Resonance Imaging (MRI) is an important tool in support of the medical diagnosis due to the characteristics of being a non-invasive method and providing high-resolution images with a large contrast of the physiological structures being analysed. However, in order for the images to be generated with enough quality to allow the diagnosis by medical experts, care with the patient's movement during the completion of the exam must be taken. Excessive movement can interfere negatively in image generation process, often resulting in the disposal of the exam, increasing the cost of properly executing the exam and the response time for the diagnosis. The present work proposes a method to automatically quantify the quality of MRI images and perform a classification algorithm to assist in decision-making regarding the need to redo the exam.*

Keywords: *image segmentation, bayesian classifier, magnetic resonance imaging.*

Introdução

O uso da tecnologia de Imagem por Ressonância Magnética (MRI) para realização de exames de apoio ao diagnóstico médico permite aos diversos ramos da neurologia um estudo aprofundado das patologias do siste-

ma nervoso. Entre as vantagens desse exame, destacam-se o uso de método não invasivo e sem radiação para gerar as imagens e a grande quantidade de informações que disponibiliza sobre o órgão em análise [1].

A utilização do resultado do exame no diagnóstico médico depende da intensidade e frequência de movimento do paciente. O excesso de movimento insere grande quantidade de ruído, o que pode ocasionar o descarte do exame. Atualmente, a avaliação da qualidade da imagem e a decisão de usá-la ficam a critério do profissional responsável por acompanhar o processo de aquisição das imagens durante a realização do exame.

O objetivo desse trabalho é justamente propor o estudo e o desenvolvimento de um algoritmo capaz de identificar e quantificar a distorção na imagem gerada pelos movimentos do paciente durante a realização do exame de MRI estrutural ponderada em T1 (tipo de contraste utilizado para geração da imagem de MRI do crânio, a fim de auxiliar o tecnólogo a determinar se há necessidade de repetir o exame assim que as imagens forem geradas pelo equipamento de ressonância magnética.

Materiais e métodos

Para atingir o objetivo proposto, foram utilizadas imagens cedidas pelo InsCer (Instituto do Cérebro do Rio Grande do Sul) [2] em um equipamento GE HDxT 3.0T. As imagens utilizadas neste estudo são ponderadas em T1, com os seguintes parâmetros: TR/TE = 6.16/2.18 ms, TI = 550 ms, FOV = 24x24 cm, voxels isotrópicos = 1 mm³ e 175 slices com 1 mm de espesura. Ao final do exame, o equipamento de MRI fornece um conjunto de imagens em formato DICOM [3]. O volume permite a visualização da imagem em três dimensões ou em três diferentes faces bidimensionais, denominadas slices axial, sagital e coronal.

Uma avaliação preliminar sobre dois volumes de exames, um classificado como próprio e outro como impróprio para diagnóstico por excesso de movimento do paciente, permitiu duas importantes constatações. A primeira delas foi a percepção de uma quantidade maior de ruído de fundo presente nas imagens do volume de exame classificado como impróprio para diagnóstico quando comparado com o segundo volume analisado. Essa análise permitiu definir a quantidade de ruído de

fundo presente em cada *slice* que compõe o exame como o critério de seleção para classificação dessas imagens. A segunda constatação foi que esse ruído gerado pela movimentação do paciente é perceptível nas três formas de visualização do volume de exame. Isso permitiu a escolha do corte axial para uso nesse trabalho devido à característica de possuir, em qualquer *slice* selecionado ao longo do tempo, o contorno da cabeça aparentemente uniforme, o que facilita a tarefa de segmentação da imagem e quantificação do ruído [4].

Para tornar possível a etapa de processamento de dados sobre a imagem axial, o volume de exame em formato DICOM foi convertido para o padrão Bitmap, com o uso do aplicativo AFNI (*Analysis of Functional NeuroImages*) [5]. Para o desenvolvimento do algoritmo de avaliação das imagens foi utilizado o aplicativo Matlab [6] e sua ferramenta de extensão IPT (*Image Processing Toolbox*).

As técnicas de segmentação de imagem devem ser aplicadas conforme avaliação de algumas características da imagem e do problema a ser solucionado. Desse modo, iniciou-se por uma inspeção da distribuição dos níveis de cinza de alguns *slices* e pela análise dos seus histogramas. A figura 1 mostra uma imagem classificada como própria e outra como imprópria com seus respectivos histogramas.

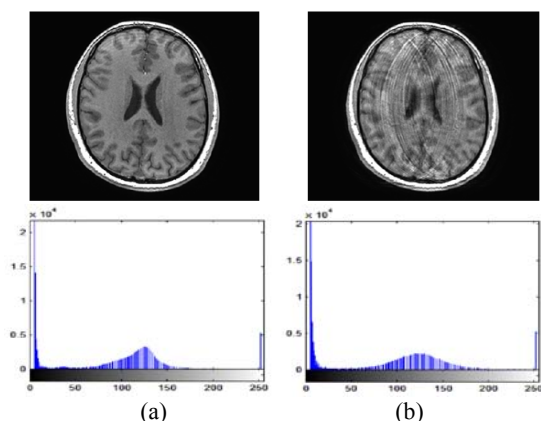


Figura 1: Amostras de exames e respectivos histogramas. Em (a) *slice* classificado como próprio e em (b) como impróprio para o diagnóstico.

Comparando a área ocupada pela representação da cabeça com o fundo da imagem, constatou-se que a primeira é constituída de diferentes níveis de cinza, porém similares entre si. E ainda, em relação ao fundo da imagem, esse conjunto similar de *pixels* apresenta intensidade com diferença suficiente para destacar o objeto (cabeça) do fundo da imagem, mesmo com a presença de ruído. Essas características observadas nos histogramas das amostras permitiram sugerir a técnica de limiarização como a mais indicada para extração e obtenção do fundo da imagem, que é a região de interesse para a aplicação proposta.

Limiarização pelo Método de Otsu - O processo de segmentação por limiarização em imagens monocromáticas consiste em determinar um valor de limiar que

torne possível dividir os níveis de cinza da imagem em apenas dois grupos distintos, objeto e fundo da imagem. O método de Otsu foi selecionado para a etapa de segmentação por limiarização devido à característica de apresentar melhor desempenho em imagens cujos histogramas são bimodais [7]. Esse método apresenta como vantagens a simplicidade do processo de determinação do limiar ótimo de forma automática e estável, baseado em propriedades globais do histograma [8].

Embora o resultado da limiarização pelo método de Otsu tenha apresentado fidelidade na representação do contorno do objeto, as regiões internas ao contorno da cabeça, onde o nível de cinza é baixo, terminaram por ser consideradas como fundo da imagem. Na tentativa de solucionar essa questão, como um complemento da técnica de limiarização, experimentou-se a aplicação de técnicas morfológicas [4].

Segmentação Morfológica - As técnicas de segmentação de imagens baseadas em processos morfológicos têm como operações básicas a erosão e dilatação que exercem um efeito de redução e expansão da imagem, respectivamente [9]. O algoritmo para extração da região da cabeça da imagem foi estruturado utilizando o modelo definido para a limiarização ótima inicial com o acréscimo dos processos morfológicos [4]. Sucessivas etapas de limiarização, erosão e dilatação foram aplicadas com o intuito de particionar a segmentação de imagens em regiões menores, abrangendo *pixels* de intensidade com maior similaridade possível. O intuito era unir as regiões internas ao contorno da cabeça, segmentando a imagem em apenas objeto e fundo. A figura 2 ilustra o resultado após cada etapa de processamento sobre a imagem original. Em 2(d) é possível identificar a quantidade de ruído presente no fundo da imagem, especialmente em torno da região da cabeça.

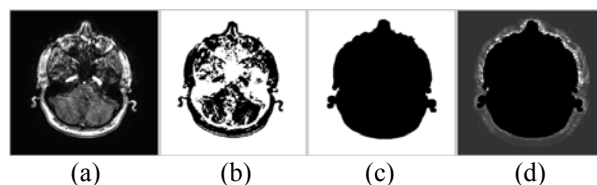


Figura 2: Segmentação Morfológica. (a) *Slice* Original. (b) Limiarização. (c) Processos Morfológicos. (d) Segmentação do *Slice*.

Classificador de Imagens MRI - O classificador MRI proposto nesse trabalho foi projetado com base no modelo de classificação bayesiana [9]. Os estudos permitiram estabelecer a potência do ruído de fundo da imagem como uma característica de diferenciação entre as duas classes de imagens - (*slices* com e sem movimento). A potência do ruído de uma imagem é definida nesse trabalho como a variância da intensidade dos *pixels* presentes na sua região de fundo, calculada após o processo de segmentação.

As funções de distribuição de densidade de probabilidade gaussianas que constituem o classificador MRI proposto foram definidas a partir do levantamento da média (μ) e da variância (σ^2) dos vetores resultantes da

execução dos conjuntos de treinamento para cada uma das classes [4]. Para a construção do modelo, não foi possível obter informações referentes às probabilidades *a priori*. Por esse motivo, são consideradas probabilidades de ocorrência equivalentes para as duas classes. O conjunto de treinamento A_{tr} foi estabelecido a partir da seleção de *slices* com e sem movimento. Para cada classe, foi gerado um vetor contendo os valores das variâncias do ruído de fundo de cada imagem. A partir do cálculo da média e variância sobre a distribuição contida em cada vetor, foram obtidas as curvas gaussianas que modelam o classificador desse trabalho. A inclusão do método de classificação de Bayes finaliza as etapas de desenvolvimento do projeto proposto.

Resultados

Inicialmente, com o intuito de validar o modelo do classificador gerado, o conjunto de treinamento A_{tr} foi usado como entrada para a avaliação das imagens (Tabela 1). Os resultados obtidos permitem constatar que o modelo de classificador de MRI desenvolvido possui um percentual de acerto considerável, o que valida sua aplicação. Isso permitiu dar continuidade aos experimentos, aplicando o classificador sobre o conjunto de teste A_{te} . Observou-se que para essas imagens, o classificador apresentou um percentual baixo de acertos, contrariando a expectativa inicial. A fim de compreender esse resultado, foi realizada uma inspeção visual nas amostras com o uso do histograma de níveis de cinza. Duas situações foram observadas: (1) Dentro do conjunto de amostras de teste classificadas como boas havia *slices* cuja distribuição dos níveis de cinza apresentou elevada variância do ruído de fundo da imagem; (2) Algumas imagens que pela avaliação do histograma seriam classificadas como boas e foram classificadas como ruins. A primeira observação resulta da parametrização do equipamento, que pode gerar imagens com níveis de cinza diferentes. Isso permite identificar que, para cada *scanner* MRI diferente, seria recomendado gerar um modelo de classificação, através da aplicação do classificador MRI sobre um conjunto de treinamento gerado por cada equipamento. Assim, a partir de um conjunto de resultados de exame gerado por um segundo *scanner* MRI, formou-se o conjunto de treinamento B_{tr} e o conjunto de testes B_{te} . A segunda observação exigiu um acompanhamento do processo de segmentação sobre as imagens que apresentaram erro de classificação. Isso permitiu constatar que, embora elas estejam dentro do padrão de imagens classificadas como boas, o processo de segmentação falhou devido à intensidade dos níveis de cinza de algumas regiões internas à área da cabeça. Essas regiões permaneceram no resultado final da imagem, contribuindo para elevar a variância do ruído de fundo da imagem. A figura 3 ilustra a segunda situação relatada, sendo destacadas em 3(b) na cor vermelha, as regiões da cabeça que não foram segmentadas corretamente.

Como uma alternativa à falha de segmentação relatada [4], as amostras que apresentaram problemas na

extração da região interna da cabeça foram tratadas com um aplicativo proposto em [11]. Essa implementação do algoritmo de crescimento de regiões por agrupamento de *pixels* usa a intervenção de um operador para determinar um limiar ótimo e pontos sementes, possibilitando a agregação dos *pixels* do objeto cabeça de forma integral. A imagem binarizada resultante desse processo foi então carregada pela aplicação do classificador MRI para concluir a etapa de extração do objeto (cabeça) da imagem, devolvendo para o classificador somente a parte do fundo com o seu ruído. Assim, a partir do conjunto de testes A_{te} , formou-se o conjunto de testes A'_{te} composto das mesmas amostras, porém com a correção das segmentações falhas através da opção de processamento pelo algoritmo de crescimento de regiões. A figura 3(c) apresenta o resultado da segmentação para a mesma imagem da figura 3(a). Observe

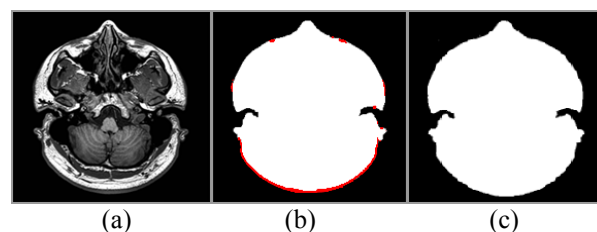


Figura 3: (a) Imagem original. (b) Segmentação Morfológica. (c) Segmentação por Crescimento de Região.

que o processo de segmentação foi corretamente aplicado, sendo a região da cabeça completamente extraída do fundo da imagem. A tabela 1 apresenta os resultados obtidos para os testes realizados sobre os conjuntos de amostras especificados. Note que o percentual de acertos para o conjunto de testes A_{te} aumentou em 28%, permitindo constatar que o método proposto é válido para qualificar imagens MRI.

Tabela 1: Resultados - Classificador MRI.

Conjunto Amostras	Total Slices Sem Movimento	Total Slices Com Movimento	Acertos (%)
Treinamento A_{tr}	216	216	92
Teste A_{te}	141	141	68
Teste A'_{te}	141	141	96
Treinamento B_{tr}	340	340	91
Teste B_{te}	2.588	1.755	83

Discussão

Esse trabalho propôs como solução para o problema o uso das técnicas de limiarização e morfologia para a segmentação de imagens. Entretanto, durante a etapa de testes do classificador desenvolvido, constatou-se que essas técnicas, apesar de apresentarem um resultado significativo para o desenvolvimento da solução proposta, mostraram-se insuficientes para garantir a robustez da aplicação diante das variações apresentadas pelas imagens analisadas.

Durante o desenvolvimento do projeto, outros dois itens foram identificados como possíveis melhorias para a solução proposta. O primeiro deles é a substituição do classificador de Bayes por um classificador que considere mais adequadamente a probabilidade da variância do ruído de fundo dos *slices* em um volume de exame [4]. O segundo item é referente à conversão da imagem do formato DICOM para o formato Bitmap. Estudos posteriores mostraram que o aplicativo AFNI realiza uma etapa semelhante à equalização de histogramas, o que pode dificultar a identificação do ruído presente na imagem uma vez que ele atenua as diferenças na região de fundo, onde os níveis de cinza deveriam ser menores (mais escuro) [4]. Ainda, esse processamento pode resultar em uma “uniformização” das intensidades dos níveis de cinza da região interna da cabeça, o que dificultaria o processo de segmentação desse objeto. Para trabalhos futuros, recomenda-se o estudo para refinamento das técnicas de segmentação utilizadas e alternativas para os itens acima identificados para a otimização da aplicação desenvolvida.

Conclusão

A limiarização e a segmentação de imagens constituem uma das mais importantes etapas no processamento de imagens, determinando o sucesso ou não da solução proposta. Os estudos desenvolvidos permitiram constatar que é possível qualificar imagens MRI através da quantificação da variância do ruído de fundo presente nessas imagens. Permitiram ainda, concluir que a correta classificação do *slice* depende do êxito da etapa de extração da região da cabeça do fundo da imagem.

Contudo, durante a etapa de testes do classificador desenvolvido, verificou-se que essas técnicas, apesar de apresentarem um resultado significativo para o desenvolvimento da solução proposta, mostraram-se insuficientes para garantir a robustez da aplicação diante da variabilidade apresentada pelo contorno do objeto (cabeça) a ser segmentado. Portanto, o desenvolvimento de uma solução que realize o processo de análise e classificação da imagem, como própria ou não para o diagnóstico, exige a aplicação de técnicas combinadas de segmentação de imagem que cubram essa variabilidade para assegurar a correta classificação das imagens.

Referências

- [1] Mazzola, A., 2009. Ressonância magnética: princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional. *Rev. Bras. Física Médica* 3, 117–129.
- [2] InsCer, Instituto do Cérebro do Rio Grande do Sul, 2013. Acesso em: 10 ago. 2013. Disponível em: <http://www.pucrs.br/inscer/>.
- [3] CLUNIE, David A. DICOM Structured Reporting. 1 ed. Bargar: PixelMed Publishing, 2000.
- [4] FEDERIZZI, Márcia; SOUZA, Vanessa Borba. Processamento Digital de Imagens para Avaliação Qualitativa em Diagnósticos por Imagens de Ressonância Magnética Nuclear. 2013. 76 f.
- Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia de Computação) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2013. Orientador: Prof. Dr. Dênis Fernandes.
- [5] AFNI. Analysis of Functional Neuroimages, 2008. Acesso em: 10 ago. 2013. Disponível em: <http://afni.nimh.nih.gov/afni/>.
- [6] GONZALEZ, Rafael C.; WOODS, Richard E.; EDDINS, Steven L. Digital Image Processing using MATLAB. 1 ed. New Jersey: Person Prentice-Hall, 2004. pp. 76-80, 341-350, 378-387, 404-412.
- [7] DOUGHERTY, Geoff. Digital Image Processing for Medical Applications. 1 ed. New York: Cambridge University Press, 2009. pp.100-115, 311-321.
- [8] FILHO, Ogê Marques; NETO, Hugo Vieira. Processamento Digital de Imagens. 1 ed. Rio de Janeiro: Brasport, 1999. pp. 2-10.
- [9] GONZALEZ, Rafael C.; WOODS, Richard E. Processamento de Imagens Digitais. 1 ed. São Paulo: BLUCHER, 2000. pp. 2-4, 79-83, 295-340, 369-398, 417-423.
- [10] MONTGOMERY, Douglas C.; RUNGER, George C. Estatística Aplicada e Probabilidade para Engenheiros. 2 ed. Rio Janeiro: LTC, 2003. pp. 2-4, 79-83.
- [11] FERNANDES, Dênis. ONNIS-GI: Uma Rede Neural Oscilatória para Segmentação de Imagens Implementadas em Arquitetura Maciçamente Paralela. 2004. Tese (Doutorado) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Programa de Pós-Graduação em Computação, Porto Alegre, 2004. Orientador: Philippe Olivier Alexandre Navaux. pp. 65-85.