ELABORAÇÃO DE UM ALGORITMO DE IDENTIFICAÇÃO DE ANORMALIDADES ENCEFÁLICAS ATRAVÉS DE IMAGENS POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Luana Rocha Novais, Gisele Quinallia, João Lucas Correia Silva.

Universidade do Oeste Paulista – UNOESTE, Faculdade de Informática, Presidente Prudente, SP. E-mail: luanarocha_novais@hotmail.com.

RESUMO

A tecnologia vem se desenvolvendo em um ritmo acelerado em diferentes áreas do conhecimento, e uma destas áreas é a medicina. Este trabalho apresenta uma proposta de algoritmo capaz de identificar anormalidades encefálicas usando imagens por ressonância magnética (RM). Através dos métodos da biblioteca *OpenCV* para processamento de imagens que serão citados e implementados, foi possível gerar um algoritmo para coletar informações dessas imagens, e a comparação com os resultados reais esperados forneceu resultados positivos. Utilizando esse algoritmo para o auxílio de diagnóstico médico, anormalidades poderão ser detectadas em qualquer paciente e com maior precisão. Este trabalho mostra, então, a elaboração desse algoritmo e o sucesso obtido em identificar anormalidades encefálicas de forma precisa e de baixo custo.

Palavras-chave: Processamento de Imagens. OpenCV. Ressonância Magnética. Algoritmo. Anormalidades.

ELABORATION OF AN ALGORITHM FOR IDENTIFICATION OF ENCEPHALIC ABNORMALITIES BY MAGNETIC RESONANCE IMAGES

ABSTRACT

Technology has been developing very rapidly in many areas of knowledge, and one of those is medicine. This work presents a proposal of an algorithm capable of identifying some encephalic abnormalities by using magnetic resonance images (MRI). By the *OpenCV* library methods for imaging processing which will be cited and implemented, it was possible to create an algorithm to collect information from these images, and the comparison with the expected real results gave us positive conclusions. Using this algorithm to help medical diagnosis, abnormalities will be detected in any patient and with more precision. Therefore, this paper shows the algorithm elaboration, and the success obtained in identifying encephalic abnormalities in a precise and cheap way.

Keywords: Image Processing, OpenCV, Magnetic Resonance Imaging. Algorithm, Abnormalities.

INTRODUÇÃO

As estruturas neuroanatômicas podem ser sutis ou profundamente afetadas por fatores ambientais e genéticos, idade ou algumas doenças. O cérebro saudável deve apresentar, durante toda a existência do indivíduo, um crescimento e um desenvolvimento morfológicos muito bem definidos. Existem alguns parâmetros relacionados a esse crescimento e desenvolvimento, tais como espaço intracraniano (IS), substância cinzenta (GM), substância branca (WM) e fluido cerebrospinal (CSF), e uma análise cuidadosa desses parâmetros, em qualquer estágio da vida de um ser humano, pode fornecer bons fundamentos para o reconhecimento de patologias direta e/ou indiretamente relacionadas à morfologia cerebral (Andreasen et al., 1994; Baumgarten et al., 1996; Berquim et al., 1998; Courchesne et al., 1988; Toft, 1995; Rumsey, 2000; Schlaepfer, 1994).

Imagens de Ressonância Magnética (RM) têm fornecido esse tipo de informação para as muitas estruturas cerebrais, mas somente para algumas faixas etárias e não para todo o seu desenvolvimento desde a infância até a vida adulta. Existem estudos realizados pós-morte que fornecem medidas de volume intracraniano desde o nascimento até a idade de 20 anos, mas somente para homens, enquanto que outros estudos fornecem essas mesmas medidas para menino e meninas, somente para a faixa etária de 2,5 anos até 8 anos (Blinkov, 1968; Lichtenberg, 1960; Dekaban, 1977; Coffey et al., 1998).

O principal elemento estudado em RM é o átomo de hidrogênio (H), composto por um próton e um elétron, sendo o elemento mais comum no corpo humano por constituir cerca de 10% da massa corpórea. Ele possui uma propriedade denominada spin ou momento angular (PYKETT et al., 1982), determinada por sua rotação em torno do seu próprio eixo. Em adição ao seu spin, o próton tem também um momento magnético, ou seja, ele se comporta como um ímã, tendo uma característica paramagnética, sendo mais sensível a RM (HAGE; IWASAKI, 2009; PYKETT et al., 1982; WESTBROOK; KAUT, 2016). Outra vantagem pelo qual o H é escolhido é que as características de RM se diferem bastante entre o H presente no tecido normal e no tecido patológico (MAZZOLA, 2009; WESTBROOK; KAUT, 2016).

Essa técnica consiste na obtenção de imagens médicas por meio de ondas de radiofrequência e um campo magnético intenso, que são capazes de obter informações detalhadas do paciente, já que essas informações são oriundas do comportamento de partículas existentes no núcleo dos átomos. Sua utilização mais comum é a análise craniana, pois as imagens obtidas trazem informações muito mais detalhadas do que a técnica que a antecede, a dizer a Tomografia Computadorizada (TC) (Blinkov, 1968; Warmuth-Metz, 2001; Coffey, et al., 1992).

Figura 1. Do lado esquerdo encontra-se uma imagem de um crânio obtida por ressonância magnética; do lado direito encontra-se uma imagem de um crânio obtida por tomografia computadorizada.

Pelo fato da RM apresentar imagens detalhadas da área desejada, têm-se utilizado dessa técnica para a análise da morfologia cerebral, desde tamanho do órgão até suas possíveis anomalias (Coffey, 1992; Freeborough, 1998). Estudos recentes têm utilizado, por exemplo, as imagens por RM (IRM) para a reconstrução de imagens cerebrais tridimensionais de fetos ainda no

útero (Habas et al., 2010; Kim et al., 2010; Rousseau et al., 2006); Existem duas grandezas, quando se trata de morfologia cerebral, chamadas de índice de forma (SI) e índice de curvatura (CVD), que permitem desenvolver uma habilidade excepcional na reconstrução tridimensional de neuroimagens (Koenderink e van Doorn, 1992), o que permite mapear a morfologia cortical de neonatais com doenças cardíacas congênicas (Rodriguez-Carranza et al., 2008; Hu et al., 2011; Awate et al., 2010).

Este trabalho destinou-se ao estudo da morfologia cerebral durante toda a vida do ser humano, e apresenta um software para análise das IRM do crânio de vários pacientes (saudáveis ou não), que, por meio de algoritmos de detecção de bordas, indicará qualquer situação que não esteja dentro das normalidades.

Para uma melhor identificação das bordas, é necessário que a imagem passe por um processo conhecido como suavização (*smooth*) que irá remover os ruídos adquiridos muitas vezes no processo de conversão da imagem. São utilizados filtros de passa baixa e mediana para este processo de suavização. Para o projeto foi utilizado o método GaussianBlur para a suavização da imagem. O GaussianBlur utiliza um filtro do gaussiano para desfocar a imagem, convoluindo a imagem de origem com o kernel Gaussian especificado. A Figura 2 apresenta uma imagem real e, a Figura 3, a imagem após a aplicação do filtro GaussianBlur.

Figura 2. A imagem original a esquerda e imagem após a aplicação do GaussianBlur a direita.

Neste trabalho foi utilizado o detector de borda conhecido como o método de Canny, que faz utilização de derivadas para encontrar o maior gradiente, após a utilização do algoritmo de suavização da imagem. Para que a detecção da borda ocorra, é necessário que três critérios de desempenho básicos sejam atendidos: Taxa de Erro (SNR, do inglês *signal-to-noise ratio*), Localização e Resposta. A Taxa de Erro ou Detecção maximiza a razão sinal/ruído com o intuito de aumentar as chances de encontrar pontos verdadeiros, diminuindo assim a probabilidade de encontrar bordas falsas. A Localização (L) consiste em procurar a distância entre os pontos extraídos e os respectivos pontos verdadeiros da borda, a fim de minimizar essa distância. A Resposta (R), por sua vez, encontra apenas a resposta verdadeira entre dois pontos, ou seja, o único ponto que pertence a verdadeira borda. (Canny, 1986).

O método de Canny utiliza de dois limiares: maior e menor limite. Analisa-se o pixel através de um gradiente de intensidade. O gradiente analisará se o pixel está entre os valores dos limiares. Se o gradiente do pixel estiver abaixo do menor limiar, então ele é rejeitado. Se ele estiver entre os dois limiares, é verificado se ele está conectado a um pixel que está acima do limiar maior, e então ele será aceito.

A seguir, a Figura 3 apresenta a imagem original e a imagem após aplicar o Canny:

Figura 3. Imagem Original a esquerda e Imagem após aplicação do Canny a direita.

Após aplicar o Canny e identificar a borda de cada imagem, fez-se necessário calcular a área do contorno para poder compara-la com a base de dados. Para calcular essa área, foi necessário usar o método *FindContours* e o método *contourArea*. Para exibir os contornos, foi utilizada a função *drawContours*.

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um software que avaliasse a morfologia encefálica através de imagens obtidas por RM, tendo sido estudadas as anomalias na área da massa encefálica para um possível diagnóstico. Espera-se, com isso, auxiliar a população médica no diagnóstico de patologia de encéfalo na identificação de alterações morfológicas nas IRM encefálicas.

METODOLOGIA

POPULAÇÃO DE AMOSTRA

Para do desenvolvimento do software foram utilizadas imagens de domínio público disponíveis no site do *braindevelopmente.org*. Na seção IXI – DATASET será encontrado uma coleção de 600 imagens de RM de indivíduos normais e saudáveis. Outros dados sobre a coleta das imagens estão disponíveis na mesma página. Fonte: <http://brain-development.org/ixi-dataset/>.

PROTOCOLO DE DESENVOLVIMENTO, ANÁLISE E INTERPRETAÇÃO DOS DADOS

Como descrito anteriormente, foi desenvolvido um método que utiliza a detecção de bordas, suavização da imagem e segmentação. Todo este método foi desenvolvido na plataforma C++. Para identificar se há anomalias na área encefálica do paciente, foi analisada a área ocupada pela massa encefálica. Para isso, foram utilizadas as IRM em *flair*, que passaram por vários processos com diferentes sequências de operações de processamento de imagem para encontrar o algoritmo que trouxesse melhores resultado.

As sequências citadas acima foram aplicadas em um conjunto de 115 imagens, sendo essas sequências compostas por limiarização utilizando *threshold*, GaussianBlur para suavização da imagem, além das sequências das operações de Erosão e Dilatação. Após essas sequências de operações foi realizado o reconhecimento de bordas com o método de *Canny* e utilizado os métodos *contoursArea* e *arcLength*, para o cálculo da área encontrada.

Realizado esse processo, foi analisada qual sequência obteve melhor resultado tanto do reconhecimento da área como no reconhecimento de anomalias. A área encontrada pelo algoritmo foi comparada com a área dada pelo software RadiAnt.

RESULTADOS

Para escolher a melhor sequência de operações a serem aplicadas, foi utilizado um conjunto de 115 imagens. A sequência escolhida atendeu as expectativas em 94 imagens, mostrando uma eficácia de aproximadamente 82%. Por outro lado, as demais sequências apresentaram eficácia nos resultados de 43% a 61% dos casos. A figura a seguir apresenta as sequências de operações com melhores resultados.

Figura 6. Sequências de operações que apresentaram maior eficácia nas análises propostas.

```
threshold(img, thMat, 30, 255, CV_THRESH_BINARY);
Mat element = getStructuringElement(MORPH_CROSS, Size(3, 3), Point(2, 2));

erode(thMat, blurMat, element);
erode(blurMat, thMat, element);

dilate(thMat, blurMat, element);
GaussianBlur(blurMat, thMat, Size(25, 25), 0);
threshold(thMat, blurMat, 178, 255, CV_THRESH_BINARY);
imshow("Threshld 2", blurMat);

GaussianBlur(blurMat, thMat, Size(15, 25), 0);
imshow("Blur", thMat);

threshold(thMat, blurMat, 178, 255, CV_THRESH_BINARY);
imshow("Threshld 2", blurMat);

Canny(blurMat, canny_output, thresh, thresh * 2, 3);
```

DISCUSSÃO

Este trabalho realizou a análise e comparação dos resultados entre diferentes sequências de aplicações de operações do processamento de imagens em um conjunto de imagens de Ressonância Magnética. Com o intuito de realçar características importantes para a detecção de anomalias, foram testadas várias sequências de operações tanto morfológicas como de suavização.

Foi aplicada à base de dados a sequência de suavização envolvendo *threshold* e *GaussianBlur* somente. Essa sequência resultou em uma detecção de bordas exteriores boa, mas com uma precisão baixa. Também ocorreu a perda de informações na região interior da imagem onde poderiam ser detectadas anormalidades.

Sequências de operações morfológicas foram aplicadas à base de dados para análise de resultados com o intuito de eliminar ruídos e informações. O método de *threshold* foi preciso para ressaltar características das imagens, logo após uma sequência de operações de Erosão com um *kernel* 3x3 seguida de uma sequência de operações de Dilatação com um *kernel* 3x3. Após a sequência de operações morfológicas, foi aplicado o *GaussianBlur* para uma leve suavização na imagem, e, finalmente, aplicou-se o *threshold* novamente.

Outras sequências foram testadas com uma quantidade maior de operações de Erosão e Dilatação com valores de limiares diferentes no *threshold*, mas os resultados obtidos não foram satisfatórios.

Um ponto relevante para se destacar é a qualidade da imagem. As sequências foram testadas em dois conjuntos de imagens com qualidade diferentes e os resultados foram distintos. Para cada tipo de imagem, foi necessário testar sequências de operações variadas.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

No ramo de processamento de imagem é muito difícil encontrar um algoritmo que resolva ou que dê um bom resultado para a resolução de diversos problemas. Ao longo desse projeto, foi notável a dificuldade em encontrar uma sequência em que se adequava a todas as imagens. Foi necessário aplicar várias operações, testando valores diferentes e analisando os resultados até que chegasse ao resultado esperado, sendo muito cansativo e dificultoso. Porém o resultado foi relevante e importante.

Algumas melhoras no algoritmo e no processamento de imagens ainda se fazem necessárias, para que se tenha resultados melhores e mais precisos. Tem muito que se discutir, muito o que aprimorar de maneira a abranger um mercado mais amplo e a facilitar os diagnósticos médicos de maneira mais rápida, eficaz e de baixo custo.

Por outro lado, os resultados encontrados ao final do projeto foram muito satisfatórios, pois, quando comparados com aqueles obtidos nos *softwares* mais utilizados para esses fins, mostraram-se mais precisos. Além disso, a utilização do algoritmo desenvolvido neste trabalho é muito mais simples e direta do que qualquer um dos *softwares* disponíveis para esse fim.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Andreasen, N. C., Flashman, L., Flaum M., et al. Regional brain abnormalities in schizophrenia measured with magnetic resonance imaging, JAMA 1994; 272:1723-1769, <https://doi.org/10.1001/jama.1994.03520220057031>.

Awate, S. P., Yushkevich, P. A., Song, Z., Licht, D. J., Gee, J. C., Cerebral cortical folding analysis with multivariate modeling and testing: studies on gender differences and neonatal development, Neuroimage 2010; 53:450-459, <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2010.06.072>

Barros, Rodolfo Miranda, Meloni, Luis G. P. O uso de metáforas para auxiliary o processo de ensino e aprendizagem de cálculo diferencial e integral. XXXIII- Congresso Brasileiro de Ensino de Engenharia, COBENGE 2005.

Baumgardner T. L., Singer, H. S., Denckla M. B., et al. Corpus callosum morphology in children with Tourette syndrome and attention deficit hyperactivity disorder, Neurology 1996; 47:477-482, <https://doi.org/10.1212/WNL.47.2.477>.

Berquin, P. C., Giedd J. N., Jacobsen, L. K., et al. Cerebellum in attention-deficit hyperactivity disorder: a morphometric MRI study, Neurology 1998; 50:1087-1093, <https://doi.org/10.1212/WNL.50.4.1087>

Blinkov, S. M., Glezer, I. I., The human brain in figures and tables: a quantitative handbook, New York, NY: Plenum Press and Basic Books, 1968; 334-338.

Canny, J., A Computational Approach To edge Detection, IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, 8: 679-714, 1986, <https://doi.org/10.1109/TPAMI.1986.4767851>.

Coffey, C. E., Wilkinson, W. E., Parashos, I. A., et al., Quantitative cerebral anatomy of the aging human brain: a cross-sectional study using magnetic resonance imaging, Neurology 1992; 42:527-536, <https://doi.org/10.1212/WNL.42.3.527>.

Courchesne, E., Yeung-Courchesne, R., Press, G. A., Hesselink, J. R., Jernigan, T. L., Hypoplasia of cerebellar vermal lobules VI and VII in autism, N Engl J Med 1988; 318:1349-1354, <https://doi.org/10.1056/NEJM198805263182102>.

Freeborough, P. A., Fox, N. C., Kitney, R. I., Interactive algorithms for the segmentation and quantitation of 3D MRI brains scans, Comput Methods Programs Biomed 1997; 53:15-25, [https://doi.org/10.1016/S0169-2607\(97\)01803-8](https://doi.org/10.1016/S0169-2607(97)01803-8)

Gonzalez, R.C., Woods, R.E., Processamento de Imagens Digitais. 1ª ed., São Paulo: E. Blucher, 2000.

Habas, P. A., Kim, K., Corbett-Detig, J. M., Rousseau, F., Glenn, O. A., Barkovich, A. J., Studholme, C., A spatiotemporal atlas of MR intensity, tissue probability and shape of the fetal brain with applications to segmentation, *Neuroimage* 2010; 53:460-470, <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2010.06.054>.

Lichtenberg, R., Radigraphie du crane de 226 enfants normaux de la naissance a 8 ans: impressions digitiformes, capacite, angles et indices, Paris, France: University of Paris, 1960.

Kim, K., Habas, P. A., Rousseau, F., Glenn, O. A., Barkovich, A. J., Studholme, C., Intersection based motion correction of multislice MRI for 3D in utero fetal brain image formation, *IEEE Trans Med Imaging* 2010; 29:146-158, <https://doi.org/10.1109/TMI.2009.2030679>

Marques Filho, Ogê, Vieira Neto, Hugo. Processamento digital de imagens, Rio de Janeiro; Brasport, 1999.

Mazzola, A.A. Ressonância magnética: princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2009; 3(1):117-29.

Rodriguez-Carranza, C. E., Mukherjee, P., Vigneron, D., Barkovich, J., Studholme, C., A framework for in vivo quantification of regional brain folding in premature neonates, *Neuroimage* 2008; 41:462-478, <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2008.01.008>.

Rumsey, J. E. M., Rumsey, J. M., Functional neuroimaging in child psychiatry, New York, NY: Cambridge University Press, 2000.

Rousseau F., Glenn, O. A., Iordanova, B., Rodriguez-Carranza, C., Vigneron D. B., Barkovich, J. A., Studholme, C., Registration-based approach for reconstruction of high-resolution in utero fetal MR brain images, *Acad Radiol* 2006; 13:1072-1081, <https://doi.org/10.1016/j.acra.2006.05.003>.

Schlaepfer, T. E., Harris, G. J., Tien, A. Y., et al., Decreased regional cortical gray matter volume in schizophrenia, *Am J Psychiatry* 1994; 151:842-848, <https://doi.org/10.1176/ajp.151.6.842>.

Toft, P. B., Leth, H., Ring, P. B., Peitersen, B., Lou, H. C., Henriksen, O., Volumetric analysis of the normal infant brain and in intrauterine growth retardation, *Early Hum Dev* 1995; 43:15-29, [https://doi.org/10.1016/0378-3782\(95\)01657-O](https://doi.org/10.1016/0378-3782(95)01657-O).

Vale, G. M., Poz, A.P., Processo de Detecção de Bordas de Canny, *Boletim de Ciências Geodésicas*, sec. Artigos, Curitiba, v. 8, nº 2, p. 67-68, 2002.