

XXV CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

XXV BRAZILIAN CONGRESS ON BIOMEDICAL ENGINEERING

17 A 20 DE OUTUBRO DE 2016 | RAFAIN PALACE HOTEL & CONVENTION CENTER

ANAIS

ISSN: 2359-3164

17 a 20 de Outubro de 2016
Foz do Iguaçu - Paraná - Brasil

C
B
E
B

2016
FOZ
DO IGUAÇU

SBEB

UTFPR
UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

O EFEITO DO FATOR DE CORREÇÃO DA CURVA CARACTERÍSTICA DO SISTEMA DE REGISTRO DA IMAGEM NA SEGMENTAÇÃO DO NÓDULO EM MAMOGRAFIA DIGITAL

Stemberg, D. R. M., Marcomini, K. D., Pacheco, A. L. V. e Schiabel, Homero

Universidade de São Paulo (USP), São Carlos, Brasil
Escola de Engenharia Elétrica de São Carlos (EESC)
Departamento de Engenharia Elétrica e de Computação
e-mail: stemberg@sc.usp.br

Resumo: Esquemas de diagnóstico auxiliado por computador têm sido desenvolvidos para aumentar a confiabilidade do diagnóstico em exames mamográficos. No caso da classificação dos nódulos mamários detectados por estes sistemas, cujo resultado depende do sucesso durante a análise de dados, o processo de aquisição da imagem mamográfica digital tem influência decisiva na precisão dos resultados destes esquemas. Neste trabalho foi analisado se o fator de correção para imagens adquiridas em equipamento mamográfico digital, por meio da aplicação de ajuste da curva característica do sistema utilizando técnica de interpolação de pontos, ajuda a melhorar a acurácia da segmentação destas lesões. Os resultados parciais mostraram que o aumento do contraste proporcionado pela aplicação do fator de correção melhora a acurácia da técnica de segmentação, seguida ou não de pós-processamento.

Palavras-chave: mamografia, segmentação de imagens, fator de correção

Abstract: Computer Aided Diagnosis has been developed to increase the reliability of the diagnosis in mammographic exams. In the case of classification of breast masses detected by these systems, the result depends on the success during the data analysis, the acquisition process of digital mammographic image has decisive influence on the accuracy of the results of these schemes. In this work was analyzed if the correction factor for images acquired in the digital mammographic equipment, by adjusting the system characteristic curve using interpolation of points, helps to improve the accuracy of the segmentation of these lesions. The results show that the application of the correction factor increases the contrast in the images and improves the accuracy of the segmentation technique, followed or not by post-processing.

Keywords: mammographic, images segmentation, correction factor

Introdução

Segundo os relatórios apresentados pelo Instituto Nacional do Câncer [1], o câncer de mama no Brasil continua em ascendência, sendo estimados 57.960

novos casos para o ano de 2016. No exame mais recomendado para sua detecção, a mamografia, um dos fatores que dificulta o contraste entre uma lesão (maligna ou benigna) e o tecido adjacente a ela é a sobreposição das estruturas internas de similar atenuação aos raios X, fato comum nesse exame [2].

Os nódulos mamários, que podem corresponder a lesões benignas ou malignas de acordo com as suas características, são visualizados em mais de uma incidência mamográfica e encontrados em 39% dos casos de câncer não palpáveis [1]. Porém, nem todos os cânceres são detectados pela mamografia, enquanto, de outro lado, diversos casos recebem um indicativo de suspeita alta, mas acabam levando a biópsias consideradas desnecessárias, ou seja, biópsias que são realizadas em lesões benignas [3].

Com intuito de minimizar estes erros, aumentando as chances de detecção precoce, há muitos anos vêm sendo desenvolvidos sistemas computacionais como ferramentas de auxílio ao diagnóstico, denominados de esquemas de diagnóstico auxiliado por computador (CADx - Computer Aided Diagnosis), constituídos de vários conjuntos de algoritmos de processamento digital de imagens [4]. A etapa de segmentação é considerada um dos principais estágios desse processamento de dados e sua eficácia frequentemente depende da precisão da interpretação relativa a algum sinal identificado na imagem.

Desse modo, como a classificação de nódulos detectados pelos sistemas automáticos ou semiautomáticos, como os mencionados acima, é estritamente dependente do sucesso ou fracasso durante a segmentação desse tipo de sinal [5], o processo de aquisição da imagem mamográfica digital tem influência decisiva na precisão dos resultados dos classificadores automáticos presentes nos esquemas CADx.

Trabalho prévio [6] avaliou o efeito da curva característica dos digitalizadores no processo de conversão das antigas imagens gravadas em filme em formato digital, identificando fatores de correção que possibilitam a melhoria da qualidade e do contraste das imagens em relação a uma curva de referência [6]. Por isso, considerando a mudança do procedimento atual de aquisição desse tipo de imagem, através de sistemas CR

[7] ou DR [8], este trabalho tem por objetivo investigar se e como o fator de correção para imagens adquiridas em equipamento mamográfico digital, por meio da aplicação de ajuste da curva característica do sistema utilizando técnica de interpolação de pontos [9], ajuda a melhorar a acurácia da segmentação de nódulos mamários previamente detectados. No presente caso, o enfoque está sendo dado à aquisição com sistemas CR, que, a despeito de algumas questões envolvendo a qualidade da aquisição [10], tem sido amplamente utilizado em diversas clínicas e hospitais em substituição aos métodos convencionais de obtenção da imagem em filme mamográfico.

Materiais e métodos

O conjunto de imagens mamográficas utilizadas neste trabalho para avaliação do desempenho da técnica de segmentação comparativamente à aplicação do fator de correção da curva característica [9] foi adquirido através de exposições de um simulador mamográfico (*phantom*) com as seguintes características: possui como base placas de acrílico, que permitem simular a variação da espessura da mama simulada, e parafina em gel cristalizada, que apresenta densidade similar à do tecido gorduroso presente na mama, o que gera um *background* próximo do da mamografia convencional na imagem obtida; para simulação dos tecidos glandulares mais densos foram utilizadas folhas de PVC. Ele também permite simular nódulos mamários através do uso de materiais variados (como fibra de vidro, o véu de fibra de vidro, folhas de PVC e o filme de PVC) que produzem na imagem densidades e formatos semelhantes aos de lesões reais encontradas em casos clínicos. [11].

No total, foram adquiridas 30 imagens do simulador no equipamento mamográfico LORAD M IV com sistema CR Agfa 85 disponível no Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem da Santa Casa de São Carlos/SP.

Para cada uma das imagens adquiridas do simulador foi aplicado o fator de correção [9].

Fator de Correção

O fator de correção foi determinado através do levantamento da curva característica do equipamento mamográfico acima descrito (LORAD M IV + sistema CR Agfa 85). Este levantamento foi feito com a utilização do simulador antropomórfico de mama modelo 18-226 (*Nuclear Associates*), o qual simula a atenuação e imagem detalhada de uma mama comprimida de 5,0cm de espessura, 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo [12].

No procedimento foram adquiridas 12 imagens do simulador fixando a técnica radiográfica (28 kV, 80mAs). Para cada imagem adquirida, foi calculada a média do valor do pixel de cada degrau que compõe a escala sensitométrica inserida no simulador. A partir destes valores foi levantada a curva característica do

sistema CR. Obtida essa curva, estabeleceu-se como curva de referência para determinação do fator de correção a curva de um filme mamográfico (mod. Agfa HDR-C Plus) de alta sensibilidade e considerada de referência, conforme discutido em trabalho desenvolvido previamente por Goes et al [6].

O fator de correção foi determinado a partir do ajuste da curva característica obtida para o equipamento mamográfico em relação à curva de referência. Primeiramente, foi aplicada uma função polinomial de grau 4 em ambas as curvas características, do CR e da referência, selecionando aquela que melhor se ajustava a cada curva.

A determinação do fator de correção da curva característica do CR em relação à curva de referência foi realizada através da interpolação de pontos dos polinômios ajustados, permitindo, assim, determinar os fatores de correção da curva do CR para que esta se aproximasse da referência. [9]

Segmentação

Após a aplicação do fator de correção em todas as imagens adquiridas com o simulador mamográfico desenvolvido em nosso grupo [11], foram separados conjuntos de regiões de interesse (ROIs) de imagens contendo nódulos mamários simulados e de imagens sem nódulos. Tanto para este novo grupo de imagens quanto para aquelas consideradas originais (ou seja, imagens do simulador mamográfico sem aplicação do fator de correção) foram aplicadas primeiramente a técnica de segmentação e posteriormente o pós-processamento para remoção de ruídos.

Foi utilizada neste trabalho a técnica de *Otsu* [13], um tipo de limiarização global que depende apenas do valor do nível de cinza da imagem, para efetuar a segmentação dos nódulos simulados nas imagens adquiridas no equipamento mamográfico + sistema CR. Em particular, este método baseia-se inteiramente em cálculos realizados sobre o histograma e não em propriedades locais da imagem. Nesta técnica, o limiar é selecionado de forma automática e estável por meio de um processo simples e considerado de baixo custo computacional [13].

Em seguida, foi feito um pós-processamento desenvolvido por Marcomini et al [14] para remoção do ruídos e artefatos em cada imagem analisada. Esse procedimento foi realizado em duas etapas: a primeira compreendeu o uso de operadores morfológicos de abertura e fechamento, enquanto na segunda, o objetivo é a uniformização do objeto segmentado, proveniente da remoção dos *pixels* desconexos ao objeto de interesse (região com maior área segmentada) e união dos vales internos à região segmentada [14].

Após essas etapas de segmentação e pós-processamento do conjunto de imagens compararam-se os resultados obtidos para as imagens corrigidas e para as imagens originais.

A fim de fornecer dados quantitativos para esta análise, foi comparada a segmentação computacional

com a do especialista do conjunto de imagens com nódulos simulados, com e sem correção. As medidas extraídas foram: a medida da área sobreposta, de falta na segmentação, de segmentação excessiva e medida combinada [15]. Para o conjunto de imagens sem nódulo simulado foi calculada a média da diferença de área de segmentada para imagens sem correção e com correção.

Resultados

No total foram analisadas neste trabalho 52 ROIs, sendo 28 recortes de região de interesse com nódulos mamários simulados e 24 sem nódulos simulados.

As imagens da Figura 1 apresentam a comparação de alguns recortes de regiões de interesse (ROIs) do simulador mamográfico adquiridas no CR sem correção (esquerda) e com correção (direita).

Um exemplo do histograma de uma imagem antes (a) da aplicação do fator de correção (imagem original) e após (b) (imagem corrigida) pode ser observado na Figura 2.

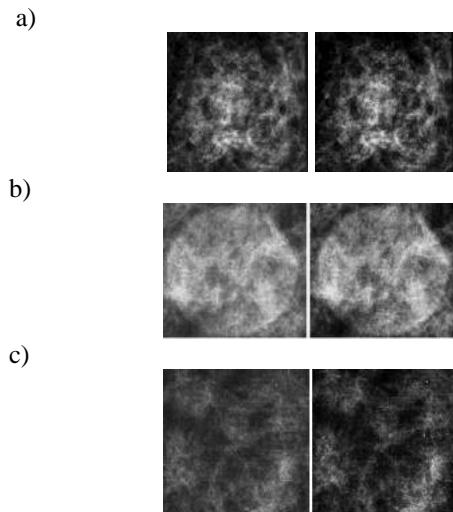


Figura 1: Comparação dos recortes das ROIs sem correção (esquerda) e com correção (direita).

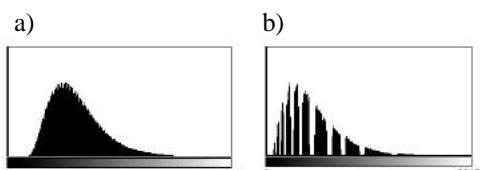


Figura 2. Exemplo de histograma de uma imagem antes (a) e após (b) aplicar a correção.

A Figura 3 apresenta alguns exemplos de imagens do simulador mamográfico contendo simuladores de nódulos mamários, sem e com correção, resultantes apenas da aplicação da técnica de segmentação de *Otsu*.

Na Figura 4 são apresentados alguns exemplos de ROIs resultantes da aplicação da etapa de segmentação e pós-processamento, sendo apresentados em sequência, primeiramente, o resultado da aplicação da técnica de segmentação e pós-processamento para imagem sem e com correção e, posteriormente, as imagens resultantes

da etapa de segmentação, com aplicação do operador morfológico de abertura e fechamento e também do pós-processamento, respectivamente, para imagem sem e com correção.

As partes **a** e **b** da Figura 4 apresentam imagens do simulador mamográfico sem presença de nódulo mamário, enquanto nas partes **c** e **d**, as imagens do simulador mamográfico têm estrutura que simula o nódulo.

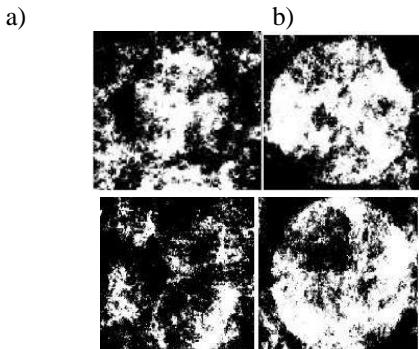


Figura 3: Resultado da aplicação da técnica de segmentação nas ROIs sem (a) e com correção (b).

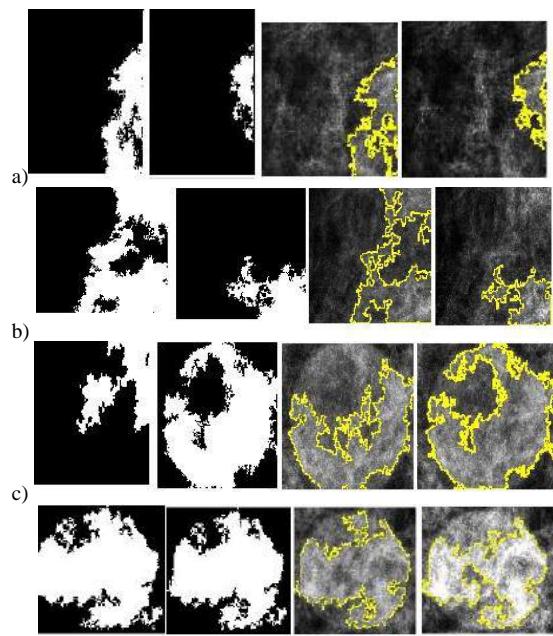


Figura 4: Imagens das ROIs após segmentação e pós-processamento, respectivamente, sem e com aplicação do fator de correção da curva característica: (a) e (b) ROIs sem presença de nódulos; (c) e (d) ROIs com presença de nódulo simulado.

Discussão

Com a aplicação da curva de correção antes da etapa de segmentação + pós-processamento o esperado era que nas ROIs que não apresentam nódulo simulado não houvesse nenhum tipo de segmentação ou que esta fosse mínima, e nas ROIs com nódulo simulado a segmentação deveria apresentar-se o mais próximo possível ao contorno do nódulo simulado.

As imagens apresentadas na Figura 3 indicam que houve significativa melhora no desempenho da técnica de segmentação quando, antes da etapa de segmentação + pós processamento, foi aplicado o fator de correção nas imagens do simulador mamográfico.

Esta diferença no resultado da segmentação pode estar associada à diferença de contraste apresentada nas imagens com correção em relação às imagens originais, (conforme mostrado nas Figuras 1 e 2, que ilustram exemplos das ROIs e histogramas), sendo observado um alargamento de contraste após a aplicação do fator de correção.

Na Figura 4, nas imagens c e d, que apresentam imagens do simulador mamográfico com nódulo mamário simulado, observa-se uma pequena diferença em termos de percepção visual no contorno da lesão nas imagens sem e com correção. Já nas imagens a e b, em que não há material simulador de nódulo mamário, percebe-se que ocorre uma acentuada diminuição da área segmentada quando o fator de correção é aplicado à imagem original antes da etapa de processamento.

Os resultados obtidos na avaliação quantitativa das imagens com nódulos simulados mostram que quando é aplicado o fator de correção na imagem a ser segmentada, o valor de precisão aumenta em torno de 2,5%, o índice de segmentação excessiva diminui em torno de 3% e para a área sobreposta o aumento é de 3%. Assim, a precisão média final aumenta em torno de 2,5%. Já para as imagens sem nódulo simulado, a área segmentada diminui em torno de 39% quando o fator de correção é aplicado à ROI antes da segmentação.

Conclusão

O fator de correção aplicado à imagem original do simulador mamográfico proporcionou um aumento de contraste da imagem corrigida em relação à original.

A partir dos estudos realizados neste trabalho, verificou-se que, especificamente para as imagens do simulador mamográfico desenvolvido em nossa equipe [11], este aumento do contraste proporcionado pela aplicação do fator de correção melhora a acurácia da técnica de segmentação (seguida ou não de eventual pós-processamento) da imagem – seja pela redução do erro de segmentação para os casos de inexistência do nódulo, seja pela melhor precisão do contorno da região correspondente ao nódulo simulado em comparação com o processamento da imagem original.

Em extensão a esse trabalho, pretende-se analisar o efeito disso não apenas para outros conjuntos de imagens mamográficas reais, como para imagens adquiridas através de equipamentos do tipo DR.

Referências

[1] Inca. Instituto Nacional do Câncer. Disponível em: http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/agen_cianoticias/site/home/noticias/2015/estimativa_incidencia_cancer_2016. Acesso em: 8 Abr. de 2016.

- [2] Kopans DB. Diagnóstico por imagem da mama. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.
- [3] Boyd NF.; Huszti E.; Melnichowk O.; Martin LJ.; Hislop G.; Chiarelli A.; Yaffe M. J.; Minkin S. Mamographic features associated with interval breast cancers in screening programs. *Breast Cancer Research*, v. 16, p. 1-9, 2014.
- [4] Oliver A.; Freixenet J.; Marti J.; Pérez E.; Pont E.; Denton E. R. E.; Zwiaggioar R. A review of automatic mass detection and segmentation in mammographic images, *Medical Image Analysis*, v.14, p. 87-110, 2010.
- [5] Ribeiro PB.; Romero RAF.; Oliveira PR.; Schiabel H.; Verçosa L. B. Automatic segmentation of breast masses using enhanced ICA mixture model. *Neurocomputing*, v.120, p. 61-71, 2013.
- [6] Goes, RF.; Schiabel, H.; Sousa, MAZ. Automatic scanning software based on the characteristic curve of mammograms digitizers. *Journal of Electronic Imaging (Print)*, v. 22, p. 013024-1-013024-10, 2013.
- [7] Pisano, ED.; Yaffe, MJ. Digital mammography. *Radiology*, v. 234, n. 2, p. 353–362, 2005.
- [8] Gur, D. et al. Digital breast tomosynthesis: Observer performance study. *American Journal of Roentgenology*, v. 193, n. 2, p. 586–591, 2009.
- [9] Stemberg, DRM.; Sousa, MAZ.; Schiabel, H. Técnica para correção de imagens obtidas com um sistema CR utilizando a curva característica do filme mamográfico. In: VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas m, 2015, Campinas. Anais do VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas (SIIM), 2015.
- [10] Furquim, TA; Nersessian, DY. Estudos de otimização de dose e qualidade de imagem em processos de transição tecnológica em mamografia. *Revista brasileira de física médica*, v. 4, n. 3, p. 11-14, 2011.
- [11] Sousa, MAZ.; Siqueira, PN.; Schiabel, H. Evaluation of a simulation procedure designed to recognize shape and contour of suspicious masses in mammography. In: SPIE Medical Imaging, 2015, Orlando. v. 9416, p. 941618
- [12] Caldwell, CB.; Yaffe, MJ. Development of an anthropomorphic breast phantom. *Medical Physics*, v.17, n.2, 1990.
- [13] Otsu N. A threshold selection method from gray-level histograms *IEEE transaction on system, Man and Cybernetics*, v.o, n.1, p.62-66, 1979.
- [14] Marcomini, KD.; Schiabel, H.. Comparative study on Otsu, EICAMM and level set techniques to automatic segmentation of breast lesions in digital mammography. In: Workshop de Visão Computacional, 2015, São Carlos. XI Workshop de Visão Computacional, 2015. p. 281-285.
- [15] C Pei; Wang, SXU. “Segmentation of the breast region in mammograms using marker-controlled watershed transform”, 2nd International Conference on Information Science and Engineering, Hangzhou, China. Proc. ICISE’2010, p. 2371-2374.