

USO DO ALGORITMO DE MÉDIAS NÃO-LOCAIS PARA FILTRAGEM DO RUÍDO DE MAMOGRAMAS ADQUIRIDOS COM DOSE REDUZIDA

P. F. Nunes*, H. C. R. Oliveira*, L. R. Borges*, P. R. Bakic**, A. D. A. Maidment** e M. A. C. Vieira*

* Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos, Brasil

** Department of Radiology, University of Pennsylvania, Philadelphia, USA

e-mail: polyananunes@usp.br

Resumo: Esse trabalho apresenta um estudo sobre o uso do algoritmo de médias não-locais (NLM - *Non-Local Means*) como ferramenta para filtragem de ruído em imagens mamográficas digitais adquiridas com baixa dose de radiação. Sabe-se que uma pequena diminuição na dose de radiação de um exame radiográfico provoca um aumento no ruído da imagem, comprometendo o diagnóstico médico. Nesse estudo, foram geradas imagens mamográficas com doses mais baixas e esse ruído adicional foi removido com o uso de técnicas avançadas de filtragem de ruído, como o NLM. Também foi avaliado o uso da Transformada de Anscombe para a estabilização da variância do ruído das imagens antes do processo de filtragem. O método proposto foi validado a partir da filtragem de imagens mamográficas obtidas com um *phantom* antropomórfico desenvolvido na *University of Pennsylvania*, geradas com diferentes níveis de exposição à radiação. Os resultados mostraram que é possível filtrar o ruído quântico incorporado na imagem mamográfica quando a dose de radiação é reduzida para 50% e 25% da dose original. Avaliações quantitativas indicaram que as imagens filtradas pelo método proposto são muito similares às imagens adquiridas com a dose normal de radiação.

Palavras-chave: Mamografia digital, filtragem de ruído, Redução da dose, Algoritmo de médias não-locais, transformada de Anscombe.

Abstract: *This paper presents a study on the use of non-local means algorithm (NLM) as a tool for noise filtering in digital mammography images acquired in low-dose rates. It is known that a small decrease in radiation dose of an X-ray examination causes an increase in the quantum noise that is embedded in the image, affecting medical diagnosis. In this study, the proposal is to generate mammographic images with lower doses and remove this additional noise with the use of NLM. We also evaluated the use of the Anscombe Transformation to stabilize the variance of the noise before the filtering process. The proposed method was validated using mammographic images obtained with an anthropomorphic software breast phantom developed at the University of Pennsylvania, which were generated with different levels of radiation exposures. The results show that it is possible to quantum noise filter incorporated in the mammographic image when the radiation dose is reduced to 50% and 25% of the*

original dose. Quantitative assessments indicated that low-dose images filtered by the proposed method are very similar to images acquired with the normal dose of radiation.

Keywords: *Digital mammography, noise filtering, dose reduction, non-local means, Anscombe Transformation.*

Introdução

O algoritmo de médias não-locais (NLM - *Non-Local Means*) [1] é considerado pela literatura atual como uma das ferramentas mais importantes para filtragem de ruído em imagens digitais [2]. No entanto, esse algoritmo foi originalmente proposto para filtragem do ruído branco, gaussiano, aditivo e independente da intensidade da imagem. No caso de imagens mamográficas digitais, o ruído predominante é o ruído quântico, que é Poisson, não-aditivo e dependente do sinal. Nesse caso, o ruído é correlacionado com a dose de radiação que chega no detector: quanto menor a dose de radiação recebida pela paciente, maior o ruído quântico incorporado na imagem. [3].

Estudos mostraram que o ruído da mamografia exerce maior influência do que a resolução espacial na detecção e classificação de lesões mamárias pelos radiologistas. Assim, imagens mamográficas adquiridas com baixa dosagem de radiação podem comprometer significativamente o desempenho dos radiologistas no diagnóstico do câncer de mama [4, 5].

Por outro lado, não se pode aumentar a dose de radiação nos exames mamográficos com o objetivo de melhorar a qualidade da imagem, pois isso traria sérios riscos à segurança e saúde do paciente. Além disso, trabalhos recentes mostraram que mesmo as doses atuais de radiação utilizadas na mamografia precisam ser revistas, pois podem induzir o aparecimento do câncer de mama nas mulheres radiografadas [6, 7].

Nesse contexto, o objetivo desse trabalho é investigar a possibilidade de utilizar o NLM como ferramenta para a redução da dose de radiação nos exames de mamografia digital. A proposta é gerar imagens mamográficas com doses mais baixas de radiação e remover o ruído quântico extra que é incorporado na imagem a partir do uso do algoritmo NLM. Com isso, pode-se obter imagens mamográficas de baixa dose com qualidade semelhante às aquelas adquiridas com a dose normal de radiação.

Materiais e métodos

A. Filtragem do Ruído

Técnicas de processamento de imagem para filtragem de ruído geralmente calculam uma estimativa do valor do pixel sem ruído a partir de uma média dos pixels de uma vizinhança local da imagem ruidosa. Recentemente, Buades *et al.* [1] propuseram uma nova alternativa para filtragem de ruído que considera vizinhanças não-locais da imagem no processo de filtragem. Essa técnica, chamada de *Non-Local Means* (NLM) propõe que o cálculo da estimativa de cada pixel sem ruído da imagem seja realizado a partir de uma média ponderada de diversas regiões (*patches*) da imagem, e não apenas localmente. Como normalmente as imagens naturais possuem bastante redundância, o uso de técnicas não-locais melhorou significativamente o desempenho dos filtros de ruído, e têm sido amplamente utilizadas na literatura atual [8, 9].

No algoritmo NLM, a estimativa da imagem sem ruído $\hat{x}(i)$, para o pixel i , a partir de uma imagem ruidosa $v(i)$, é calculada conforme Equação (1):

$$\hat{x}(i) = \sum_{j \in I} w(i, j) v(j), \quad (1)$$

onde o peso $w(i, j)$ depende da similaridade entre os diferentes *patches* extraídos da imagem. Pode ser calculado como uma função decrescente da distância Euclidiana entre os vetores $v(N_i)$ e $v(N_j)$, centrados nos pixels i e j , que contém todos os pixels dos *patches* N_i e N_j , respectivamente, conforme equação (2):

$$w(i, j) = \frac{1}{Z(i)} e^{-\frac{\|v(N_i) - v(N_j)\|_{2,a}^2}{h^2}} \quad (2)$$

onde,

$$Z(i) = \sum_j e^{-\frac{\|v(N_i) - v(N_j)\|_{2,a}^2}{h^2}} \quad (3)$$

Os pesos $w(i, j)$ devem satisfazer as seguintes condições: $0 \leq w(i, j) \leq 1$ e $\sum_j w(i, j) = 1$. O parâmetro h^2 é o parâmetro que atua no decaimento da função exponencial da Equação (2), com a finalidade de controlar a quantidade de ruído que é filtrado: quanto maior o valor do parâmetro h^2 , mais filtrada será a imagem [1]. No entanto, valores muito altos de h^2 tendem a deixar a imagem “borrada”, perdendo pequenos detalhes.

O NLM foi originalmente proposto para a filtragem de ruído gaussiano branco, aditivo e independente da intensidade da imagem. As imagens mamográficas possuem o ruído quântico como predominante, que não é aditivo e é correlacionado com a dose de radiação. Logo, para a filtragem das imagens mamográficas utilizando o algoritmo NLM, pode-se utilizar uma transformada de estabilização de variância antes da aplicação do filtro, com a finalidade de melhorar seu desempenho. Nesse trabalho, foi utilizada a

transformada de Anscombe [10, 11], que permite a aproximação do ruído Poisson por um ruído gaussiano aditivo de média zero e variância unitária. A transformada de Anscombe de uma imagem ruidosa $v(x)$ é calculada pela Equação (4):

$$z(x) = 2 \sqrt{v(x) + \frac{3}{8}} \quad (4)$$

Processando-se a imagem no domínio de Anscombe, é possível utilizar técnicas de filtragem de ruído gaussiano branco aditivo não-correlacionado para a filtragem do ruído quântico e, após a filtragem, utilizar a transformada inversa de Anscombe para se obter uma imagem livre de ruído no domínio do espaço. Existem diversas aproximações matemáticas para a transformada inversa de Anscombe. Nesse trabalho, foi utilizada a transformada inversa exata não enviesada, apresentada em [11]. Com a finalidade de realizar comparações entre os resultados, testes experimentais foram realizados utilizando o algoritmo NLM dentro e fora do domínio de Anscombe.

B. Imagens Mamográficas

Para os testes com o método de filtragem proposto, foram utilizados um banco de imagens mamográficas sintéticas geradas a partir de um simulador computacional da anatomia mamária desenvolvido na *University of Pennsylvania* [12]. Para esse trabalho, diferentes distribuições de tecidos fibroglandulares e adiposos com agrupamentos de microcalcificações foram adicionados ao modelo de forma aleatória, simulando uma mama com lesão mamária de interesse clínico. Além disso, um conjunto de imagens desse modelo foi adquirido considerando-se diferentes dosagens de radiação. As imagens adquiridas com dose usual de radiação foram denominadas de 100% da dose. Foram geradas também imagens com dose reduzida, correspondentes à 50% e 25% da dose normal. Um total de seis imagens mamográficas foram adquiridas: três ruidosas e outras três sem ruído, sendo que as imagens sem ruído foram utilizadas a fim de fornecer padrões de referência (*ground-truth*) para avaliações quantitativas do desempenho do filtro. Cada imagem foi adquirida com as seguintes características: 1792×4096 pixels, 14 bits e tamanho de pixel de $70\mu\text{m}$. A Figura 1 ilustra uma dessas imagens mamográficas utilizadas nesse trabalho. Para cada uma das imagens foram extraídos cinco recortes, 256×256 pixels, que apresentavam alguma lesão mamográfica ou variações de contraste com riqueza de detalhes. Assim, no total, 30 recortes foram utilizados para o cálculo dos resultados.

Avaliações quantitativas do desempenho do filtro foram realizadas a partir do cálculo dos seguintes parâmetros de qualidade de imagens: pico da relação sinal-ruído (PSNR - *peak of signal-to-noise ratio*), que representa uma medida objetiva de similaridade entre duas imagens e o índice de similaridade estrutural (SSIM - *structural similarity index*) que fornece um índice de similaridade entre duas imagens levando em

conta aspectos biológicos da visão humana [13]. Esses parâmetros foram calculados para todos os recortes extraídos das imagens (antes e após a filtragem do ruído), tendo como referência os recortes extraídos das imagens sem ruído (*ground-truth*).

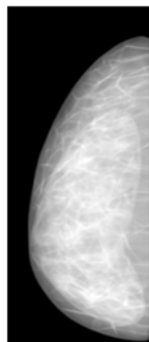


Figura 1: Exemplo de imagem mamográfica adquirida com o *Phantom* antropomórfico.

Em resumo, os passos utilizados para a coleta dos resultados na filtragem do ruído das imagens mamográficas pelo método proposto foram os seguintes:

1. A filtragem de ruído foi aplicada em todas as imagens mamográficas ruidosas adquiridas com baixa dose (50% e 25% da dose original), tanto no domínio do espaço como no domínio de Anscombe;
2. Para cada uma das imagens foram extraídos cinco recortes, 256×256 pixels, que apresentavam alguma lesão mamográfica ou variações de contraste com riqueza de detalhes;
3. As medidas de qualidade da imagem (PSNR e SSIM) foram calculadas para cada um dos cinco recortes, antes e após a filtragem pelo NLM, utilizando como referência a imagem sem ruído (*ground-truth*);
4. Os resultados obtidos para os recortes extraídos das imagens adquiridas com baixa dose (50% e 25%) foram comparados com os recortes obtidos das imagens adquiridas com a dose normal de radiação.

Resultados

Inicialmente, antes da aplicação do NLM, foram calculados os parâmetros de qualidade (PSNR e SSIM) para todos os recortes ruidosos extraídos das imagens adquiridas com 100%, 50% e 25% da dose. Isso foi feito para auxiliar no ajuste dos parâmetros do NLM. A média dos resultados obtidos estão mostrados na Tabela 1. Como já era esperado, os valores de PSNR e SSIM pioraram à medida que a dose foi reduzida, mostrando que a qualidade da imagem piora devido ao aumento do ruído quântico.

Foi realizada, então, a filtragem do ruído com o NLM tanto no domínio de Anscombe quanto no domínio do espaço, em todas as imagens mamográficas com dosagens de 25% e 50%. Os parâmetros do filtro foram ajustados para que as imagens adquiridas com doses reduzidas tivessem o ruído quântico adicional removido, de modo a tornarem-se similares às imagens obtidas com 100% da dose. Assim, a partir dos valores

da Tabela 1, o filtro NLM foi ajustado de modo a aproximar os valores de PSNR e SSIM das imagens com dose reduzida aos valores calculados para as imagens obtidas com 100% da dose, que são representações de casos clínicos normais de uma exame mamográfico.

Tabela 1: Valor médio dos parâmetros de qualidade dos recortes extraídos das imagens, calculados antes do processamento pelo NLM.

Doses	PSNR (db)	SSIM
100%	41,53	0,9425
50%	38,49	0,8923
25%	35,53	0,8111

Os valores dos parâmetros de filtragem do ruído para o algoritmo NLM utilizados nesse trabalho foram: $h = 0,021$ e $h = 0,050$ para as imagens adquiridas com 50% e 25% da dose, respectivamente. Para o NLM no domínio de Anscombe, os parâmetros utilizados foram $h = 0,021$ e $h = 0,024$, para 50% e 25%, respectivamente. Esses parâmetros foram calculados experimentalmente. Para todas as imagens, o tamanho do *patch* utilizado foi 3×3 e o tamanho da janela de busca foi 7×7 , de modo a se obter uma boa remoção de ruído com o mínimo de borramento.

A Figura 2 mostra um exemplo de recorte extraído de uma imagem mamográfica adquirida com 25% da dose normal de radiação. Em (a) tem-se a imagem original, obtida com dose de 100%; (b) mostra o mesmo recorte obtido com uma redução de 25% na dose original (note o aumento no ruído da imagem). As imagens (c) e (d) mostram os resultados obtidos após a filtragem da imagem adquirida com 25% da dose pelo algoritmo NLM no domínio do espaço e pelo NLM no domínio de Anscombe, respectivamente.

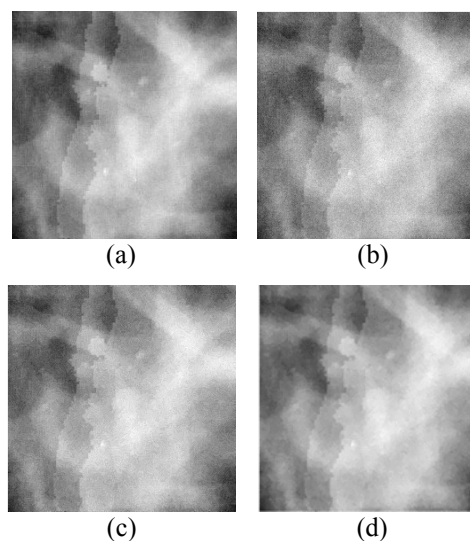


Figura 2: Recortes extraídos das imagens mamográficas: (a) adquirida com 100% da dose de radiação; (b) 25% da dose; (c) 25% da dose, filtrada pelo NLM e (d) 25% da dose, filtrada pelo NLM + Anscombe.

Os valores de PSNR e SSIM calculados para as imagens obtidas com 25% e 50% da dose, após a filtragem do ruído pelo NLM e NLM + Anscombe podem ser visualizados na Tabela 2. Nota-se, comparando a Tabela 2 com os dados da Tabela 1, que as imagens com dose reduzida, após a filtragem pelo NLM, ficaram muito similares às imagens adquiridas com 100% da dose.

Tabela 2: Resultados do processamento das imagens com dose reduzida com o NLM no domínio do espaço e no domínio de Anscombe.

	Doses	PSNR (db)	SSIM
NLM	50%	41,55	0,9383
	25%	41,47	0,9467
NLM + Anscombe	50%	43,18	0,9614
	25%	40,00	0,9186

Discussão e Conclusões

O uso do *Non-Local Means* foi investigado nesse trabalho com a finalidade de reduzir a dose de radiação na aquisição de imagens mamográficas digitais. Os resultados obtidos com as imagens sintéticas mostraram que é possível filtrar o ruído quântico que é incorporado à imagem mamográfica quando a dose de radiação é reduzida para 50% e 25% da dose original. Avaliações quantitativas mostraram que as imagens adquiridas com doses reduzidas, após filtradas pelo NLM tornam-se muito similares as imagens adquiridas originalmente com 100% da dose. Fazendo uma comparação visual entre as quatro imagens da Figura 2, observa-se que houve uma boa remoção do ruído, muito pouco borramento e quase nenhuma inserção de artefatos. É nítido também que as imagens filtradas ficaram bastante parecidas com a 100% ruidosa (Figura 2a), que é uma imagem típica de exame mamográfico. Não é possível observar diferenças muito significativas entre as imagens processadas pelo NLM no domínio de Anscombe e no domínio do espaço.

Sabe-se que quanto mais alta a taxa de contagem de uma distribuição de Poisson, mais ela se aproxima da distribuição gaussiana [14]. A taxa de contagem na mamografia, mesmo para as imagens adquiridas com 25% da dose, é em torno de 1000 fótons por pixel. Acredita-se que por isso o uso da transformada de Anscombe não alterou significativamente os resultados obtidos.

A opção por imagens sintéticas se deu pelo fato de que esse é o único meio de se obter as imagens de referência sem ruído (*ground-truth*), imprescindível para a análise quantitativa utilizando medidas objetivas como PSNR e SSIM. Embora essas imagens sintéticas tenham sido obtidas por um software capaz de fornecer simulação realista de imagens mamográficas, um estudo utilizando imagens clínicas deve ser conduzido no futuro para uma avaliação mais adequada da viabilidade

do uso do NLM como ferramenta para redução das doses de radiação nos exames de mamografia digital.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPESP (Proc. 2013/18915-5) e à CAPES (Proc. 88881.030443/2013-01) pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Buades A, Coll B, Morel JM. A review of image denoising algorithms, with a new one. *Multiscale Modeling Simulation (SIAM Interdisciplinary J.)*. 2005. 4(2):490-530.
- [2] Milanfar P. A tour of modern image filtering: new insights and methods, both practical and theoretical. In: *IEEE Sign. Proc. Mag.* 2013. 30(1):106-128.
- [3] Yaffe MJ. Digital Mammography. In: Beutel J, Kundel HL and Van Metter RL (Eds). *Handbook of Medical Imaging Vol 1. Physics and Psychophysics*, Bellingham, WA: SPIE Press; 2000; pp 329-372.
- [4] Saunders RS, Baker JA, Delong DM, Johnson JP, Samei E: Does image quality matter? Impact of resolution and noise on mammographic task performance. *Med Phys*; 2007. 34(10):3971-3981.
- [5] Samei E, Saunders RS, Baker JA, Delong DM. Digital mammography: effects of reduced radiation dose on diagnostic performance, *Radiology*; 2007. 243(2):396-404.
- [6] Hendrick RE: Radiation doses and cancer risks from breast imaging studies, *Radiology*; 2010. 257(1):246-253.
- [7] Yaffe MJ, Mainprize JG. Risk of radiation-induced breast cancer from mammographic screening. *Radiology*; 2011. 258(1):98-105.
- [8] Deledalle C, Tupin F, Denis L. Poisson NL means: Unsupervised non local means for Poisson noise, in: *Image Processing (ICIP), 17th IEEE International Conference on, IEEE*; 2010. 20(11):801-804.
- [9] Bindilatti AA, Mascarenhas NDA. "A Nonlocal Poisson Denoising Algorithm Based on Stochastic Distances. *IEEE Signal Process*; 2013. 1010-1013:
- [10] Anscombe FJ: The transformation of Poisson, binomial and negative binomial data. *Biometrika*, 1948. 35:246-254.
- [11] Mäkitalo M, Foi A. A closed-form approximation of the exact unbiased inverse of the Anscombe variance-stabilizing transformation. *IEEE Image Process*; 2011. 20(9): 2697-2698.
- [12] Bakic PR, Zhang C, Maidment AD. Development and characterization of an anthropomorphic breast software phantom based upon region growing algorithm. *Med Phys*; 2011. 38(6):3165-3176.
- [13] Wang Z, Bovik AC. Mean squared error: Love it or leave it? A new look at signal fidelity measures. *IEEE Signal Proc Mag*; 2009. 26(1):98-117.
- [14] Starck J.-L., Murtagh F. Astronomical image and signal processing: Looking at noise, information, and scale. *IEEE Sign. Proc. Mag*; 2001. 18(2):30-40.