

## MÉTODO PARA SIMULAÇÃO DA REDUÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO NA MAMOGRAFIA

Marcelo A. C. Vieira<sup>1</sup>, Lucas R. Borges<sup>1</sup>, Helder C. R. de Oliveira<sup>1</sup> e Polyana F. Nunes<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, Brasil.

**Resumo:** Este trabalho apresenta um novo método de inserção de ruído capaz de simular reduções de dose de radiação em exames de mamografia digital. Como o ruído encontrado neste tipo de imagem é não aditivo e correlacionado com a imagem, técnicas comuns de adição de ruído não podem ser utilizadas. Assim, propõe-se a inserção do ruído através da utilização das propriedades da Transformada de Anscombe.

**Palavras-chave:** ruído quântico, mamografia digital, redução de dose, transformada de Anscombe, simulação, ruído correlacionado.

**Abstract:** *This paper describes a new method for simulating dose reduction in digital mammograms by inserting quantum noise into a standard dose exam. Noise found in this kind of image is non-additive and signal-dependent; therefore it is not possible to use common methods for inserting noise. Thus, this work proposes a new technique for inserting noise that is based on the properties of the Anscombe Transformation.*

**Keywords:** *quantum noise, digital mammogram, mammography, dose reduction, Anscombe transformation, simulation, signal-dependent noise.*

**Introdução:** A validação de estudos sobre os efeitos da redução de dose de radiação em exames de mamografia digital depende da obtenção de um conjunto de imagens clínicas de uma mesma paciente adquiridas com diferentes doses de radiação [1,2]. A exposição da paciente a estas doses não é uma opção, uma vez que colocaria em risco a sua saúde [3]. Assim, os pesquisadores podem recorrer à técnicas de simulação de redução de dose, que inserem ruído em uma imagem adquirida com a dose padrão de radiação, simulando o comportamento de um exame adquirido com menor dose. O presente trabalho propõe um novo método de inserção de ruído, baseado nas propriedades da Transformada de Anscombe.

**Método:** O ruído dominante em imagens de mamografia por raios X é o ruído quântico, que é gerado graças às baixas contagens de fótons encontradas em exames deste tipo. Tal ruído possui variância dependente do valor médio do sinal e segue a distribuição de Poisson [4]. Como há a dependência entre o ruído e o sinal, a criação de uma máscara de ruído aditivo seguido da sua soma com a imagem original não resultará em uma imagem semelhante à real adquirida naquela dose, portanto faz-se necessário um método para criar a correlação entre este ruído e o sinal.

Assim, este trabalho utiliza a propriedade de estabilização da variância da Transformada de Anscombe. Tal propriedade faz com que o ruído quântico se comporte como um ruído branco, gaussiano, independente do sinal e com variância unitária no domínio de Anscombe [5].

O primeiro passo para a aplicação do novo método é a linearização da imagem original. Para isso, deve-se aplicar transformações de modo a garantir que o valor médio da imagem varie linearmente com o valor da dose de radiação.

Em seguida, a imagem original deverá ser normalizada para que a distribuição dos níveis de cinza se assemelhe à distribuição encontrada em uma imagem adquirida com a dose simulada. Esta normalização é feita levando-se em conta a linearidade do sistema. Assim, dada a dose de radiação da imagem original ( $D_{orig}$ ), pode-se obter a imagem normalizada ( $Im_{norm}$ ) para uma determinada dose simulada ( $D_{sim}$ ) a partir da seguinte expressão:

$$Im_{norm} = Im_{orig} * \left( \frac{D_{sim}}{D_{orig}} \right).$$

Após a normalização, aplica-se a transformada de Anscombe dada pela expressão [5]:

$$f(z) = 2\sqrt{z + \frac{3}{8}},$$

onde  $f(z)$  será a imagem no domínio de Anscombe e  $z$  é a imagem no domínio espacial.

No domínio de Anscombe, realiza-se a adição de uma máscara de ruído branco, gaussiano, aditivo e de variância unitária. Finalmente, para se obter a imagem simulada, como se fosse adquirida com menor dose, deve-se aplicar a transformada inversa de Anscombe, apresentada a seguir [5]:

$$f^{-1}(D) = \left(\frac{D}{2}\right)^2 - \frac{3}{8}.$$

**Resultados:** Para a avaliação do método, imagens simuladas com diversas taxas de redução de dose foram comparadas com imagens reais adquiridas nas doses simuladas, utilizando um *phantom* antropomórfico. Para isso, foram calculadas métricas objetivas de similaridade entre imagens utilizando uma imagem de referência. Assim, obteve-se os valores esperados para o resultado e os valores obtidos com a simulação proposta, sendo possível calcular os desvios.

As métricas de qualidade adotadas para este trabalho foram o pico da relação sinal-ruído (PSNR) e o índice de similaridade estrutural (SSIM) [6]. A Figura 1 mostra o resultado da aplicação do método para a simulação da redução para 50% da dose de radiação original em um recorte extraído da imagem mamográfica. Já na Tabela 1 encontram-se os valores de erro percentual obtidos entre as imagens simuladas e as imagens reais para diversas taxas de redução de dose de radiação.

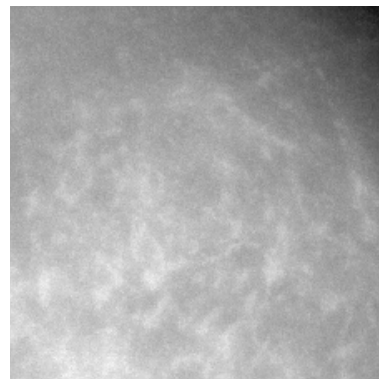


Figura 1 - Exemplo

Tabela 1 – Erros das métricas de qualidade (Simulada vs Real)

Dose	PSNR	SSIM
75%	5,30%	0,75%
50%	1,30%	1,13%
25%	0,40%	1,49%
12,5%	0,75%	4,94%

**Discussão e Conclusões:** As imagens simuladas através do método proposto apresentaram métricas de qualidade muito similares às das imagens reais, adquiridas com as mesmas taxas de redução de dose. O maior erro para o pico da relação sinal-ruído foi de 5,30% na redução para 75% da dose original. Já o índice de similaridade estrutural apresentou o maior erro para a redução de 12,5% da dose original, resultando em um desvio de 4,94% do esperado. Em relação aos métodos de simulação propostos na literatura [7], a vantagem do método proposto é a simplicidade e o baixo custo computacional, uma vez que dispensa o uso da transformada discreta de Fourier e de outras técnicas avançadas de processamento de imagens.

**Agradecimentos:** Os autores agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro. Processo 2013/18915-5.

#### Referências:

1. Ruschin M, Timberg P, Bath M, Hemdal B, Svahn T, Samei E, Saunders R, Andersson I, Mattsson S, Chakraborty D, Tinberg A. Dose dependence of mass and microcalcification detection in digital mammography: Free response human observer studies. *Medical Physics*. 34, 2007.
2. Saunders RS, Baker JA, Delong, DM, Johnson JP, Samei E. Does image quality matter? Impact of resolution and noise on mammographic task performance. *Medical Physics*. 2007, Vol. 34.
3. Mattson A, Leitz, Rutqvist LE. Radiation risk and mammographic screening of women from 40 to 49 years of age: effect on breast cancer rates and years of life. *British Journal of Cancer*. 2000, Vol. 82.
4. Frank HA. *Handbook of the Poisson Distribution*. New York : s.n., 1967.
5. Anscombe FJ. The transformation of Poisson, binomial and negative-binomial data. *Biometrika*. 1948, pp. 246-254.
6. Wang Z, Bovik AC, Sheikh HR, Simoncelli EP. Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity. *IEEE Transactions on Image Processing*. 4 de April de 2004, pp. 600-612.
7. Bath M, Hakansson M, Tingberg A, Mansson LG. Method of simulating dose reduction for digital radiographic systems. *Radiation Protection Dosimetry*. 2005, pp. 253-259.