

Filtragem 2D de Projeções CT Afetadas por Ruído Poisson

Arthur M. Pinheiro, Nelson D. A. Mascarenhas
Departamento de Computação
Universidade Federal de São Carlos
São Carlos, Brasil
arthur.pinheiro@dc.ufscar.br, nelson@dc.ufscar.br

Abstract— The diagnostic imaging by computed tomography has become popular in recent decades, causing concerns about the exposure of the human body to high doses of X-rays, which may cause cancer. Faced with this problem, studies are conducted with the objective of minimizing the dose of X-rays and maintain image quality since image degradation by noise reduction is proportional to the dose of X-rays. This paper proposes a methodology for 2D filtering noise made by Poisson projections using as a priori knowledge to the Wiener filter the result of filtering the projections by non-local filters after the stabilization of the noise variance by Anscombe transform.

Keywords- Sinogram filtering; Poisson noise; CT images.

Resumo— Os diagnósticos por imagem através da tomografia computadorizada se popularizaram nas últimas décadas, causando preocupação quanto à exposição do corpo humano a altas doses de raios-X, podendo ocasionar neoplasias. Diante dessa problemática, estudos são realizados com o objetivo de minimizar a dose de raios-X e manter a qualidade da imagem, já que a degradação da imagem pelo ruído é proporcional à redução da dose de raios-X. Nesse trabalho é proposta uma metodologia para a filtragem 2D de projeções compostas por ruído Poisson utilizando como conhecimento a priori ao filtro de Wiener o resultado da filtragem das projeções por filtros não locais após a estabilização da variância do ruído pela Transformada de Anscombe.

Palavras-chave- Filtragem de sinograma; Ruído Poisson; Imagens TC.

I. INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, a tomografia computadorizada (TC) se consolidou como um dos principais métodos de diagnóstico médico por imagem, substituindo a radiografia convencional (RC) em muitos casos [1].

Através da TC é possível gerar uma imagem 3D através de um conjunto de imagens 2D. Isso ocorre através da emissão dos raios-X sobre o corpo em um determinado intervalo de ângulos, diferentemente da RC que emite os raios-X em um ponto estacionário. Como resultado, a TC oferece uma quantidade maior de informações, possibilitando um diagnóstico mais preciso.

Apesar de sua eficiência, a popularização dos diagnósticos por TC trouxe problemas. A frequente exposição aos raios-X, caracterizados pela radiação ionizante, pode ocasionar

alterações no DNA e formação de neoplasias [2]. Devido a esse problema, pesquisadores têm desenvolvido soluções para reduzir a dose e o tempo de exposição aos raios-X sem que comprometa a resolução da imagem [3]–[9].

A baixa dose de radiação implica na formação de imagens ruidosas compostas por ruído Poisson, originado pela baixa contagem de fótons da energia remanescente ao transpor o corpo, e ruído Gaussiano, originado dos circuitos eletrônicos. Portanto, uma forma de reduzir a dose de radiação é realizar um processo de filtragem das imagens ruidosas, aplicando técnicas de filtragem correspondentes à distribuição estatística do ruído.

O objetivo desse trabalho é propor uma metodologia para a filtragem 2D das projeções tomográficas (filtragem do sinograma) de um *phantom* simulado afetadas por ruído Poisson, utilizando como informação a priori ao filtro de Wiener as projeções filtradas com técnicas não locais (*Non-Local Means* e *BM3D*) após a estabilização da variância do ruído através da Transformada de Anscombe.

O trabalho está organizado da seguinte forma: Na seção II são apresentados os trabalhos relacionados, abordando as diversas metodologias para a filtragem de ruído Poisson em imagens digitais. Na seção III é apresentada a metodologia proposta. Na seção IV são descritos os experimentos, resultados e análise. E por último, a seção V conclui esse trabalho, apresentando também a proposta para trabalhos futuros.

II. TRABALHOS RELACIONADOS

Na literatura encontram-se diversas metodologias para filtragem de ruído Poisson. Ao analisar essas metodologias, conclui-se que além do uso do algoritmo de filtragem, algoritmos de pré ou pós-processamento também são utilizados para o cumprimento desse objetivo. Algumas das principais metodologias são classificadas a seguir.

Filtragem não local: Os filtros têm a propriedade de atenuar ou acentuar valores de uma imagem através da convolução entre a imagem e um *kernel*. Alguns filtros como filtro Gaussiano [10] e filtro Bilateral [11] adotam uma abordagem local para estimar o novo valor de um pixel, ou seja, consideram-se somente as informações de pixels vizinhos ao pixel a ser estimado para o cálculo da convolução. Diferentemente dos filtros locais, os filtros não locais consideram que há informações relevantes em regiões mais distantes na

imagem, resultando em uma melhor estimativa do valor do pixel filtrado. *Non-Local Means* (NLM) e BM3D são exemplos de técnicas que utilizam essa metodologia. Desenvolvidas por Buades *et al.* [12] e Dabov *et al.* [13], respectivamente, com o objetivo de filtrar ruído Gaussiano aditivo, metodologias que utilizam NLM e BM3D são propostas para a aplicação em imagens afetadas por ruído Poisson [9], [14].

Aprendizado: Metodologia que utiliza informações de uma base de treinamento para estimar uma imagem livre de ruído a partir de uma imagem com ruído. A prática consiste em duas etapas: treinamento e estimação. Em [15], Yu Xiao e Tiejong Zeng utilizaram o conceito de aprendizado por dicionário para estimar a imagem livre de ruído Poisson, aplicando como pré-processamento a transformação da variância do ruído (VST - *Variance Signal Transform*), seguido pelo aprendizado por dicionário através da técnica K-SVD e reconstrução da imagem pelo método de Newton. Outras abordagens utilizando aprendizado por dicionário e similaridades entre *patches* podem ser vistas em [16]–[19].

Transformação da variância do ruído: Como o ruído Poisson possui média igual a sua variância ($\mu = \lambda$) e λ é igual a um respectivo valor do sinal (contagem de fótons em projeções TC), então o ruído é caracterizado como dependente de sinal, dificultando assim o seu processo de estimação e impossibilitando um bom processo de filtragem. Estudos sobre a transformação da variância do ruído Poisson foram realizados por pesquisadores como Fryzlewicz e Nason [20], Bartlett [21], Freeman e Tukey [22], e Anscombe [23], tornando-se possível o desenvolvimento de técnicas para esta finalidade, tais como o algoritmo de Haar-Fisz e Transformada de Anscombe.

No caso da Transformada de Anscombe, técnica comumente utilizada, a mesma estabiliza a variância do ruído Poisson através da aplicação da Equação 1, tornando-o ruído Gaussiano aditivo com $\mu = 0$ e $\sigma^2 = 1$ (média igual a zero e variância unitária constante).

$$A(x) = 2\sqrt{x + \frac{3}{8}} \quad (1)$$

Técnicas de transformação da variância do ruído são aplicadas na etapa de pré-processamento da imagem, preparando-a para o processo de atenuação do ruído utilizando técnicas para filtragem de ruído Gaussiano aditivo como NLM e BM3D. Como pós-processamento, faz-se necessária a aplicação da Transformada Inversa de Anscombe para reconstituir a imagem.

Makitalo e Foi [9], [24] obtiveram resultados significativos ao aplicar essa metodologia. Os mesmos propuseram a técnica denominada *exact unbiased inverse* que apresenta resultados melhores que os métodos propostos por Anscombe [23] (*algebraic inverse* e *asymptotically unbiased inverse*) na realização do processo da transformação inversa para os casos de imagens geradas por baixas contagens de fótons.

III. METODOLOGIA PROPOSTA

No processo de aquisição, as projeções de uma imagem TC podem sofrer alguns eventos como atenuação e espalhamento dos raios-X emitidos, influenciando diretamente na qualidade da imagem reconstruída. A atenuação é caracterizada pela absorção da energia emitida, reduzindo-a exponencialmente através dos coeficientes de atenuação dos tecidos atingidos. Esse evento é expresso pela lei de Beer-Lambert [25].

Os fótons remanescentes após o processo de atenuação são contabilizados pelos detectores do tomógrafo para que as projeções possam ser formadas. O cenário de contagem de fótons é então definido como um evento aleatório, caracterizado por uma distribuição de Poisson, dado que o valor de contagem por cada detector é representado como uma variável aleatória. Através desse processo, justifica-se a presença de ruído Poisson nas projeções formadas, que é proporcionalmente mais acentuada em função da baixa dose de raios-X.

O objetivo desse trabalho é realizar a filtragem 2D das projeções ruidosas de um *phantom* simulado de acordo com o tempo de exposição aos raios-X, reconstruir a imagem através das projeções filtradas e avaliar medidas de qualidade (PSNR e SSIM) da imagem estimada. Assim, a metodologia proposta foi definida nas seguintes etapas:

- Simulação das projeções ruidosas;
- Estabilização da variância do ruído (Transformada de Anscombe);
- Filtragem 2D das projeções com algoritmos não locais (NLM e BM3D);
- Filtragem 2D com filtro de Wiener;
- Recuperar as propriedades da imagem em função da estabilização da variância do ruído (*Exact Unbiased Inverse*);
- Reconstrução da imagem (*Filtered Back Projection*).

IV. EXPERIMENTOS, RESULTADOS E ANÁLISE

Os experimentos foram realizados através do *phantom* de Shepp-Logan, uma imagem simulada do crânio humano desenvolvida por Shepp e Logan [26] comumente utilizada em experimentos radiológicos (Figura 1).



Figura 1. Phantom de Shepp-Logan

A partir do *phantom* de Shepp-Logan foram geradas duas imagens para os experimentos, denominadas imagem referência e imagem ruidosa. A imagem referência (Figura 2a) representa a reconstrução das projeções tomográficas com altas

taxas de contagem de fótons (20 segundos de exposição aos raios-X por ponto de projeção), onde a presença do ruído é quase inexistente. Ao contrário, a imagem ruidosa (Figura 2b) foi simulada em condições de baixa contagem de fótons (3 segundos de exposição aos raios-X por ponto de projeção), onde a presença do ruído Poisson é perceptível.

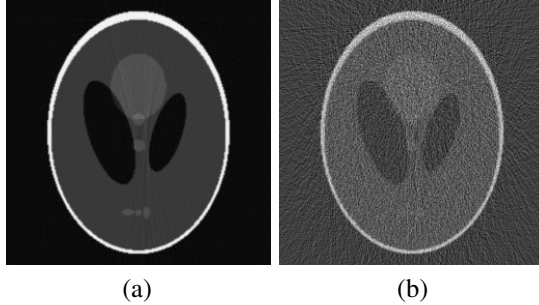


Figura 2. Simulação do phantom de *Shepp-Logan* em diferentes taxas de contagem de fótons. (a) Alta contagem. (b) Baixa contagem.

A configuração dos experimentos foi definida em quatro etapas (Tabela I). Cada etapa consiste na realização da filtragem 2D das projeções através de um filtro não local seguido (ou não) da aplicação do filtro de Wiener para a minimização do borramento na imagem. A seleção de parâmetros para cada técnica foi definida empiricamente através da realização de experimentos isolados. Os valores determinados foram:

- **Non-Local Means** (*janela de busca* = 5×5 ; *patch* = 3×3 ; $\sigma^2 = 1$);
- **BM3D** ($\sigma^2 = 1$);
- **Filtro de Wiener** (*janela* = 5×5 , 7×7 , 9×9).

Tabela I
CONFIGURAÇÃO DOS EXPERIMENTOS ("X" INDICA A PRESENÇA DA TÉCNICA NA ETAPA CORRESPONDENTE).

	NLM	BM3D	FW
1	X		
2	X		X
3		X	
4		X	X

Os resultados obtidos são apresentados na Tabela II. Analisando os valores de PSNR e SSIM em cada configuração de experimentos, conclui-se que houve uma contribuição no aprimoramento da qualidade da imagem ao aplicar o filtro de Wiener nas projeções filtradas por NLM, justificado pelos resultados obtidos em FW(5x5) e FW(9x9). Porém, o mesmo não ocorreu ao aplicar o filtro BM3D, em que o maior valor de PSNR (30,094) ocorreu no experimento sem FW. As Figuras 3 e 4, ilustram as projeções estimadas após o processo de filtragem e as imagens reconstruídas com o algoritmo FBP, respectivamente.

V. CONCLUSÃO

No presente trabalho foram apresentados resultados preliminares para o problema de estimar uma imagem tomográfica livre de ruído Poisson em condições de baixa contagem de

Tabela II
PSNR E SSIM ENTRE A IMAGEM REFERÊNCIA E A IMAGEM ESTIMADA.

	Sem FW		FW(5x5)		FW(7x7)		FW(9x9)	
	NLM	BM3D	NLM	BM3D	NLM	BM3D	NLM	BM3D
PSNR	27,807	30,094	27,937	28,191	24,977	24,263	26,07	26,264
SSIM	0,751	0,869	0,858	0,872	0,788	0,776	0,828	0,825

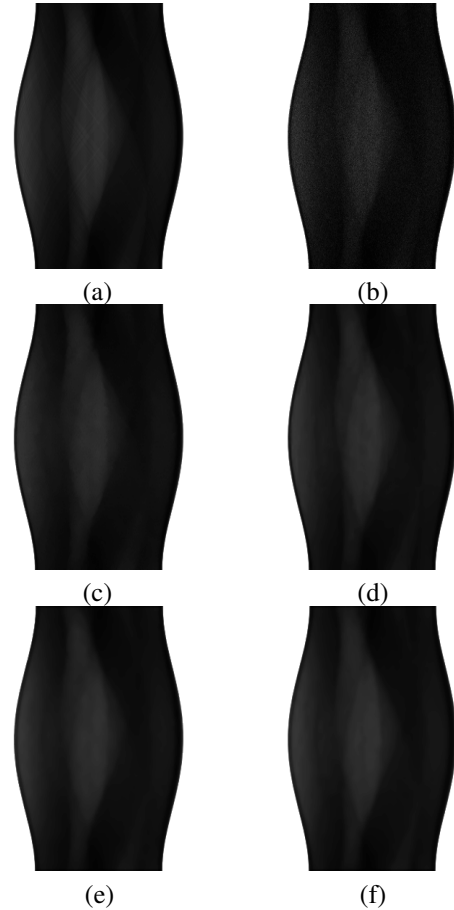


Figura 3. Projeções estimadas (aplicação de contraste para melhor visualização do sinograma). (a) Referência; (b) Ruidosas; (c) NLM sem FW; (d) BM3D sem FW; (e) NLM com FW(5x5); (f) BM3D com FW(5x5).

fótons. Percebe-se que ao aplicar a metodologia proposta, a imagem estimada é levemente borrada devido a aplicação de filtros passa-baixa como NLM e BM3D, e ainda mais acentuada com a aplicação de FW (embora apresente melhores resultados com NLM), inferindo na perda de informações relevantes. Outro problema é a formação de artefatos que ocorrem na aplicação do algoritmo de reconstrução. Em situações reais, tais problemas podem causar erros em diagnósticos médicos, determinando falsos positivos e falsos negativos para a presença de neoplasias, por exemplo.

Para trabalhos futuros, serão realizados estudos sobre Curvelets e sua aplicação para a minimização do ruído Poisson em sinogramas. Além disso, será utilizado o algoritmo de reconstrução POCS paralelo, possibilitando comparar a qualidade da imagem reconstruída com o tradicional algoritmo FBP.

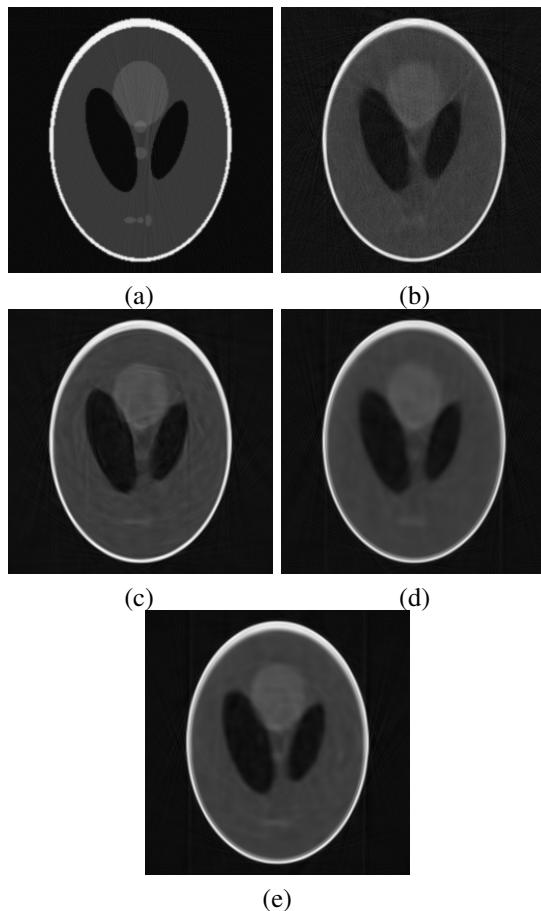


Figura 4. Reconstrução das imagens com FBP. (a) Referência; (b) NLM sem FW; (c) BM3D sem FW; (d) NLM com FW(5x5); (e) BM3D com FW(5x5).

REFERÊNCIAS

- [1] T. M. Buzug, *Computed Tomography - From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT*. Springer, 2008, ch. 3: Milestones of Computed Tomography.
- [2] A. Sodickson, P. F. Baeyens, K. P. Andriole, L. M. Prevedello, R. D. Nawfel, R. Hanson, and R. Khorasani, "Recurrent ct, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from ct of adults," *Radiology*, vol. 251, no. 1, pp. 175 – 184, 2009.
- [3] Y. Xia, M. Berger, C. Riess, J. Hornegger, and A. Maier, "Dose reduction achieved by dynamically collimating the redundant rays in fan-beam and cone-beam ct," in *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2013 IEEE*, Oct 2013, pp. 1–4.
- [4] C. Jiao, D. Wang, H. Lu, Z. Zhang, and J. Z. Liang, "Multiscale noise reduction on low-dose ct sinogram by stationary wavelet transform," in *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2008. NSS '08. IEEE*, Oct 2008, pp. 5339–5344.
- [5] D. Heuscher and F. Noo, "Ct dose reduction using dynamic collimation," in *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2011 IEEE*, Oct 2011, pp. 3470–3473.
- [6] T. Lee, J. Min, and S. Cho, "Many-view under-sampling (MVUS) technique for low-dose CT: Dose versus image quality," in *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2012 IEEE*, Oct 2012, pp. 3617–3619.
- [7] S. Hashemi, S. Beheshti, P. Gill, N. Paul, and R. Cobbold, "Fast fan/parallel beam CS-based low-dose CT reconstruction," in *Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), 2013 IEEE International Conference on*, May 2013, pp. 1099–1103.
- [8] W. Stiller, S. Velloza, and H.-U. Kauczor, "Attenuation-based dynamic CT beam-shaping filtration in dependence of fan and projection angle: Evaluation of a new method for radiation exposure reduction by Monte-

- Carlo simulation of spatial dose distribution," in *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2012 IEEE*, Oct 2012, pp. 2625–2632.
- [9] M. Makitalo and A. Foi, "Optimal Inversion of the Anscombe Transformation in Low-Count Poisson Image Denoising," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 20, no. 1, pp. 99–109, Jan 2011.
- [10] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, *Digital image processing*. Prentice Hall, 2002, ch. 4.3.3: Gaussian Lowpass Filters.
- [11] C. Tomasi and R. Manduchi, "Bilateral filtering for gray and color images," in *Computer Vision, 1998. Sixth International Conference on*, Jan 1998, pp. 839–846.
- [12] A. Buades, B. Coll, and J.-M. Morel, "A non-local algorithm for image denoising," in *Computer Vision and Pattern Recognition, 2005. CVPR 2005. IEEE Computer Society Conference on*, vol. 2, June 2005, pp. 60–65 vol. 2.
- [13] K. Dabov, A. Foi, V. Katkovnik, and K. Egiazarian, "Image denoising by sparse 3d transform-domain collaborative filtering," *IEEE Trans. Image Process*, vol. 16, no. 8, pp. 2080–2095, Aug 2007.
- [14] Q. Jin, I. Grama, and Q. Liu, "Removing Poisson Noise by Optimization of Weights in Non-Local Means," in *Photonics and Optoelectronics (SOPO), 2012 Symposium on*, May 2012, pp. 1–4.
- [15] Y. Xiao and T. Zeng, "Poisson noise removal via learned dictionary," in *Image Processing (ICIP), 2010 17th IEEE International Conference on*, Sept 2010, pp. 1177–1180.
- [16] R. Giryes and M. Elad, "Sparsity-Based Poisson Denoising With Dictionary Learning," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 23, no. 12, pp. 5057–5069, Dec 2014.
- [17] L. Ma, L. Moisan, J. Yu, and T. Zeng, "A Dictionary Learning Approach for Poisson Image Deblurring," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 32, no. 7, pp. 1277–1289, July 2013.
- [18] C.-A. Deledalle, F. Tupin, and L. Denis, "Patch similarity under non Gaussian noise," in *Image Processing (ICIP), 2011 18th IEEE International Conference on*, Sept 2011, pp. 1845–1848.
- [19] H. Yue, X. Sun, J. Yang, and F. Wu, "Image Denoising by Exploring External and Internal Correlations," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 24, no. 6, pp. 1967–1982, June 2015.
- [20] P. Fryzlewicz and G. P. Nason, "A Haar-Fisz algorithm for Poisson intensity estimation," *Journal of Computational and Graphical Statistics*, vol. 13, no. 3, pp. 621–638, 2004.
- [21] M. S. Bartlett, "The square root transformation in analysis of variance," *J R Statist Soc*, no. 3, pp. 68–78, 1936.
- [22] M. F. Freeman and J. W. Tukey, "Transformations related to the angular and the square root," *Institute of Mathematical Statistics - Princeton University*, 1972.
- [23] F. J. Anscombe, "The transformation of Poisson, Binomial and Negative Binomial data," *Biometrika*, no. 15, pp. 246–254, 1948.
- [24] M. Makitalo and A. Foi, "On the inversion of the Anscombe transformation in low-count Poisson image denoising," in *Local and Non-Local Approximation in Image Processing, 2009. LNLA 2009. International Workshop on*, Aug 2009, pp. 26–32.
- [25] P. Bouguer, *Essai d'optique, Sur la gradation de la lumière*. Claude Jombert Paris, 1729.
- [26] L. A. Shepp and B. F. Logan, "The Fourier reconstruction of a head section," *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 21, pp. 21–43, 1974.