

# Investigating Poisson Noise Filtering in Digital Breast Tomosynthesis

Marcelo A. C. Vieira  
Department of Electrical and Computer  
Engineering  
University of São Paulo - USP  
São Carlos – SP – Brazil  
[mvieira@sc.usp.br](mailto:mvieira@sc.usp.br)

Predrag R. Bakic, Andrew D. A.  
Maidment  
Department of Radiology  
University of Pennsylvania - UPENN  
Philadelphia – PA – USA

Nelson D. A. Mascarenhas  
Department of Computing  
Federal University of São Carlos -  
UFSCAR  
São Carlos – SP – Brazil

**Abstract**— Digital Breast Tomosynthesis (DBT) is a potential candidate to substitute digital mammography in breast cancer screening. In DBT, projection images are acquired with low levels of radiation, which significantly increases image noise. In this work, we evaluate the effect of a denoising filter, designed for digital mammography, on the reduction of quantum noise in DBT images. This filter is based on an adaptive Wiener filter and the Anscombe transformation, to reduce Poisson noise without significantly affecting image sharpness. Denoising was applied to a set of synthetic DBT images generated using a 3D anthropomorphic software breast phantom. Images without noise was also created to provide ground-truth information. In order to evaluate the denoising performance in different steps of the DBT imaging, filtering was applied separately to the projections (before reconstruction) and to the tomographic slices (after reconstruction). The performance of the filter was evaluated considering qualitative and quantitative analysis of the images before and after denoising.

**Keywords**—Image denoising; digital breast tomosynthesis; wiener filter; Anscombe transformation

## I. INTRODUÇÃO

A tomossíntese mamária (DBT – *Digital Breast Tomosynthesis*) é uma nova modalidade de imagem médica por raios-X que está sendo muito utilizada, juntamente com a mamografia digital 2D, no rastreamento do câncer de mama. Nela, um conjunto de projeções de baixa dosagem é adquirido enquanto o tubo de raios-X se move ao longo de um arco [1]. Um volume 3D da imagem da mama é reconstruído a partir dessas projeções e as imagens das fatias tomográficas são então geradas. A vantagem sobre a mamografia convencional é que a tomossíntese reduz os problemas causados pela sobreposição de tecidos quando uma estrutura 3D é projetada em um plano. Estudos preliminares mostraram que a tomossíntese possui maior sensibilidade e especificidade do que a mamografia digital 2D no rastreamento do câncer de mama [2].

O exame de tomossíntese normalmente é feito com uma exposição total de radiação equivalente a uma mamografia convencional. Isso significa que cada uma das projeções é obtida com níveis relativamente baixos de radiação, normalmente cerca de 10-15% da dose utilizada na mamografia convencional, o que aumenta consideravelmente a quantidade

de ruído Poisson (quântico) presente na imagem, degradando sua qualidade.

Em trabalho prévio [3,4] apresentamos um algoritmo para filtragem de ruído Poisson em mamografia 2D, que se baseia no uso de um filtro de Wiener adaptativo para reduzir o ruído da imagem mamográfica sem afetar significativamente a nitidez da imagem. Além disso, propusemos a utilização da transformada de Anscombe [5] para estabilizar a variância do ruído antes de aplicar o filtro de Wiener, permitindo melhor redução de ruído Poisson na mamografia digital.

Agora, este trabalho investiga como o ruído Poisson das projeções influencia a qualidade das imagens reconstruídas na tomossíntese mamária, e como o filtro de Wiener e a transformada de Anscombe afeta a qualidade dessas imagens. Além disso, o filtro foi aplicada separadamente tanto nas projeções como nas fatias reconstruídas, com a finalidade de se avaliar em qual etapa do processo de formação da imagem de tomossíntese a filtragem de ruído tem melhor desempenho: antes ou após a reconstrução.

## II. MATERIAIS E MÉTODOS

### A. Filtragem do ruído

A transformada de Anscombe estabiliza a variância do ruído dependente do sinal com distribuição de Poisson e o converte em um ruído aditivo e independente do sinal, com distribuição aproximadamente gaussiana com média zero e variância unitária [3]. Seja a imagem degradada  $g(x,y)$  uma imagem corrompida pelo ruído Poisson. A transformada de Anscombe de  $g(x,y)$  é dada pela seguinte equação [5]:

$$z(x,y) = \left( 2\sqrt{u(x,y) + \frac{1}{8}} \right) + v(x,y) = s(x,y) + v(x,y) \quad (1)$$

Essa equação pode ser representada pelo seu modelo aditivo [3]:

$$z(x,y) = 2\sqrt{g(x,y) + \frac{3}{8}} \quad (2)$$

onde  $u(x,y)$  é a taxa do sinal (ou seja, o valor esperado) com distribuição de Poisson e  $v(x,y)$  o termo aditivo, que é independente do sinal  $s(x,y)$  e tem uma distribuição aproximadamente gaussiana [5]. Assim, pode-se utilizar qualquer técnica de filtragem de ruído aditivo para restaurar a imagem  $z(x,y)$  no domínio de Anscombe. Nesse trabalho, foi utilizado o filtro de Wiener pontual adaptativo [3] para se obter uma estimativa,  $\hat{s}(x,y)$ , da imagem sem ruído no domínio de Anscombe.

Assumindo que no domínio de Anscombe o ruído tem uma distribuição gaussiana com média zero e variância unitária, o filtro de Wiener pontual tem a seguinte expressão [4]:

$$\hat{s}(x,y) = \bar{s} + \frac{\sigma_s^2}{\sigma_s^2 + 1} [z(x,y) - \bar{s}] \quad (3)$$

onde  $\bar{s}$  e  $\sigma_s^2$  são a média e a variância do sinal, respectivamente. Esses parâmetros podem ser calculados localmente considerando uma imagem que represente uma estimativa preliminar do sinal no domínio de Anscombe,  $\hat{s}(x,y)$ , que pode ser obtida borrando a imagem  $z(x,y)$  com um filtro da média de tamanho  $3 \times 3$ . Para o cálculo local dos parâmetros média e variância para o filtro de Wiener, foi considerada uma janela quadrada, de tamanho variável, que varre toda a imagem, calculando os parâmetros ao redor do pixel a ser processado. O tamanho dessa janela é ajustado automaticamente considerando o método proposto em [3]. Esse procedimento permite que o filtro de Wiener reduza o ruído sem afetar significativamente a nitidez da imagem.

Finalmente, após a restauração da imagem pelo filtro de Wiener adaptativo, deve-se utilizar a transformada inversa de Anscombe para se obter a estimativa,  $\hat{u}(x,y)$ , de uma imagem mamográfica sem ruído no domínio do espaço. A transformada inversa de Anscombe é dada pela seguinte equação [5]:

$$\hat{u}(x,y) = \frac{1}{4} \hat{s}(x,y)^2 - \frac{1}{8} \quad (4)$$

### B. Banco de imagens mamográficas

Para se avaliar o desempenho do filtro proposto, um conjunto de imagens sintéticas de tomossíntese mamária foi gerado usando um *software* simulador antropomórfico 3D [6,7] desenvolvido na Universidade da Pensilvânia (*University of Pennsylvania - UPENN*). Esse *software* é capaz de fornecer uma simulação realista da mama, incluindo regiões de tecido adiposo e fibroglandular e diferentes lesões mamárias de interesse clínico. Parâmetros de simulação podem ser selecionados para cobrir a amplitude das variações na anatomia da mama observadas clinicamente.

Usando este *software* simulador, foram gerados 9 diferentes modelos (*phantoms*) 3D de mama, nos quais foram selecionados aleatoriamente diferentes distribuições de tecidos adiposos e fibroglandular. Além disso, um agrupamento de microcalcificações foi adicionado em cada um destes modelos em posições aleatórias, simulando uma lesão mamária de

grande importância clínica, pois é um dos indícios de câncer de mama em seu estágio inicial.

Com isso, foi gerado um banco de imagem contendo diversas projeções de tomossíntese de todos os 9 *phantoms* de mama, considerando a geometria de aquisição de um equipamento de tomossíntese fabricado pela GE (Senographe DS, General Electric Healthcare) [8]. Nesse sistema, 15 projeções são obtidas para cada mama, considerando um ângulo de varredura de aproximadamente  $\pm 20.0^\circ$ . Além disso, imagens de projeção sem ruído também foram geradas a fim de fornecer padrões de referência (*ground-truth*), que permitiu a avaliação do desempenho do filtro de ruído usando medidas objetivas de qualidade de imagem [9,10]. Assim, o total de 270 projeções foram geradas, cada um com  $1920 \times 2304$  pixels, 14 bits e tamanho de pixel de  $100 \mu\text{m}$ .

Fatias tomográficas também foram geradas a partir dessas projeções usando um *software* comercial de reconstrução para DBT (Briona™ 3D, Real-Time Tomography). Este *software* usa um algoritmo de retroprojeção filtrada para gerar fatias reconstruídas em planos paralelos ao suporte da mama, em várias profundidades do volume mamário. Para este trabalho foram geradas fatias de 0,5 mm de espessura com espaçamento de 0,5 mm entre elas.

A Fig. 1 mostra um exemplo de imagem de projeção de tomossíntese mamária gerada com o simulador antropomórfico (imagem à esquerda) e um exemplo de fatia reconstruída obtida com o *software* Briona™ 3D (imagem à direita).

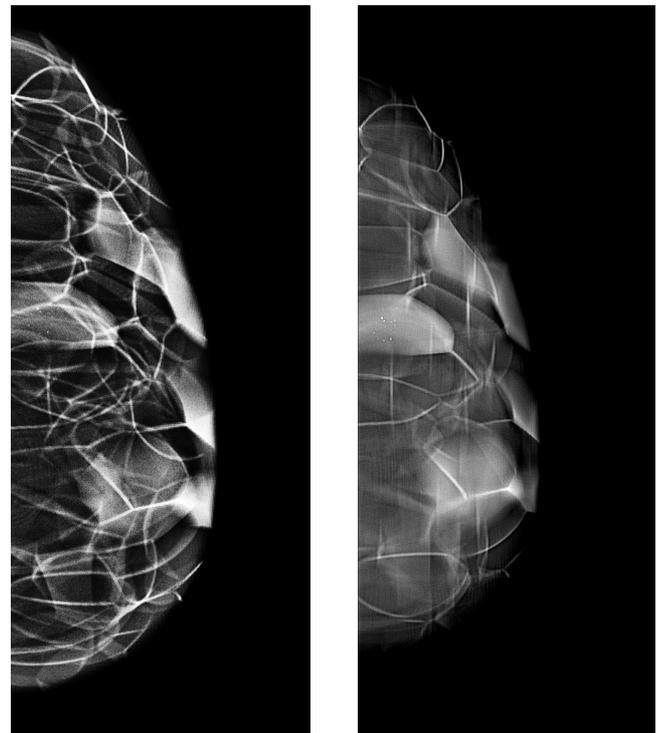


Fig. 1. Exemplo de imagens de DBT utilizadas nesse estudo. Imagem à esquerda mostra um exemplo de projeção (antes da reconstrução) e a imagem à direita mostra um exemplo de fatia tomográfica (após a reconstrução).

### C. Avaliação de desempenho do filtro proposto

A avaliação de desempenho da filtragem do ruído foi realizada usando medidas qualitativas e quantitativas. Medidas qualitativas foram realizadas pelo cálculo da densidade espectral de potência (PSD – *Power Spectral Density*) [11] das imagens antes e após a filtragem do ruído, comparando com a PSD da imagem referência. Medidas quantitativas foram obtidas pelo cálculo do pico da relação sinal-ruído (PSNR - *peak of signal-to-noise ratio*) [9] e do índice de similaridade estrutural (SSIM - *structural similarity index*) [10].

A filtragem de ruído foi aplicada às imagens de tomossíntese mamária considerando três abordagens diferentes:

1. A filtragem de ruído foi aplicada nas projeções e as medidas de desempenho foram realizadas também nas projeções. O *software* de reconstrução não foi utilizado nesse caso.
2. A filtragem foi aplicada nas projeções, mas as medidas de desempenho foram realizadas nas fatias geradas após a reconstrução.
3. A filtragem de ruído e a avaliação de desempenho foram realizadas considerando as fatias reconstruídas geradas após a reconstrução.

## III. RESULTADOS

### A. Abordagem 1

Os resultados de cada abordagem no processo de filtragem de ruído em imagens de tomossíntese mamária (abordagens 1, 2 e 3) são apresentados separadamente. Primeiramente é mostrado um exemplo de imagem obtida quando a filtragem foi aplicada nas projeções (abordagem 1). A Fig. 2 mostra uma região de interesse (ROI) de tamanho  $256 \times 256$  pixels que inclui o agrupamento de microcalcificações, extraído da projeção central ( $0^\circ$ ) de uma das imagens utilizadas neste trabalho. A imagem superior à esquerda mostra a imagem original (ruidosa); a imagem superior à direita é a imagem referência (sem ruído) e a imagem inferior mostra o resultado da filtragem de ruído pelo método proposto.

As imagens mostradas na Fig. 2 mostram que o filtro proposto reduziu significativamente o ruído da imagem de projeção. Apesar da imagem original estar bastante corrompida pelo ruído Poisson, o filtro proposto preservou os detalhes da imagem e o agrupamento de microcalcificações pode ser claramente visualizado na imagem filtrada.

Também foram calculados as curvas da densidade espectral de potência (PSD) em função da frequência espacial utilizando o método proposto em [11]. A PSD foi calculada antes e após a filtragem do ruído. A Fig. 3 mostra um exemplo de PSD calculada para a imagem original (em preto), para a imagem referência (em azul) e para a imagem obtida após a filtragem do ruído (em vermelho). Nota-se que o ruído foi significativamente reduzido após a filtragem pelo método proposto, e a curva PSD da imagem resultante é muito próxima da curva obtida pela imagem de referência, mostrando a eficiência do filtro utilizado.

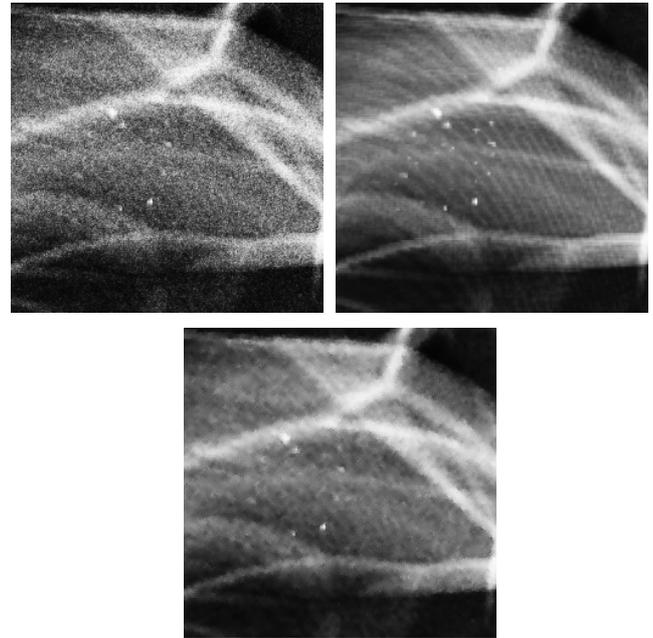


Fig. 2. Abordagem 1: exemplo de resultado obtido com a filtragem do ruído em imagens de projeções. Imagem superior esquerda: imagem original ruidosa; imagem superior direita: imagem referência sem ruído; imagem inferior: resultado da filtragem pelo método proposto aplicado nas projeções.

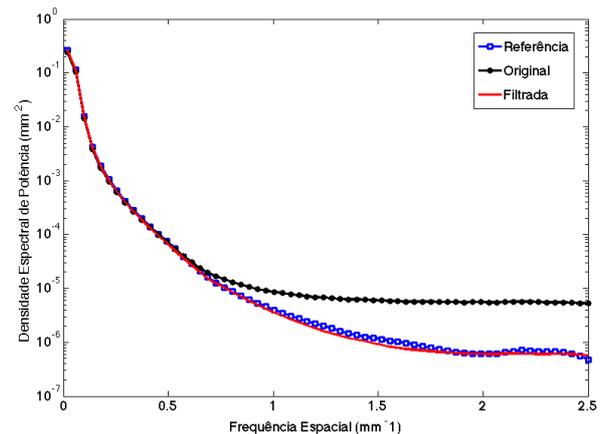


Fig. 3. Abordagem 1: exemplo de densidade espectral de potência (PSD) calculada para as imagens de DBT antes (em preto) e após (em vermelho) a filtragem do ruído. Também foi calculado a PSD da imagem de referência (em azul), para melhor avaliação do filtro utilizado.

### B. Abordagem 2

A seguir é mostrado um exemplo de resultado obtido com a abordagem 2, na qual a filtragem do ruído foi aplicada nas projeções, mas as avaliações foram realizadas nas fatias tomográficas geradas quando as imagens filtradas foram utilizadas do processo de reconstrução. A Fig. 4 mostra imagens de uma ROI de tamanho  $256 \times 256$  pixels que foi extraída de uma das fatias reconstruídas usando projeções originais (imagem superior esquerda), projeções de referência sem ruído (imagem superior direita) e projeções filtradas pelo método proposto (imagem inferior).

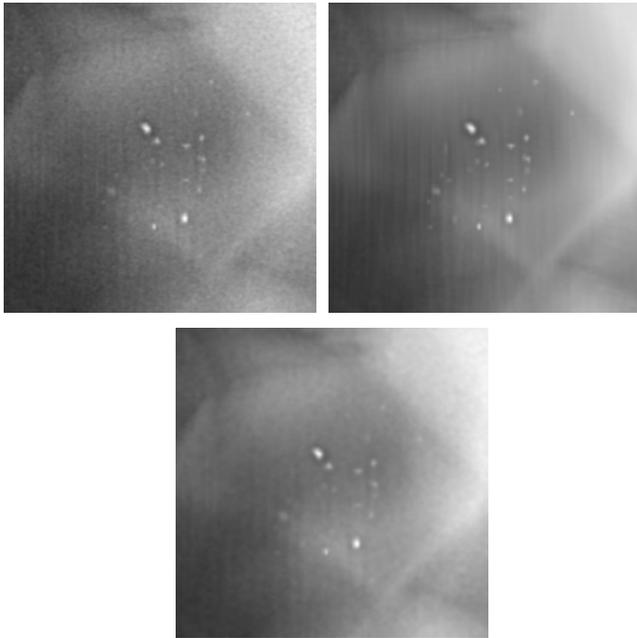
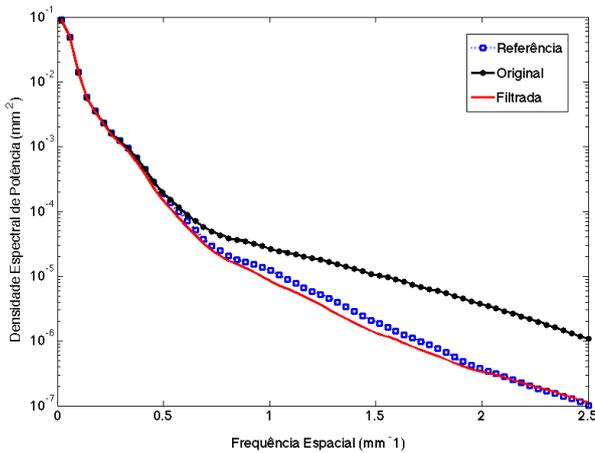


Fig. 4. Abordagem 2: exemplo de resultado obtido com a reconstrução tomográfica. Imagem superior esquerda: fatia reconstruída a partir de projeções originais ruidosas; imagem superior direita: fatia reconstruída a partir de projeções sem ruído (referência); imagem inferior: imagem de uma fatia reconstruída a partir de projeções filtradas pelo método proposto.

As imagens da Fig. 4 mostram que mesmo após a reconstrução, a redução de ruído na imagem da fatia gerada a partir das projeções filtradas ainda é perceptível. A Fig. 5 mostra a PSD calculada para as fatias tomográficas utilizando a abordagem 2, na qual as imagens foram obtidas após a reconstrução utilizando as projeções originais (em preto), as projeções sem ruído (em azul) e as projeções filtradas pelo método proposto (em vermelho).



Abordagem 2: exemplo de densidade espectral de potência (PSD) calculada para as fatias reconstruídas de DBT usando projeções originais (em preto) projeções sem ruído (em azul) e projeções filtradas pelo método proposto (em vermelho).

Nota-se que o algoritmo de reconstrução modificou as características de ruído das imagens originais (compare a curva em preto das Figuras 3 e 5). Mesmo assim, o ruído presente nas

imagens reconstruídas ainda é menor quando as projeções filtradas foram utilizadas, ficando muito próxima da curva obtida com as projeções sem ruído.

### C. Abordagem 3

Finalmente, é mostrado um exemplo de resultado obtido com a abordagem 3, na qual a filtragem do ruído foi aplicada diretamente nas fatias tomográficas, após o processo de reconstrução utilizando projeções originais ruidosas. A Fig. 6 mostra imagens de uma ROI de tamanho  $256 \times 256$  pixels que foi extraída de uma das fatias obtidas após a reconstrução. A imagem superior esquerda mostra a imagem original (com ruído), a imagem superior direita mostra a imagem referência (sem ruído) e a imagem inferior mostra o resultado após a filtragem do ruído.

Analisando as imagens da Fig. 6, nota-se que a imagem filtrada não apresentou significativa redução de ruído em relação à imagem original. Isso mostra que a filtragem de ruído proposta não produziu bons resultados quando aplicada após a reconstrução.

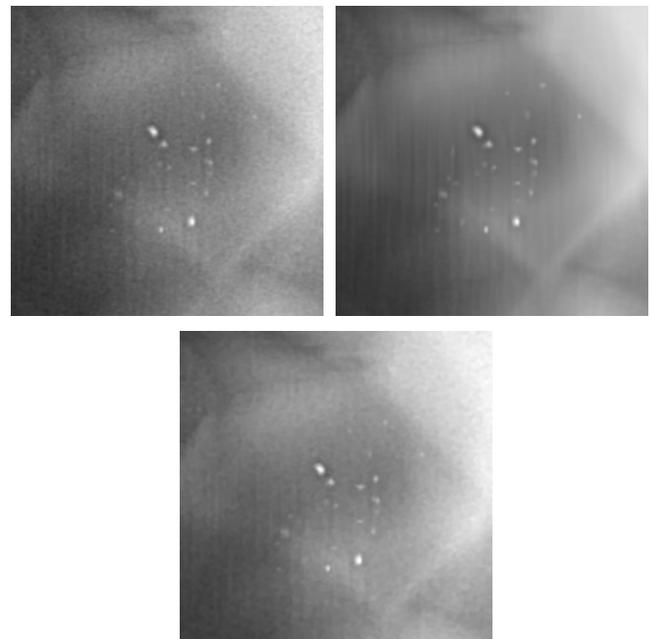


Fig. 5. Abordagem 3: exemplo de resultado obtido com a aplicação do filtro de ruído após a reconstrução tomográfica. Imagem superior esquerda: imagem original ruidosa; imagem superior direita: imagem referência (sem ruído); imagem inferior: imagem filtrada pelo método proposto.

A Fig. 7 mostra a PSD calculada para as fatias tomográficas utilizando a abordagem 3, na qual a filtragem foi aplicada apenas nas fatias tomográficas (após a reconstrução). A curva em preto mostra a PSD correspondente a imagem original ruidosa; a PSD em azul foi calculada utilizando a imagem referência (sem ruído) e a curva em vermelho mostra a PSD calculada para a imagem filtrada pelo método proposto. Nota-se pela análise das curvas da Fig. 7 que o filtro de ruído não removeu satisfatoriamente o ruído da imagem quando aplicado nas fatias após a reconstrução.

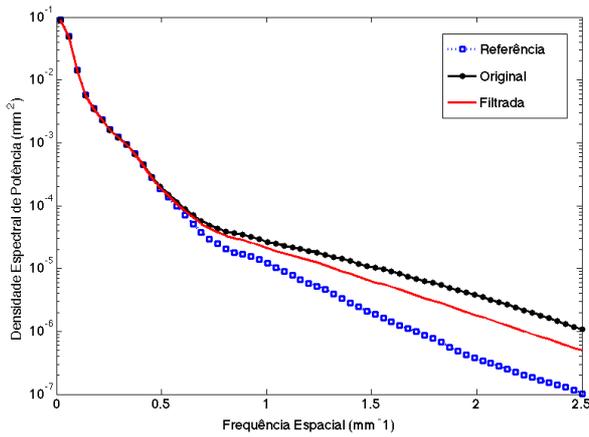


Fig. 6. Abordagem 3: exemplo de densidade espectral de potência (PSD) calculada para as imagens das fatias reconstruídas de DBT. Imagem original ruidosa (em preto), imagem referência sem ruído (em azul) e imagem filtrada pelo método proposto (em vermelho).

#### D. Análise quantitativa (PSNR e SSIM)

A seguir serão apresentados os resultados obtidos com a análise quantitativa do desempenho do filtro de ruído nas imagens de DBT. A Tabela I mostra os valores médios e o desvio padrão para as medidas de PSNR e SSIM calculados para as imagens de DBT quando a filtragem foi aplicada considerando as três abordagens descritas nesse trabalho. Os valores foram calculados para todas as imagens processadas considerando todos os 9 *phantoms* utilizados nesse trabalho. Além disso, o ganho relativo com o uso da filtragem de ruído em cada caso também foi calculado.

TABELA I. MÉDIA E DESVIO PADRÃO DOS VALORES DE PSNR E SSIM CALCULADOS PARA TODAS AS IMAGENS DE DBT, ANTES E APÓS A APLICAÇÃO DO FILTRO DE RUÍDO, CONSIDERANDO AS TRÊS ABORDAGENS UTILIZADAS NESSE TABALHO.

Medida utilizada		Abordagem na filtragem do ruído		
		1	2	3
PSNR (dB)	Antes	30,53±0,34	41,54 ± 0,39	41,54 ± 0,39
	Depois	39,65 ± 0,36	46,32 ± 0,32	43,80 ± 0,02
	Ganho (dB)	9,12 ± 0,11	4,78 ± 0,13	2,26 ± 0,02
SSIM	Antes	0,589 ± 0,002	0,944 ± 0,004	0,944 ± 0,004
	Depois	0,931 ± 0,001	0,983 ± 0,001	0,969 ± 0,002
	Ganho (%)	58,25 ± 3,34	4,21 ± 0,35	2,61 ± 0,21

Pode-se observar através da Tabela I que o filtro de ruído teve melhor desempenho quando aplicado nas projeções, antes da reconstrução, caso em que o ganho médio de 9,12 dB no PSNR foi obtido. O mesmo comportamento foi observado para as medidas de SSIM, caso em que um ganho de 58,25% foi obtido com a filtragem proposta. Considerando as imagens das fatias tomográficas, o ganho obtido foi bem menor (4,78 dB para PSNR e 4,21% para o SSIM). Isso se deve ao fato de o processo de reconstrução por retroprojeção filtrada diminuir o ruído da imagem reconstruída em relação às projeções, já que todas as projeções são utilizadas na reconstrução. Pode-se notar na Tabela I que a imagem original (ruidosa) reconstruída, sem considerar a filtragem de ruído, tem melhor qualidade do que as projeções individuais (41,54 dB após a reconstrução versus 30,53 dB antes da reconstrução)

#### IV. CONCLUSÕES

Neste trabalho, foi investigado o uso de um filtro de ruído baseado na transformada de Anscombe e no filtro de Wiener adaptativo para imagens de tomossíntese mamária. A filtragem foi aplicada separadamente nas projeções (antes da reconstrução) e nas fatias tomográficas (após a reconstrução).

Avaliações sobre a qualidade da imagem após a filtragem foram conduzidas utilizando medidas qualitativas - por meio do cálculo da PSD das imagens - e medidas quantitativas - por meio do cálculo do PSNR e SSIM. Os resultados obtidos nesse trabalho sugerem que o filtro de ruído proposto apresenta melhor desempenho quando aplicado antes da reconstrução, diretamente nas imagens das projeções. Isso mostra que o ruído dominante nas projeções DBT possui distribuição de Poisson, que foi melhor removido no domínio de Anscombe. Por outro lado, pouca melhora foi observada quando o filtro foi aplicado diretamente nas fatias tomográficas, sugerindo que o algoritmo de reconstrução modifica as características do ruído das imagens de DBT. Nesse caso, o filtro proposto não apresentou bons resultados pois ele foi desenvolvido para ter desempenho ótimo para imagens corrompidas por ruído de Poisson, o que não é mais o caso da tomossíntese após a reconstrução.

Uma das limitações desse trabalho é o fato de que ele foi desenvolvido utilizando apenas imagens sintéticas. 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* 3D antropomórfico, capaz de fornecer simulação realista das imagens DBT da mama, um estudo utilizando imagens clínicas deve ser conduzido para uma avaliação mais adequada dos benefícios do uso de filtragem de ruído em imagens de DBT.

#### AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer à FAPESP e ao CNPq pelo apoio financeiro.

#### REFERÊNCIAS

- [1] Reiser, I. and Nishikawa R.M. "Task-based assessment of breast tomosynthesis: Effect of acquisition parameters and quantum noise". *Med. Phys.* 37(4), 1591-1600, 2010.

- [2] Rafferty, E.A., Park, J.M., Philpotts, L.E., et al. "Assessing Radiologist Performance Using Combined Digital Mammography and Breast Tomosynthesis Compared with Digital Mammography Alone: Results of a Multicenter, Multireader Trial". *Radiology* 266(1), 104-113, 2013.
- [3] Vieira, M.A.C.; Mascarenhas, N.D.A.; Borges, L.R.; Schiabel, H. "Metodologia para Redução de Ruído Quântico em Imagens Mamográficas e sua Aplicação em Sistemas Computacionais de Auxílio ao Diagnóstico (CAD)", VIII Workshop de Visão Computacional, 2012.
- [4] Vieira, M. A. C., Bakic, P. R., Maidment, A. D. A., Schiabel, H.; Mascarenhas, N. D. A. "Filtering of Poisson Noise in Digital Mammography Using Local Statistics and Adaptive Wiener Filter". *LNCS7361*, 268-275, 2012.
- [5] Anscombe, F. J. "The transformation of Poisson, binomial and negative-binomial data". *Biometrika* 35, 246-254, 1948.
- [6] Pokrajac, D. D., Maidment, A. D. A., Bakic, P. R. "Optimized generation of high resolution breast anthropomorphic software phantoms" *Med. Phys.* 39(4), 2290-2302, 2012.
- [7] Bakic, P. R., Zhang, C., Maidment, A. D. A. "Development and characterization of an anthropomorphic breast software phantom based upon region-growing algorithm". *Med. Phys.* 38(6), 3165-3176, 2011.
- [8] Bakic, P. R., Ng S., Ringer, P., Carton, A-K., Conant, E. F., Maidment, A. D. A. "Validation and optimization of digital breast tomosynthesis reconstruction using an anthropomorphic software breast phantom" *Proc. SPIE 7622*, 76220F, 2010.
- [9] Wang, Z. and Bovik, A. C. "Mean squared error: Love it or leave it? A new look at signal fidelity measures". *IEEE Signal Proc. Mag.* 26(1), 98-117, 2009.
- [10] Wang, Z., Bovik, A. C., Sheikh, H. R., Simoncelli, E.P. "Image quality assessment: from error visibility to structural similarity". *IEEE T Image Process.* 13(4), 600-612, 2004.
- [11] Wu, G., Mainprize, J. G., Yaffe, M. J. "Spectral analysis of mammographic images using a multitaper method". *Med. Phys.* 39(2), 801-810, 2012.