



Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Graduação em Engenharia Biomédica

MARIANE MODESTO OLIVEIRA

AVALIAÇÃO DE RUÍDO EM PERFIL DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS

Uberlândia
2019

MARIANE MODESTO OLIVEIRA

AVALIAÇÃO DE RUÍDO EM PERFIL DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS

Trabalho apresentado como requisito parcial de avaliação na disciplina Trabalho de Conclusão de Curso do Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia.

Orientador: Ana Cláudia Patrocínio

Assinatura do Orientador

Uberlândia
2019

Dedico este trabalho aos meus pais e à minha irmã,
pelo incentivo, paciência e apoio suficiente para
que esse trabalho fosse desenvolvido.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a Prof.^aDra. Ana Cláudia, pela orientação e suporte durante o meu percurso na graduação em Engenharia Biomédica e por ser um exemplo de profissional ética, didática e dedicação.

Agradeço aos meus pais Jeremias e Marta e minha irmã Letícia, por estarem sempre presentes e me dando todo apoio necessário para que eu pudesse chegar até aqui.

Aos meus amigos de longa data por estarem presentes durante toda minha trajetória e principalmente Amanda Ferreira, Amanda Hueb, Ayene Dantas, Camila Cavalieri, Carol Stoppe, Danilo Volpe, Emily Faria, Evelyn Ponciano, Fernando Bernardes, Giovana Borges, Gustavo Freitas, Isadora Marquez, Luana Ebertharte, Nicole Violatti, Yohana Lucas e Wilker Morais pelo carinho e por compartilharem comigo momentos de alegrias e angústias.

Aos amigos de intercâmbio e principalmente Filipe Caldas, João Roberto, Luiz Henrique e Matheus Veríssimo que se tornaram a minha segunda família e mesmo que estando distantes atualmente, continuo com um carinho imenso por nossa amizade.

As amigas que moraram comigo durante todo este tempo Stella e Isabella, por toda paciência, torcida, incentivo e carinho.

Aos amigos que fiz durante a graduação Ana Luiza Cavalcante, Daniel Rodrigues, Lucas Lemos, Paulo Camargos, Rodolpho Macêdo e Thamiris Araújo cuja amizade levarei para toda a vida.

Aos amigos que fiz em Uberaba e que reencontrei em Uberlândia Beatriz, Stella, Renato, pelas conversas e caronas entre as duas cidades durante este tempo.

Aos meus professores de inglês Gabriel Falco e Mateus Mariano pela didática e conhecimentos passados durante as aulas, que foram de extrema importância para realizar este trabalho.

Por fim, a Universidade Federal de Uberlândia por todo conhecimento proporcionado.

RESUMO

A detecção precoce do câncer de mama é importante para que os tratamentos tenham maior probabilidade de sucesso e sejam menos agressivos, a sua detecção ocorre a partir do exame de mamografia. Para que haja um correto diagnóstico da doença é necessário que a imagem mamográfica possua uma boa acurácia para que o profissional de saúde possa identificar estruturas que podem evoluir para um futuro câncer de mama. Estas estruturas são identificadas devido a diferença de contraste na imagem. Durante a aquisição da imagem ocorre a interação entre o feixe de raios X e a matéria, tal interação provoca fenômenos de absorção e espalhamento que contribuirão para o acréscimo de ruídos na imagem. O ruído provoca a variação de intensidade de tons de cinza na imagem, podendo colaborar para redução do contraste, nitidez e qualidade. Os ruídos não podem ser completamente removidos da imagem devido a sua característica aleatória, mas é possível atenuá-los. Ao suavizar os ruídos por meio da filtragem do sinal com a utilização de filtros do tipo passa-baixa, pode ocorrer borramento e distorções nas imagens resultantes. Através da filtragem de um conjunto de imagens de Phantom de PMMA (Polimetilmetacrilato) foi possível traçar o perfil da imagem e utilizar diferentes filtros passa-baixa, no domínio do espaço, para analisar qual deles resulta em uma melhor redução do ruído mantendo boa qualidade da imagem. A qualidade da imagem foi avaliada através de métricas de avaliação como SNR (*Signal-to-Noise Ratio*), PSNR (*Peak Signal-to-Noise Ratio*) e MSE (*Mean Squared Ratio*). Para ler a imagem, traçar o perfil e calcular as métricas foi utilizado um algoritmo desenvolvido em Matlab. Foi necessário analisar os resultados qualitativamente e quantitativamente, pois imagens que apresentaram bom resultado qualitativo, devido ao filtro de média, apresentaram piores resultados quantitativos e essa incoerência dos resultados advém do fato do *Phanton* possuir densidade uniforme.

Palavras-chave: câncer de mama, mamografia, ruído, filtro passa-baixa

ABSTRACT

The success of breast cancer treatment depends on early detection, which can make the medical treatment more successful and less aggressive. The exam used to perform the early detection of this disease is the mammography. To have a correct diagnosis is necessary that the mammographic image has a good accuracy so that the health professional can identify structures that can evolve into a future breast cancer. These structures are identified through contrast difference in the image. During image acquisition occurs the interaction between the x-ray beam and material, such interaction causes absorption and scattering phenomena that will contribute to the increase of image noise. The noise increases the amount of grayscale in the image, and can collaborate to reduce contrast, sharpness and quality. Noise cannot be completely remove from the image due to their random feature, but it can be attenuated. By smoothing out noise by filtering the signal, using low-pass filters, blurring and distortion can occur in the resulting images. By filtering a set of phantom PMMA (Polymethylmethacrylate) images, it was possible to trace the image profile and use different low-pass filters in the space domain to analyze which one results in a better noise reduction while maintaining good image quality. The image quality was evaluated through evaluation metrics such as SNR (Signal-to-Noise Ratio), PSNR (Peak Signal-to-Noise Ratio) and MSE (Mean Squared Ratio). To read the image, to draw the profile and to calculate the metrics was used an algorithm developed in Matlab. It was necessary to analyze the results qualitatively and quantitatively, because images that presented a good qualitative result, due to the average filter, presented worse quantitative results and this incoherence of the results comes from the fact that the Phantom has uniform density.

Key words: breast cancer, mammography, noise, low-pass filter

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Tubo de raios X.....	14
Figura 2: Esquema de obtenção de uma imagem de mamografia	15
Figura 3: Movimento da máscara de tamanho 3x3 para filtrar a imagem. O pixel cinza é o pixel central que terá o seu valor modificado.....	24
Figura 4: Ilustração do procedimento de processamento da imagem de mamografia.....	32
Figura 5: Perfil da imagem MG01 original e das imagens filtradas.....	33
Figura 6: Figura 12: Ruído estimado para os diferentes filtros da imagem MG01	34
Figura 7: Valores de SNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG01....	34
Figura 8: Valores de PSNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG01 .	35
Figura 9: Perfil da imagem MG02 original e das imagens filtradas.....	36
Figura 10: Ruído estimado para os diferentes filtros da imagem MG02.....	37
Figura 11: Valores de SNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG02..	37
Figura 12: Valores de PSNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG02	38
Figura 13: Perfil da imagem MG04 original e das imagens filtradas.....	39
Figura 14: Ruído estimado para os diferentes filtros imagem MG04	39
Figura 15: Valores de SNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG04..	40
Figura 16: Valores de PSNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG04	40
Figura 17: Perfil da imagem MG08 original e das imagens filtradas.....	41
Figura 18: Ruído estimado para os diferentes filtros imagem MG08	42
Figura 19: Valores de SNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG08..	42
Figura 20: Valores de PSNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG08	43
Figura 21: Perfil da imagem MG10 original e das imagens filtradas.....	44
Figura 22: Ruído estimado para os diferentes filtros imagem MG10	44
Figura 23: Valores de SNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG10.	45
Figura 24: Valores de PSNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG10	45
Figura 25: Perfil da imagem MG18 original e das imagens filtradas.....	46
Figura 26: Ruído estimado para os diferentes filtros imagem MG18	47
Figura 27: Valores de SNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG18..	47
Figura 28: Valores de PSNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG18.	48
Figura 29: Média de Desvio Padrão para os valores de SNR calculados.....	49
Figura 30: Média de Desvio Padrão para os valores de PSNR calculados.....	49
Figura 31: Da esquerda para direita: Imagem MG18 original, Imagem MG18 com o filtro média 15 e Imagem MG18 com o filtro de Wiener 3.....	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Dados das imagens utilizadas neste trabalho.....	30
Tabela 2: Valores de MSE calculados para todas as imagens filtradas.....	51

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AEC – Automatic Exposure Control

CNR – Contrast-to-Noise Ratio

DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine

DP – Desvio Padrão

INCA – Instituto Nacional do Câncer

IEC – International Electrotechnical Commission

MSE – Mean Squared Error

NPS – Noise Power Spectrum

OMS – Organização Mundial da Saúde

PMMA - Polimetilmetacrilato

PSNR – Peak Signal-to-Noise Ratio

SNR – Signal-to-Noise Ratio

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	11
1.1.	Objetivo	12
3.	RUÍDO	16
4.	PROCESSAMENTO DE IMAGENS	21
4.1.	Filtro Passa-Baixa do Tipo Média	25
4.2.	Filtro Passa-Baixa do Tipo Mediana	25
4.3.	Filtro Passa-Baixa de Wiener	25
5.	MÉTRICAS	27
5.1.	MSE – Erro Médio Quadrático	27
5.2.	PSNR – Pico da Relação Sinal Ruído	28
5.3.	SNR – Relação Sinal Ruído	28
6.	MATERIAIS E MÉTODOS	30
7.	RESULTADOS	33
8.	CONCLUSÃO	53
9.	REFERÊNCIAS	54

1. INTRODUÇÃO

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), o câncer, atualmente, é a segunda principal causa de morte no mundo. O diagnóstico tardio ou a falta de acesso a ele, são problemas comuns principalmente em países de baixa renda e são neles que 70% das mortes por câncer ocorrem. O impacto econômico gerado pelo câncer também é enorme, em 2010 foi estimado o valor de U\$1,16 trilhão.

De acordo com os dados do Instituto Nacional do Câncer (INCA), foram estimados, para 2018, a quantidade de 59.700 novos casos de câncer de mama. Esse valor representa 29,5% de todos os tipos de casos de neoplasias primárias detectados em mulheres, ficando atrás apenas do de pele não melanoma. A taxa de mortalidade do câncer para o mesmo período é de 16,2%.

Para que exista a possibilidade de tratamentos menos agressivos e com maiores taxas de sucesso é importante haver a detecção precoce. É recomendado pelo Ministério da Saúde que a mamografia de rastreamento seja ofertada para mulheres entre 50 e 69 anos, a cada dois anos. O equipamento utilizado para o rastreamento mamográfico é o mamógrafo, que é um aparelho que gera a imagem mamográfica a partir de feixes de raios X que incidem sobre tecido mamário. A partir do exame é possível identificar pequenas estruturas de cálcio, as microcalcificações, são essas estruturas que apresentam características que podem evoluir para câncer e a sua detecção precoce ocorre antes do aparecimento dos sintomas da doença. Devido a sua dimensão (entre 0,2 mm e 0,5mm de diâmetro), elas apresentam baixo contraste local, tornando a visibilidade dessas estruturas um problema nos exames de detecção devido a incorporação de ruído durante o registro da imagem (CURRY, 1990; ROMUALDO, 2009; RIBEIRO, 2018; INCA,2019).

Quando a mamografia é realizada, a imagem será formada por pixels e esses elementos possuem um valor na escala de cinza, mas devido aos ruídos presentes durante o exame, os valores dos pixels podem ser alterados. A variação dos valores em relação ao valor real pode interferir na visualização da imagem sendo crucial para o correto diagnóstico do exame. Desta forma, obter uma imagem com boa acurácia é de fundamental importância para maximizar o performance do diagnóstico (HENDEE, 2003; HILL, 2018).

A qualidade da imagem é determinada por três parâmetros básicos, são eles: contraste, nitidez e ruído. Sendo o ruído o parâmetro relacionado a variação de intensidades na imagem e ele pode contribuir na redução de contraste, nitidez e qualidade. Os ruídos podem ser tanto sujeito dependente, quanto sistema dependente. O primeiro tipo é o ruído anatômico, no qual as variações de intensidade devido a anatomia do paciente afetam na redução da qualidade da imagem. Os ruídos do segundo tipo são de interesse para garantia da acurácia da imagem, são eles: ruído eletrônico, ruído quântico e ruído estrutural. Assume-se o ruído eletrônico como constante por aquisição de imagem, enquanto os ruídos estrutural e quântico possuem relação com a exposição e qualidade do feixe (HILL, 2018).

O padrão ouro para avaliação da relação sinal ruído em mamografia é o NPS (*Noise Power Spectrum*), que representa a variação para cada frequência espacial. O seu cálculo se dá através do padrão IEC (*International Electrotechnical Commission*), onde uma imagem uniforme é linearizada e dividida em uma série de ROI (regiões de interesse). Outra métrica utilizada para avaliar a qualidade da imagem é o CNR (*Contrast-to-Noise Ratio*), pois o nível de ruído e o contraste estão linearmente relacionados ao nível de exposição dos detectores digitais (HILL,2018).

1.1. Objetivo

Este trabalho tem como objetivo estudar os tipos de ruídos presentes em mamografia e como é possível suavizá-los e manter a qualidade da imagem processada a partir da avaliação de perfis de imagens adquiridas com simuladores de mama.

2. EQUIPAMENTO MAMOGRÁFICO

A mamografia é um tipo de radiografia, entretanto utiliza níveis de tensão mais baixos que os utilizados em radiografia convencional. O primeiro equipamento desenvolvido especificamente para exames de mamografia foi lançado em 1969. Além de da diferença dos níveis de tensão, outras características os diferenciavam dos equipamentos de radiografia convencional, como anodo de molibdênio (ao invés de tungstênio) filtro de molibdênio de 0,3 mm e tamanho do ponto focal de 0,6 mm (PEIXOTO, 1999; CHENG et al., 2003; TABAR et al., 2003; ROMUALDO, 2009; NUNES, 2016; OLIVEIRA, 2016). Para realizar o procedimento de mamografia deve se adotar a menor quantidade de radiação possível para obtenção de um bom exame com a garantia de saúde do paciente (*International Commission on Radiological Protection*, 1973; OLIVEIRA, 2016).

A geração dos raios X ocorre dentro de um tubo submetido a vácuo, no seu interior há um anodo, que no caso dos mamógrafos é um filamento de molibdênio. O filamento é aquecido e devido a excitação termal ocorre a liberação de elétrons do catodo. O feixe de elétrons é acelerado e canalizado na direção do anodo induzido pelo campo elétrico, gerado pela diferença de potencial aplicada no tubo. Os elétrons irão se chocar contra o alvo que é constituído por um material de alto número atômico. Ao atingir o alvo, na região denominada de ponto focal, parte da energia cinética é perdida ocorrendo a transferência de energia para os elétrons do anodo, e apenas 0,1% da sua energia cinética é transformada em fótons de raios X, o resto é dissipado na forma de calor. A Figura 1 mostra o esquema do tubo de raios X (DOUGHERTY, 2009; NUNES, 2016; OLIVEIRA, 2016).

O feixe de raios X é direcionado para fora do tubo passando por uma janela de vidro e por um filtro constituído por uma fina camada de alumínio, molibdênio ou ródio, para que os fótons de menor energia possam ser filtrados, pois a sua energia não é suficiente para penetrar na pele. Finalmente o feixe de raios X passa pelos colimadores para que seja focalizado (DOUGHERTY, 2009; ROMUALDO, 2009; OLIVEIRA, 2016).

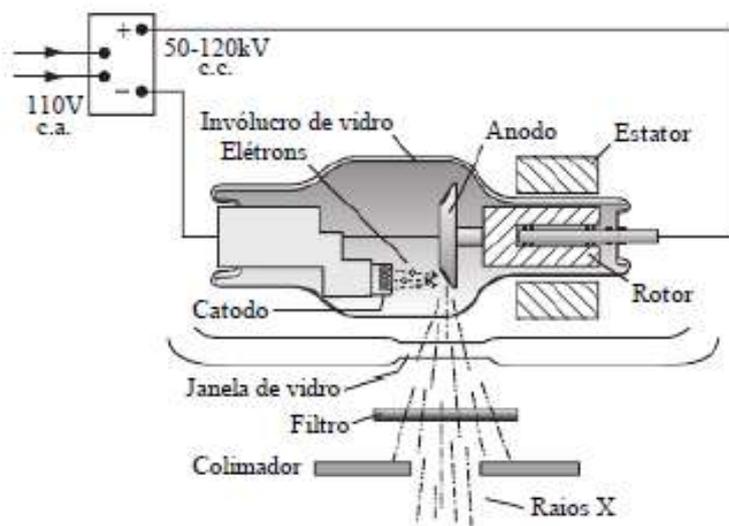
O controle da exposição radiográfica ocorre de duas maneiras pelo profissional que opera o equipamento:

- (i) Controle da tensão de pico aplicada ao tubo (kVp). Quanto maior a tensão de pico aplicada maior será a penetração dos feixes de raios X, ou seja, os fótons

terão mais energia e poderão atravessar um maior número de estruturas (OLIVEIRA, 2016).

- (ii) Controle da corrente elétrica e do tempo de exposição (mAs) do feixe de raios X (produto corrente/ tempo). Esse parâmetro afeta diretamente a quantidade de fótons de raios X produzidos e, conseqüentemente, a dose de radiação e o ruído quântico presente na imagem (OLIVEIRA, 2013).

Figura 1: Tubo de raios X.



Fonte: DOUGHERTY, 2009

O mamógrafo possui outros componentes além do tubo de raios X que também pertence aos equipamentos de raios X convencionais. O aparelho de mamografia possui um dispositivo de compressão de material radiotransparente; o AEC (*Automatic Exposure Control*), para controle do tempo de exposição baseado nas variações da densidade do tecido e espessura da mama; grade anti-espalhamento, para reduzir a radiação espalhada na imagem e detector de raios X, que pode ser sensível à radiação (detecção direta) ou sensível à luz (detecção indireta). O esquema do mamógrafo se encontra na Figura 2 (NUNES,2016):

Figura 2: Esquema de obtenção de uma imagem de mamografia.



Fonte: WOLBARST, 1993

Ao chegar no tecido os raios X irão interagir com o corpo humano de duas maneiras, através de *absorção fotoelétrica* ou por *Espalhamento Compton* (espalhamento incoerente ou inelástico). No primeiro tipo de interação o tecido atingido atenua a energia dos raios e pode até impedir totalmente a sua propagação. No segundo caso, que é um efeito indesejado pelo fato de causar ruído e borramento na imagem resultante, os raios mudam sua trajetória ao atingir o tecido (ROMUALDO, 2009; OLIVEIRA, 2016).

3. RUÍDO

Quando os dados de um paciente são apresentados na forma de imagens, eles possuem erros. As análises desses erros são necessárias para que os profissionais avaliem o valor visual da informação e seja capaz de desenvolver técnicas para melhorar a aquisição da imagem médica. A escolha de parâmetros de aquisição de imagem como, tensão de pico (kVp), corrente (mA) e tempo de exposição, influenciam no surgimento de flutuações da potência do espectro registrado no receptor da imagem e nas variações aleatórias dos valores de pixels dos sistemas de registro. As imagens digitais são afetadas pela resolução espacial (tamanho de pixel), pela escala de cinza e pelo tempo de aquisição (HENDEE, 2003).

O ruído pode ser considerado um erro que é a diferença entre o valor adquirido e o valor real da variável que está sendo mensurada. Os erros são divididos, em sistemáticos (produzidos por espalhamento coerente) e aleatórios (produzidos por espalhamento incoerente). O primeiro tipo pode ser eliminado ou reduzido, mas o mesmo não acontece com os erros aleatórios. A partir dos erros é possível determinar a precisão de uma série de medidas, feitas na imagem, que descrevem a dispersão dos valores medidos individualmente em relação à média dos valores mensurados. A precisão melhora com a redução dos erros aleatórios, mas ela não descreve a acurácia de uma série de medidas. A acurácia só é alcançada quando os valores medidos forem os mesmos que os valores verdadeiros, determinados por uma técnica de medição diferente do método considerado. Desta forma, para aumentar a acurácia dos resultados, é necessário que tanto os erros determinados quanto os erros indeterminados sejam reduzidos (HENDEE, 2003)

Os erros indeterminados podem ser distribuídos através de probabilidades. Cada vez que uma medição é repetida o resultado é alterado, devido a presença de erros aleatórios. Assim, é possível construir um histograma com a frequência de repetição de observação de um mesmo valor para cada medição realizada. Para aumentar a precisão dos histogramas seria necessário repetir os experimentos infinitamente, mas sabendo qual a fonte dos erros indeterminados, é possível modelá-los matematicamente através de distribuições de probabilidade como a de Poisson e a Gaussiana (HENDEE, 2003).

O ruído é uma fonte de erros que está relacionado a redução da qualidade da imagem médica. Quando um sistema de registro de imagem é exposto a um feixe de raios X, espera-se que a sensibilidade do sistema tenha uma resposta linear a intensidade de radiação. Entretanto, não é isso que ocorre, pois há uma não uniformidade na distribuição

de intensidade do sinal. Existem duas fontes dessas não uniformidades, a primeira é a distribuição estatística do feixe de raios X que também é uma fonte de ruídos e a segunda é a distribuição espacial não uniforme de resposta do sistema de registro (especialmente do filme radiográfico). A distribuição do feixe de raios X pode ser definida como a variância estatística no número de fótons de raios X por unidade de área produzida pela fonte e essa distribuição se aproxima da distribuição de Poisson (WEBB,2003).

A interação do feixe de raios X com a matéria acarreta em flutuações indesejadas nas densidades ópticas de um filme radiográfico quando exposto uniformemente. Durante a interação ocorre espalhamento e absorção e os principais fenômenos, na faixa de energia utilizada para o exame de mamografia, são o efeito fotoelétrico, o espalhamento coerente (*Rayleigh*) e o espalhamento incoerente (*Efeito Compton*). Segundo Berger e Hubbell (1987), considerando um tecido mamário 50 % adiposo e 50% glandular, ocorre 70% de efeito fotoelétrico, 20% de espalhamento incoerente e 10% de espalhamento coerente (ROMUALDO, 2009).

O espalhamento coerente ou Rayleigh é uma interação não ionizante entre os raios X e o tecido. A energia do feixe de raios X é convertida em movimentos harmônicos dos elétrons dos átomos do tecido. Posteriormente o átomo irradia a energia incidente em direções aleatórias, como se fosse um segundo feixe de raios X, mas com o mesmo comprimento de onda dos raios incidentes. Esse fenômeno altera a quantidade de fótons que chegam no detector e altera a trajetória entre fonte e detector. A probabilidade de ocorrência de um espalhamento coerente é dada pela Equação (1) (WEBB, 2003):

$$P_{coerente} \propto \frac{Z_{eff}^{8/3}}{E^2} \quad (1)$$

Onde: $P_{coerente}$ = probabilidade de ocorrer o espalhamento coerente

E = energia incidente proveniente do feixe de raios X

Z_{eff} = número atômico eficaz do tecido

O espalhamento Compton advém da interação entre o feixe de raios X e os que possuem ligações mais fracas e, portanto, estão nas camadas mais externas do átomo do tecido exposto. Uma parte da energia é transferida para o elétron que é ejetado e o feixe de raios X tem a sua trajetória defletida da trajetória original em um ângulo Θ . Caso o ângulo de defecção seja pequeno, a energia perdida pelo feixe de raios X também e

pequena, permitindo com que o feixe de raios X consiga ultrapassar o corpo e ser detectado no filme radiográfico. Esta perda de energia dos fótons devido ao efeito Compton altera os valores da imagem adquirida (WEBB, 2003).

A energia do fóton espalhado devido ao efeito Compton é dada por (CHAN; DOI, 1983; ROMUALDO, 2009):

$$E' = \frac{E}{[1 + (\frac{E}{m_0c^2})(1 - \cos\theta)]} \quad (2)$$

Onde E' = energia do fóton espalhado

E = energia do fóton incidente

m_0c^2 = energia de repouso do elétron

θ = ângulo do fóton espalhado

O efeito fotoelétrico ocorre devido as interações entre o feixe de raios X incidente e o tecido atingido. Desta interação ocorre uma absorção de energia do feixe e uma emissão de alguns elétrons da camada mais interna do átomo atingido (WEBB, 2003).

A qualidade da imagem, em geral, é definida por três parâmetros: relação sinal ruído, resolução espacial e relação sinal contraste. O ruído influencia na redução do contraste e da nitidez da imagem, acarretando em uma redução da qualidade final e influenciando negativamente no diagnóstico de lesões. A avaliação do ruído pode ser realizada através da relação ruído e dose. O NPS (*Noise Power Spectrum*) é capaz de descrever as características de magnitude e frequência espacial do ruído de uma imagem, sendo uma métrica de ruído mais completa que o desvio padrão de pixel. Ele desempenha um papel crítico na análise e otimização da performance de sistemas de aquisição de imagem. Desta forma, uma das métricas utilizadas na avaliação do ruído é o NPS. As fontes de ruído que contribuem para o NPS são: ruído eletrônico, ruído quântico, ruído de estrutura (HILL, 2018; DOLLY, 2016; MACKENZIE, 2014).

O ruído eletrônico está associado com os componentes eletrônicos do sistema, que está presente, sem que o detector seja exposto (MACKENZIE, 2014).

O ruído estrutural está associado a variações não aleatórias na imagem, como por exemplo, devido a variação da espessura do detector (MACKENZIE, 2014).

O ruído aditivo gaussiano branco (*AWGN – Additive White Gaussian Noise*) é independente do sinal, ou seja, a sua intensidade é independente do valor de pixel da imagem. Estimar o nível de ruído Gaussiano de uma imagem não é algo simples, e características como média zero e a variância constante são encontradas na literatura para *denoising* de imagens. A amplitude do ruído Gaussiano segue a distribuição da Equação (3), a seguir:

$$f(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (3)$$

Onde σ é o desvio padrão do ruído e μ é a média do valor de distribuição (GONZALEZ, 2008; LIU, 2012; NUNES, 2016; OLIVEIRA, 2016).

O ruído quântico, ou ruído Poisson, é um ruído sinal dependente e é devido a dependência do sinal que ele não pode ser tratado como um ruído aditivo. A sua natureza é estocástica, ou seja, constitui-se de um conjunto de séries temporais aleatórias. Este ruído provém da baixa contagem de fótons dos dispositivos de aquisição após um certo tempo de exposição da superfície, desta forma, quanto menor a dose de radiação utilizada, maior a modificação causada pelo ruído. Diferentemente do ruído Gaussiano, que possui variância constante, o ruído quântico possui variâncias diferentes para cada região da imagem, pois ela está relacionada com a taxa média de fótons para cada área. Isto é, sua média e variância são iguais e seguem a distribuição de Poisson. Devido as características apresentadas, se torna difícil estima-lo e a separação do sinal e do ruído faz-se complexa (HAIGHT, 1967; NEWLAND, 1993; FERNANDES, 2011, NUNES, 2016, OLIVEIRA,2016).

Como citado anteriormente, cada região possui uma contagem de fótons e por isto cada região possui uma variância diferente da outra. A imagem é constituída por pixels adquiridos no processo de aquisição, logo cada um deles possuirá um valor resultante da contagem de fótons. O valor médio dos fótons incidentes depende do detector e seguem um processo aleatório de Poisson. Seja uma imagem Z_i , com detector i , $y_i \geq 0$ o valor de intensidade a ser calculado e com distribuição de probabilidade dada pela Equação (4), abaixo (STARCK, 2001; MÄKITALO, 2011, NUNES, 2016):

$$P(z_i, y_i) = \frac{e^{-y_i} y_i^{z_i}}{z_i!} \quad (4)$$

Por ser um ruído sinal dependente há uma relação sinal-ruído (SNR), que será abordado novamente, cujo valor aumenta com o aumento da taxa de fótons incidentes no sensor. A Equação (5) mostra a relação de dependência do sinal (BERRY, 2005; MÄKITALO, 2011, NUNES, 2016):

$$SNR = \frac{y_i}{\sqrt{y_i}} = \sqrt{y_i} \quad (5)$$

Quando $y_i > 20$, a distribuição de Poisson se aproxima de uma distribuição Gaussiana com média e variância iguais a y_i , conforme a Equação (6), abaixo (STARCK, 2001; BERRY, 2005; NUNES, 2016)

$$\mathfrak{N}(y_i = k; \mu = \lambda_i; \sigma^2 = \lambda_i) = \frac{1}{\sqrt{2\pi y_i}} \exp\left\{-\frac{(y_i - \lambda_i)^2}{(2y_i)}\right\} \quad (6)$$

Com k sendo um valor inteiro positivo e $\lambda_i \geq 20$;

4. PROCESSAMENTO DE IMAGENS

O processamento de imagens médicas tem dois objetivos principais, são eles: melhorar a informação visual para interpretação humana e processar os dados para percepção automática através de máquinas. O processamento deste tipo de imagem é diferente do processamento para imagens que possuem outros fins, pois em medicina além da imagem utilizada ser normalmente tridimensional, existe uma parceria homem-máquina para interpretação dos dados. Portanto, o profissional que avaliara a imagem é indispensável e as tarefas médicas são divididas em três áreas. A primeira área é filtragem dos dados, remoção de ruídos, aprimoramento de contraste e recursos, a segunda é detecção de condições ou eventos médicos e a terceira e última é análise quantitativa da lesão ou evento detectado. Analisando o processamento do sinal, este pode ser dividido em três categorias: filtragem, segmentação e armazenamento (GONZALEZ, 2000; YOO,2004).

Existem cinco elementos para o processamento digital das imagens e são eles: aquisição, armazenamento, processamento, comunicação e exibição da imagem. A filtragem da imagem ocorre no processamento. Em matemática, a filtragem, ou processamento do sinal, descreve uma função que modifica o sinal que foi adquirido, podendo reduzir ou remover ruídos e melhorar o contraste da imagem (GONZALEZ, 2000; BIRKFELLNER, 2016).

Para entender melhor o processamento de imagens digitais, é necessário entender o que é a imagem. As imagens são representações visuais de objetos compostas por valores numéricos associados a posições regulares de uma grade. Os elementos regulares que recebem esse valor numérico são os chamados *pixel* e o valor pode estar associado a uma escala de cinzas ou a uma escala de cores. O pixel possui duas dimensões, entretanto são utilizadas três dimensões para representação de imagens médicas, o elemento de volume que possui o valor na escala de cinzas para imagens 3D, é denominado *voxel*. Desta maneira, a representação da função da imagem é feita de acordo com a quantidade de dimensões que ela apresenta sendo $f(x,y)$ e $f(x,y,z)$ para 2D e 3D, respectivamente. As incógnitas x,y e z são as coordenadas espaciais dos *pixels* e *voxels*. Uma outra forma de interpretar as imagens é através de matrizes, onde os valores de cada posição representam um valor na escala de cinzas. (YOO,2004; BIRKFELLNER, 2016, NUNES, 2016).

De acordo com Birkfellner, para um pixel dado por:

$$I(x, y) = \rho \quad (7)$$

Onde ρ representa o valor numérico do pixel na escala de cinzas. Teremos a matriz da imagem de dimensões $m \times n$ pode ser dada por:

$$I = \begin{pmatrix} \rho_{11} & \rho_{12} & \cdots & \rho_{1n} \\ \rho_{21} & \rho_{22} & \cdots & \rho_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \rho_{m1} & \rho_{m2} & & \rho_{mn} \end{pmatrix} \quad (8)$$

Os valores de imagem devem ser armazenados em algum formato para que possam ser processados através de *softwares*, a forma mais direta de armazenar os dados de uma imagem é o chamado RAW. Nele os valores dos pixels são armazenados um após o outro em um único arquivo e as únicas informações necessárias são a profundidade, largura e comprimento da imagem para que a matriz de pixels possa armazenar os valores de cada um. O padrão de armazenamento de imagens em radiologia e outros campos da medicina é o DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). Este formato permite a comunicação de informações diagnósticas e terapêuticas, imagens e associa informações de todo tipo, o que permite obter várias informações importante sobre a imagem que está sendo analisada (MILDENBERGER, 2002; BIRKFELLNER, 2016).

Desta forma, pode-se concluir que imagens são matrizes constituídas por pixels ou voxels, armazenadas em formatos que podem ser processados computacionalmente. Outro fato a ser ressaltado é que o valor numérico do elemento de imagem carrega consigo o sinal e o sinal contaminado, ou seja, ruído. O sinal é a parte de interesse e o ruído é a parte que queremos minimizar já que a sua eliminação completa não é possível devido ao desconhecimento da sua porcentagem no valor do elemento de imagem. A minimização do ruído se dá através do processo de filtragem da imagem, que é um método de transformação da imagem no domínio do espaço ou no domínio da frequência (MENESES, 2012; NUNES, 2016).

Segundo (MENESES,2012), a característica das transformações das imagens no domínio espacial são as operações de filtragem a partir da informação local da imagem, dentro de um espaço em torno de um pixel. Para que haja a filtragem correta da imagem é importante conhecer a natureza do filtro, pois cada um é utilizado para uma determinada finalidade (MENESES, 2012).

Pode-se considerar que os valores de pixel de uma imagem possuem uma certa repetição que pode representar as variações espaciais de brilho ou de nível de cinza. O conceito de variação espacial é utilizado para os métodos de filtragem espacial. Estatisticamente a taxa de repetição dos valores da imagem é a moda, ou seja, seria a variação do brilho em diferentes locais espaciais. Na literatura, muitas vezes, a taxa de variação espacial de brilho, e a frequência são adotadas como sinônimos. Segundo (LILLESAND, 1994) a frequência estaria relacionada a variação tonal. Logo, as partes das imagens que possuem baixa frequência têm baixa variação tonal e as partes com alta frequência apresentam alta variação tonal. Desta forma, o objetivo da filtragem espacial é realçar ou suavizar as repetições de padrões locais. Para detectar as altas frequências são utilizados os filtros passa-alta e para manter as baixas frequências são utilizados os filtros passa-baixa. Como a imagem possui valores aleatórios, existem regiões com baixas frequências e regiões com altas frequências, esta relação pode ser escrita, matematicamente, de acordo com a Equação (9) (MENESES, 2012):

$$f(x, y) = PB(x, y) + PA(x, y) \quad (9)$$

Onde, f representa a imagem

PA = passa- baixa

PB = passa- alta

A base da filtragem espacial é, justamente, a separação da imagem em um somatório de componentes de baixas e altas frequências de brilho. Para a filtragem, da maioria dos tipos de filtros, utiliza-se um operador matemático de convolução que opera a imagem e o filtro, dois elementos díspares. A função de processamento de convolução de uma imagem é dada por (MENESES, 2012):

$$g(i, j) = T[f(x, y)] \quad (10)$$

Onde, $g(i, j)$ = imagem processada

F (x,y) = imagem de entrada

T = operador de transformação que atuara sobre o conjunto de pixels.

A Equação (11), pode ser representada matematicamente como (SCHOWENGERDT, 1997; MENESES, 2012):

$$g(i,j) = \sum_{m=0}^{N_x-1} \cdot \sum_{n=0}^{N_y-1} f_{mn} W_{i-m,j-n} \quad (11)$$

Onde, $g(i,j)$ = imagem de saída

f = função de entrada

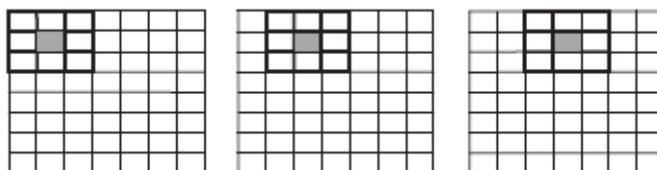
w = função de resposta da janela com tamanho N_x e N_y

Além dos filtros que utilizam os operadores de convolução, existem os espaciais que não os utilizam e a filtragem no domínio da frequência. Os filtros do domínio do espaço com operador de convolução que suprimem ruído são do tipo passa-baixa, média (aritmética e geométrica), mediana, entre outros. Os que não possuem o operador de convolução são os adaptativos e eles também preservam detalhes locais (MENESES, 2012; NUNES, 2016).

Para filtrar uma imagem, dois procedimentos são utilizados:

- (i) Primeiramente é definida uma máscara de arranjo de uma pequena matriz que contém os coeficientes, matriz está denominada de Kernel de convolução. Para que se mantenha uma relação simétrica em relação ao pixel central, utilizam-se números ímpares de pixels (MENESES, 2012).
- (ii) A máscara é movida pixel a pixel, linha por linha, coluna por coluna. Desta forma, os valores de pixel da área da imagem que está sob o filtro são multiplicados pelos pesos correspondentes dos pixels do filtro. A abordagem consiste em somar os produtos entre os coeficientes da máscara e as intensidades de pixels sob a máscara e substituir o valor original do pixel pelo valor encontrado. A máscara é movida para a próxima posição e o processo se repete até que todas as posições de pixel tenham sido cobertas (GONZALEZ, 2000; MENESES, 2012).

Figura 3: Movimento da máscara de tamanho 3x3 para filtrar a imagem. O pixel cinza é o pixel central que terá o seu valor modificado



Fonte: Meneses, 2012

4.1. Filtro Passa-Baixa do Tipo Média

Os filtros passa-baixa do tipo média devem possuir os mesmos pesos, com valores positivos 1 para cada elemento da máscara. Ao multiplicar os pesos das máscaras pelos pixels da imagem que estão sob ela, o valor do pixel central da imagem será substituído pela média dos valores dos pixels vizinhos. Como o valor médio para substituição do valor do pixel central é a média dos valores dos pixels que estão sob a máscara, quanto maior a máscara maior o borramento causado pela mesma. O filtro passa-baixa média pode ser escrito, matematicamente, na forma da Equação (12) (GONZALEZ, 2000; MENESES, 2012).

$$g(i, j) = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N f(m, n) \quad (12)$$

4.2. Filtro Passa-Baixa do Tipo Mediana

Quando o objetivo é reduzir o ruído evitando borramento de bordas e outros detalhes, como ocorre nos filtros de média, utiliza-se a abordagem do filtro mediana. Este filtro permite a substituição do nível de cinza de cada pixel pela mediana dos níveis de cinza da vizinhança do mesmo. Neste filtro os valores de pixel são ranqueados em ordem crescente de magnitude e o valor mediano é atribuído ao valor do pixel central da imagem. Por exemplo, suponha uma vizinhança 3x3, com os valores [11, 9, 12, 32, 13, 14, 8, 10, 9], ranqueando e colocando em ordem crescente o resultado seria [8, 9, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 32] com o valor mediano 11, que substituirá o valor central do pixel (GONZALEZ, 2000; MENESES, 2012).

4.3. Filtro Passa-Baixa de Wiener

A origem do filtro de Wiener provém do trabalho realizado por Norbert Wiener e era chamado de cancelador de ruído. Este filtro é baseado no princípio da minimização do erro quadrático médio maximizando a relação sinal ruído. Sua aplicação é baseada nas frequências espectrais e parte do princípio de que se tem disponível o espectro do sinal de origem e do ruído. O ganho em cada frequência é obtido através do valor relativo dos espectros de sinal e ruído na frequência em questão. Desta forma, faz-se necessário o conhecimento prévio do espectro de potência do ruído que deseja minimizar. A filtragem de Wiener é considerada um método de redução de dados com perda mínima de informação (JERISON; STROOCK, 1995; VIEIRA FILHO, 1996; SMITH, 1997; DE SOUZA, 2005).

A técnica de filtragem de Wiener incorpora tanto a função de degradação quanto as características estatísticas do ruído no processo de restauração. Para minimizar o erro quadrático médio, esta técnica considera tanto as imagens quanto os ruídos como variáveis aleatórias, cujo objetivo é encontrar uma estimativa de \hat{f} da imagem não corrompida de f . A medida do erro é dada pela Equação (13) (GONZALEZ, 2009):

$$e^2 = E \{(f - \hat{f})^2\} \quad (13)$$

Sendo $E\{\}$ o valor esperado do argumento. As condições iniciais para equacionar o mínimo da função de erro da Equação (13) (são presumir que o ruído e a imagem não sejam correlacionados e que possuam média zero e que os níveis de intensidade da estimativa sejam uma função linear dos níveis da imagem degradada. Desta forma teremos (GONZALEZ, 2009):

$$\begin{aligned} \hat{F}(u, v) &= \left[\frac{H^*(u, v)S_f(u, v)}{S_f(u, v)|H(u, v)|^2 + S_f(u, v)} \right] G(u, v) \\ &= \left[\frac{H^*(u, v)}{|H(u, v)|^2 + S_\eta(u, v)/S_f(u, v)} \right] G(u, v) \\ &= \left[\frac{1}{H(u, v)} \frac{|H(u, v)|^2}{|H(u, v)|^2 + S_\eta(u, v)/S_f(u, v)} \right] G(u, v) \end{aligned} \quad (14)$$

Na Equação (14), Filtro de Wiener, é utilizada- se do fato do produto de um valor complexo com o seu conjugado ser igual a magnitude do valor complexo ao quadrado. O Filtro de Wiener, também conhecido como *filtro de mínimo erro quadrático médio* ou *filtro de mínimo erro quadrático* (GONZALEZ, 2009).

Os termos da Equação (14) são:

$H(u, v)$ = função de degradação

$H^*(u, v)$ = conjugado complexo de $H(u, v)$

$|H(u, v)|^2 = H^*(u, v) H(u, v)$

$S_\eta(u, v) = |N(u, v)|^2$ = espectro de potência do ruído

$S_f(u, v) = |F(u, v)|^2$ = espectro de potência da imagem não degradada

A imagem restaurada é dada no domínio espacial é dada pela transformada inversa de Fourier da estimativa no domínio da frequência $\hat{F}(u, v)$ (GONZALEZ, 2009).

5. MÉTRICAS

Para avaliar quanto uma imagem melhorou após passar pelo processo de filtragem é necessário utilizar métricas de avaliação. As métricas de avaliação são divididas em duas categorias, são elas: objetivas e subjetivas (WANG; BOVIK, 2006; OLIVEIRA, 2016; NUNES, 2016).

As métricas subjetivas utilizam os seres humanos para avaliarem a qualidade da imagem. Um exemplo deste tipo de abordagem é o *Mean Opinion Score* (MOS), no qual observadores humanos avaliam um conjunto de imagens e atribuem notas de acordo com uma escala definida. O método MOS é considerado uma das melhores técnicas de avaliação de imagens, mas possui como desvantagens o elevado custo de aplicação e o fato de ser lento para aplicações do mundo real (WANG; BOVIK, 2006; OLIVEIRA, 2016; NUNES, 2016).

As métricas objetivas não utilizam a avaliação humana, neste caso são utilizados modelos computacionais cujos algoritmos estão relacionados com a habilidade da visão humana em distinguir cenas, sendo capazes de prever, de forma numérica, precisa e automática a qualidade de uma imagem. Esta categoria possui duas subdivisões, são elas: *full-reference* e *no-reference*. A primeira subdivisão necessita de uma imagem de referência, que é, idealmente, uma imagem totalmente livre de ruído e a segunda subdivisão desempenha a avaliação com base na imagem ruidosa (WANG; BOVIK, 2006; OLIVEIRA, 2016; NUNES, 2016).

Na literatura (GONZALEZ; WOODS, 2008; WANG; BROVIK, 2009) existem diversas técnicas de avaliação, as do tipo *full-reference*, os mais populares são: *Mean Squared Error* – Erro Quadrático Médio (MSE) (WANG; BROVIK, 2009), *Peak of Signal-to-Noise Ratio* – Pico da Relação Sinal-Ruído (PSNR) (WANG; BROVIK, 2009) e *Structural Similarity Index* – Índice de Similaridade Estrutural (SSIM) (WANG; BOVIK, 2009; NUNES, 2016; OLIVEIRA, 2016).

5.1. MSE – Erro Médio Quadrático

A métrica *Mean Squared Error* – Erro Médio Quadrático (MSE) é um método simples que possui baixa complexidade computacional e boa facilidade de implementação. Neste método todas as normas l_p são métricas de distância para o espaço R^N , permitindo uma interpretação direta de similaridade. Quando $p = 2$ o MSE se resume a distância Euclidiana no espaço N-dimensional (WANG; BOVIK, 2006; OLIVEIRA, 2016).

O MSE refere-se ao erro entre dois conjuntos e quanto menor o erro, mais análogos os conjuntos são. Considerando dois sinais discretos, finitos e com tamanho N , $X = \{x_i | i = 1, 2, \dots, N\}$ e $Y = \{y_i | i = 1, 2, \dots, N\}$, sendo x_i e y_i a i -ésima amostra de X e Y , respectivamente. O MSE entre dois sinais é dado pela Equação (15) (WANG; BOVIK, 2006; OLIVEIRA, 2016):

$$MSE(X, Y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2 \quad (15)$$

Normalizando a Equação (13), temos:

$$NMSE(X, Y) = \frac{MSE(X, Y)}{SX \cdot SY} \quad (16)$$

Na qual,

$$SX = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} \text{ e } SY = \frac{\sum_{i=1}^N y_i}{N}$$

5.2. PSNR – Pico da Relação Sinal Ruído

A métrica *Peak of Signal- to- Noise Ratio* – Pico da Relação Sinal- Ruído (PSNR), assim como o MSE é um método de avaliação de dois ruídos e, portanto, a base do seu cálculo possui origem no MSE sendo dependente do cálculo deste, conforme mostra a Equação (17) (WANG; BOVIK, 2006; OLIVEIRA, 2016):

$$PSNR(X, Y) = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{L^2}{MSE(X, Y)} \right) \quad (17)$$

Assumindo X e Y como duas imagens, logo L será o intervalo dinâmico entre os pixels das imagens. Para entender melhor considere uma imagem de 8 *bits* em tons de cinza, assim, $L = 2^8 - 1$, ou seja, 255. Ao olhar a Equação (17) percebe-se que o PSNR é o inverso do MSE, desta forma, quanto maior o valor do PSNR maior será a similaridade entre os sinais analisados.

5.3. SNR – Relação Sinal Ruído

A métrica *Signal- to- Noise Ratio* – Relação Sinal Ruído (SNR) é utilizada para quantificar a quantidade de ruído de uma imagem. Como o ruído de uma imagem é um sinal estocástico, isto o torna independente do sinal de interesse. O SNR é a razão do valor médio do sinal dividido pelo seu desvio quadrático médio. Desta forma, uma imagem que

foi uniformemente exposta pode ter o cálculo do SNR dado pela Equação (18) (BARRET, 1981; ROMUALDO, 2009; BIRKFELLNER, 2016).

$$SNR = \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N} \quad (18)$$

Onde, N = número de fótons

De acordo com a Equação (18), a SNR aumenta com a raiz quadrada de N, ou seja, quanto maior a dose de radiação, menor o ruído quântico. Logo, uma baixa dose acarreta em uma imagem bastante ruidosa. Na literatura sobre radiologia convencional a quantidade de fótons utilizados para formação de uma imagem fica torno de 100 fótons/mm² e isto torna o ruído quântico um parâmetro limitante. Como as imagens de mamografia utilizam uma baixa contagem de fótons, então há uma grande inclusão de ruído quântico na imagem adquirida (HUDA, 1994; ROMUALDO, 2009).

6. MATERIAIS E MÉTODOS

A proposta deste trabalho é aplicar filtros de suavização em imagens de PMMA (Polimetilmetacrilato) (18x24 cm) sem e com placa de alumínio (10x10 cm), coletadas do equipamento de mamografia digital (FFDM – *Full Field Digital Mammography*) Selenia Dimensions da Hologic. As placas de PMMA possuem espessuras de 10mm cada e foram empilhadas, a fim de simular diferentes dimensões de mamas, resultando imagens com espessuras de 30, 50 e 70mm. As imagens foram adquiridas com diferentes técnicas de aquisição, variando corrente e tensão e foram armazenadas no formato DICOM.

As placas de PMMA foram empilhadas de forma a possuir espessuras finais de 30, 50 e 70 mm. Uma das imagens foi adquirida apenas com as placas de PMMA. Nas demais imagens foi adicionado uma placa de alumínio entre as placas de PMMA, a cujo objetivo é mensurar o SNR.

A Tabela 1 apresenta a relação das imagens utilizadas com suas diferentes técnicas de aquisição.

Tabela 1: Dados das imagens utilizadas neste trabalho

Nome	Tempo de Exposição	Corrente (mA)	Produto		Dose de Entrada (mGy)	Espessura (mm)
			Corrente	Tensão (Kv)		
MG01*	1149	130	159	31	8,44	50
MG02	1178	140	175	34	11,83	70
MG04	1298	190	256	32	15,28	70
MG08	1140	120	147	30	7,06	50
MG10	1184	160	199	28	8,07	50
MG12	1951	140	283	26	9,3	50
MG14	624	100	67	28	2,57	30
MG16	850	100	90	26	2,79	30
MG18	1181	110	135	24	3,19	70
MG20	2295	170	400	30	21,01	70
* Imagem sem placa de alumínio						

Fonte: Elaborado pela autora

Nas imagens listadas na Tabela 1, foram utilizados filtros de suavização espacial dos tipos mediana, média (com máscaras 3x3, 7x7 e 15x15) e Wiener (com máscaras 3x3, 7x7 e 15x15) para filtrar imagens de entrada.

Para o desenvolvimento do trabalho foram desenvolvidos algoritmos em Matlab onde o processamento seguiu da seguinte forma: a imagem de entrada (Original) foi lida pelo programa Matlab e, através de um algoritmo, os valores de pixel de uma coluna posicionada na metade do eixo X foram armazenados em um vetor. Foram descartados os primeiros 50 valores e os últimos 50 valores da coluna, eixo Y, o descarte da informação inicial e final da coluna analisada ocorre, pois, ao empilhar os *Phantoms* pode haver sombra na imagem adquirida. Com os valores da coluna Y foi possível plotar gráficos para melhor visualizar a variação dos valores de pixel ao longo da região analisada, ou seja, foi possível traçar um perfil da imagem. Posteriormente, a imagem original foi filtrada com os filtros mediana, média 3, média 7, média 15, Wiener 3, Wiener 7 e Wiener 15 e a partir das imagens filtradas, novos perfis foram traçados.

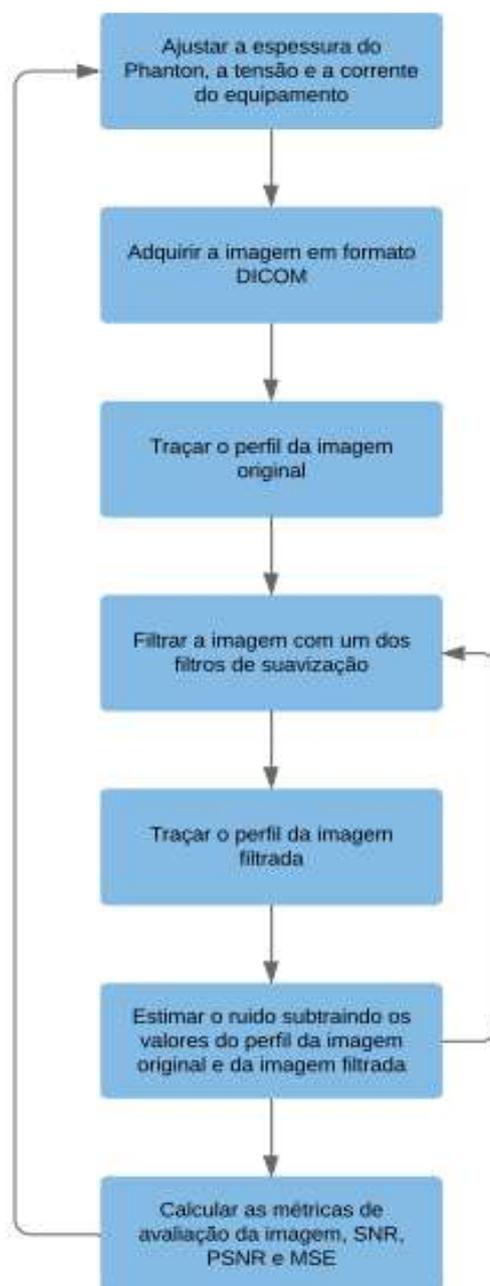
A partir das imagens filtradas e considerando a imagem original, foi então estimado o ruído. A estimativa do ruído foi calculada subtraindo os valores de pixels do perfil da imagem Original dos valores de pixels do perfil das imagens filtradas.

Para comparar o ruído da imagem original em relação aos diferentes filtros, os perfis foram plotados em gráficos lado a lado e na mesma escala, desta forma é possível ver a atenuação resultante de cada filtro. O ruído estimado também foi plotado em gráficos para realizar uma melhor comparação.

A última etapa consistiu em calcular e tabelar as métricas de avaliação da qualidade da imagem, SNR, PSNR e MSE. Foram construídos gráficos para comparação dos valores de SNR e PSNR e análise do resultado de cada filtro.

O método de processamento da imagem se encontra na Figura 4:

Figura 4: Ilustração do procedimento de processamento da imagem de mamografia



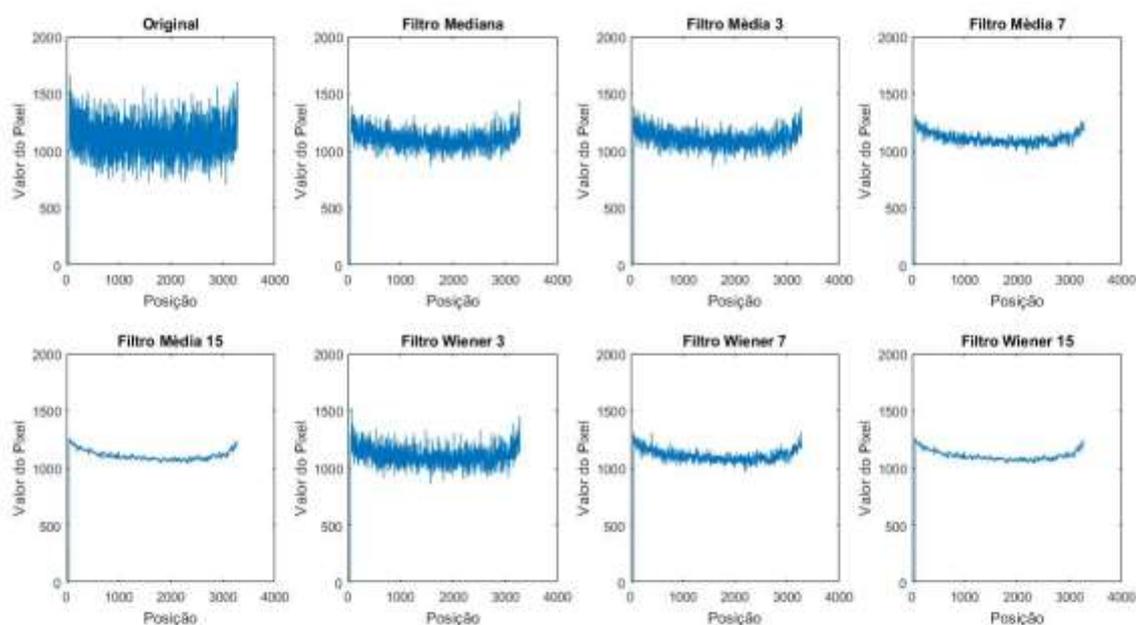
Fonte: Elaborado pela autora

7. RESULTADOS

A partir da metodologia descrita anteriormente, foram analisados os perfis das imagens filtradas e originais.

A primeira imagem analisada foi a que contém apenas PMMA, e os perfis estão apresentados na Figura 5. Em seguida é apresentado o perfil do ruído estimado na Figura 6, considerando cada um dos filtros utilizados.

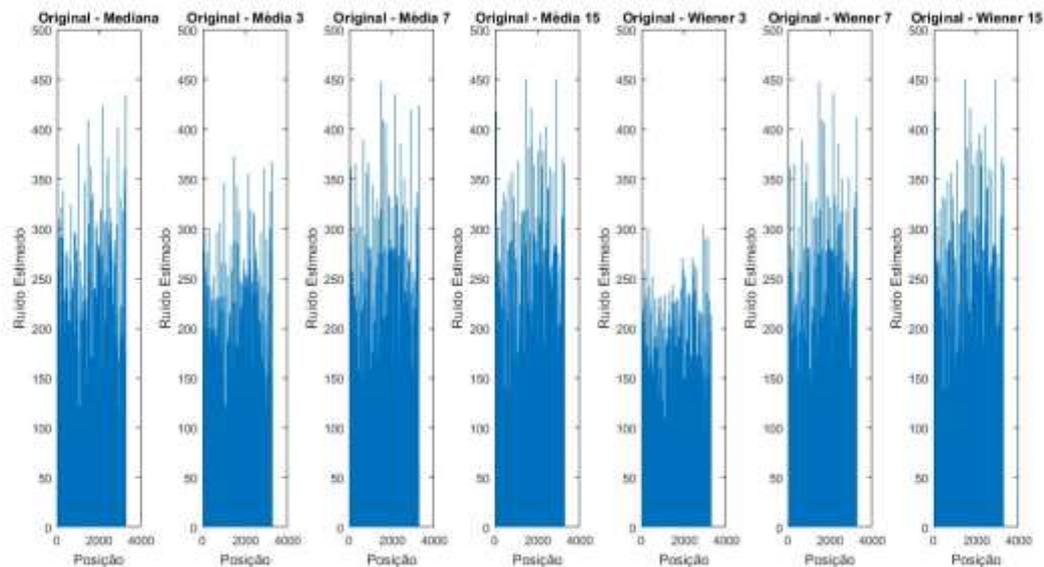
Figura 5: Perfil da imagem MG01 original e das imagens filtradas



Fonte: Elaborado pela autora

A imagem MG01 foi adquirida de um único material e de mesma espessura, portando se esperava que todos os pixels da linha média da imagem tivessem valores próximos, porém, ao invés disso, o perfil dos valores de pixels da imagem original apresentou uma grande variação de valores, como apresentado no gráfico Original da Figura 5. Esta variação é resultado dos ruídos que contém a imagem. Os efeitos da interação da radiação provocam esta variação de cor do objeto ao longo do campo irradiado.

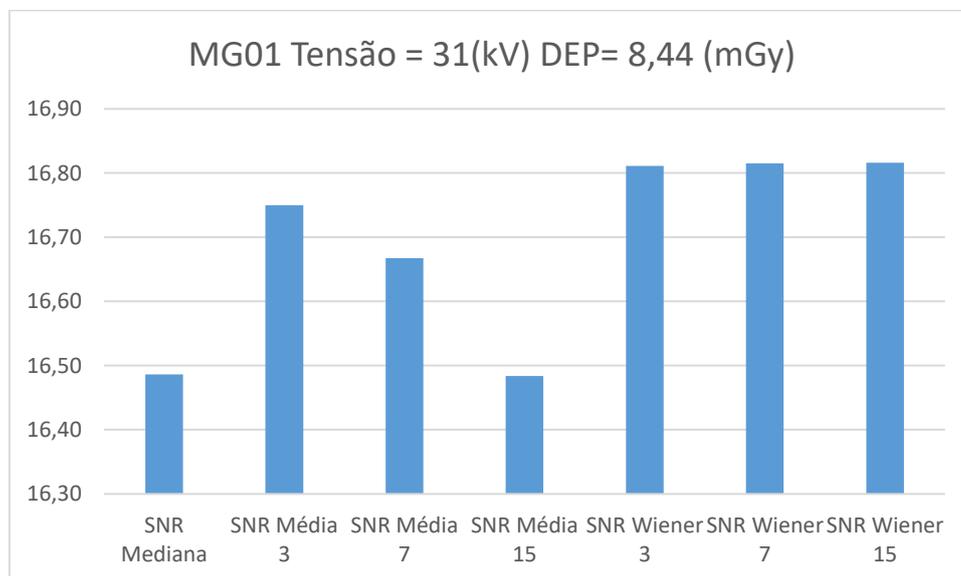
Figura 6: Ruído estimado para os diferentes filtros da imagem MG01



Fonte: Elaborado pela autora

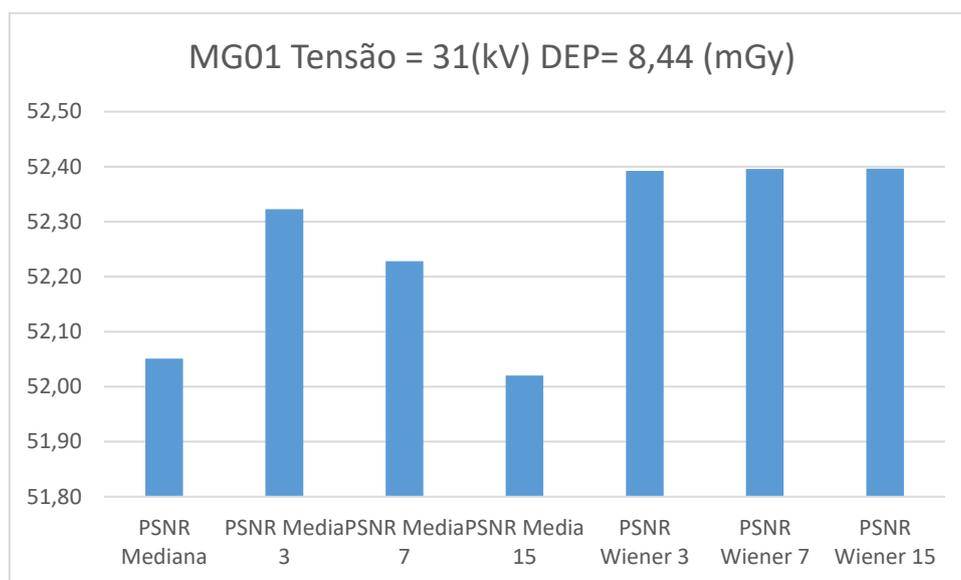
Em seguida foram calculadas métricas para avaliação da eficiência de cada filtro na suavização do ruído conforme apresentados nas Figuras 7 e 8.

Figura 7: Valores de SNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG01



Fonte: Elaborado pela autora

Figura 8: Valores de PSNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG01



Fonte: Elaborado pela autora

A imagem MG01 simula uma mama de 50 mm de espessura e para aquisição desta imagem foi utilizado uma tensão de 31 kV. Por se tratar de uma imagem obtida através de um Phantom de PMMA, que é constituído por um material uniforme, os valores dos pixels deveriam ser todos iguais. Entretanto, devido aos fenômenos causados pela interação entre o feixe de raios X e o material durante a aquisição da imagem o resultado final apresentara ruído.

Na Figura 06, que mostra o perfil da imagem original e das imagens filtradas, é possível notar uma grande variação dos valores de pixel da imagem original e o quanto a aplicação dos filtros suavizam o ruído (diminuindo a variação dos valores de pixels). Analisando os perfis, nota-se que a maior redução ocorre nos filtros que possuem maior máscara. Porém, ao estimar o ruído, Figura 6 a maior atenuação do ruído ocorre para o filtro Wiener 3. As métricas SNR e PSNR para o filtro Wiener 3 possuem valores altos o que significa haver uma boa relação sinal ruído e uma boa qualidade de imagem. Apesar dos filtros Wiener 7 e Wiener 15 possuírem valores de SNR e PSNR próximos aos obtidos para o Wiener 3, os seus ruídos estimados não foram tão suavizados quanto o de menor máscara.

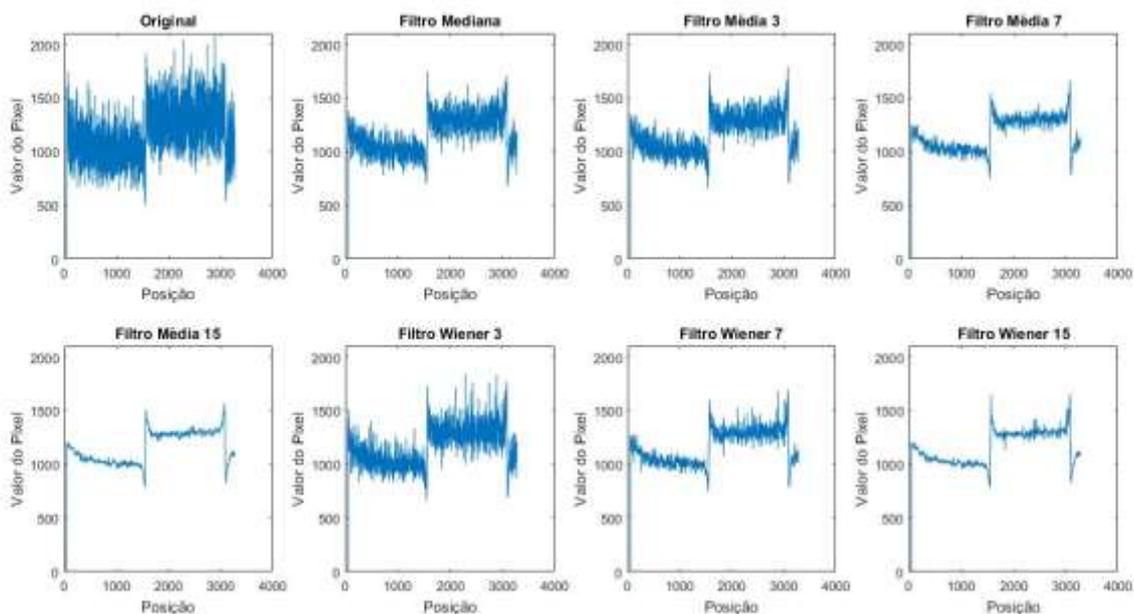
Mesmo que os filtros média 7 e média 15 possuam uma boa redução do ruído, Figura 5, as relações de SNR e PSNR são bem baixas e o ruído estimado, Figura 6, é bastante alto em relação aos filtros média 3 e Wiener 3. As métricas demonstram que,

para estes filtros, ocorrem borramentos e distorções na imagem e mesmo que o filtro mediana seja uma alternativa para os filtros de média, o seu SNR e PSNR continuam bem inferiores em relação aos filtros de Wiener.

Os resultados obtidos para a imagem MG01 demonstram que o melhor filtro para este caso, que consegue atenuar o ruído e manter bons valores para as métricas de análise é o filtro Wiener com máscara 3x3. Também é possível observar que o ruído não é eliminado, ele é apenas atenuado.

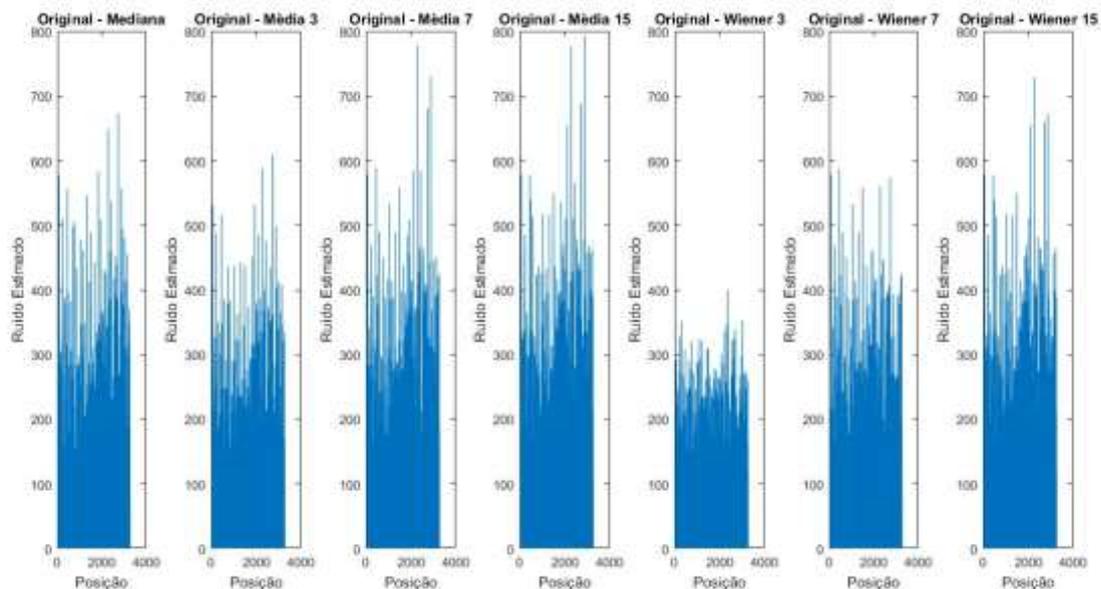
O mesmo procedimento foi realizado para as outras imagens, que diferente da primeira, foram adquiridas de placas de PMMA com diferentes espessuras, e com uma placa de alumínio entre elas. As Figuras 9 e 10 apresentam os perfis das imagens original e filtradas e os perfis dos ruídos, da imagem MG02, respectivamente.

Figura 9: Perfil da imagem MG02 original e das imagens filtradas



Fonte: Elaborado pela autora

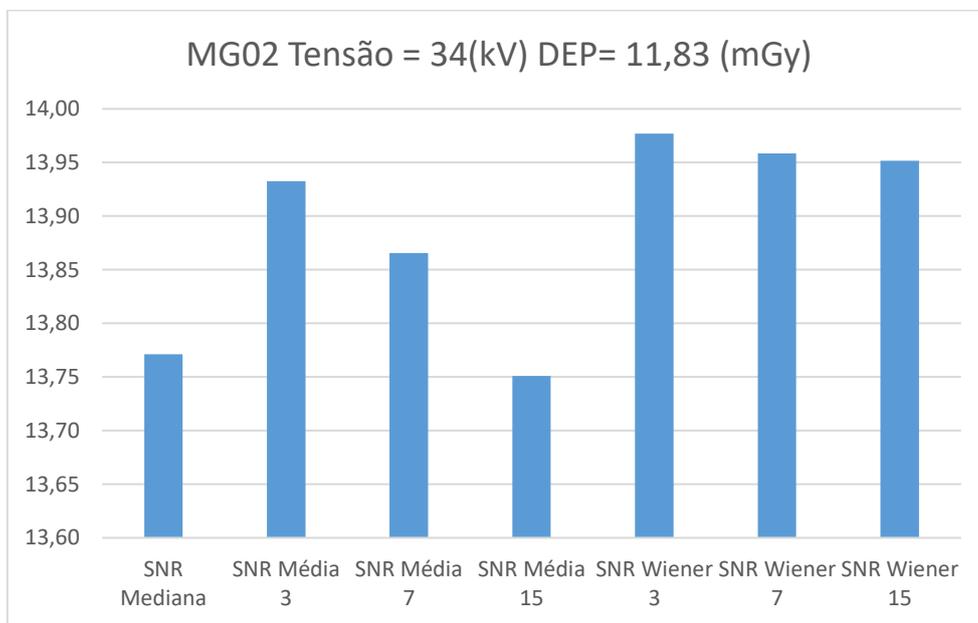
Figura 10: Ruído estimado para os diferentes filtros da imagem MG02



Fonte: Elaborado pela autora

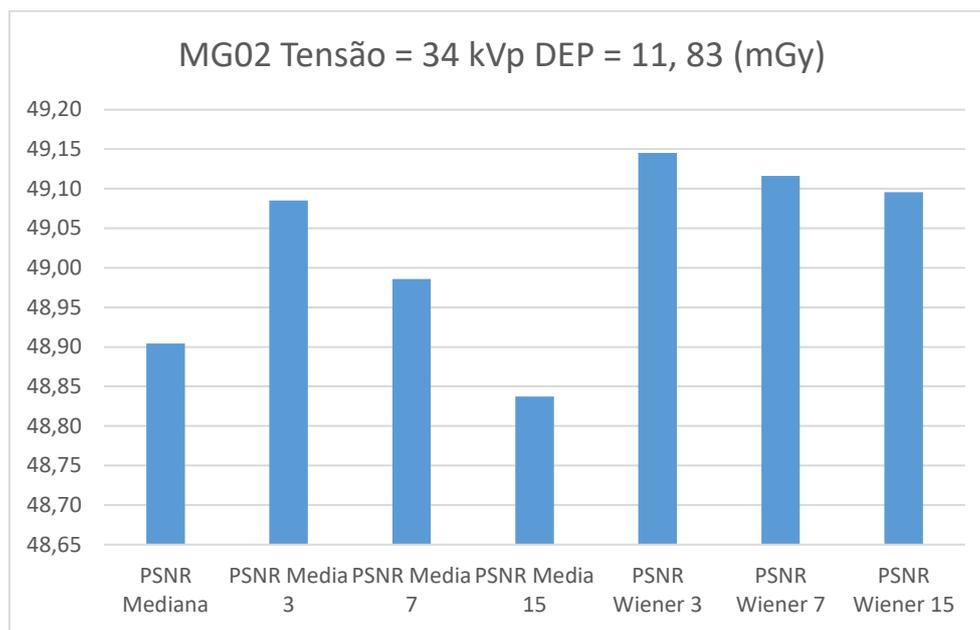
Em seguida foram calculadas métricas para avaliação da eficiência de cada filtro na suavização do ruído conforme apresentados nas Figuras 11 e 12.

Figura 11: Valores de SNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG02



Fonte: Elaborado pela autora

Figura 12: Valores de PSNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG02



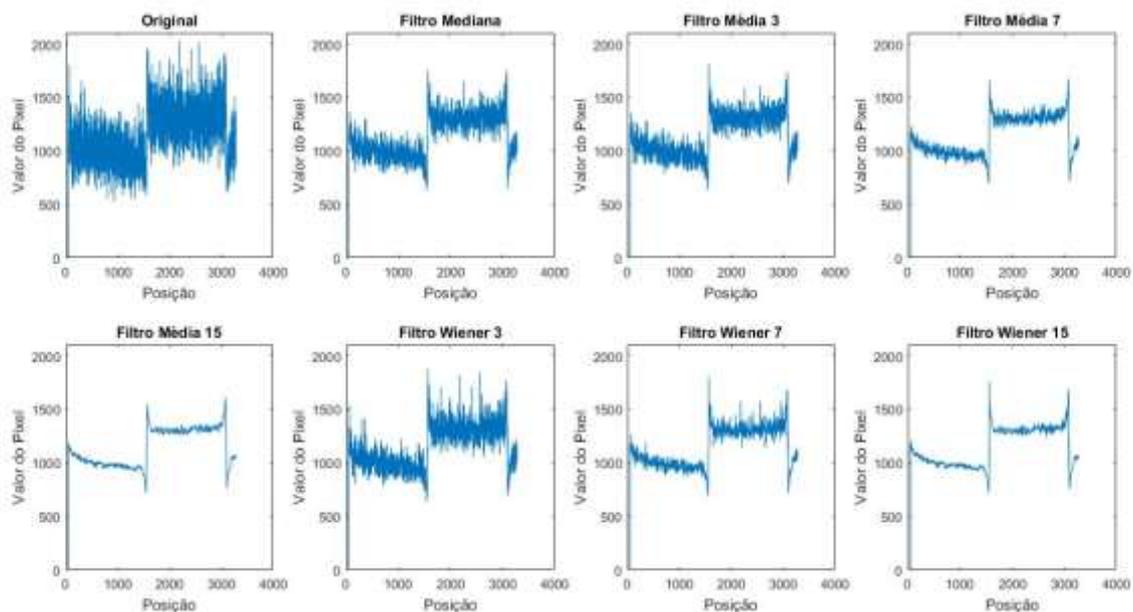
Fonte: Elaborado pela autora

A imagem MG02 foi obtida a partir de Phantom de PMMA de 70 mm de espessura e uma placa de alumínio foi inserida entre as placas de PMMA para melhor estimar o SNR. Mesmo possuindo a tensão de 34 kV superior a tensão aplicada para adquirir a imagem MG01, ele possui um maior ruído estimado. Como a placa de alumínio é homogênea, assim como as placas de PMMA, então deveria haver um valor para os pixels da região do PMMA e um outro valor de pixel para região que contém a placa de alumínio.

A Figura 9 mostra uma redução maior do ruído nos perfis das imagens filtradas com os filtros média 3 e Wiener 15, mas o melhor ruído estimado ocorre para o filtro Wiener 3, Figura 10. Neste caso o melhor valor para SNR e PSNR ocorre para o filtro Wiener 3 e os valores das Figuras 11 e 12 demonstram que ocorre uma redução da qualidade dos filtros Wiener 7 e Wiener 15 em relação ao filtro Wiener 3, fato que não ocorreu para imagem MG01.

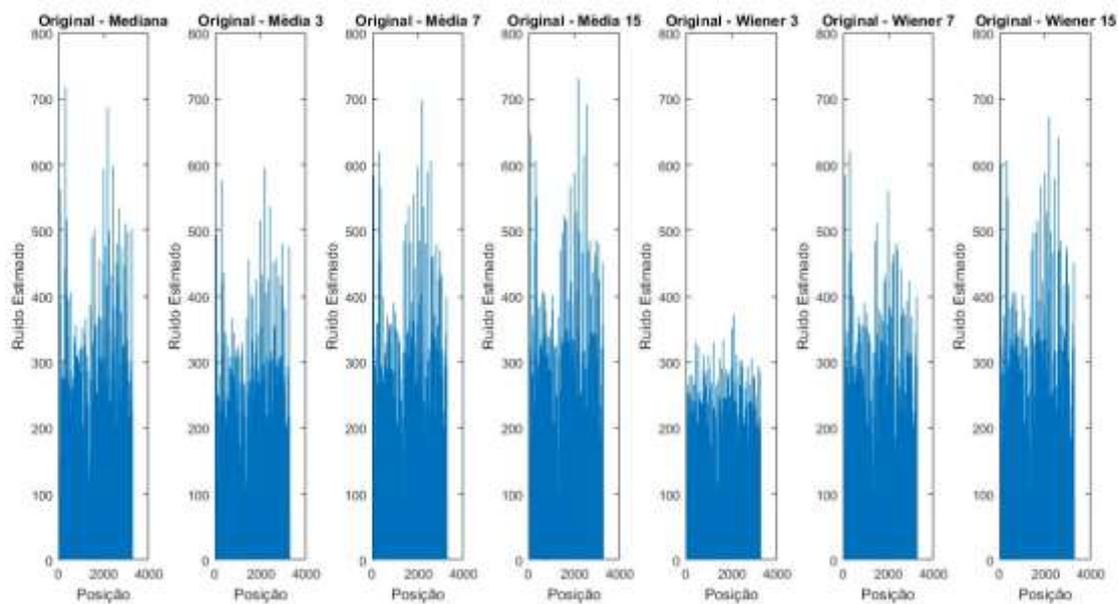
As Figuras 13, 14, 15 e 16 são referentes aos resultados obtidos para a imagem MG04

Figura 13: Perfil da imagem MG04 original e das imagens filtradas



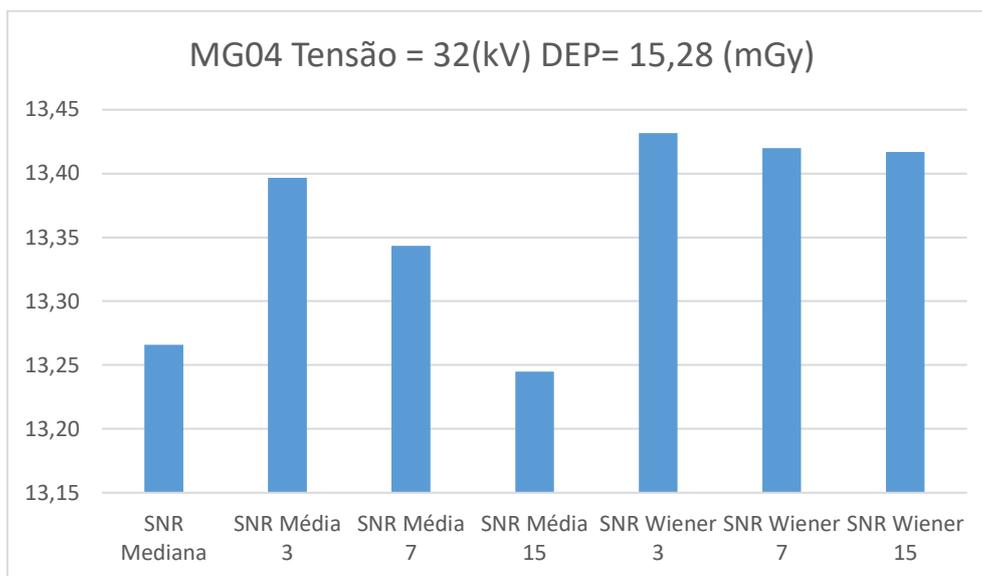
Fonte: Elaborado pela autora

Figura 14: Ruído estimado para os diferentes filtros imagem MG04



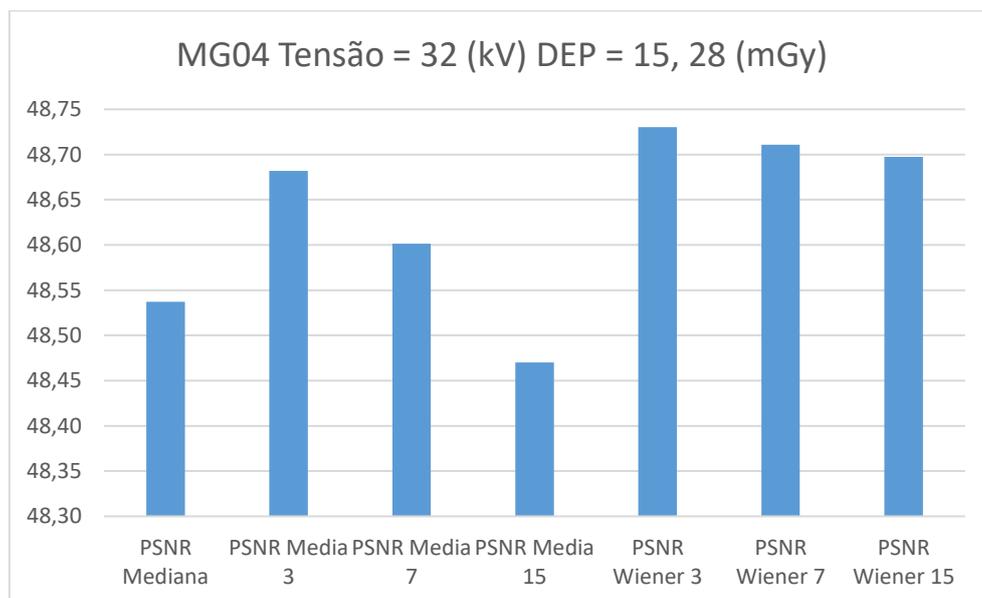
Fonte: Elaborado pela autora

Figura 15: Valores de SNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG04



Fonte: Elaborado pela autora

Figura 16: Valores de PSNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG04



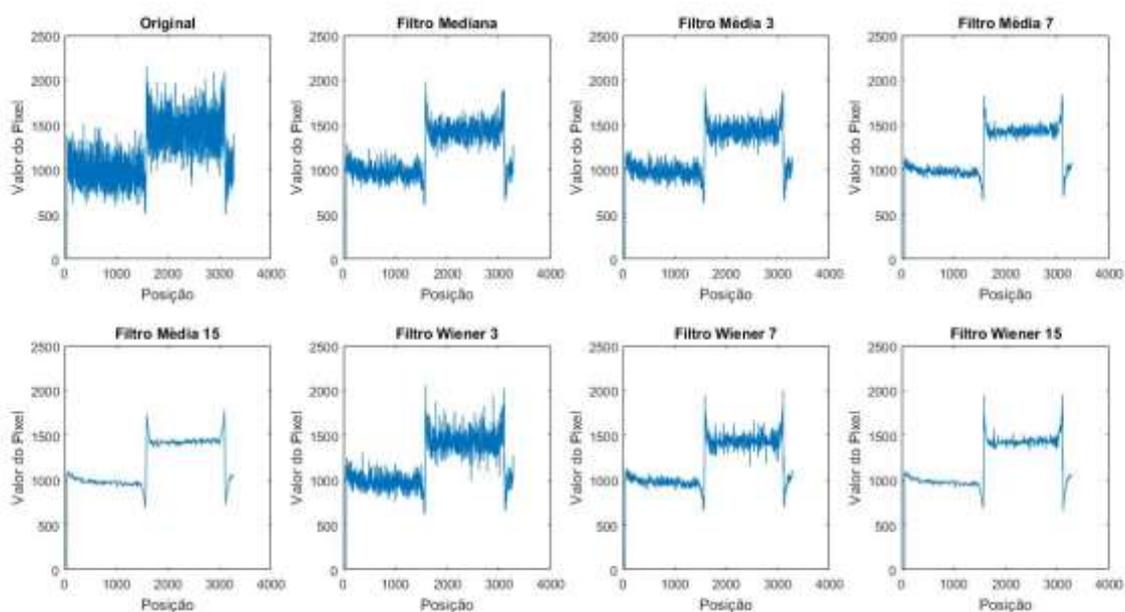
Fonte: Elaborado pela autora

A imagem MG04 também foi obtida com uma placa de alumínio com 70 mm de PMMA e com tensão de 32 kV. Os ruídos estimados para a imagem MG04, Figura 14, ficam próximos aos ruídos estimados para a imagem MG02, Figura 10, pois, apesar de possuir uma tensão menor, a imagem MG04 foi obtida com uma maior corrente e maior DEP (dose de entrada na pele) em relação a MG02.

A redução de ruído é maior para o filtro Wiener 3, Figura 14, mesmo que aparentemente o perfil mostre uma maior redução para os filtros média 15 e Wiener 15, Figura 13. A imagem que apresenta maior qualidade, segundo métricas de PSNR e SNR, é filtrada com o filtro de Wiener 3. Ao comparar os valores das métricas de avaliação para as imagens MG02 e MG04, com filtro de Wiener 3, pode-se notar que a imagem MG02 possui uma qualidade melhor se comparada a imagem MG04.

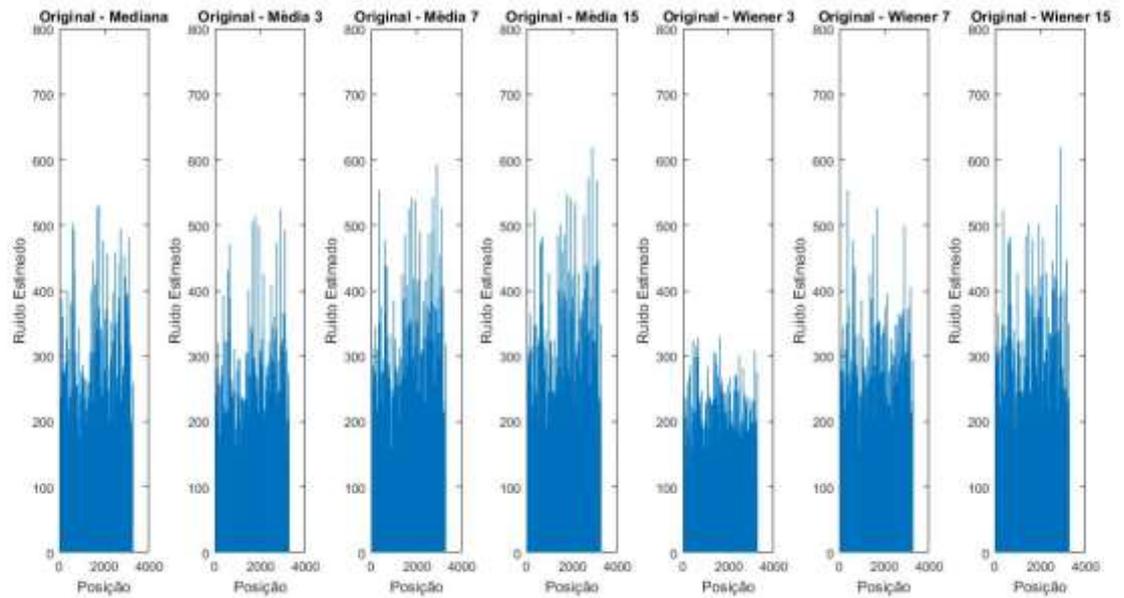
As Figuras 17, 18, 19 e 20 são referentes aos resultados obtidos para a imagem MG08

Figura 17: Perfil da imagem MG08 original e das imagens filtradas



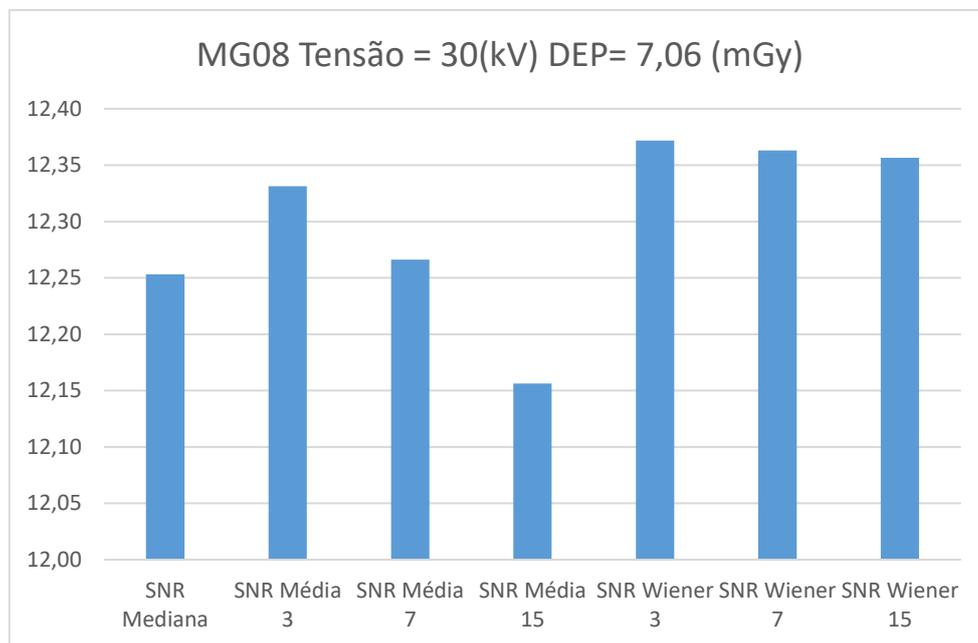
Fonte: Elaborado pela autora

Figura 18: Ruído estimado para os diferentes filtros imagem MG08



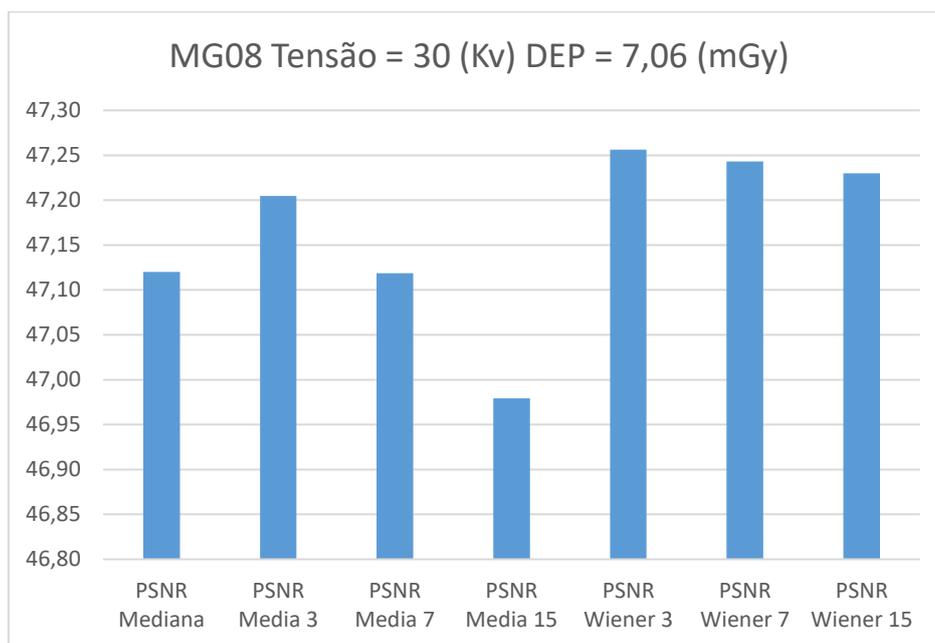
Fonte: Elaborado pela autora

Figura 19: Valores de SNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG08



Fonte: Elaborado pela autora

Figura 20: Valores de PSNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG08



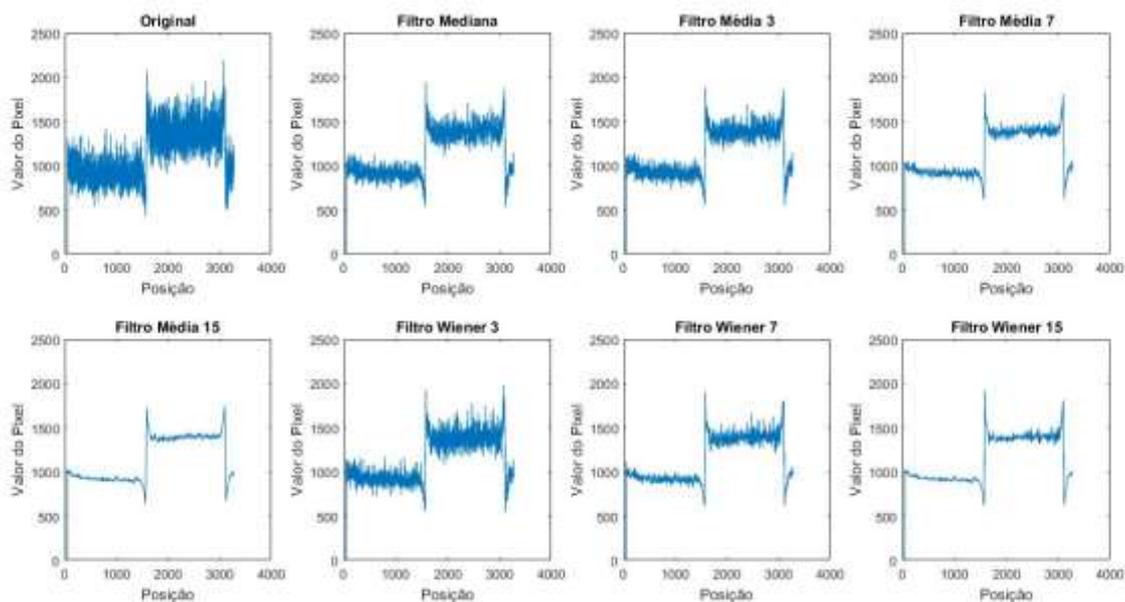
Fonte: Elaborado pela autora

A imagem MG08 foi obtida com uma tensão de 30 kV, com 50 mm de espessura de PMMA contendo uma folha de alumínio. Nela há uma menor tensão em relação às demais e a DEP é bastante reduzida também. A menor DEP é influenciada pela menor tensão.

Na Figura 17 é possível observar uma maior redução do ruído para os filtros média 7, média 15 e Wiener 15. Contudo, a maior redução de ruído é mostrada através da Figura 18 e ocorre para o filtro Wiener 3. Na Figura 18 é possível notar uma grande discrepância na redução do ruído pelo filtro Wiener 3 em relação aos demais filtros. As Figuras 19 e 20 confirmam que a imagem que apresenta o menor ruído é a imagem filtrada com Wiener 3, por apresentar os maiores valores de SNR e PSNR em relação aos demais.

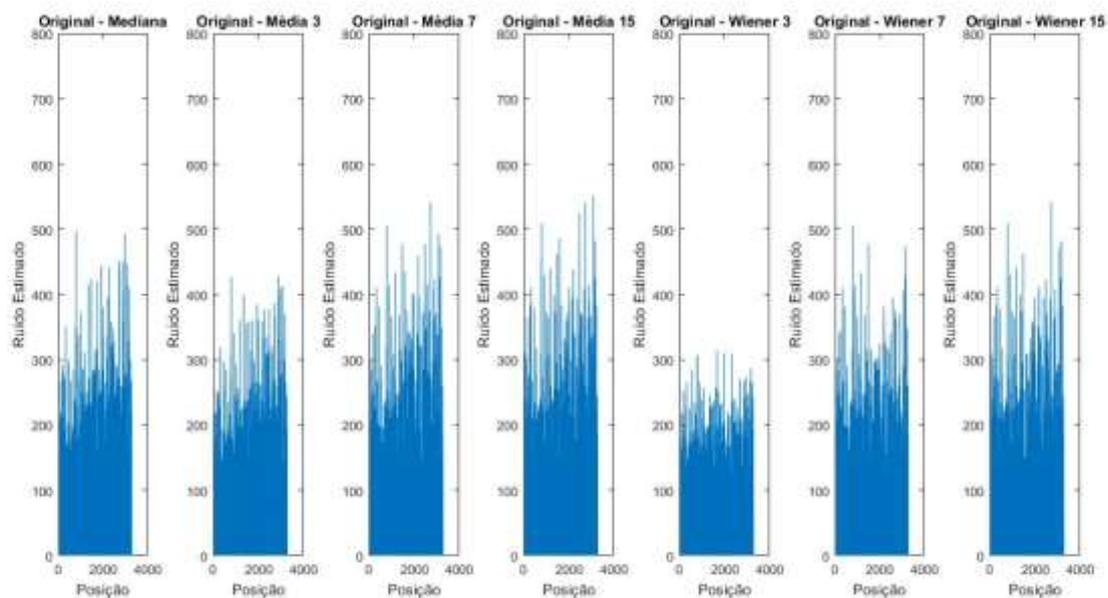
As Figuras 21, 22, 23 e 24 são referentes aos resultados obtidos para a imagem MG10.

Figura 21: Perfil da imagem MG10 original e das imagens filtradas



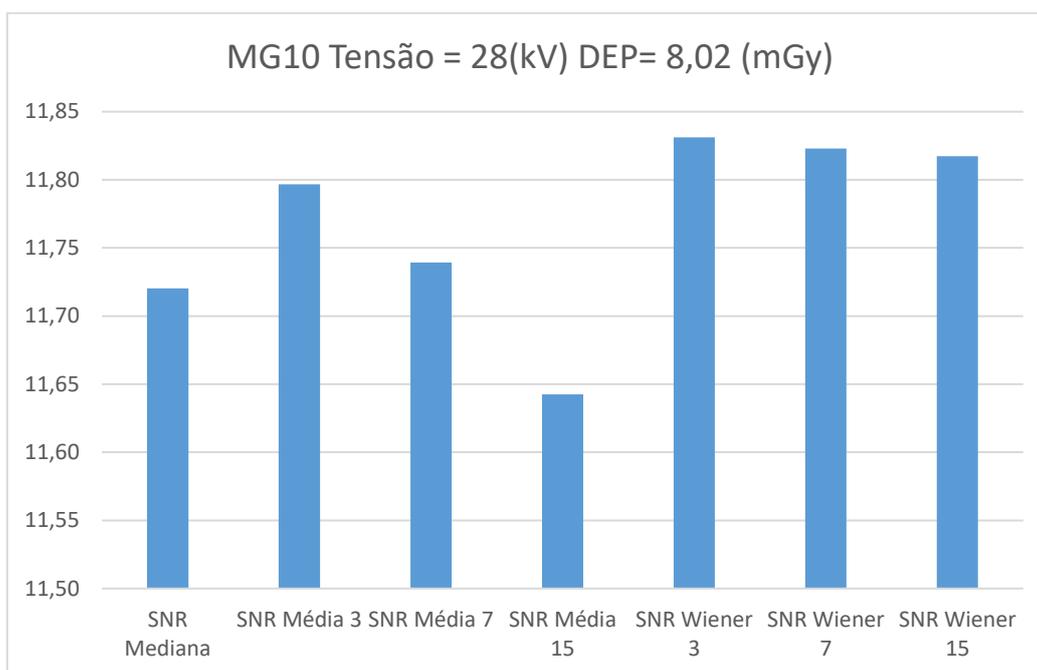
Fonte: Elaborado pela autora

Figura 22: Ruído estimado para os diferentes filtros imagem MG10



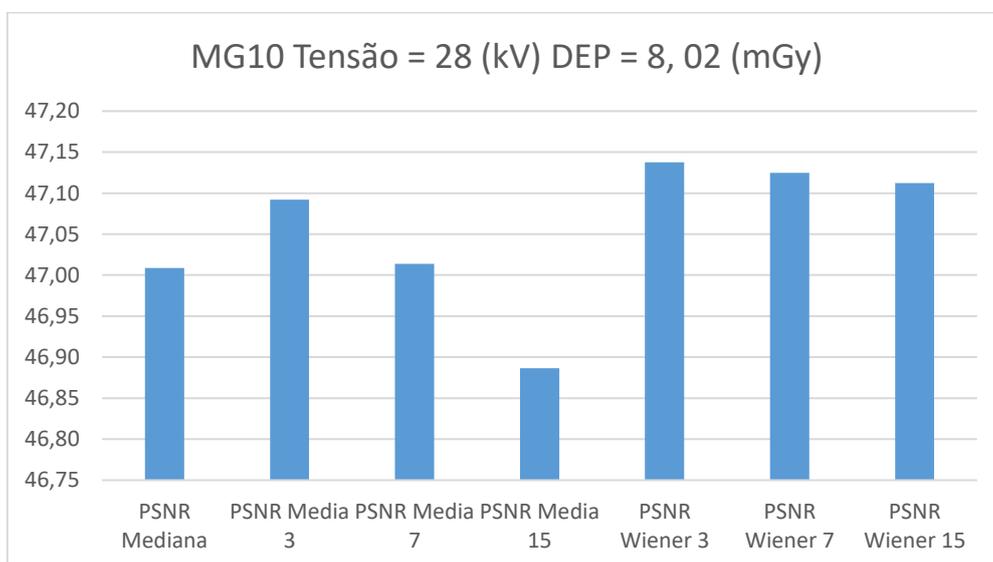
Fonte: Elaborado pela autora

Figura 23: Valores de SNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG10



Fonte: Elaborado pela autora

Figura 24: Valores de PSNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG10



Fonte: Elaborado pela autora

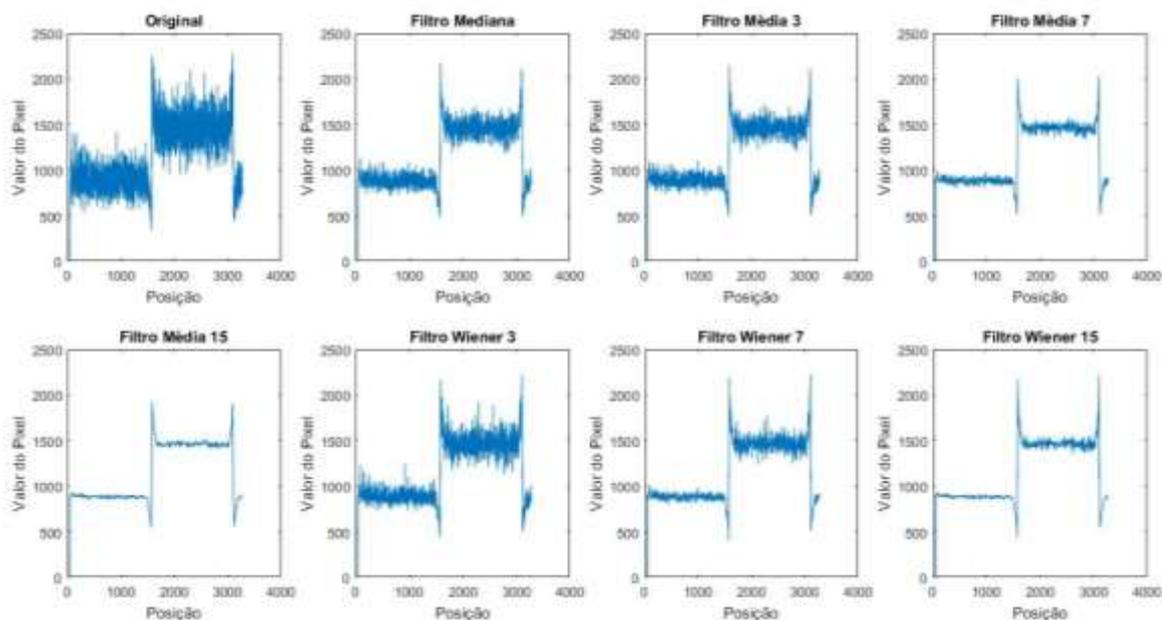
A imagem MG10 foi obtida com as placas de PMMA de 50 mm de espessura e tensão de 28 kV. O perfil de ruído obtido para a imagem original é semelhante ao da imagem MG08 e os filtros que melhor suavizaram o ruído no perfil, Figura 21, são os filtros média 7, média 15 e Wiener 15. Mesmo apresentando uma tensão menor em

relação a imagem MG08 o ruído estimado para a imagem MG10 é menor que para a MG08, Figuras 22 e 18.

Assim como ocorre para a imagem MG08, o filtro que apresentou, os melhores resultados, segundo métricas, SNR e PSNR, da imagem foi o filtro de Wiener 3. E apesar de possuir menor valor estimado em relação a MG08, as métricas de SNR e PSNR são melhores para a imagem que possui maior tensão, MG 08.

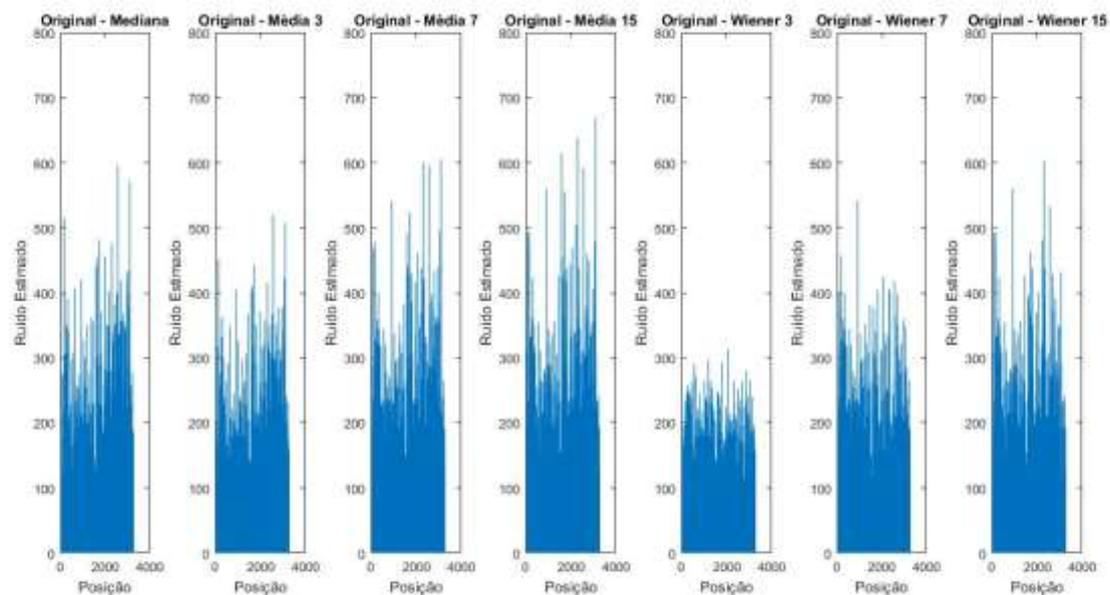
As Figuras 25, 26, 27 e 28 são referentes aos resultados obtidos para a imagem MG18.

Figura 25: Perfil da imagem MG18 original e das imagens filtradas



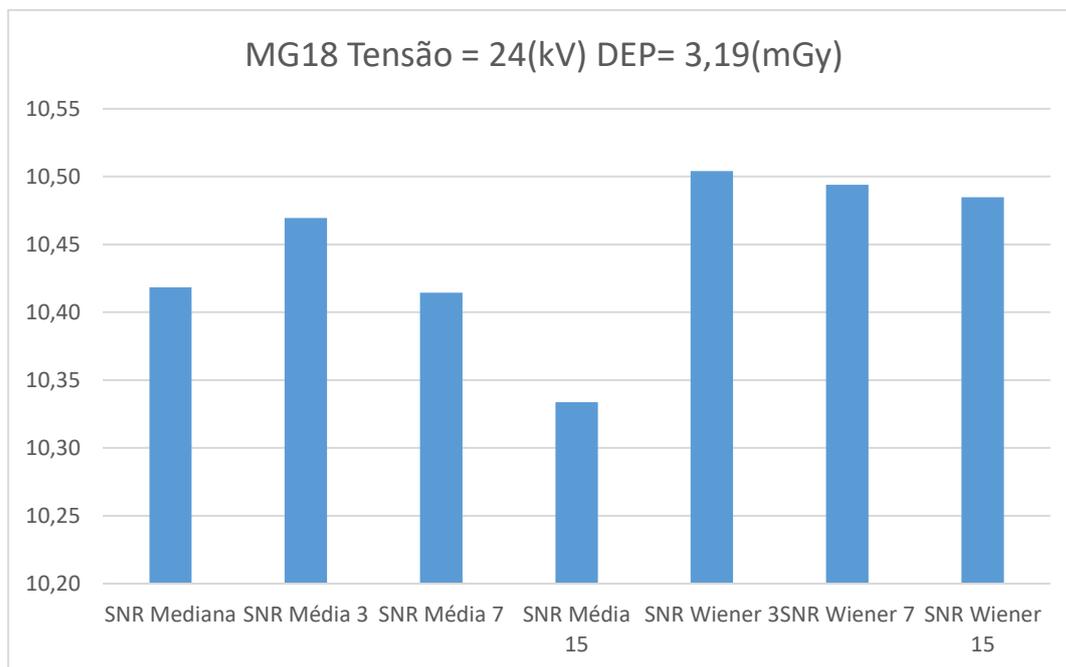
Fonte: Elaborado pela autora

Figura 26: Ruído estimado para os diferentes filtros imagem MG18



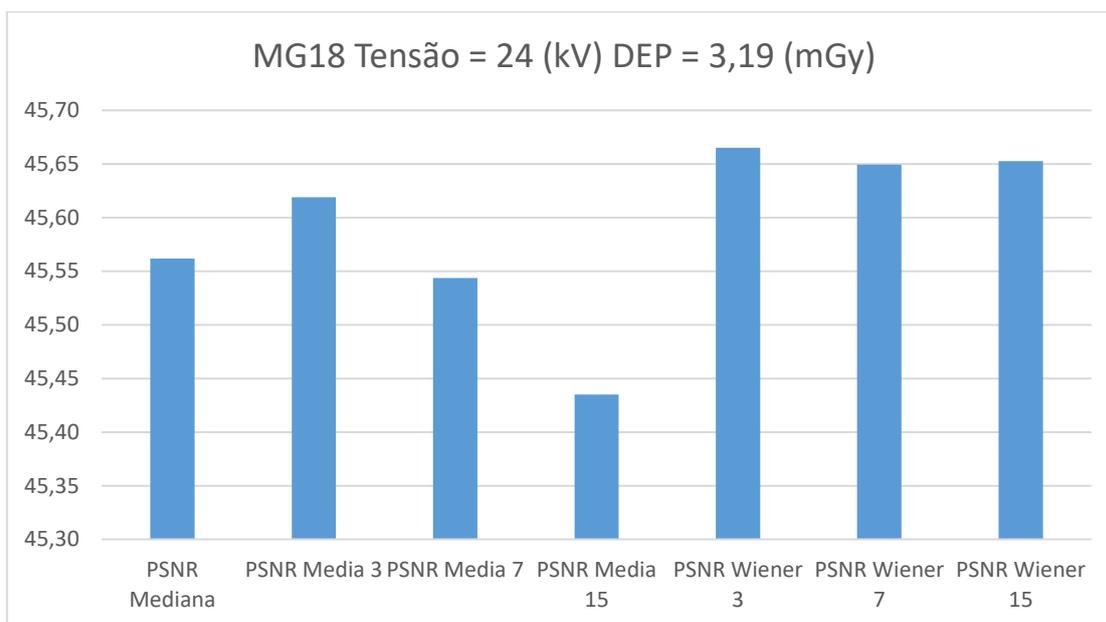
Fonte: Elaborado pela autora

Figura 27: Valores de SNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG18



Fonte: Elaborado pela autora

Figura 28: Valores de PSNR calculados para as imagens filtradas a partir da imagem MG18



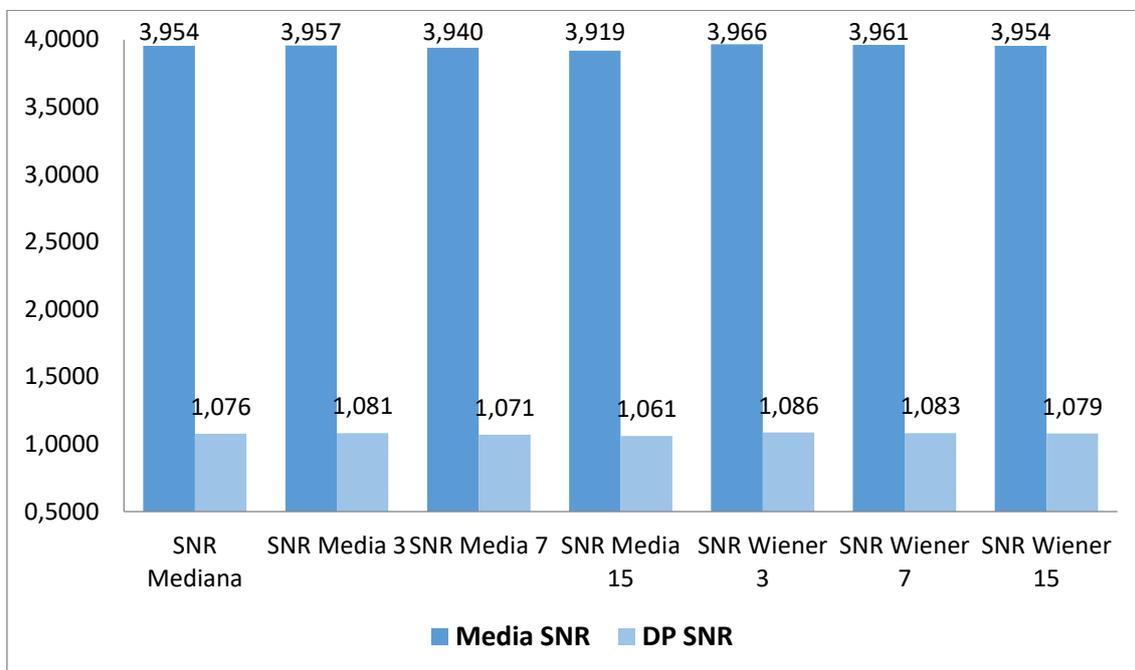
Fonte: Elaborado pela autora

Dentre as imagens adquiridas, esta foi a com menor valor de tensão, 24 kV, com Phantom de PMMA de 70 mm de espessura com uma placa de alumínio entre as placas de PMMA. A MG18 também possui os menores valores de SNR e PSNR entre as demais imagens.

Os perfis com maior atenuação de ruído são os filtrados com os filtros de média 7, média 15 e Wiener 15, Figura 25. Neste caso, o ruído estimado se mostrou menor em relação ao ruído da imagem MG10, visualmente falando, Figuras 26 e 22. O filtro que apresenta melhor resultado para suavização de ruído com bons valores de SNR e PSNR, neste caso, foi o filtro de Wiener 3.

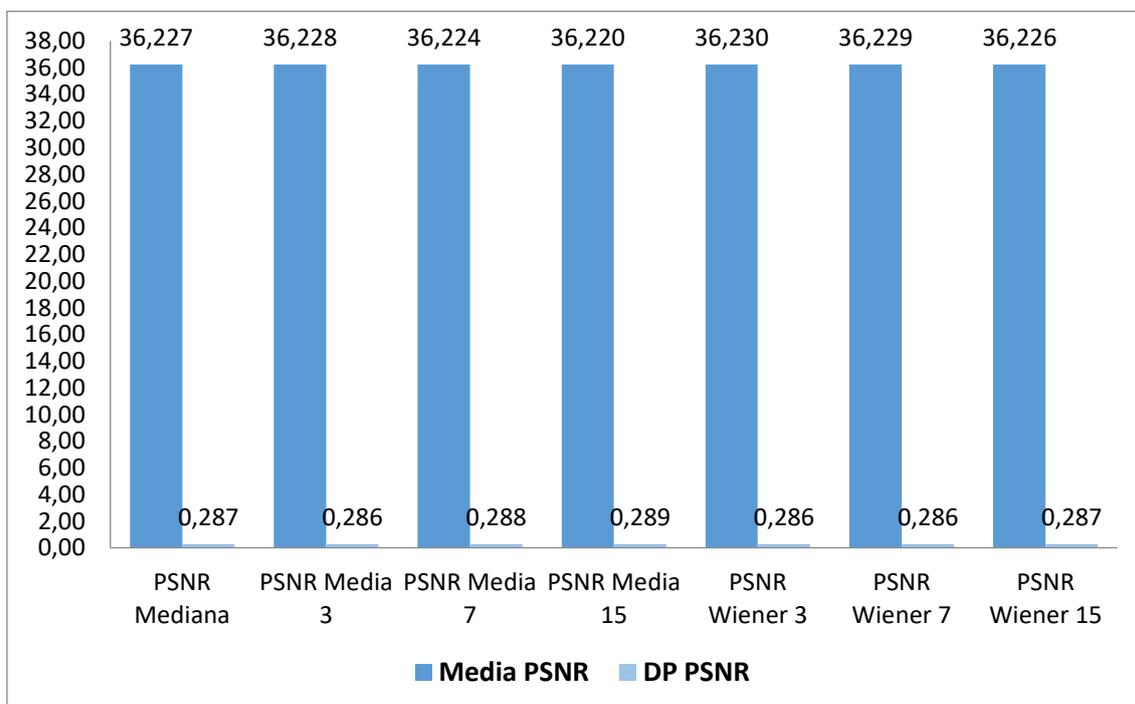
A Figuras 28 e 29 mostram a média e desvio padrão do resultado de todos os filtros aplicados em as imagens de PMMA com alumínio.

Figura 29: Média de Desvio Padrão para os valores de SNR calculados



Fonte: Elaborado pela autora

Figura 30: Média de Desvio Padrão para os valores de PSNR calculados

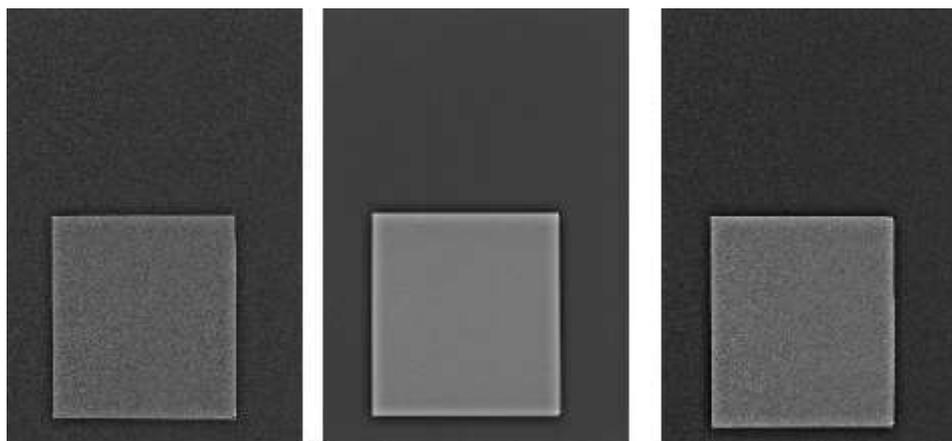


Fonte: Elaborado pela autora

As diferenças entre os valores de SNR apresentados da Figura 29, é bem sutil, mesmo considerando o desvio padrão. Isso também ocorre no para o PSNR, cujo desvio padrão é ainda menor, conforme apresentado na Figura 30.

A imagem original e as imagens adquiridas através da aplicação dos filtros média 15 e Wiener 3 são mostradas na Figura 31.

Figura 31: Da esquerda para direita: Imagem MG18 original, Imagem MG18 com o filtro média 15 e Imagem MG18 com o filtro de Wiener 3



Fonte: Elaborado pela autora

A Figura 31, mostra que mesmo para baixas tensões, é possível utilizar o filtro de Wiener 3 para suavizar, significativamente, o ruído não acarretando em borramento e/ou distorções na imagem resultante. Diferentemente do filtro de Wiener 3, o filtro média 15 acarretou em um aumento de brilho e no borramento da imagem resultante.

Também foi calculado o MSE para todos os filtros, conforme apresentado da Tabela 2.

Tabela 2: Valores de MSE calculados para todas as imagens filtradas

Nome	MSE Mediana	MSE Média 3	MSE Média 7	MSE Média 15	MSE Wiener 3	MSE Wiener 7	MSE Wiener 15
MG01	1134000	1134300	1134900	1136000	1133900	1133900	1134000
MG02	1057400	1056200	1059000	1611000	1055100	1056000	1055750
MG04	1048900	1048100	1050100	1051900	1047300	1047800	1048900
MG08	1088600	1088300	1089200	1090200	1088000	1088200	1088800
MG10	984390	984090	984870	985710	983820	984050	984540
MG12	1068000	1067800	1068400	1069100	1067600	1067800	1068100
MG14	1037900	1037800	1038200	1038700	1037600	1037700	1038100
MG16	932690	932500	932920	933500	932380	932550	932910
MG18	916440	916240	916670	917250	916130	916330	916670
MG20	1099000	1098700	1099800	1100900	1098300	1098500	1099100
Media	1025924,44	1025525,55	1026573,33	1088695,55	1025136,66	1025436,66	1025874,44
DP	71194,1973	71216,51	71432,9	195303,12	71096,17	71094,36	71083,16

Fonte: Elaborado pela autora

A partir dos resultados obtidos anteriormente é possível notar que para todas as imagens filtradas as que apresentaram o melhor resultado foram as filtradas com Wiener 3. As imagens que apresentaram os piores resultados foram as que foram filtradas com média de máscara 15x15. Entretanto a Figura 31, mostra, visualmente, que a imagem filtrada com média 15 reduziu bastante o ruído em relação a imagem filtrada com Wiener 3 e apresentou borramento nas bordas. Desta forma, para a análise qualitativa, o filtro que apresenta melhor resultado na remoção de ruído é o média 15x15.

As Figuras 29 e 30, mostram que as maiores médias de SNR e PSNR ocorrem para o filtro de Wiener 3 e as menores, para o filtro média 15, entretanto valores médios de SNR e PSNR ficaram muito próximos. Assim, através do cálculo do MSE, Tabela 2, é possível notar que o MSE médio para o filtro média 15 é muito maior que para o Wiener3 e outro ponto é o desvio padrão que possui valor muito discrepante em relação aos demais filtros, inclusive os de média com menores valores de máscara. Assim sendo, quantitativamente o filtro de Wiener 3, e demais máscaras, apresentam melhores resultados para a qualidade final da imagem.

Esta incoerência nos resultados ocorre, pois, o conjunto de imagens utilizadas neste trabalho foram adquiridas através da simulação de *Phantoms* constituídos de material uniforme, ou seja, o seu resultado deveria apresentar o mesmo valor de pixel para toda a imagem. Como os filtros de média são lineares, ao utilizá-los os pixels resultantes receberão o valor médio da vizinhança e com isso o valor médio final ficará muito próximo do que deveria o tom de cinza caso não houvesse o ruído. Entretanto ao realizar o cálculo do erro, pixel a pixel, as diferenças entre os pixels filtrados e os pixels da imagem filtrada são muito grandes, acarretando em um maior valor de MSE. A análise quantitativa para o filtro de Wiener é melhor, pois este filtro tem a finalidade de reduzir o ruído da imagem através do mínimo erro quadrático médio.

8. CONCLUSÃO

As imagens obtidas através do sistema de mamografia deveriam apresentar apenas um valor de pixel para a placa Phantom homogêneo de PMMA e deveria apresentar dois valores de pixel para as simulações onde uma placa homogênea de alumínio foi colocada entre as placas de PMMA. Isto não ocorre, pois devido a interação entre os raios X e a matéria, ocorrem fenômenos como o efeito fotoelétrico, espalhamento Rayleigh e espalhamento Compton que contribuem para os ruídos gaussiano e quântico. Estes ruídos serão adicionados à imagem final e podem gerar erros na detecção de lesões.

É possível reduzir os ruídos quântico e gaussiano, mas não os eliminar. Os problemas que ocorrem quando filtros são utilizados para suavizar os ruídos são o borramento e a distorção da imagem, desta forma, para determinar qual filtro resultara uma máxima redução do ruído com um menor prejuízo para a imagem, as métricas SNR e PSNR são utilizadas.

Ao utilizar filtros de mediana, média e Wiener, com máscaras de tamanhos variados, foi possível identificar, através do perfil das imagens, que a melhor suavização com maiores valores de SNR e PSNR e menores valores de MSE ocorrem para o filtro de Wiener. As métricas de avaliação também foram influenciadas pelo valor da tensão utilizada para adquirir a imagem, o que ocorre é que quanto maior o valor da tensão melhor o SNR, PSNR e MSE. O problema da utilização de altos valores de tensão é o aumento da dose que o paciente recebe.

Podemos enfatizar que apenas a análise qualitativa não é suficiente para determinar a qualidade de um filtro, sendo necessário realizá-la em conjunto com a análise quantitativa para determinar qual foi mais efetivo para o objetivo proposto.

Em trabalhos futuros e possível realizar um estudo mais amplo sobre o filtro de Wiener para melhorar a qualidade de imagens adquiridas com doses menores.

9. REFERÊNCIAS

BARRETT, H. Radiological Imaging: The Theory of Image Formation, Detection and Processing vol 1 (New York: Academic) Barrett H and Swindell W 1981. **Radiological Imaging: The Theory of Image Formation, Detection and Processing**, v. 2, 1981.

BERRY, Richard; BURNELL, James. **The handbook of Astronomical image processing**. Richmond. Willmann-Bell. Second ed, 2005.

BIRKFELLNER, Wolfgang. **Applied medical image processing: a basic course**. CRC Press, 2016.

CHAN, H.-P.; DOI, Kunio. The validity of Monte Carlo simulation in studies of scattered radiation in diagnostic radiology. **Physics in Medicine & Biology**, v. 28, n. 2, p. 109, 1983.

CURRY, Thomas S.; DOWDEY, James E.; MURRY, Robert C. **Christensen's physics of diagnostic radiology**. Lippincott Williams & Wilkins, 1990.

DE SOUZA, Cristiane Loesch. ANÁLISE DA APLICAÇÃO DO FILTRO WIENER AO TRATAMENTO DE DADOS DA RADIAÇÃO CÓSMICA DE FUNDO OBTIDOS PELO TELESCÓPIO BEAST, 2005.

DOLLY, Steven et al. Practical considerations for noise power spectra estimation for clinical CT scanners. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 17, n. 3, p. 392-407, 2016.

DOUGHERTY, Geoff. **Digital image processing for medical applications**. Cambridge University Press, 2009.

FERNANDES, Jane Vieira Volotão. **Análise Estocástica dos Tendões de uma TLP**. 2011. Tese de Doutorado. Universidade Federal do Rio de Janeiro.

GONZALEZ, Rafael C.; WOODS, Richard E. **Processamento de imagens digitais**. Edgard Blucher, 2000

GONZALEZ, Rafael C.; WOODS, Richard C. **Processamento digital de imagens**. Pearson Educación, 2009.

HAIGHT, Frank A.; HAIGHT, Frank A. Handbook of the Poisson distribution. 1967. **New York: Jon Wiley & Sons**, 1967.

HENDEE, William R.; RITENOUR, E. Russell. **Medical imaging physics**. John Wiley & Sons, 2003.

HUDA, Walter; SLONE, Richard M. **Review of radiologic physics**. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

HILL, Melissa L. et al. Validation of noise estimation for a clinical contrast-to-noise ratio for digital mammographic imaging. In: **Medical Imaging 2018: Physics of Medical Imaging**. International Society for Optics and Photonics, 2018. p. 105735D

INCA. Instituto nacional do câncer josé de Alencar gomes da silva. 2018. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/tipos-de-cancer/cancer-de-mama>>. Acesso em: 19 de maio de 2019.

INCA. Instituto nacional do câncer josé de Alencar gomes da silva. 2019. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/numeros-de-cancer>>. Acesso em: 19 de maio de 2019.

JERISON, David; STROOCK, Daniel. Norbert Wiener. **Notices of the AMS**, v. 42, n. 4, p. 430-438, 1995.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. COMMITTEE 4. **Implications of Commission recommendations that doses be kept as low as readily achievable: a report. Adopted by the Commission in April 1973**. Pergamon, 1973.

LILLESAND, T. M. et al. Remote sensing and image interpretation. **Remote sensing and image interpretation.**, n. Ed. 3, 1994.

LIU, Wei; LIN, Weisi. Additive white Gaussian noise level estimation in SVD domain for images. **IEEE Transactions on Image processing**, v. 22, n. 3, p. 872-883, 2012.

MACKENZIE, Alistair et al. Image simulation and a model of noise power spectra across a range of mammographic beam qualities. **Medical physics**, v. 41, n. 12, 2014.

MÄKITALO, M.; FOI, A. Optimal inversion of the anscombe transformation in low-count poisson image denoising. **IEEE Transactions on Image Processing**, v. 20, n. 1, p. 99–109, 2011.

MENESES, Paulo Roberto et al. Introdução ao processamento de imagens de sensoriamento remoto. **Brasília: UnB**, p. 01-33, 2012.

MILDENBERGER, Peter; EICHELBERG, Marco; MARTIN, Eric. Introduction to the DICOM standard. **European radiology**, v. 12, n. 4, p. 920-927, 2002.

NEWLAND, David Edward. **An introduction to random vibrations and spectral analysis**. Longman, 1993.

NUNES, Polyana Ferreira. **Método baseado em médias não-locais para filtragem do ruído quântico de imagens mamográficas digitais adquiridas com dose de radiação reduzida**. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

OLIVEIRA, Helder Cesar Rodrigues de. **Proposta de redução da dose de radiação na mamografia digital utilizando novos algoritmos de filtragem de ruído Poisson**. 2016. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

OMS. Organização Mundial da Saúde. OPAS. Organização Pan-Americana da Saúde. Disponível em: https://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=5588:folha-informativa-cancer&Itemid=1094. Acesso em: 18 de maio de 2019.

RIBEIRO, Danielle Lorraine de Souza et al. Realce de contraste para detecção de lesão em mamografia. 2018.

ROMUALDO, Larissa Cristina dos Santos. **Restauração de imagens mamográficas digitais utilizando o filtro de Wiener no domínio de Anscombe e o filtro inverso da MTF no domínio da frequência**. 2009. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

SCHOWENGERDT, R. A. **Remote sensing: models and methods for image processing**. Academic Press, 1997.

SMITH, Steven W. et al. The scientist and engineer's guide to digital signal processing. 1997.

STARCK, J.; MURTAGH, F. Astronomical image and signal processing: looking at noise, information and scale. **IEEE Signal Processing Magazine**, v. 18, n. 2, p. 30–40, 2001.

VIEIRA FILHO, Jozue et al. Redução de ruído em sinais de voz nos sistemas rádio móveis veiculares. 1996.

WANG, Zhou; BOVIK, Alan C. Modern image quality assessment. **Synthesis Lectures on Image, Video, and Multimedia Processing**, v. 2, n. 1, p. 1-156, 2006.

WEBB, Andrew; KAGADIS, George C. Introduction to biomedical imaging. **Medical Physics**, v. 30, n. 8, p. 2267-2267, 2003.

WOLBARST, Anthony B.; COOK, Gordon. Physics of radiology. 1993.

YOO, Terry S. **Insight into images: principles and practice for segmentation, registration, and image analysis**. AK Peters/CRC Press, 2004.