



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
INSTITUTO DE FÍSICA  
CURSO DE GRADUAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA

Júlia Sousa Paixão

**Análise da qualidade das imagens mamográficas a partir de transformações de equalização de histograma e de aplicação de métricas de qualidade**

Uberlândia

2023

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação  
em Física Médica do Instituto de Física da  
Universidade Federal de Uberlândia como  
requisito para a obtenção do título de bacharel  
em Física Médica. Orientador: Diego Merigue

Uberlândia

2023

*Dedico esse trabalho à minha família e meus amigos que me acompanharam desde o começo.*

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço aos meus pais, Maria Aparecida de Souza Paixão e Antônio Henrique Hermógenes da Paixão pelo apoio que sempre me deram desde o início.

Agradeço também a minha família Karla, Francis, Rafael, Fernanda, Henrique que sempre estiveram ao meu lado me apoiando e dando suporte em todas as situações pela qual passei.

À toda minha família que acompanharam de longe essa jornada.

Aos meus amigos da faculdade, Moara, Thamires, Ana, Antônio, Gabriel, Larissa, Samuel, que compartilharam dos mesmos desafios e mantiveram se ajudando.

Às todas minhas amizades de Franca, em especial Yanca e Sofia.

Aos meus amigos de trabalho da São Bernardo, que sempre estiveram comigo em todos os momentos. Em especial, Douglas, Thaís, Bruno, João Paulo, Vinicius.

Aos professores que me orientaram e se mostraram presentes durante toda minha formação, em especial a Ana Perini, Lúcio Neves e Diego Merigue.

Ao meu orientador Diego Merigue que me devolveu o amor pela Física Médica e sempre esteve presente para me ajudar e cessar minhas dúvidas.

Aos colegas do Grupo de Imagens Médicas que me ajudaram na elaboração desse trabalho de conclusão de curso, mesmo que de maneira indireta.

À Universidade Federal de Uberlândia pela oportunidade, espaço e apoio fornecido.

À coordenação do curso de Física Médica, em especial a Dilza, que sempre se mostrou presente para que fosse resolvido qualquer problema.

## RESUMO

O câncer de mama é caracterizado pelo crescimento desordenado de células com características anormais, que se multiplicam causando a formação de nódulos. Atualmente, o câncer de mama representa 29,7% de todos os cânceres que mais acometem brasileiras. Com isso, a mamografia é de extrema importância, devido ser o principal método para o rastreamento da doença. A partir dela, torna-se possível um diagnóstico precoce, que aumenta a possibilidade de um tratamento menos agressivo e maiores taxas de resultados satisfatórios. Para a utilização da mamografia como exame de rastreio, é necessário que as imagens possuam uma qualidade de imagem boa para que seja possível a diferenciação das estruturas da mama. Ferramentas de processamento de imagem baseadas em transformações de histograma podem ser utilizadas para realçar estruturas da mama. Uma forma de avaliar a qualidade das imagens é a aplicação de métricas de qualidade de imagem. Neste trabalho, técnicas de equalização de histograma foram aplicadas em imagens de phantoms de mama e em imagens de pacientes para avaliar os melhores parâmetros de processamento. A qualidade das imagens foi averiguada por meio de métricas como contraste, razão sinal-ruído (SNR) e razão contraste ruído (CNR). Por fim, os dados obtidos foram compilados em tabelas e comparados. Como resultado foi possível constatar que a imagem que apresenta um maior CNR, condiz com uma imagem que dispõe de uma melhor visualização.

**PALAVRAS-CHAVE:** Qualidade da imagem digital, técnica de aquisição, mamográfico.

## ABSTRACT

Breast cancer is characterized by the disordered growth of cells with abnormal characteristics, multiplying and causing the formation of nodules. Currently, breast cancer accounts for 29.7% of all cancers affecting Brazilian women the most. Therefore, mammography is of utmost importance as the primary method for disease screening. Through mammography, early diagnosis becomes possible, increasing the likelihood of less aggressive treatment and higher rates of satisfactory outcomes. To use mammography as a screening tool, it is essential for the images to have good quality for the differentiation of breast structures. Image processing tools based on histogram transformations can be used to enhance breast structures. One way to assess image quality is by applying image quality metrics. In this study, histogram equalization techniques were applied to phantom and patient breast images to evaluate the best processing parameters. Image quality was examined using metrics such as contrast, signal-to-noise ratio (SNR), and contrast-to-noise ratio (CNR). Ultimately, the obtained data were compiled into tables and compared. The results showed that the image with higher CNR corresponds to better visualization.

**KEYWORDS:** Digital image quality, acquisition technique, mammography.

# Sumário

1 INTRODUÇÃO .....	8
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	11
2.1 – Formação da imagem mamográfica .....	11
2.2 Qualidade de Imagem Digital .....	14
2.2.1 Resolução espacial.....	14
2.2.2 Ruído .....	15
2.2.3 Métricas de qualidade de imagem .....	16
Contraste.....	16
Contrast to Noise Ratio (CNR) .....	16
Signal to Noise Ratio (SNR).....	17
2.7 – Processamento da imagem digital para realce de contraste .....	17
2.7.1 – Equalização do Histograma (EH) .....	17
2.7.2 - Equalização de histograma adaptativa de contraste limitado (CLAHE) .....	19
3 METODOLOGIA .....	21
3.1 Aquisição das imagens .....	21
3.2 Processamentos .....	22
3.3 Cálculo das Métricas.....	25
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	28
4.1 – Processamento das imagens do <i>Phantom</i> de mama .....	28
4.2 – Processamento das imagens de mamas reais .....	36
5 CONCLUSÃO .....	40
REFERÊNCIAS.....	41





## 1 INTRODUÇÃO

Representando quase 30% dos carcinomas que atingem as brasileiras, o câncer de mama resulta em uma extrema preocupação com estudos voltados para o tratamento da doença (INCA, 2020). Isso ocorre devido à grande dificuldade na prevenção primária, o que acarreta um aumento significativo na mortalidade desses casos (GEBRIM e QUADROS, 2006).

Uma solução para a diminuição da letalidade de pessoas acometidas por essa doença é a realização de um exame que proporciona um diagnóstico precoce. Com isso, a mamografia digital se torna o método mais eficaz para o rastreamento, pois há a possibilidade de um pós-processamento, na qual permite que o contraste da imagem seja alterado a fim de melhorar a visualização (FREITAS, KEMP, *et al.*, 2006). Além disso, qualidade de exame é indispensável, devido os tecidos saudáveis e doentes da mama serem bastante similares (CALDAS, ISA, *et al.*, 2005). Outro ponto positivo deste exame é a utilização de detectores que recebem e transformam a radiação em sinal elétrico, diminuindo as chances de artefatos nas imagens, como ocorre nos filmes radiográficos (FREITAS, KEMP, *et al.*, 2006).

A imagem digital é formada por uma função  $f(x,y)$  da intensidade da luz, onde  $x$  e  $y$  representam as coordenadas espaciais da função, enquanto o valor de  $f$  é proporcional ao brilho da imagem naquele determinado ponto. Uma imagem digital é formada por pontos, denominados por *picture element (pixel)*, na qual são agrupados e identificados pelo termo imagem bitmap. Em uma imagem policromática, esse agrupamento é definido por pontos de diferentes tonalidades e brilhos. O *pixel* é a menor unidade de uma imagem digital, estando ligado diretamente à resolução dela. Pois, quanto maior for a quantidade de *pixels*, maior será a riqueza de detalhes da imagem (LEAO, 2005). Além disso, quanto maior for a sensibilidade do sistema de registro, maior será a quantidade de tons de cinza possíveis na imagem, ou seja, melhor será a representação das estruturas que possuem uma pequena diferença na atenuação de raios X (JAYA e GOPIKAKUMARI, 2013).

Para uma análise objetiva da Avaliação de Qualidade de Imagem (IQA), utilizam-se métricas que possibilitam a quantificação da qualidade de imagens digitais (JAYA e GOPIKAKUMARI, 2013). A aplicação das métricas são indispensáveis para que se possa avaliar a qualidade das imagens digitais. Ao quantificar-se a qualidade da imagem é possível realizar uma análise sobre possíveis alterações que podem ser feitas na aquisição e no pós-processamento a fim de melhorar a visualização daquela imagem e a eficácia do exame, ajudando assim em uma maior identificação de possíveis nódulos no estágio inicial. Entretanto, é necessário obedecer à protocolos de controle de qualidade impostos por órgãos de saúde, como a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) o European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF) e o American College of Radiology (ACR) (REIS, PASCOAL, *et al.*, 2013; CARNEIRO, 2019). Nesses protocolos é possível encontrar resoluções e normas impostas a fim de manterem a qualidade do exame e segurança do paciente. Como por

exemplo, a Resolução da Diretoria Colegiada RDC N°330, publicada em 20 de dezembro de 2019. Essa resolução tem como objetivo aprimorar a segurança dos pacientes e a qualidade dos exames radiológicos. Como exemplo, são estabelecidos novos requisitos para o controle de qualidade dos equipamentos de radiodiagnóstico, incluindo a necessidade de se realizar testes de qualidade em equipamentos portáteis e móveis. Todas as definições adotadas para utilizar-se como referência são estabelecidas pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) (ANVISA, 2019).

Uma das métricas utilizadas nesse trabalho é o CNR (*Contrast to Noise Ratio*), no qual realiza a quantificação da razão entre o contraste da imagem e o ruído. Ou seja, quanto maior for essa relação, maior será o contraste da imagem. O que pode melhorar a visualização de estruturas com propriedades de atenuação semelhantes (BICK e DIEKMANN, 2010). Outra métrica de qualidade utilizada no estudo é o SNR (*Signal to Noise Ratio*). Essa métrica representa uma relação entre o sinal e ruído da imagem. Então, quanto maior for o resultado obtido, maior será a quantidade do sinal em relação ao ruído. Os cálculos são realizados a partir do sinal selecionado em uma ROI, ou seja, região de interesse no objeto, dividido pelo ruído. Essa técnica depende do tamanho e do formato do objeto estudado (BUSHBERG e BOONE, 2011).

Com o desenvolvimento da mamografia digital, tornou-se possível a aplicação de técnicas de pós-processamento, a fim de melhorar a qualidade da imagem e permitir o realce de estruturas. Dentre os algoritmos de realce, destacam-se aqueles baseados na equalização do histograma, como por exemplo a equalização de histograma adaptativa limitada por contraste (CLAHE, da sigla em inglês *contrast limited adaptive histogram equalization*) (PISANO, ZONG, *et al.*, 1998). Diversos estudos têm mostrado que a aplicação de transformações de equalização de histograma permite melhorar a qualidade das imagens mamográficas.

O estudo de Pisano *et al.* (1998) teve como objetivo investigar a eficácia da Equalização Adaptativa de Histograma com Limite de Contraste (CLAHE) na detecção de espículas simuladas em mamografias densas. Linhas simulando espículas foram incorporadas em mamografias densas e comparadas com imagens de filme sem CLAHE. Entretanto, o uso da CLAHE pode ocorrer uma degradação significativa na visibilidade das lesões se o tamanho da região e os níveis de recorte não forem escolhidos com cuidado. Desta forma, os parâmetros do algoritmo devem ser cuidadosamente selecionados para testes em clínicas. Os resultados mostraram uma melhoria significativa no desempenho de detecção de espículas com CLAHE quando o tamanho da região foi definido como 32 com um nível de recorte de 2 e quando o tamanho da região foi definido como 32 com um nível de recorte de 4. Porém, os resultados não forneceram informações sobre o desempenho em áreas puramente gordurosas da mama (PISANO, ZONG, *et al.*, 1998).

No estudo Carneiro *et al.* (2019) o método de Equalização Adaptativa do Histograma com Limite de Contraste (CLAHE) também foi aplicado com diferentes parâmetros (tamanho da janela) em 98 imagens para análise visual e comparação com a imagem original. O estudo calculou a relação Pico-Sinal-Ruído (PSNR), a variância e o Índice de

Similaridade Estrutural (SSIM), além de realizar uma avaliação visual por um radiologista experiente e especializado. Os resultados quantitativos demonstraram proximidade entre as médias dos valores de PSNR para o conjunto de janelas testadas. De acordo com a avaliação do radiologista, o tamanho da janela de 15x15 proporcionou um melhor contraste entre o tecido fibroglandular e as estruturas adjacentes. Este estudo contribuiu para o aprimoramento do contraste em mamografias densas, permitindo que os radiologistas melhorem a precisão diagnóstica e o diagnóstico precoce do câncer de mama (CARNEIRO, 2019).

Outro estudo que discute o uso de técnicas no processamento de imagens mamográficas é o de Akila et al (2015). O artigo aplica várias técnicas de aprimoramento de contraste indireto, como equalização de histograma (HE), CLAHE, BBHE, RMSHE e MMBEBHE, para pré-processar imagens mamográficas. O desempenho desses métodos é medido usando a medida efetiva de aprimoramento (EME) e a relação pico-sinal-ruído (PSNR). Em seguida, as técnicas foram em imagens mamográficas de baixo contraste. O resultado utilizando HE tradicional alterou o brilho da imagem, enquanto o MMBEBHE melhorou a remoção de ruído. O CLAHE e o RMSHE realçaram as massas e microcalcificações, mas o RMSHE alcançou o melhor aprimoramento de contraste e preservação de brilho (AKILA, JAYASHREE e VASUKI, 2015).

O estudo de Alshamrani et al. (2022) tem como objetivo entender como os métodos de aprimoramento de imagem baseados em histograma afetam a classificação de mamografias em cinco grupos: calcificações benignas, massas benignas, calcificações malignas, massas malignas e tecido saudável. O Contraste Limitado na Equalização Adaptativa de Histograma e o Histograma *Intensity Windowing* foram usados para melhorar o contraste e classificar diferentes tipos de tecido. Além disso, um algoritmo atualizado foi desenvolvido para aprimorar a identificação automática e categorização de microcalcificações e massas, aumentando a probabilidade de identificação precoce da doença e cura (ALSHAMRANI, ALSHAMRANI, *et al.*, 2022). A pesquisa comparou o desempenho dos dois algoritmos, HIW e CLAHE, para um sistema automático de classificação CAD. O CLAHE demonstrou maior precisão em relação ao HIW, superando a precisão de referência. Isso ocorreu ao fato do CLAHE aprimorar toda a imagem, aumentando o contraste entre diversas estruturas, enquanto o HIW se concentrou em tipos específicos de tecidos. Os resultados também mostraram que os efeitos dos algoritmos variaram dependendo do tipo de patologia a ser detectada, sendo o CLAHE mais eficaz em alguns casos (ALSHAMRANI, ALSHAMRANI, *et al.*, 2022).

O objetivo geral deste trabalho é avaliar o efeito da aplicação da equalização de histograma e da CLAHE na qualidade de imagens mamográficas, usando métricas quantitativas descritas na literatura. Para além disso, esse estudo tem como objetivo mostrar a importância das métricas de qualidade em imagens médicas, devido sua utilização possibilitar uma análise da qualidade da imagem antes e após a aplicação de processamentos, podendo concluir se determinado processamento auxilia ou prejudica na qualidade da imagem.

---

## 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

### 2.1 – Formação da imagem mamográfica

O principal componente utilizado na mamografia para a formação das imagens é o tubo de raios X. O tubo de raios X é composto por uma ampola que envolve todos os seus componentes. Inicialmente, é aplicada uma corrente no filamento presente no cátodo, fazendo com que ele pré-aqueça ao ponto de emitir elétrons pelo efeito termiônico. A tensão aplicada entre o cátodo e o ânodo (alvo) faz com que os elétrons produzidos sejam acelerados até o alvo e freados bruscamente. Ao colidir com o alvo, é possível a produção de raios X pelo processo de *bremstrahlung* ou raios X característicos. Como pode ser visto na figura 1 após o feixe de elétrons produzir os raios X, os raios X serão emitidos pela janela da ampola de vidro em direção a mama da paciente (HENDEE e RITENOUR, 2003).

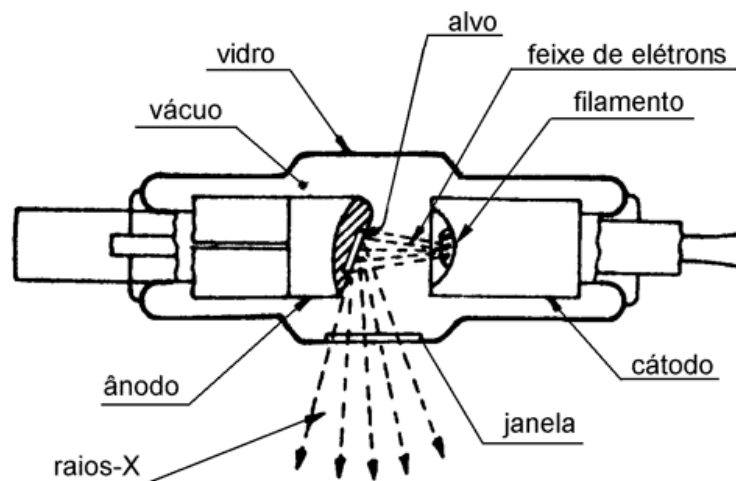


Figura 1: Representação do tubo de raios X. Fonte: (HENDEE e RITENOUR, 2003)

O tubo de raios X também possui um vácuo dentro da ampola para que não ocorra interações com o ar e auxilia na dissipação de calor (HENDEE e RITENOUR, 2003).

Os raios X de *bremstrahlung* ocorrem quando um elétron se move em direção ao alvo, como o ânodo do tubo de raios X, assim há um desvio devido a atração eletrostática dos núcleos atômicos no alvo. Desta forma, o elétron perde energia cinética e esta perda de energia é emitida na forma de radiação eletromagnética. Já nos raios X característicos,

os elétrons colidem com os átomos do alvo, removendo outros elétrons da camada interna. Essa remoção cria lacunas que serão preenchidas por elétrons externos que liberam energia na forma de raios X característicos para ocuparem esse espaço (HENDEE e RITENOUR, 2003).

Ao saírem do tubo, os raios X incidem sobre a mama da paciente. Para uma melhor visualização, a mama da paciente é comprimida por uma bandeja de compressão. Essa compressão faz com que o tecido mamário seja espalhado evitando a sobreposição de estruturas importantes ou um possível nódulo. Além disso, esse processo também reduz a quantidade de radiação necessária para a formação da imagem (HENDEE e RITENOUR, 2003). É possível visualizar o processo na figura 2:

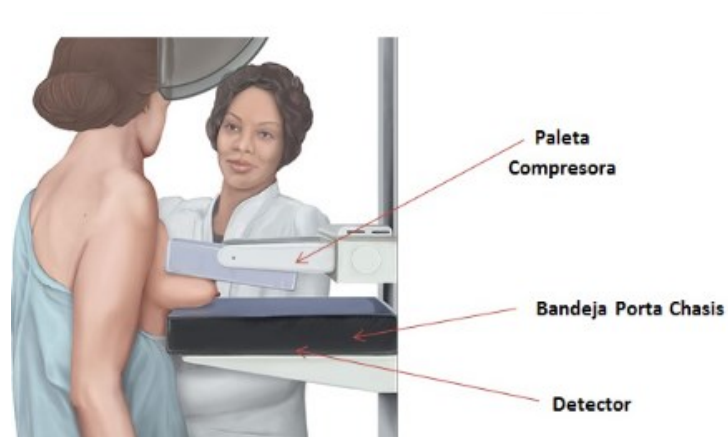


Figura 2: Ilustração da compressão da mama. Fonte: (HENDEE e RITENOUR, 2003).

Na mamografia, são utilizadas combinações de ânodo-filtro para filtrar os raios X produzidos. O ânodo, como dito anteriormente, está presente no tubo de raios X e é composto por materiais que possuem um alto ponto de fusão e alta capacidade de dissipação de calor, como exemplo o tungstênio. A escolha do material deste componente depende da aplicação e das características desejadas, como a faixa de energia dos raios X (BUSHONG, 2011). Os filtros são materiais posicionados no caminho dos raios X para remover ou atenuar componentes indesejáveis, como raios X de baixa energia que não irão contribuir para a imagem e aumentar a dose no paciente. Esses filtros absorvem certas energias de raios X, melhorando a imagem e reduzindo a dose (BURGER e BURGE, 2022).

Combinações de ânodo de molibdênio e filtro de molibdênio são utilizados nos exames de mama, na qual é importante que a imagem possua uma maior penetração no tecido mamário e os raios X de baixa energia sejam absorvidos. Outra combinação é o ânodo de tungstênio e filtro molibdênio, onde o alvo permite uma alta resolução espacial, melhorando a visualização de detalhes finos e o filtro ajuda a reduzir a dose de radiação. Também há a combinação de ânodo de tungstênio e filtro de ródio, utilizada para mamas com uma maior espessura, pois o alvo permite uma penetração adequada para tecidos

densos e o filtro remove raios X de baixa energia, melhorando o contraste (BURGER e BURGE, 2022).

A tensão de pico (kVp) é a diferença de potencial utilizada entre o filamento e o alvo do tubo de raios X. O valor escolhido para esse parâmetro influencia diretamente na intensidade e distribuição de energia dos raios X que são emitidos pelo tubo. Para uma produção mais eficiente de raios X, ou seja, mais raios X produzidos por unidade de tempo, é necessário que o alvo tenha a polaridade positiva e ideal que a voltagem seja mantida no seu valor máximo. A tensão de pico é utilizada para acelerar os elétrons, que emergem do filamento do cátodo, em direção ao ânodo. A interação desses elétrons com o alvo, resultará na emissão dos raios X (HENDEE e RITENOUR, 2003). Na mamografia, é utilizado um intervalo de 25 kVp até 50 kVp para resultar em uma qualidade de imagem e uma dose de radiação adequada (INIEWSKI, 2009). Aplicando uma baixa energia de raios X, os tecidos mamários que possuem uma densidade física semelhante, podem ser diferenciados a partir de sua composição atômica. Isso ocorre devido a dependência de absorção fotoelétrica em  $Z^3$ . Desta forma, microcalcificações podem ser identificadas pela diferença no número atômico e na densidade física (HENDEE e RITENOUR, 2003).

Existem duas correntes presentes em um tubo de raios X, sendo elas a corrente de filamento e a corrente elétrica. A primeira está ligada ao fluxo de elétrons que atravessa o filamento, elevando sua temperatura e resultando na emissão de elétrons. Já a corrente elétrica é o fluxo de elétrons que são liberados do filamento e vão em direção até o ânodo. O produto corrente-tempo de exposição (mAs) é a corrente elétrica relacionada com o tempo, ou seja, a quantidade de elétrons que são emitidos em um determinado tempo. Essa grandeza está relacionada diretamente com a quantidade de elétrons que são liberados. Quanto maior for a mAs, maior será a quantidade de elétrons que estão chegando ao ânodo (DOUGHERTY, 2009).

Ao passar pela mama da paciente, os raios X serão coletados pelo detector do mamógrafo e convertidos em imagem. Nos detectores DR (*Digital Radiography*) os raios X capturados interagem com o material sensível presente no detector, desta forma parte deles são absorvidos e convertidos em um sinal elétrico proporcional ao sinal recebido. Em seguida, esse sinal elétrico é lido e digitalizado, permitindo que ele seja armazenado em forma de dados digitais. Após o armazenamento, os dados são processados pelo digitalizador e transformados na imagem digital que será visualizada e então documentada. Uma das vantagens das imagens digitais é a opção de compartilhamento, sendo possível a transmissão da imagem e dos dados para outros profissionais da saúde ou uma análise posterior (BUSHONG, 2011).

Os detectores DR podem ser compostos por selênio ou iodeto de césio. O detector de selênio é baseado no efeito fotocondutor, ou seja, este material semiconductor tem sua condutividade elétrica alterada quando é exposto aos raios X. Desta forma, quando os raios X atingem o detector de selênio, são liberados elétrons que são lidos e convertidos em sinal elétrico para a formação da imagem. Uma vantagem deste detector é a alta

resolução espacial e a sensibilidade aos raios X, resultando em imagens mais detalhadas (BUSHONG, 2011).

Já os detectores de iodeto de cézio são baseados no efeito de luminescência. Nesse processo, os raios X são convertidos em luz visível ao entrarem em contato com o detector, em seguida a luz visível será convertida em sinal elétrico para a formação da imagem digital. Esses detectores tendem a ter uma resolução espacial inferior aos detectores de selênio, entretanto possuem uma boa sensibilidade aos raios X, proporcionando imagens de alta qualidade e baixa dose de radiação (BUSHONG, 2011).

Por último, outro parâmetro importante na mamografia é o controle automático de exposição (AEC - *Automatic Exposure Control*). Essa é uma técnica utilizada durante a aquisição da imagem, onde o próprio algoritmo AEC define o melhor valor dos parâmetros a serem utilizados (tensão de pico, corrente, tempo de exposição) de acordo com a espessura e densidade mamária. Quando o limiar proposto pelo sistema é excedido, o circuito elétrico do próprio modo AEC, encerra a exposição de raios X (DOUGHERTY, 2009).

## 2.2 Qualidade de Imagem Digital

A imagem mamográfica é constituída através da influência de diversos parâmetros durante a sua aquisição. Desta forma, é possível que sua qualidade seja afetada por diferentes razões (HENDEE e RITENOUR, 2003). Os raios X provenientes do tubo de raios X interagem com a matéria resultando em efeitos de absorção e espalhamento. Os dois principais efeitos são o efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton. No primeiro efeito, a energia do fóton de raios X é totalmente absorvida por um elétron orbital presente no paciente, e então esse elétron é ejetado do átomo e capturado pelos detectores. Dentro dos detectores, ocorre a conversão da carga elétrica para sinais elétricos proporcionais à intensidade da radiação incidente. Já no espalhamento Compton, apenas uma parte da energia do fóton é absorvida pelo elétron e o restante do fóton de raios X continua com uma trajetória alterada e com menos energia. Desta forma, o espalhamento Compton é caracterizado como um efeito indesejado, pois seu espalhamento leva a distorções na imagem devido a mudança de trajetória e perda de qualidade da imagem em consequência do fóton inicial perder sua energia. Além disso, esse espalhamento contribui para o ruído na imagem, reduzindo a relação sinal-ruído, fazendo com que pequenas estruturas não sejam detectadas (INIEWSKI, 2009).

### 2.2.1 Resolução espacial

A resolução espacial em imagens médicas está ligada diretamente à capacidade que uma imagem possui para apresentar detalhes pequenos e distinguir estruturas separadas, ou seja, estruturas próximas umas das outras. Esta medida é importante para a avaliação

da qualidade da imagem e ela pode ser afetada por vários motivos, como por exemplo, a qualidade do equipamento que está sendo utilizado, as configurações utilizadas pelo técnico ou até mesmo o tecido do paciente (DOUGHERTY, 2009).

### 2.2.2 Ruído

O ruído pode ser definido pela variação das densidades ópticas na imagem, dificultando a visualização de estruturas e não contribuindo com nenhuma informação para a imagem (GÓIS, 2010). Existem diferentes tipos de ruído, como por exemplo o ruído quântico, ruído eletrônico, ruído mecânico e ruído anatômico. No caso dos detectores de integração de carga, o ruído eletrônico é adicionado ao sinal, enquanto nos detectores de processamento de um único fóton, o ruído afeta o limiar e causa incerteza na energia do fóton. Quando o tamanho do *pixel* é comparável ao tamanho da nuvem de carga gerada pelo fóton absorvido, a carga pode se espalhar para os *pixels* vizinhos, o que limita a resolução espacial do detector. O tamanho da nuvem de carga depende do processo de absorção e da difusão de cargas dentro do detector. *Pixels* grandes podem ter perda limitada de informação espectral devido à partilha de carga, enquanto *pixels* pequenos podem ter perda significativa de informação, resultando em eventos contados como eventos separados com energias mais baixas e subestimando a energia real do espectro (INIEWSKI, 2009).

Entretanto, o ruído que mais desperta preocupações na mamografia, é o ruído quântico. Esse ruído é uma flutuação aleatória no número de fótons detectados por conta da natureza discreta da luz. Para que a imagem seja formada, a luz emitida pelos fótons é convertida proporcionalmente em sinal elétrico ao ser detectada. Contudo, devido à natureza aleatória e imprevisível da chegada dos fótons, o número de detecções pode variar em um determinado intervalo de tempo. Essas variações no número de fótons detectados dão origem ao ruído quântico, provocando incertezas nos dados adquiridos e limitando a precisão das medições da intensidade da luz. Uma maneira de diminuir o ruído quântico da imagem é aumentando a emissão de fótons, dessa forma a detecção dos fótons se torna mais constante (HENDEE e RITENOUR, 2003).

Além disso, também há o ruído anatômico e o sistemático, o primeiro ocorre quando a própria anatomia da mama da paciente reduz a qualidade da imagem. Também é possível que ocorram ruídos derivados da movimentação da paciente (OLIVEIRA, 2019). E o segundo está sempre presente na imagem, de uma forma inalterada, como por exemplo, um artefato no digitalizador já conhecido pelos técnicos. Neste exemplo, é considerado um ruído tratável, devido uma determinação modelada (GÓIS, 2010). Entretanto, é possível avaliar o ruído com a aplicação de métricas de qualidade, como por exemplo a aplicação da relação sinal-ruído (SNR) ao quadrado em relação ao *kerma* da superfície de entrada de ar (ESARK) (EUREF, 2006).



### 2.2.3 Métricas de qualidade de imagem

Uma maneira de avaliar a qualidade de uma imagem digital, é utilizando métricas. Na qual, são medidas que quantificam a qualidade e a precisão das imagens entregues pelo equipamento de imagens médicas. Neste trabalho, foram utilizadas métricas de qualidade de imagem objetivas, ou seja, métricas que medem fatores que afetam a qualidade da imagem. A aplicação dessas métricas são indispensáveis, pois elas ajudam a garantir que as imagens sejam precisas e confiáveis (SMITH e WEBB, 2010). As métricas de qualidade de imagem propostas pela EUREF são normas mínimas, que buscam avaliar o contraste e ruído da imagem, que devem ser aplicadas ao controle de qualidade de imagem nos sistemas em mamografia (EUREF, 2006).

#### Contraste

O contraste é a diferença de tons de cinza entre dois pontos adjacentes na imagem. Ou seja, é a capacidade que a imagem possui de diferenciar dois *pixels* com intensidades diferentes que representam estruturas distintas. Quanto maior for o contraste, maior será a facilidade de distinguir e identificar diferentes estruturas. Já um baixo contraste, atrapalha na interpretação da imagem. Essa medida pode ser melhorada a partir de diversas técnicas de processamento de imagens, porém é necessário equilibrar essa melhoria, devido a possibilidade de consequentemente aumentar o ruído (DOUGHERTY, 2009).

Uma maneira de avaliar o contraste da imagem é aplicando a equação a seguir:

$$\text{Contraste} = \frac{X_S - X_F}{\frac{(X_S + X_F)}{2}} \quad (1)$$

Onde  $X_S$  é o valor médio dos *pixels* na região do sinal e  $X_F$  é o valor médio dos *pixels* na região de interesse do fundo.

#### *Contrast to Noise Ratio (CNR)*

A relação contraste-ruído (CNR) é uma medida que quantifica a relação entre o contraste da imagem e o ruído presente na mesma. O contraste está relacionado à diferença de intensidade dos *pixels*, já o ruído são as variações aleatórias que ocorrem na intensidade dos *pixels*, podendo ser resultado de fatores como a exposição à radiação ou a eletrônica do detector (DOUGHERTY, 2009). O CNR é calculado a partir da diferença da média da região de interesse (ROI) do sinal e a região de interesse (ROI) do fundo. A seguir, a equação 2 do CNR (PERRY, BROEDERS, *et al.*, 2008).

$$\text{CNR} = \frac{(\bar{X}_s - \bar{X}_f)}{\sqrt{\frac{\sigma_s^2 + \sigma_f^2}{2}}} \quad (2)$$

Onde,  $\bar{X}_s$  e  $\bar{X}_f$  representam as médias da região de interesse do sinal e do fundo, respectivamente e  $\sigma_s$  e  $\sigma_f$  representam os desvios-padrões do sinal e do fundo, na devida ordem.

### *Signal to Noise Ratio (SNR)*

A relação sinal-ruído (SNR) também é uma medida que quantifica a qualidade da imagem. O sinal dessa medida refere-se as informações importantes contidas na imagem que precisam ser detectadas. Enquanto o ruído, também é a variação aleatória nas intensidades dos *pixels*, na qual não há informações relevantes para a imagem (DOUGHERTY, 2009). Essa métrica é calculada pela diferença do valor do sinal no *pixel* e o valor da média do fundo, dividido pelo desvio padrão do fundo (PRINCE e LINKS, 2023). Como pode ser visto, a seguir, na equação 3.

$$\text{SNR} = \frac{X_f}{DP_f} \quad (3)$$

Onde  $X_f$  é o sinal do fundo e  $DP_f$  é o desvio padrão do fundo. Desta forma, quanto maior for o valor do SNR, maior será a qualidade da imagem, devido a imagem possuir um maior sinal em relação ao ruído (DOUGHERTY, 2009).

## 2.7 – Processamento da imagem digital para realce de contraste

Existem diversos processamentos para imagens digitais com o objetivo de realçar o contraste. Todas as técnicas possuem a finalidade de tornar a imagem mais nítida a fim de que seja possível uma melhor observação dos detalhes da imagem. As seções seguintes descrevem as técnicas de realce de contraste empregadas neste trabalho.

### 2.7.1 – Equalização do Histograma (EH)

O histograma de uma imagem é uma representação gráfica da distribuição das intensidades dos *pixels* ao longo de uma escala de tons de cinza. O processo de equalização de histograma busca transformar o histograma original de uma imagem de modo que a distribuição das intensidades seja mais uniforme, aumentando assim o contraste geral da imagem. Para isso, ocorre a redistribuição das intensidades dos *pixels* e a diferença entre essas intensidades é amplificada para que seja possível uma melhor visualização. Esse processamento tem como objetivo espalhar os *pixels* que estão

concentrados em apenas uma intensidade, fazendo com que os detalhes fiquem mais visíveis (BURGER e BURGE, 2022). O resultado esperado desse processamento está ilustrado na Figura 3:

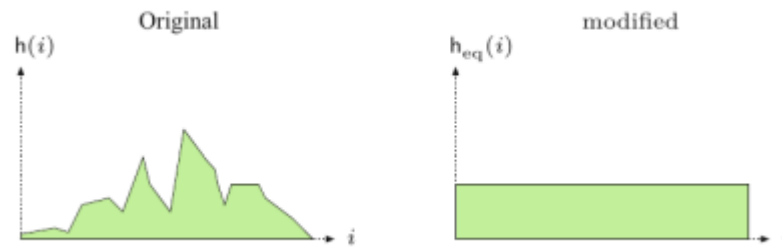


Figura 3: Resultado da aplicação da Equalização do Histograma: (a) histograma  $h(i)$  original da imagem, mostrando a distribuição de número de *pixels* para cada valor de *pixel*  $i$ . (b) Histograma equalizado  $h_{eq}(i)$ . Fonte: (BURGER e BURGE, 2022).

Para isso, inicialmente é construído um histograma acumulado  $H(i)$ , na qual representa a soma cumulativa de *pixels* que possuem a mesma intensidade  $i$ :

$$H(i) = \sum_{j=1}^i h(j) \quad (4)$$

Os *pixels* são somados formando o Histograma Acumulado que pode ser visualizado na Figura 4.

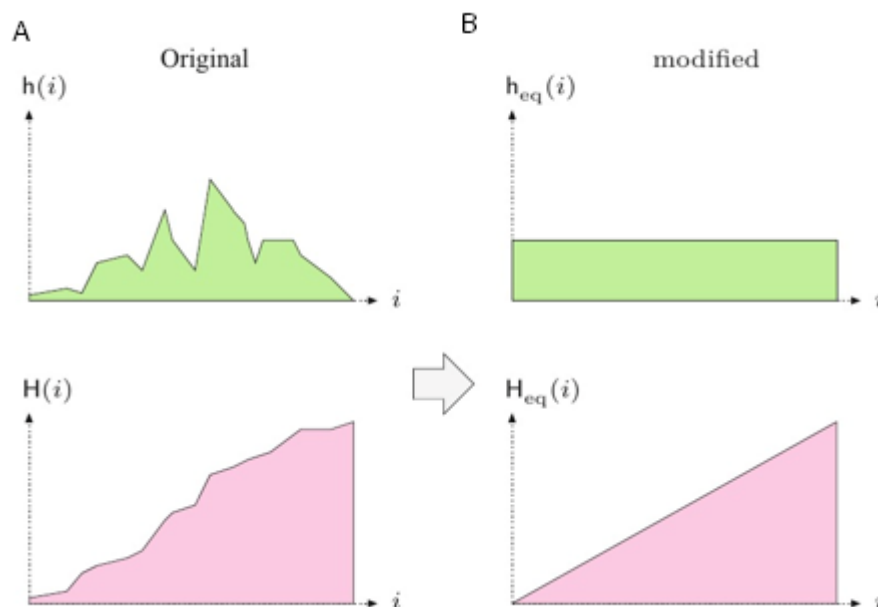


Figura 4: a) Histograma da imagem original e b) o respectivo Histograma acumulado. Fonte: (BURGER e BURGE, 2022)

Em seguida, é realizada a redistribuição dos *pixels* através da transformação da equalização. Definimos a distribuição de probabilidade da imagem, considerando o número de *pixels* e seu histograma. Enquanto a distribuição da imagem de saída é definida constante. Devido a conservação do número de *pixels*, podemos igualar e então substituir as probabilidades da imagem original e a de saída, obtendo assim a equação para um pequeno intervalo do histograma final. Para a obtenção do histograma da imagem de saída, realiza-se a somatória dentro dessa equação obtida, entretanto essa somatória representa o Histograma Acumulado da imagem original (BURGER e BURGE, 2022).

A equação 5 representa o resultado da função  $f(a)$  de transformação aplicada a cada valor de *pixel* a nesse processamento é dada por Burger e Burge (2022):

$$f(i) = \frac{K-1}{M \times N} H(i) \quad (5)$$

Onde  $K-1$  representa o máximo valor de *pixel* (alcance) na imagem (ex.  $K=256$  para imagens de 8 bits),  $M \times N$  o número total de *pixels* na imagem e  $H(a)$  o histograma acumulado da imagem original. Por fim, possuímos a equalização do Histograma acumulado, que pode ser visualizado na Figura 5:

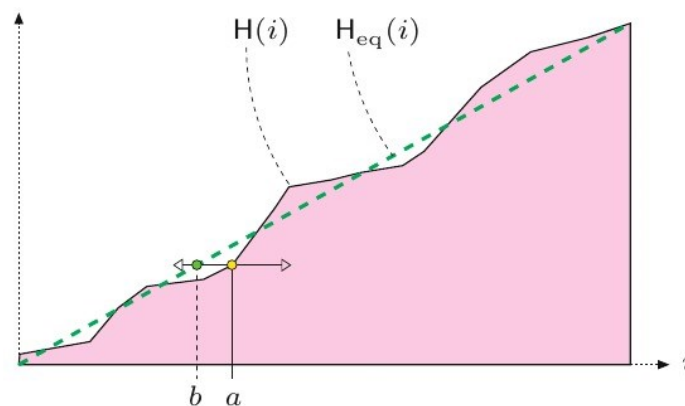


Figura 5: Equalização do Histograma Acumulado. Fonte: (BURGER e BURGE, 2022)

Deve-se ressaltar que pela natureza discreta do histograma, a transformação de equalização na prática fornece apenas uma solução aproximadamente uniforme para  $h_{eq}(i)$ . Não há como eliminar totalmente a ocorrência de picos na distribuição, de modo que uma distribuição perfeitamente uniforme é impossível de ser obtida (BURGER e BURGE, 2022).

### 2.7.2 - Equalização de histograma adaptativa de contraste limitado (CLAHE)

A Equalização de Histograma Adaptativa de Contraste Limitado (CLAHE – *Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization*) é uma extensão da Equalização do

Histograma. A CLAHE divide toda a imagem em *tiles* (blocos) menores para que a equalização seja aplicada. Isso faz com que haja uma adaptação local do contraste, considerando as características de cada região específica da imagem. Esses blocos são definidos como “*Block Size*” e é determinado em largura e altura. O tamanho do bloco define a adaptação final da aplicação da técnica, blocos menores resultam em ajuste mais localizado do contraste, enquanto blocos maiores possuem um resultado mais suave em toda a imagem (PIZER, AMBURN, *et al.*, 1987).

Além disso, a CLAHE também aplica a limitação de realce de contraste. Ou seja, a quantidade de *pixels* acumulados em uma mesma intensidade, são redistribuídos de uma forma mais uniforme a fim de realçar o contraste. A equação do mapeamento considera a faixa de intensidade, o histograma acumulado e a região do bloco. Ao realizar-se a derivada da equação 5:

$$\frac{df}{di} = \frac{K-1}{Block\ size} * h(i) \quad (6)$$

Onde  $\frac{df}{di}$  é a derivada da função de mapeamento em relação as intensidades. Assim, um valor de  $df/di = 1$  representa nenhum realce de contraste, enquanto valores mais altos indicam maior ganho de contraste. Dessa forma, limitar a inclinação da curva tem o efeito de realizar um recorte (“*clipping*”) na altura do histograma. Na técnica CLAHE, essa inclinação máxima é um limite imposto para o realce de contraste. Essa limitação de altura, embora limite o realce de contraste, por outro lado permite controlar o nível de amplificação de ruído na imagem (PIZER, AMBURN, *et al.*, 1987). Devido à essa imposição de uma altura máxima para o histograma, ele deverá ser renormalizado, o que equivale a realizar uma redistribuição dos *pixels* clipados. A figura 6 ilustra esse processo.

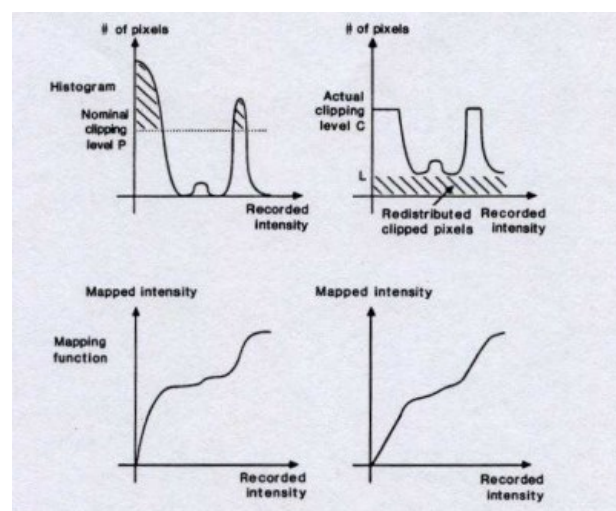


Figura 6: Equalização do Histograma Acumulado. Fonte: (PIZER, AMBURN, *et al.*, 1987)

Essa técnica permite uma melhoria no contraste preservando características importantes, como os detalhes e as bordas, porém evitando a amplificação acentuada do ruído (PIZER, AMBURN, *et al.*, 1987).

### 3 METODOLOGIA

#### 3.1 Aquisição das imagens

A fim de avaliar como diferentes tipos de processamentos da imagem afetam as métricas de contraste e ruído, obteve-se uma imagem de um *phantom* de mama em um equipamento mamográfico.

O *phantom* utilizado foi o desenvolvido pelo Colégio Brasileiro de Radiologia, e disponível no Laboratório de Ensino em Física das Radiações do Instituto de Física da UFU. Esse *phantom* permite obter a imagem de materiais equivalentes a tecido mamário normal, massas tumorais, microcalcificações e fibras, além de possuir uma escala de contraste e de grades metálicas. O *phantom* possui 12 cm de comprimento por 6,5 de largura e 2 cm de espessura. Além disso, ele possui 3 placas móveis de acrílico de 1 cm de espessura cada, que podem ser anexadas ou removidas e permitem simular mamas de diferentes espessuras. A figura 7 mostra a imagem do *phantom* utilizado, e a disposição espacial das estruturas em seu interior. Nesse trabalho, utilizou-se todas as placas, a fim de simular uma mama de 5 cm de espessura.

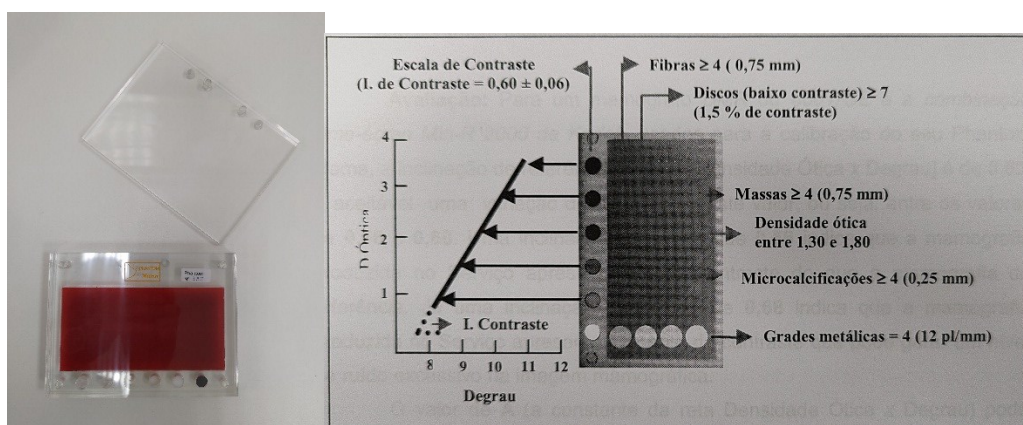


Figura 7 – (a) Imagem do *phantom* de mama utilizado. (b) Arranjo esquemático das estruturas presentes no interior do *phantom*. Fonte: Autoria própria.

O equipamento utilizado para obtenção da imagem do *phantom* consistiu em um mamógrafo digital DR do fabricante *Hologic*, modelo *Selenia Dimensions*. O *phantom* foi posicionado sobre o suporte da mama e disparou-se o tubo de raios X. A técnica utilizada para aquisição da imagem foi uma combinação anodo/filtro de W/Rh com potencial do tubo de 28 kV e produto corrente×tempo de 100 mAs. Além da imagem do

*phantom*, avaliou-se também nesse trabalho o efeito dos processamentos em imagens mamográficas de pacientes reais. As imagens analisadas foram obtidas do banco de dados INbreast, que possui imagens de mamografias de 115 pacientes obtidas no Centro Hospitalar de S. João [CHSJ], Breast Centre, Porto, a partir de um mamógrafo digital modelo MammoNovation Siemens (MOREIRA, AMARAL, *et al.*, 2012).

### 3.2 Processamentos

Para processamento das imagens obtidas, utilizou-se o *software ImageJ* (RASBAND, 2011).

Esse software criado pelo *National Institutes of Health* (NIH) possui diversas ferramentas para processamento e análise de imagens médicas. Nele é possível analisar as imagens quantitativamente a partir da medição da densidade de *pixels*, média, segmentação de objetos, dentre outros recursos. Além disso, também é possível realizar uma manipulação nas imagens, a partir da aplicação de diferentes processamentos e filtros. A figura 8 mostra uma imagem da tela inicial do *software*:

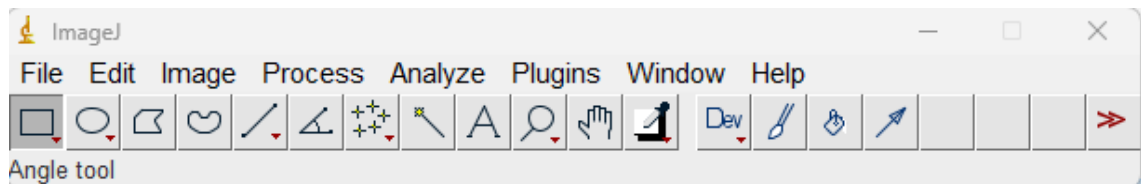


Figura 8: Imagem da tela inicial do software *ImageJ*. Fonte: (RIKKONEN, 2017).

Dois processamentos diferentes foram utilizados nesse estudo, sendo eles a Equalização do Histograma (EH) e a equalização de histograma adaptativa de contraste limitado (CLAHE, na sigla em inglês para *Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization*), sendo que ambos os processamentos visam melhorar a qualidade da imagem através da melhoria do contraste (ROBB, 2000).

Para a aplicação da Equalização de Histograma nas imagens, a imagem foi aberta no software e foi selecionado a opção “*Process*”, em seguida selecionou-se “*Enhance Contrast*”, em seguida foi selecionado “*Equalize histogram*”, como pode ser visualizado na figura 9:

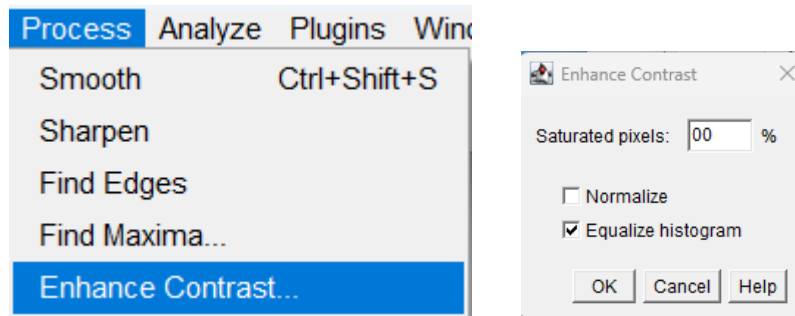


Figura 9: Seleção do processamento Equalização de Histograma no software ImageJ. Fonte: (RIKKONEN, 2017)

Para a aplicação da técnica CLAHE é necessário a instalação de um *plugin* específico para esse processamento, disponível no site do software *ImageJ* [<https://imagej.net/plugins/clahe>]. Assim, após instalação, a opção de processamento estará presente no software, na opção “*Plugins*” e em seguida basta ajustar o valor de inclinação máxima da função de transformação, na opção “*maximum slope*”. Nesse trabalho foram utilizados o valor de 2,3 e 4 para essa técnica.

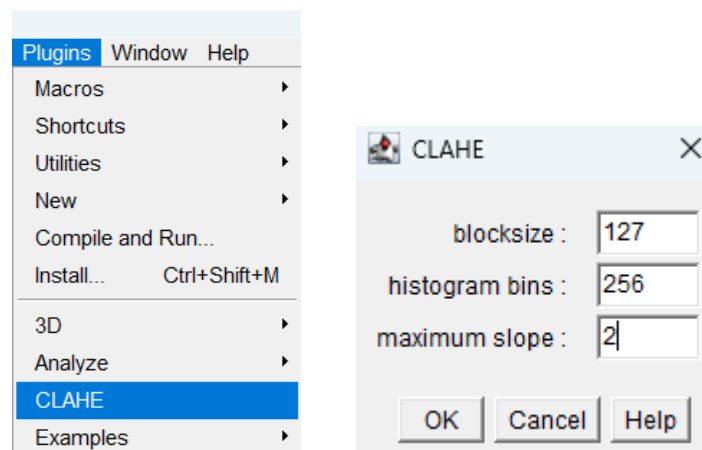


Figura 10: Seleção da técnica CLAHE e do parâmetro *maximum slope* no software ImageJ. Fonte: (RIKKONEN, 2017)

O valor de “*Block Size*” foi mantido constante no valor de 127 para todas as imagens processadas. O termo “*Histogram Bins*” também foi mantido constante no valor de 256.

Assim, após a aplicação da EH ou da CLAHE para a melhoria do contraste, avaliou-se também a aplicação sobre a imagem de um filtro de mediana para que o ruído fosse suavizado e o contraste fosse mantido. Nesse trabalho, aplicou-se um filtro de mediana, que substitui o valor de cada *pixel* pela mediana dos valores dos *pixels* vizinhos. Para isso, o filtro desliza um *kernel* sobre a imagem, calcula a mediana dos valores dos *pixels* dentro dessa janela e esse valor é atribuído ao *pixel* central dessa janela. Dessa forma, o ruído presente na imagem é diminuído e as bordas são preservadas a fim de não se perder detalhes importantes (GONZALEZ, 2009). Para a aplicação desse filtro no software,



seleciona-se a opção “*Process*” na tela inicial, em seguida “*Filters*” e por fim aplica o filtro “*Median*”. O processo está presente nas imagens a seguir:

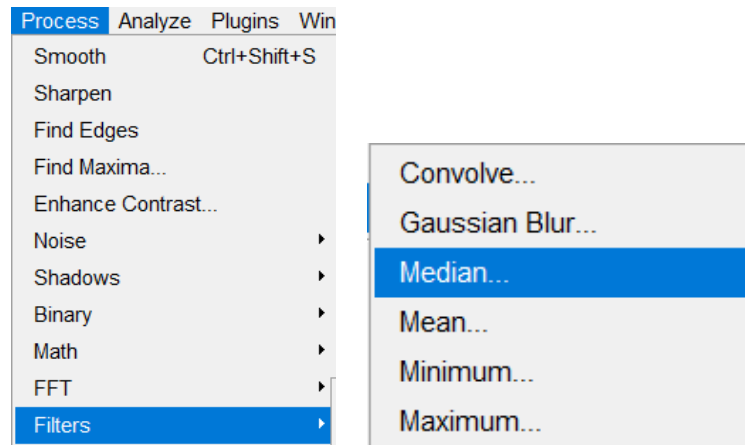


Figura 11: Seleção do filtro de mediana no *software ImageJ*. Fonte: (RIKKONEN, 2017)

Após aplicar o filtro, será necessário selecionar a área de vizinhança ao redor de cada pixel que será considerada para realizar o cálculo de mediana. Esse parâmetro é definido pelo termo “*radius pixel*” que especifica o raio dessa área e foi determinado um valor 2 para a realização do estudo.

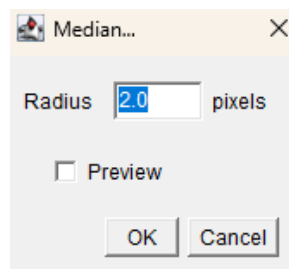


Figura 12: Definição do raio da área que o filtro será aplicado. Fonte: (RIKKONEN, 2017).

O quadro 1 indica os tipos de processamentos aplicados às imagens e sua identificação (rótulo) correspondente:

Quadro 1: Processamentos e sua identificação

IDENTIFICAÇÃO	PROCESSAMENTO APLICADO
<b>EH</b>	Equalização do histograma
<b>CLAHE2</b>	Realce de contraste utilizando CLAHE com inclinação máxima = 2
<b>CLAHE3</b>	Realce de contraste utilizando CLAHE com inclinação máxima = 3
<b>CLAHE4</b>	Realce de contraste utilizando CLAHE com inclinação máxima = 4
<b>EH+S</b>	Equalização do histograma e suavização por filtro de mediana

<b>CLAHE2+S</b>	Realce de contraste utilizando CLAHE com inclinação máxima = 2 e suavização por filtro de mediana
<b>CLAHE3+S</b>	Realce de contraste utilizando CLAHE com inclinação máxima = 3 e suavização por filtro de mediana
<b>CLAHE4+S</b>	Realce de contraste utilizando CLAHE com inclinação máxima = 4 e suavização por filtro de mediana

### 3.3 Cálculo das Métricas

Nesse trabalho foi realizado o cálculo do contraste, da CNR e SNR para cada imagem antes e após os processamentos utilizados. Inicialmente foram obtidos da imagem através do *software* os valores da média e do desvio padrão dos *pixels* tanto de uma região de sinal (região de interesse contendo uma massa ou uma microcalcificação) quanto do *background* (região de interesse da imagem contendo tecido mamário normal). Para que o *ImageJ* calcule a média e o desvio padrão é necessário configurá-lo para isso. Então, foi selecionado as opções “*Mean gray value*” e “*Standard deviation*” que são encontradas na aba “*Set measurements*” dentro da opção “*Analyze*” que está disposta na página inicial do programa.

Após as imagens serem abertas no software, foram selecionados a área de interesse (ROI) no sinal para obter os dados necessários e em seguida outra ROI no *background*. Após selecionar a área, basta aplicar Ctrl+M para que os dados coletados apareçam na tela. A seguir, seleção da área de interesse para as imagens com nódulos. A figura 13 mostra a seleção de cada ROI no Phantom

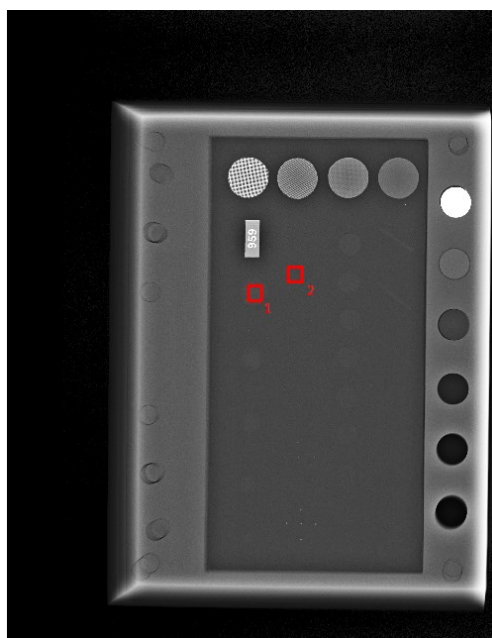


Figura 13. Seleção das ROIs no phantom para o cálculo das métricas. A área 1 representa a região de interesse dentro do sinal (nódulo) e a área 2 representa a região de interesse do *background*. Fonte: Autoria própria, 2023.

No caso das microcalcificações, a coleta dos dados foi realizada a partir de uma média entre todas elas. Ou seja, foram coletados os dados das cinco microcalcificações presentes na imagem e realizado uma média desses cinco valores. Porém, mantivemos o método para a região de fundo. A figura 14 mostra a seleção das ROIs correspondentes às microcalcificações.

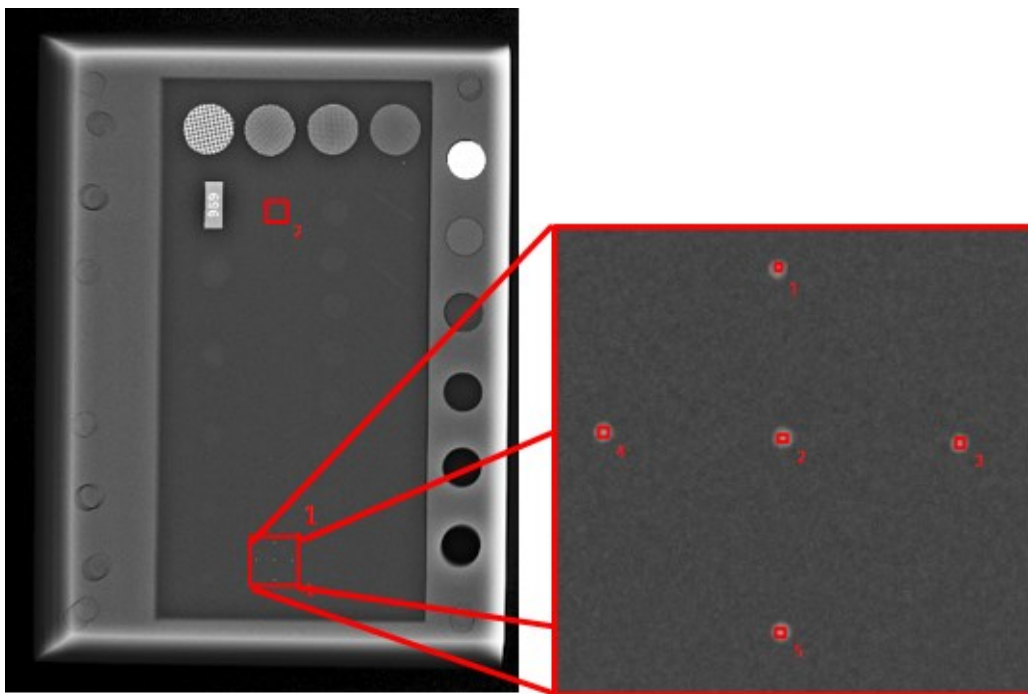


Figura 14: Seleção das ROIs para as microcalcificações. Na área 1 temos demarcações da região de interesse (microcalcificações de 1 a 5 mostradas em destaque) e a área 2 mostra a seleção da região do fundo. Fonte: Autoria própria, 2023.

Após a coleta, os dados dos *phantoms* foram dispostos em uma tabela para que fosse calculado os valores do contraste, CNR e SNR e em seguida comparados para analisarmos qual processamento resultou em um maior valor. Para o cálculo do CNR, SNR e Contraste, foi utilizada a Eq.1,2 e 3.

Os valores de contraste, CNR e SNR para a imagem original e para as imagens processadas foram comparados, a fim de se obter o tipo de processamento capaz de fornecer a melhor qualidade da imagem. Após a análise dos resultados, observamos e comparamos as imagens para verificar se visualmente os resultados foram compatíveis e se vale a pena a utilização dos processamentos para aumentar a qualidade da imagem. Em seguida, aplicamos nas imagens reais os dois processamentos que obtiveram os melhores resultados de CNR e realizamos o mesmo procedimento de visualização e comparação.

No caso das imagens mamográficas de pacientes, a seleção das áreas de interesse foi realizada da mesma forma que para o *phantom*. Entretanto, para a imagem que possui um nódulo, a seleção dentro do nódulo foi feita de uma forma que fosse possível selecionar uma área homogênea, devido as mamas reais não serem idênticas aos *phantoms* analisados. A figura 15 mostra a seleção da ROI nesse caso.

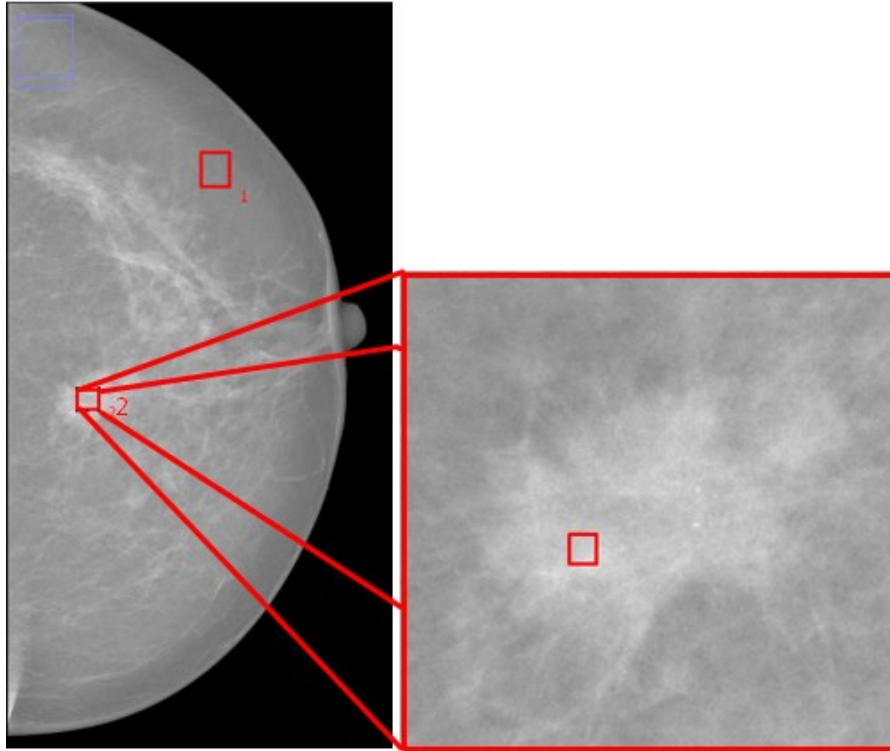


Figura 15 – Seleção da ROI correspondente a um nódulo em uma imagem mamográfica real. Na região 1 temos a seleção da região de interesse dentro do nódulo. Na região 2 temos seleção da área de interesse no fundo. Fonte: Autoria própria, 2023.

Para as microcalcificações na imagem real, foi seguido o mesmo procedimento realizado nos *phantoms*, conforme mostra a figura 16.

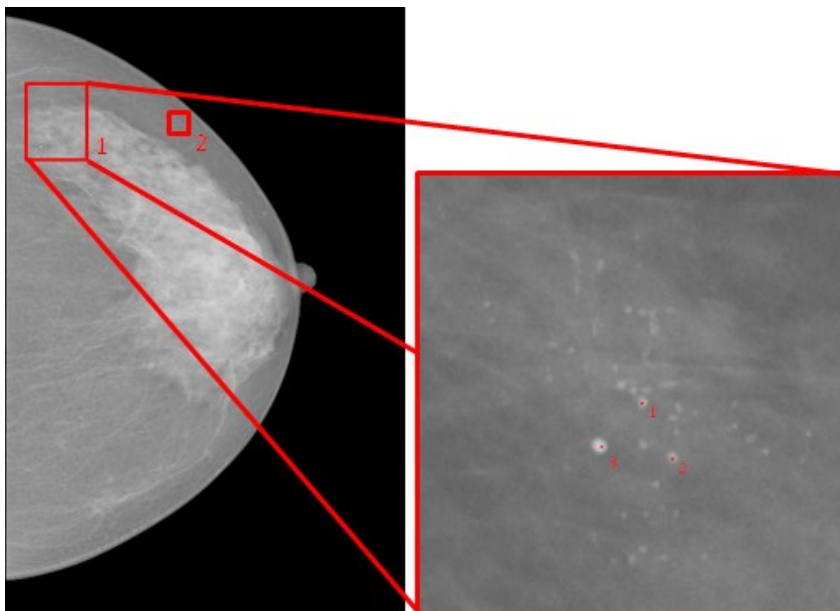


Figura 16. – Demarcações utilizadas para selecionar a região de interesse no sinal (calcificações) e no fundo em uma imagem mamográfica real. Fonte: Autoria própria, 2023.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 4.1 – Processamento das imagens do *Phantom* de mama

Após a aplicação de todos os métodos na imagem do *Phantom*, realizamos recortes das regiões de interesse em todas as figuras para que pudéssemos realizar a comparação e definir qual o melhor método para obter-se uma melhor visualização.

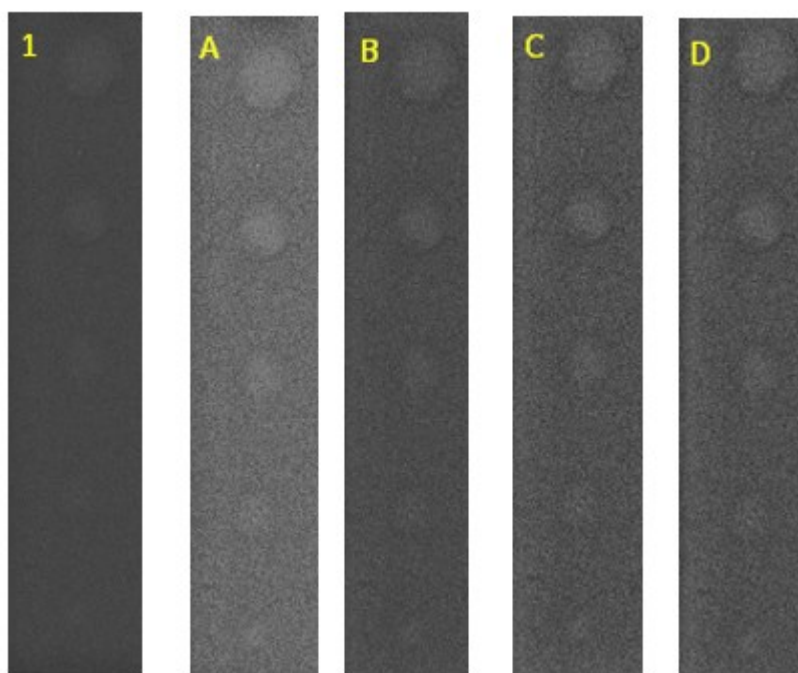


Figura 17: 1) Imagem original A) Aplicação EH B) Aplicação CLAHE2 C) Aplicação CLAHE3 D) Aplicação CLAHE4. Fonte: Autoria própria, 2023.

Ao analisarmos todas as imagens é possível perceber que independente do processamento aplicado, todas as figuras após os métodos obtiveram um resultado melhor que a imagem original. Apesar do ruído também ter sido amplificado, é possível visualizar os cinco nódulos em todas as quatro imagens com os processamentos. Enquanto na imagem original, apenas é possível visualizar nitidamente três nódulos.

Em seguida, aplicou-se às imagens equalizadas o filtro de mediana. O resultado é mostrado na figura 18.

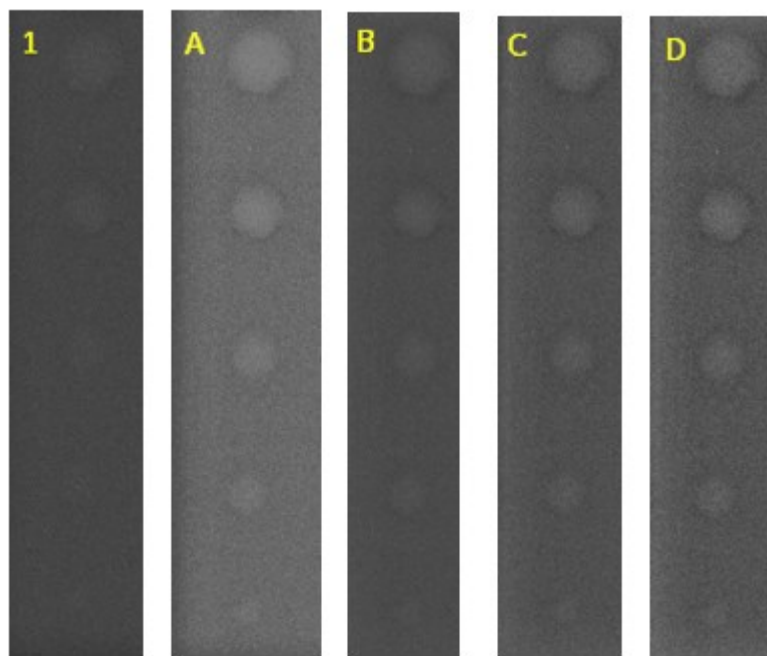


Figura 18: 1) Imagem original A) Aplicação EH+S B) Aplicação CLAHE2+S C) Aplicação CLAHE3+S D) Aplicação CLAHE4+S. Fonte: Autoria própria, 2023.

Ao analisarmos as imagens é possível confirmar novamente que todos os processamentos trouxeram uma melhor visualização dos cinco nódulos presente no *Phantom*. Entretanto, a aplicação do filtro fez com que o ruído presente nas imagens, que tiveram os métodos aplicados, fosse reduzido consideravelmente.

Em seguida, foram extraídos os dados e realizados os cálculos de todas as métricas antes e após a aplicação de cada processamento para que pudéssemos realizar uma comparação dos resultados obtidos visualmente em relação aos resultados quantitativos das métricas de qualidade. Os dados foram distribuídos em duas tabelas, uma contendo os valores de cada métrica para as massas e a outra para as microcalcificações. Na tabela 1, é possível visualizar os valores resultantes de cada métrica para a massa.

Tabela 1: Valores resultantes das métricas aplicadas no *Phantom* para a análise dos nódulos

	<b>CNR</b>	<b>SNR</b>	<b>Contraste</b>
<b>Imagem Original</b>	1,3383	18,7515	0,0716
<b>EH</b>	1,3440	8,9212	0,1248
<b>CLAHE2</b>	1,2000	9,9878	0,1165
<b>CLAHE3</b>	1,0328	7,1793	0,1372
<b>CLAHE4</b>	1,0326	5,6432	0,1693
<b>EH+S</b>	3,6977	22,3725	0,1320
<b>CLAHE2+S</b>	3,1096	27,6082	0,1147
<b>CLAHE3+S</b>	2,7831	19,5773	0,1415
<b>CLAHE4+S</b>	2,6778	15,2399	0,1711

Analisando a tabela 1, é possível confirmar que todos os processamentos aplicados nas imagens do *Phantom* resultaram em um aumento considerável do contraste. Porém, houve uma diminuição nos resultados de CNR após a aplicação das CLAHE, comparado à imagem original. Isso pode ser explicado pelo fato da aplicação desse processamento também aumentar o ruído presente na imagem, o que pode ser confirmado também pela redução dos valores de SNR.

Ao analisarmos os resultados dos processamentos das CLAHE junto ao Filtro de Mediana, observa-se uma melhora considerável da CNR em relação a imagem original. Com esse processo, é possível aumentar o contraste da imagem, enquanto o ruído é suavizado pelo filtro, melhorando a visualização de pequenos detalhes. Toda essa análise pode ser confirmada pela comparação realizada da imagem original com as imagens processadas. Entretanto, mesmo com a suavização aplicada à CLAHE, observa-se que ao se aumentar o valor de inclinação máxima, há uma tendência de redução da CNR e SNR, devido ao aumento do nível de ruído.

Conforme a tabela 1, a aplicação da CLAHE2 faz com que o contraste da imagem aumente e como pode ser visto na Figura 17, é possível uma melhor visualização dos nódulos. Apesar do CNR após aplicação da técnica ter sido menor que ao da imagem original, é possível confirmar a melhor visualização. Como dito anteriormente, o resultado é devido ao aumento do ruído da imagem, que é corrigido facilmente ao aplicar-se o filtro de mediana como na Figura 18.

As figuras 20 a 26 comparam o efeito da suavização de ruído nas imagens equalizadas, considerando o *phantom* inteiro.

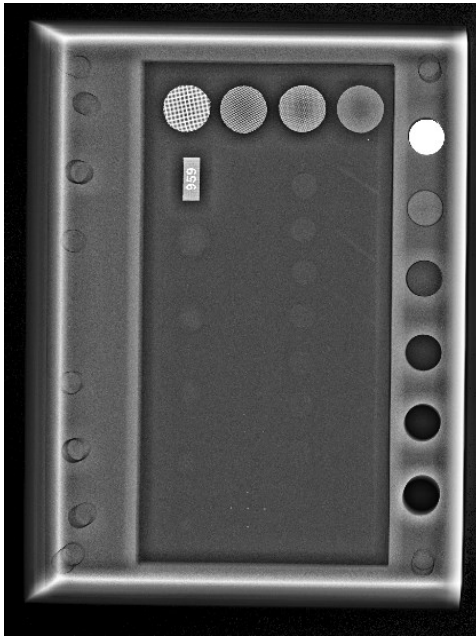


Figura 19: Imagem com CLAHE2. Fonte: Autoria própria, 2023.



Figura 20: Imagem com CLAHE2+S. Fonte: Autoria própria, 2023.

É possível observar o quanto a Figura 19 está ruidosa em relação à Figura 20. Essa comparação pode ser feita em todas as imagens com o processamento CLAHE junto às imagens com o processamento CLAHE+S.

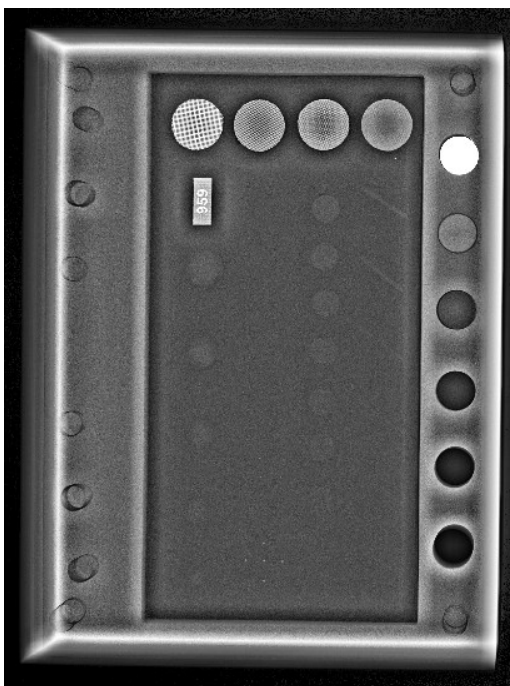


Figura 21: CLAHE 3. Fonte: Autoria própria, 2023.

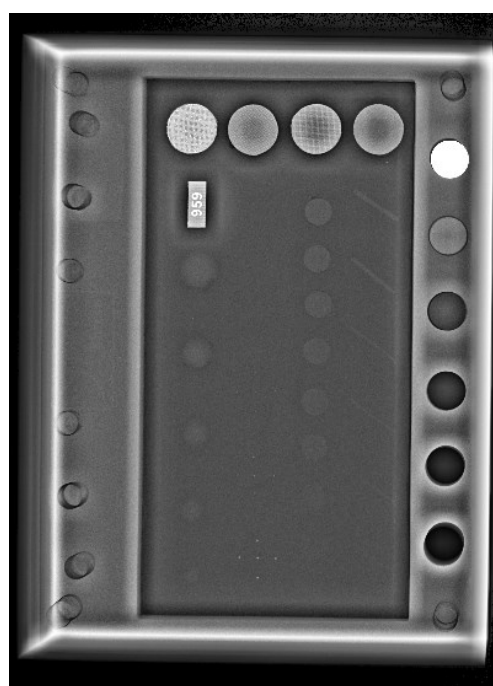


Figura 22: CLAHE3+S. Fonte: Autoria própria, 2023.



Em ambas as figuras é possível visualizar os cinco nódulos presente, possuindo um maior contraste que a imagem original. Todavia, a imagem que possui a aplicação do filtro, demonstra uma menor quantidade de ruído presente. O que comprova os valores presentes na tabela do CNR. Porém, mesmo que a Figura 21 possua ruído, ainda sim o contraste presente na imagem possibilita uma melhor visualização dos nódulos do que a imagem original. Confirmando, mais uma vez, que a aplicação de um processamento é uma boa ferramenta para aumentar o contraste da imagem. Também podemos visualizar a mesma situação ao compararmos as imagens com a CLAHE4 e a CLAHE4+S:

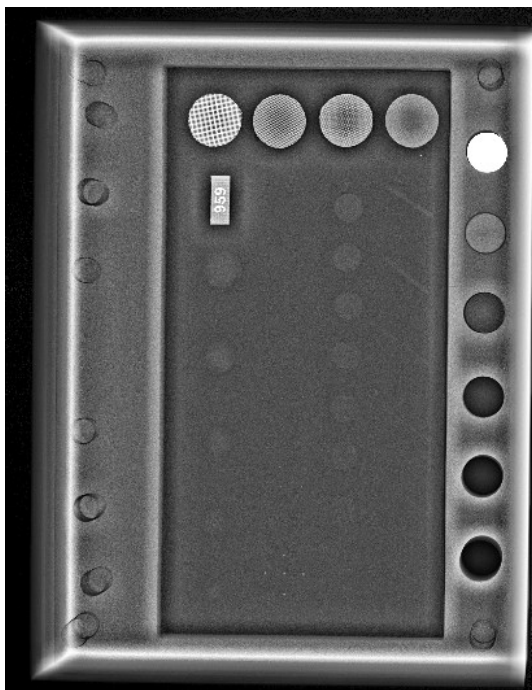


Figura 23: CLAHE4. Fonte: Autoria própria, 2023.

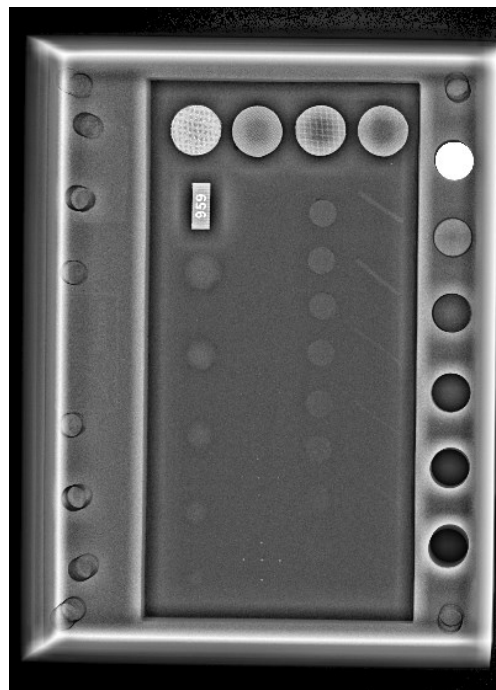


Figura 24: CLAHE4+S. Fonte: Autoria própria, 2023.

Devido a Figura 23 ter sido realizada com o fator *maximun slope* no valor 4, o ruído presente na imagem é o maior em todas. Por mais que seja possível uma melhor visualização dos nódulos do que na imagem original, é necessário um equilíbrio na aplicação dos processamentos para que o ruído não seja ampliado de forma exacerbada. Pois, para a visualização dos nódulos um maior ruído talvez não dificulte a análise, entretanto a visualização das microcalcificações pode ser prejudicada. Outra análise a ser feita é em relação ao aumento do contraste. Segundo a tabela, a imagem que possui o maior contraste é a (CLAHE4+S). Entretanto, se analisarmos o valor de CNR, observamos que a imagem possui muito ruído. Enquanto a (CLAHE2+S) possui um valor razoável de CNR e um bom contraste. Com isso, comprovamos que nem sempre o maior contraste é a melhor escolha, devido ao ruído acompanhar esse aumento.

Assim como no processamento CLAHE, a EH também resultou em um maior contraste na imagem em relação a original.

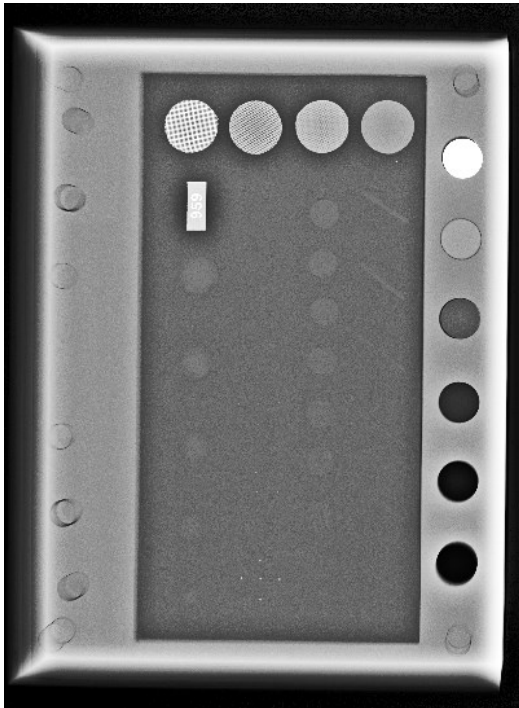


Figura 25: Aplicação EH. Fonte: Autoria própria, 2023.

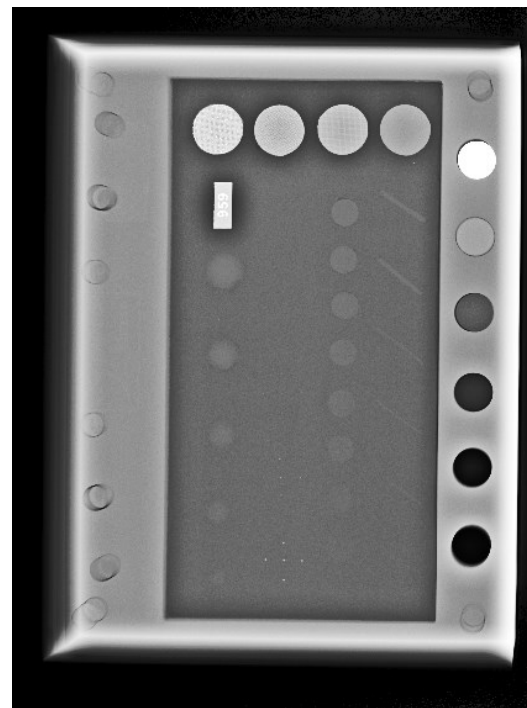


Figura 26: Aplicação EH+S. Fonte: Autoria própria, 2023.

Na comparação da Figura 17 com a Figura 18, comprovamos que há uma melhor visualização de todos os nódulos. Entretanto, ao compararmos a Figura 25 com a Figura 26, percebe-se o quanto apenas a aplicação do processamento faz com que o ruído seja amplificado e faz-se necessário a utilização do filtro de mediana. Isso pode ser comprovado ao compararmos os valores de CNR na tabela e observarmos o quanto maior é o resultado da EH+S.

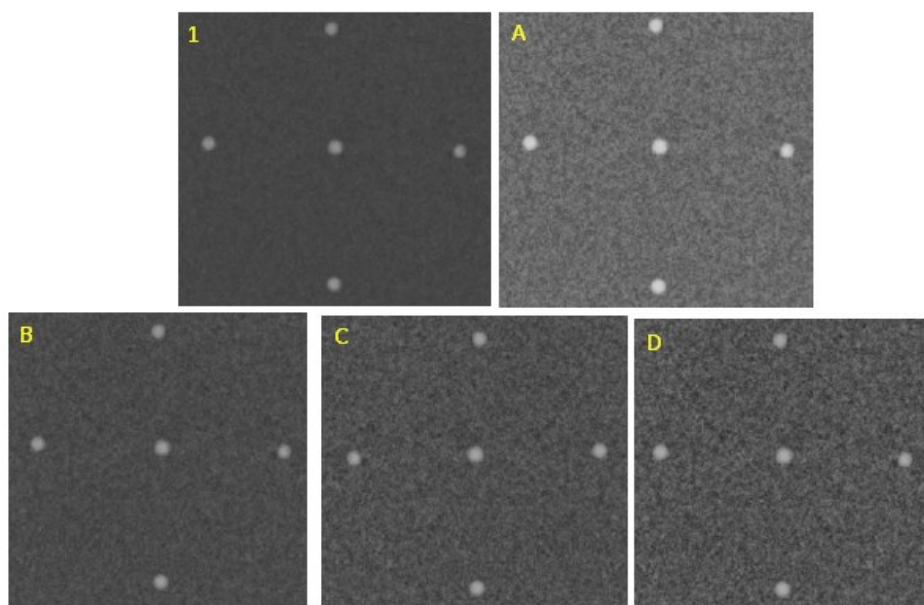


Figura 27: 1) Microcalcificação na Imagem original A) Microcalcificação na imagem EH B) Microcalcificação na imagem CLAHE2 C) Microcalcificação na imagem CLAHE3 D) Microcalcificação na imagem CLAHE4. Fonte: Autoria própria, 2023.

Observando a Figura 27, se torna nítido o aumento do ruído presente nas imagens após a aplicação de todos os processamentos. Com a amplificação da imagem é possível observar tranquilamente todas as microcalcificações, porém é necessário considerar que estas estruturas são pequenas e uma alteração de ruído pode fazer com que não seja possível visualizá-las. Desta forma, é necessária uma análise dos resultados para que possamos definir o melhor método.

Na tabela 2, é possível verificar os valores resultantes de cada métrica para as microcalcificações.

Tabela 2: Valores resultantes das métricas aplicadas no *Phantom* para a análise das microcalcificações

	<b>CNR</b>	<b>SNR</b>	<b>Contraste</b>
<b>Imagem Original</b>	6,5091	18,6877	0,5793
<b>EH</b>	5,0606	8,9212	0,5427
<b>CLAHE2</b>	8,9672	9,9878	0,6251
<b>CLAHE3</b>	7,4047	7,1793	0,6190
<b>CLAHE4</b>	6,2839	5,6432	0,6140
<b>EH+S</b>	18,2161	21,0189	0,5795
<b>CLAHE2+S</b>	18,6238	26,3033	0,6149
<b>CLAHE3+S</b>	14,7416	19,5572	0,6001
<b>CLAHE4+S</b>	13,4429	15,5422	0,6004

Ao contrário dos valores das métricas referentes aos nódulos, apenas o processamento EH obteve um valor menor de contraste e CNR em relação a imagem original. Isso pode ser explicado pelo aumento exacerbado do ruído, que pode ser visualizado de forma nítida na Figura 27.

Nesse caso, ao observarmos a Figura 27 constata-se um aumento muito grande de ruído em relação à imagem original. Para as microcalcificações, esse é um problema maior ainda do que para os nódulos, devido ao tamanho pequeno dessa estrutura. Porém, assim como para os nódulos, a aplicação do filtro de mediana faz com que o ruído diminua e aplicação do processamento seja positiva. Isso pode ser confirmado ao analisarmos as ampliações das microcalcificações da EH+S junto aos valores de CNR e contraste da tabela.

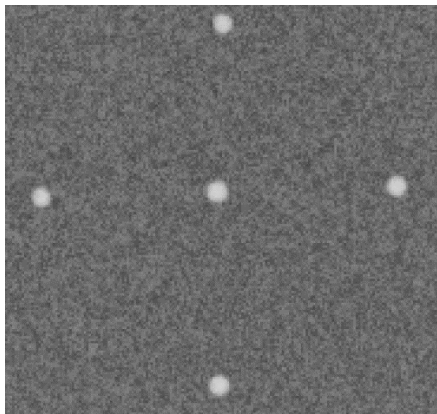


Figura 28: microcalcificação da EH. Fonte: Autoria própria, 2023.

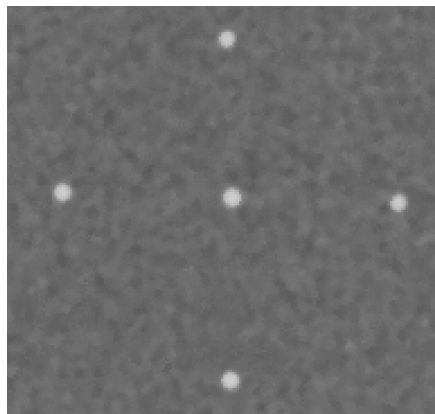


Figura 29: microcalcificação da EH+S. Fonte: Autoria própria, 2023.

Já todos os outros processamentos obtiveram um resultado superior ao da imagem original, tanto para o CNR quanto para o contraste. Porém, da mesma forma os processamentos sem a aplicação do filtro possuem um ruído mais presente. Fazendo com que os processamentos junto ao filtro resultem em um CNR muito maior.

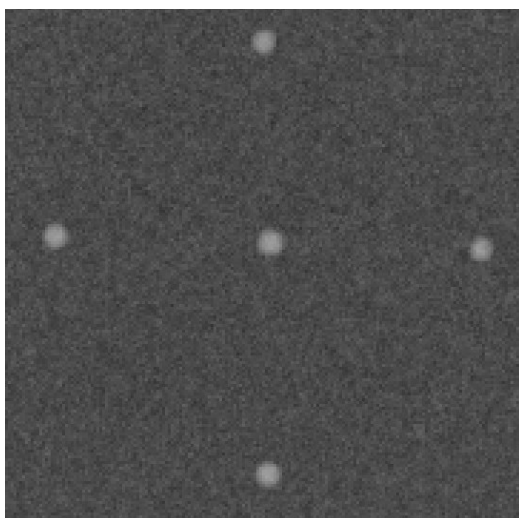


Figura 30: Microcalcificação pós CLAHE2. Fonte: Autoria própria, 2023.

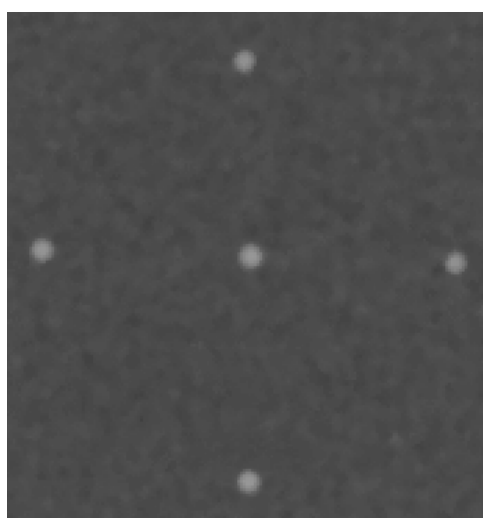


Figura 31: Microcalcificação pós CLAHE2+S. Fonte: Autoria própria, 2023.

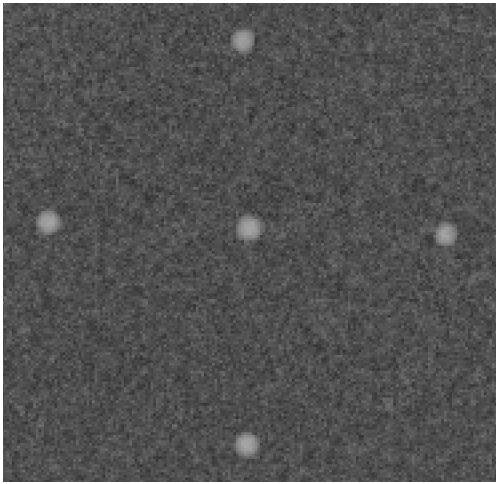


Figura 32: Microcalcificação pós CLAHE3.  
Fonte: Autoria própria, 2023.

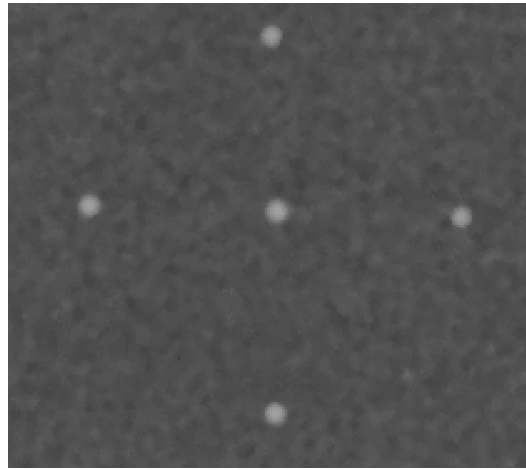


Figura 33: Microcalcificação pós CLAHE3+S.  
Fonte: Autoria própria, 2023.

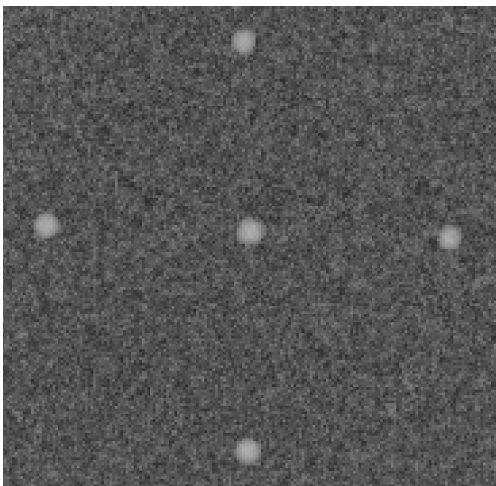


Figura 34: Microcalcificação pós CLAHE4.  
Fonte: Autoria própria, 2023.

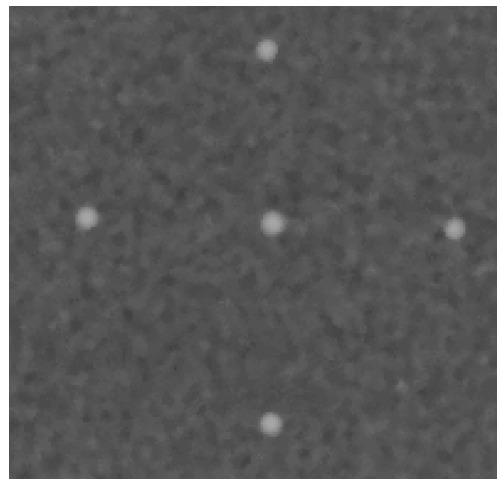


Figura 35: Microcalcificação pós CLAHE4+S.  
Fonte: Autoria própria, 2023.

Ao realizarmos a amplificação, é possível ver nitidamente o quanto o ruído aumenta conforme aumentamos o parâmetro *maximun slope*. Isso ocorre, pois, quanto maior for esse parâmetro, mais “alta” será a reta do histograma final, assim menos *pixels* de mesma intensidade serão redistribuídos e maior será a presença do ruído.

Ao analisarmos em conjunto os resultados presentes nas duas tabelas, conclui-se que os melhores processamentos a ser utilizados para ambas as estruturas são a EH+S e a CLAHE2+S. Com isso, aplicou-se os dois processamentos em imagens reais e os dados foram extraídos novamente para uma comparação dos valores de CNR. Foram utilizadas imagens de uma mama com microcalcificações e uma mama com um nódulo.

#### 4.2 – Processamento das imagens de mamas reais

Assim como nas imagens dos *phantoms*, a aplicação do método com o filtro, resultou em uma melhor visualização da imagem. A Figura 36 representa a mama sem o processamento, com o processamento CLAHE2+S e após a aplicação da EH+S.

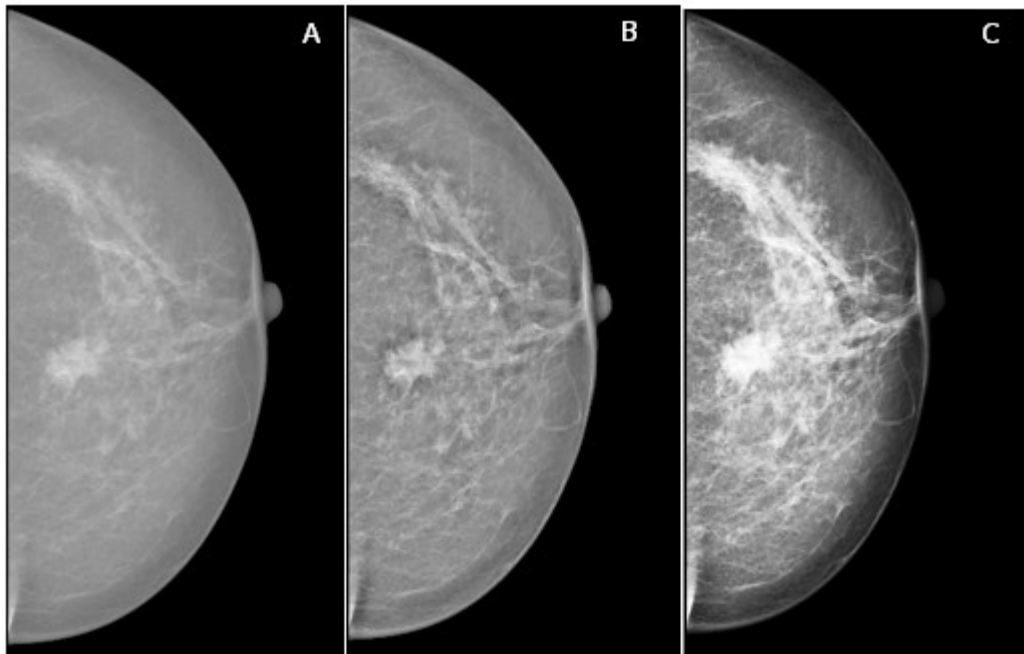


Figura 36: mama real a) sem processamento b) pós CLAHE2+S c) pós EH+S. Fonte: Autoria própria, 2023.

Na imagem 36b nota-se que a aplicação do processamento faz com que o nódulo presente na mama fique mais nítido e sua borda passa a ser vista claramente. Já na imagem 36c, é possível visualizar nitidamente o nódulo devido ao aumento do contraste. Entretanto com a aplicação do método houve uma homogeneização dos detalhes do nódulo, resultante do aumento exagerado do contraste. Isso pode ser confirmado ao amplificarmos os nódulos.

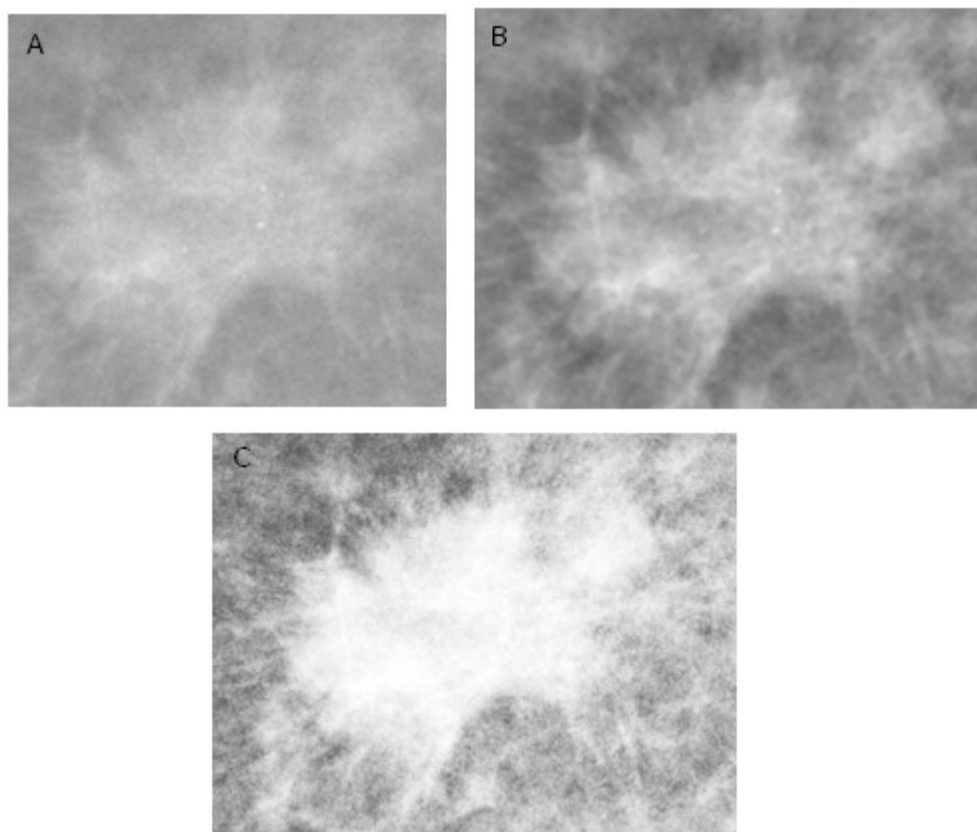


Figura 37: amplificação do nódulo A) Imagem real B) pós CLAHE2+S C) pós EH+S. Fonte: Autoria própria, 2023.

Na Figura 37, podemos observar nitidamente o quanto a aplicação do processamento CLAHE2+S manteve as estruturas do nódulo e aumentou o contraste, enquanto o processamento EH+S tornou-o totalmente homogêneo, sendo impossível a visualização das estruturas internas do nódulo.

A tabela 3 mostra os valores de CNR da imagem da mama com nódulo, comparando a imagem original com as imagens processadas. Ao analisarmos os dados da tabela junto às imagens, observamos que realmente a (EH+S) possui um maior contraste em relação a original do que a (CLAHE2+S).

Tabela 3: Valores resultantes da métrica CNR aplicada em uma imagem de mama real com nódulo

	CNR original	CNR pós EH+S	CNR pós CLAHE2+S
<b>Mama nódulo</b>	8,8731	13,9519	10,9450

Assim como as aplicações realizadas nos *phantoms*, também obtivemos resultados maiores de CNR em relação à imagem original nos dois processamentos aplicados. Isso pôde ser constatado visualmente quando foi realizada a comparação da imagem original com as imagens que possuem os processamentos.

Entretanto, se realizarmos uma análise minuciosa, percebemos que o nódulo da (EH+S) se mostra homogêneo em sua estrutura interna às suas bordas, algo que não é real na imagem original, e que indica uma saturação dos valores de *pixel*. Enquanto, por outro lado, na (CLAHE2+S) o processamento aumentou o contraste, mas manteve as condições originais de textura do nódulo na imagem, algo de extrema importância.

Realizando a análise nas imagens da mama com microcalcificações, pôde-se observar o mesmo resultado que a comparação das imagens das mamas com nódulo. Observa-se que o realce de contraste da (EH+S) foi tão alto que diminuiu a visibilidade das estruturas estudadas.

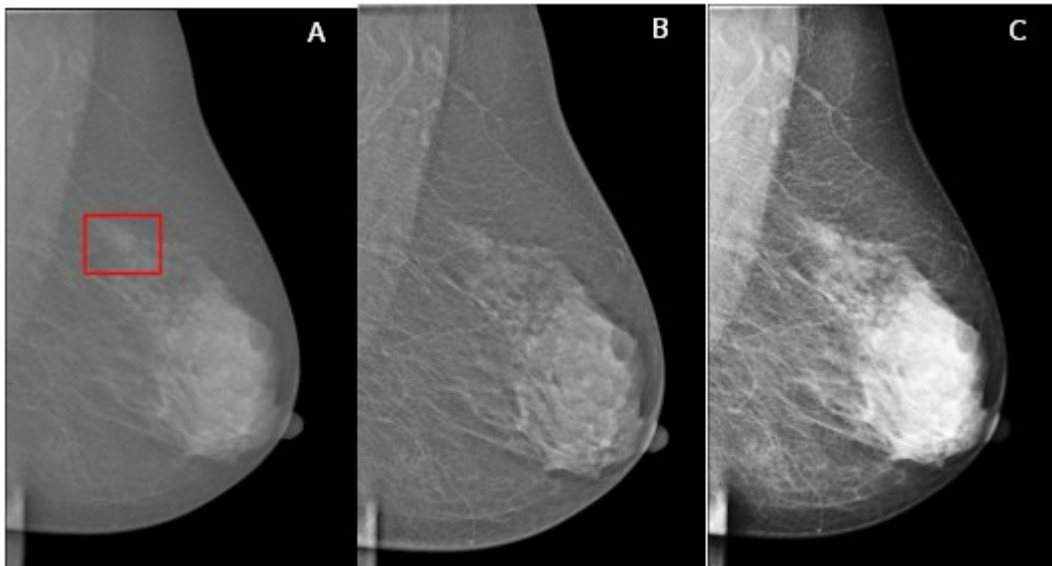


Figura 38: mama real a) sem processamento b) pós CLAHE2+S c) pós EH+S. Fonte: Autoria própria, 2023.

Para uma melhor visualização, a Figura 39 mostra a amplificação da área em que as microcalcificações estão presentes.



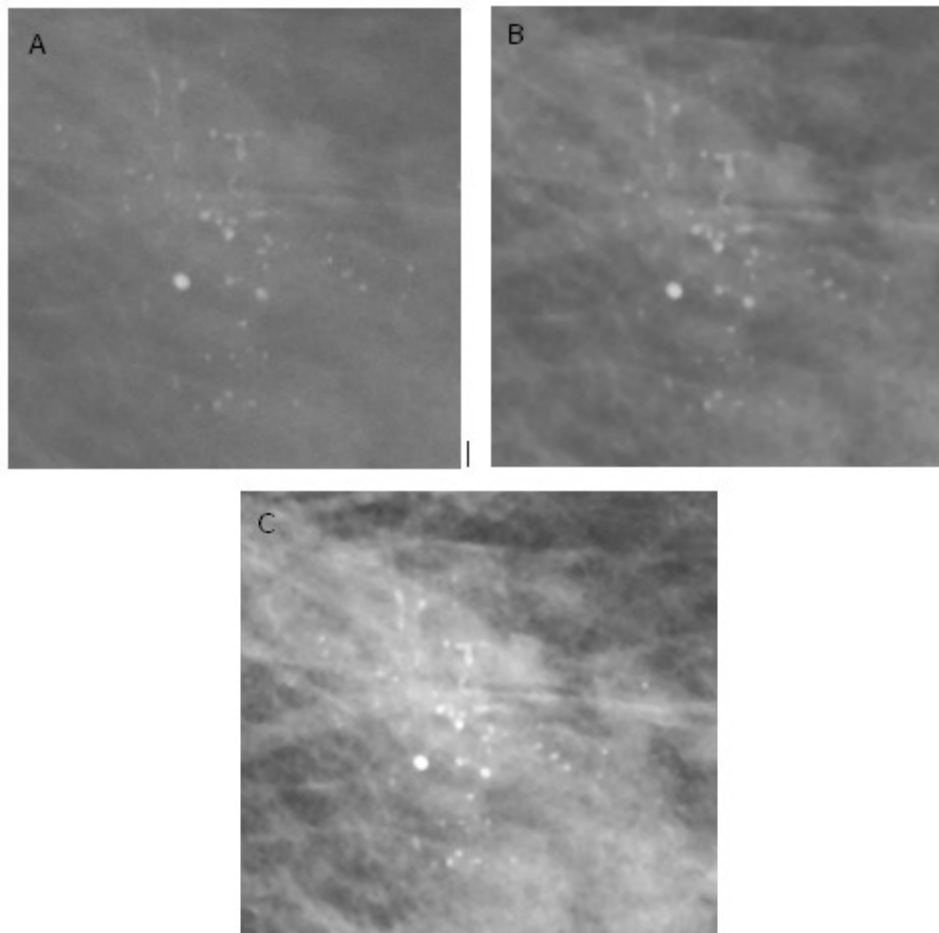


Figura 39: Amplificação das microcalcificações a) Imagem real b) pós CLAHE2+S c) pós EH+S.  
Fonte: Autoria própria, 2023.

Na amplificação é possível visualizar que as microcalcificações da imagem com o processamento EH+S se misturaram, devido ao contraste alterado de forma exagerada. Entretanto, ao analisarmos a Tabela 4, o CNR da imagem com o processamento EH+S possui um resultado até maior do que a imagem com a CLAHE2+S.

Tabela 3: Valores resultantes da métrica CNR aplicada em uma imagem de mama real com nódulo

	<b>CNR original</b>	<b>CNR pós EH+S</b>	<b>CNR pós CLAHE2+S</b>
<b>Mama micro</b>	17,8744	36,3486	22,6266

Porém, assim como nas análises dos nódulos, o processamento EH+S alterou tanto o contraste que fez com que as estruturas estudadas não possuíssem um bom destaque e perdessem detalhes importantes sobre sua composição, não permitindo uma melhor qualidade de imagem. Isso comprova que é necessário manter um equilíbrio entre um bom CNR, para que o aumento exagerado não atrapalhe a visualização e aumente o ruído.

Dessa forma, conclui-se que o melhor processamento a ser aplicada para uma melhor qualidade de imagem é a CLAHE2+S. Essa técnica mantém o equilíbrio ao limitarmos o histograma acumulativo em 2 e diminui consideravelmente o ruído após aplicar-se o filtro de mediana. Mantendo um contraste melhor que a imagem original sem a amplificação do ruído.

## 5 CONCLUSÃO

Nesse trabalho, investigou-se o efeito da aplicação de técnicas de processamento baseadas na equalização de histograma para melhoria da qualidade da imagem em mamografia. A qualidade da imagem foi avaliada utilizando-se métricas bem estabelecidas em diversos protocolos, como contraste, CNR e SNR.

Após o estudo realizado, conclui-se que as métricas são importantes para que possamos definir a qualidade de uma imagem. Com elas, pôde-se definir qual processamento é capaz de possibilitar uma melhor visualização de todas as estruturas presentes na imagem. Além disso, ao utilizarmos mais de uma métrica de qualidade, também podemos definir quais processamentos aumentaram também o ruído. Fazendo com que fosse aplicado um filtro de mediana a fim de manter o contraste da imagem e diminuir a amplificação do ruído.

Entretanto, apenas com o auxílio das visualizações da imagem, podemos perceber que um contraste exagerado pode fazer com que a imagem original perca detalhes importantes de serem visualizados. Concluindo-se que é de extrema importância um equilíbrio entre um bom contraste com um baixo ruído. Desta forma, após as análises quantitativas e qualitativas, conclui-se que nesse estudo o processamento que melhor desempenhou uma melhor qualidade para a imagens foi a CLAHE2 junto ao filtro de mediana.

Futuramente, novos trabalhos deverão ser realizados, a fim de avaliar o impacto do sistema de imagem na determinação de parâmetros otimizados de processamento, além de incluir estudos de comparação da qualidade da imagem por médicos radiologistas especializados.

## REFERÊNCIAS

AKILA, K.; JAYASHREE, L. S.; VASUKI, A. Mammographic image enhancement using indirect contrast enhancement techniques—a comparative study. **Procedia Computer Science**, v. 47, p. 255–261, 2015.

ALSHAMRANI, K.; ALSHAMRANI, H. A.; ALQAHTANI, F. F.; ALMUTAIRI, B. S. Enhancement of Mammographic Images Using Histogram-Based Techniques for Their Classification Using CNN. **Sensors**, v. 23, p. 235, 2022.

ANVISA, A. N. D. V. S. **Resolução da Diretoria Colegiada – RDC N° 330, de 20 de dezembro de 2019**. [S.l.]. 2019.

BICK, U.; DIEKMANN, F. **Digital mammography**. [S.l.]: Springer, 2010.

BURGER, W.; BURGE, M. J. **Digital Image Processing: An Algorithmic Introduction**. [S.l.]: Springer Nature, 2022.

BUSHBERG, J. T.; BOONE, J. M. **The essential physics of medical imaging**. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

BUSHONG, S. **Ciência radiológica para tecnólogos**. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2011.

CALDAS, F. A. A.; ISA, H. L. V. R.; TRIPPPIA, A. C.; BISCARO, A. C. F. P. J., SOUZA, E. C. C. TAJARA, L. M. Controle de qualidade e artefatos em mamografia. **Radiologia Brasileira**, v. 38, p. 295–300, 2005.

CARNEIRO, P. C. Proposta de metodologia para realce de contraste em imagens de mamas densas utilizando decomposição multiescala com transformada discreta wavelet, 2019.

DOUGHERTY, G. **Digital image processing for medical applications**. [S.l.]: Cambridge University Press, 2009.

EUREF. **European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services**. [S.l.]. 2006.

FREITAS, A. G.; KEMP, C.; LOUVEIRA, M. H.; FUJIWARA, S. M.; CAMPOS, L. F. Mamografia digital: perspectiva atual e aplicações futuras. **Radiologia Brasileira**, v. 39, p. 287–296, 2006.

GEBRIM, L. H.; QUADROS, L. G. D. A. **Rastreamento do câncer de mama no Brasil**. [S.l.], p. 319–323. 2006.

GÓIS, R. D. F. **Investigações sobre digitalização de imagens mamográficas: padronização da qualidade da imagem e seu efeito no desempenho de esquemas de processamento**. Universidade de São Paulo. [S.l.]. 2010.

GONZALEZ, R. C. **Digital image processing**. [S.l.]: Pearson education india, 2009.

HENDEE, W. R.; RITENOUR, E. R. **Medical imaging physics**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2003.

INCA. Programa de Qualidade em Mamografia. **https://www.gov.br/inca/pt-br**, 2020. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/programa-qualidade-emmamografia>>. Acesso em: 18 de fevereiro de 2021.

INIEWSKI, K. **Medical imaging: principles, detectors, and electronics**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2009.

JAYA, V. L.; GOPIKAKUMARI, R. IEM: a new image enhancement metric for contrast and sharpness measurements. **International Journal of Computer Applications**, v. 79, 2013.

LEAO, A. C. Gerenciamento de cores para imagens digitais, 2005.

MOREIRA, I. C.; AMARAL, I.; DOMINGUES, I.; CARDOSO, A.; CARDOSO, M. J.; CARDOSO, J. S. Inbreast: toward a full-field digital mammographic database. **Academic radiology**, v. 19, p. 236–248, 2012.

OLIVEIRA, M. M. Avaliação de ruído em perfil de imagens mamográficas, 2019.

PERRY, N.; BROEDERS, M.; WOLF, C.; TORNBERG, S.; HOLLAND, R.; KARSA, L. V. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. -summary document. **Oncology in Clinical Practice**, v. 4, p. 74–86, 2008.

PISANO, E. D.; ZONG, S.; HEMMINGER, B. M.; DELUCA, M.; JOHNSTON, R. E.; MULLER, K.; BRAEUNING, M. P.; PIZER, S. M. Contrast limited adaptive histogram

equalization image processing to improve the detection of simulated spiculations in dense mammograms. **Journal of Digital imaging**, v. 11, p. 193–200, 1998.

PIZER, S. M., AMBURN, E.; AUSTIN, J.; CROMARTIE, R.; GESSELOWITZ, A.; ROMENY, B. T.; ZIMMERMAN, J.; ZUIDERVELD, K. Adaptive histogram equalization and its variations. **Computer vision, graphics, and image processing**, v. 39, p. 355–368, 1987.

PRINCE, J. L.; LINKS, J. M. **Medical imaging signals and systems**. [S.l.]: [s.n.], 2023.

RASBAND, W. S. US National Institutes of Health. <http://imagej.nih.gov/ij/>, 2011.

REIS, C.; PASCOAL, A.; SAKELLARIS, T.; KOUTALONIS, M. Quality assurance and quality control in mammography: a review of available guidance worldwide. **Insights into imaging**, v. 4, p. 539–553, 2013.

RIKKONEN, J. “. ImageJ para Windows. **imagej**, 2017. Disponível em: <<https://imagej.net/ij/>>. Acesso em: 8 novembro 2021. Acesso em: 8 nov. 2021.

ROBB, R. A. Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis. **Three-Dimensional Visualization in Medicine and Biology**, p. 685–712, 2000.

SMITH, N. B.; WEBB, A. **Introduction to medical imaging**: physics, engineering and clinical applications. [S.l.]: Cambridge university press, 2010.