



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

CARLOS EUGÊNIO GUIMARÃES REZENDE JUNIOR

ESTUDO DO ALGORITMO CLAHE EM MAMAS DENSAS

Uberlândia
2018

CARLOS EUGÊNIO GUIMARÃES REZENDE JUNIOR

ESTUDO DO ALGORITMO CLAHE EM MAMAS DENSAS

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

Orientador: Ana Cláudia Patrocínio

Assinatura do Orientador

Uberlândia
2018

Dedico este trabalho aos meus pais, minha
irmã e minhas amigas e meus amigos pelo
estímulo, carinho e compreensão.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer de coração a professora e orientadora Ana Cláudia pelo incentivo, motivação e orientação deste trabalho e por ser um exemplo de boa professora pela didática, a qualidade do conteúdo passado aos alunos e principalmente como exemplo de mulher forte que vive nessa área acadêmica.

À minha família, por sempre me apoiar, compreender e estar ao meu lado nas horas mais difíceis.

Às minhas amigas, amigos e pessoas que de alguma forma estiveram ou estão próximos a mim e me ajudaram a chegar até aqui.

RESUMO

O câncer de mama é uma das principais doenças que atinge a população feminina, tornando-se o mais recorrente nesse público. A mamografia tem um papel de extrema importância no rastreamento dessa doença, sendo assim, o principal exame capaz de diagnosticá-la precocemente, aumentando a chance de sobrevivência dos pacientes. A fim de aumentar a percepção visual de determinadas estruturas da imagem e dessa forma obter melhores resultados na detecção da doença, foram criadas técnicas de filtragem digital, onde se destacam as técnicas de realce de contraste. Essas são divididas a partir de onde ocorre a manipulação do contraste: na imagem (diretas) ou no histograma da imagem (indiretas). O objetivo desse trabalho é analisar uma técnica indireta de realce de imagem chamada CLAHE (*Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization*), em imagens mamográficas heterogeneamente densas. A análise consiste em alterar parâmetros predefinidos pela técnica, e aplicá-la através do software MATLAB nas mamografias, obtendo assim, os valores de variância e SNR (razão sinal-ruído) das imagens processadas. Dessa forma, através da análise desses dados e das mamografias processadas, foi possível concluir que a faixa de corte igual a 0,01, tamanho da janela igual a [12 12] e distribuição exponencial são os parâmetros que mais contribuíram no realce do contraste e entender melhor o funcionamento da CLAHE nas imagens.

Palavras chaves: Câncer de mama. Mamografia. Processamento de Imagem. Realce de contraste. CLAHE.

ABSTRACT

Breast cancer is one of the main diseases affecting the female population and therefore of larger interest to the public. Mammography has a role of extreme importance since it is the main exam capable of early diagnosis, increasing the chance of the patients' survival. In order to increase the visual perception of certain elements of the image and, in that way, to obtain better results in the detection of the disease, methods of digital filtration have been created; amongst these, techniques of contrast enhancement stand out. They are divided according to where the manipulation of the contrast is applied: in the image (direct) or in the histogram of the image (indirect). The objective of this academic project is to analyse an indirect technique of contrast enhancement called CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization), in heterogeneously dense mammography screenings. The analysis consists of altering predefined parameters for the technique and to apply it to the mammograms through the software MATLAB, obtaining like this the variance values and SNR (signal to noise ratio) of the processed images. In this way, through the analysis of this data and of the processed mammographies, it is possible to conclude that the contrast limit enhancement of 0,01, size of tiles of [12 12] and exponential distribution are the parameters that most contributed to contrast enhancement and thus to a better understanding of the operation of CLAHE in the images.

Keywords: Breast Cancer. Mammography. Image processing. Contrast enhancement. CLAHE.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - ESBOÇO DE UM EQUIPAMENTO MAMOGRÁFICO	13
FIGURA 2 - (A) HISTOGRAMA ORIGINAL; (B) LIMAR DE CORTE DO HISTOGRAMA DEFINIDA POR LÓGICA FUZZY; (C) DEPOIS DE RESTRINGIR A REGIÃO DE CORTE (CLIP-LIMIT), OS PIXELS QUE ESTÃO SOBRE O LIMAR SÃO REDISTRIBUÍDOS, PRODUZINDO UM NOVO HISTOGRAMA.	16
FIGURA 3- INBREAST: IMAGENS SOB VISTA MLO. (A) PADRÃO 1: GORDUROSO. (B) PADRÃO 2: PARCIALMENTE GORDUROSO. (C) PADRÃO 3: DENSO E HETEROGÊNEO. (D) PADRÃO 4: DENSO.....	18
FIGURA 4 - DIAGRAMA DE BLOCOS DO PROCESSO	20
FIGURA 5 – PLANILHA DO EXCEL COM OS DADOS DE SNR DAS IMAGENS ORIGINAIS E PROCESSADAS	21
FIGURA 6 - IMAGEM ORIGINAL PARA COMPARAÇÃO DOS EFEITOS DO TAMANHO DA JANELA (1).....	28
FIGURA 7 - IMAGENS MAMOGRÁFICAS PÓS-PROCESSAMENTO PARA INSPEÇÃO VISUAL E OBSERVAÇÃO DOS EFEITOS DO TAMANHO DA JANELA (1).....	29
FIGURA 8 - IMAGEM ORIGINAL PARA COMPARAÇÃO DOS EFEITOS DO TAMANHO DA JANELA (2).....	30
FIGURA 9 - IMAGENS MAMOGRÁFICAS PÓS-PROCESSAMENTO PARA INSPEÇÃO VISUAL E OBSERVAÇÃO DOS EFEITOS DO TAMANHO DA JANELA (2).....	30
FIGURA 10 - IMAGEM ORIGINAL PARA COMPARAÇÃO DOS EFEITOS DO LIMITE DE CORTE (1)	31
FIGURA 11 - IMAGENS MAMOGRÁFICAS PÓS-PROCESSAMENTO PARA INSPEÇÃO VISUAL E OBSERVAÇÃO DOS EFEITOS DA FAIXA DE CORTE (1).....	32
FIGURA 12 - IMAGEM ORIGINAL PARA COMPARAÇÃO DOS EFEITOS DO LIMITE DE CORTE (2)	33
FIGURA 13 - IMAGENS MAMOGRÁFICAS PÓS-PROCESSAMENTO PARA INSPEÇÃO VISUAL E OBSERVAÇÃO DOS EFEITOS DA FAIXA DE CORTE (2).....	33
FIGURA 14 - IMAGEM ORIGINAL PARA COMPARAÇÃO DOS EFEITOS DA DISTRIBUIÇÃO (1)	34
FIGURA 15 - IMAGENS MAMOGRÁFICAS PÓS-PROCESSAMENTO PARA INSPEÇÃO VISUAL E OBSERVAÇÃO DOS EFEITOS DA DISTRIBUIÇÃO (1).....	35
FIGURA 16 - IMAGEM ORIGINAL PARA COMPARAÇÃO DOS EFEITOS DA DISTRIBUIÇÃO (2)	36
FIGURA 17 - IMAGENS MAMOGRÁFICAS PÓS-PROCESSAMENTO PARA INSPEÇÃO VISUAL E OBSERVAÇÃO DOS EFEITOS DA DISTRIBUIÇÃO (2).....	37

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – PARÂMETROS UTILIZADOS NO PROCESSAMENTO	23
TABELA 2 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE SNR PARA DISTRIBUIÇÃO UNIFORME (MLO)	24
TABELA 3 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE SNR PARA DISTRIBUIÇÃO EXPONENCIAL (MLO)	25
TABELA 4 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE SNR PARA DISTRIBUIÇÃO UNIFORME (CC).....	25
TABELA 5 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE SNR PARA DISTRIBUIÇÃO EXPONENCIAL (CC).....	26
TABELA 6 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE VARIÂNCIA PARA DISTRIBUIÇÃO UNIFORME (MLO).....	26
TABELA 7 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE VARIÂNCIA PARA DISTRIBUIÇÃO EXPONENCIAL (MLO)	27
TABELA 8 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE VARIÂNCIA PARA DISTRIBUIÇÃO UNIFORME (CC)	27
TABELA 9 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE VARIÂNCIA PARA DISTRIBUIÇÃO EXPONENCIAL (CC)	28
TABELA 10 - PARÂMETROS QUE OBTIVERAM MELHORES RESULTADOS.....	39

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AEC	<i>Automatic Exposure Control</i> (Controle automático de exposição)
CC	Crânio-caudal
CLAHE	<i>Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization</i> (Equalização adaptativa de histograma com limitação de contraste)
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
FC-CLAHE	<i>Fuzzy Clipped Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization</i> (Equalização adaptativa de histograma com limitação de contraste por técnica <i>fuzzy</i>)
FFDM	<i>Full Field Digital Mammography</i> (Mamografia Digital de Campo Total)
HE	<i>Histogram Equalization</i> (Equalização de Histograma)
MATLAB	MATrix LABoratory
MLO	Médio-Lateral Oblíqua
SNR	<i>Signal-to-noise ratio</i> (Razão Sinal-Ruído)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 DESENVOLVIMENTO	13
2.1 CONCEITOS BÁSICOS SOBRE MAMOGRAFIA.....	13
2.2 IMPORTÂNCIA DE REALCE DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS	14
2.3 CLAHE – CONTRAST LIMITED ADAPTIVE HISTOGRAM EQUALIZATION	15
2.4 METODOLOGIA	17
2.4.1 BANCO DE IMAGENS.....	17
2.4.2 MEDIDAS DE DESEMPENHO DE CONTRASTE	18
2.4.2.1 RAZÃO SINAL RUÍDO (SNR)	18
2.4.2.2 VARIÂNCIA	19
2.4.3 PROCESSAMENTO DAS IMAGENS	19
3 RESULTADOS.....	24
3.1 ANÁLISE QUANTITATIVA	24
3.1.1 DADOS DE SNR.....	24
3.1.1.1 IMAGENS MLO	24
3.1.1.2 IMAGENS CC	25
3.1.2 DADOS DE VARIÂNCIA	26
3.1.2.1 IMAGENS MLO	26
3.1.2.2 IMAGENS CC	27
3.2 ANÁLISE QUALITATIVA	28
3.2.1 TAMANHO DA JANELA	28
3.2.2 LIMITE DE CORTE	31
3.2.3 DISTRIBUIÇÃO	34
4 DISCUSSÃO	39
5 CONCLUSÕES	40
6 REFERÊNCIAS.....	42

1 INTRODUÇÃO

A mamografia é o principal exame capaz de detectar precocemente o câncer de mama. Atualmente, é o exame mais usado para o rastreamento da doença, por causa da sua capacidade de detecção de lesões não palpáveis, e dessa forma reduzir a mortalidade devido ao câncer de mama. Segundo estudos, a mamografia é capaz de reduzir em 30% os óbitos devidos a esse câncer em mulheres com idade superior a 30 anos (SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE, 2006). Ela pode ser usada tanto para o rastreamento da neoplasia (quando a doença é assintomática), quanto para achados clínicos suspeitos de câncer (quando algum sintoma já é aparente) (GODINHO, KOCH, 2002).

O Instituto Nacional do Câncer Estadunidense afirma que, a Mamografia Digital de Campo Total (*Full Field Digital Mammography – FFDM*) é a tecnologia com maior potencial para melhorar a detecção e o diagnóstico do câncer de mama (SHTERN, 1992).

Atualmente, a mamografia é considerada um exame de baixo contraste por causa da densidade radiológica semelhante dos tecidos que compõem a mama, o que torna muito difícil distinguir tecidos normais de algum outro patológico. Os estudos para o avanço dessa tecnologia são voltados principalmente para a área de qualidade da imagem, que consiste especialmente no aumento do contraste entre as estruturas que compõem a mama. Isso torna menor a dificuldade de encontrar sinais mais sutis do câncer, como massas e microcalcificações (MORROW et al., 1992).

O processamento digital em imagens para o realce de contraste de mamografias vem sendo a melhor opção para destacar as estruturas de interesse, do restante de uma imagem mamográfica. Elas são divididas em diretas e indiretas, onde as técnicas indiretas modificam o histograma da imagem, enquanto nas diretas um parâmetro de medida de contraste é aplicado diretamente na imagem (AKILA, JAZASHREE, VASUKI, 2015).

Tang, Liu e Sun de 2009, desenvolveram um trabalho na área de realce de contraste em mamografias através de transformadas *wavelets*, que consiste em decompor o sinal da imagem em diferentes escalas, tanto no domínio do tempo, quanto no domínio da frequência. O algoritmo usado por eles altera a medida multi-escalar adequando-se melhor à visão humana, o que aumenta a qualidade visual da imagem processada (TANG, LIU, SUN, 2009).

No realce de contraste indireto temos a técnica básica de equalização de histograma (*histogram equalization – HE*). Esse método consiste no mapeamento dos níveis de cinza da entrada para um nível de cinza proporcional à sua densidade cumulativa, de modo que a imagem

resultante (pós-HE) tenha os níveis de cinza uniformemente redistribuídos. Na teoria, a quantidade de pixels da imagem de saída deve ser igual para cada valor discreto de nível de cinza. Devido ao realce além do necessário que a equalização de histograma pode causar, a imagem pode acabar ficando ruída (PISANO et al., 2000).

Outra ferramenta indireta de realce que tem melhores efeitos em imagens médicas são as técnicas de contraste adaptativo. Em especial, a equalização adaptativa de histograma com limitação de contraste (*Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization – CLAHE*). Desenvolvida por Pizer e colaboradores, é um algoritmo que divide a imagem em regiões que variam de acordo com a situação, e então, realiza em cada parte a equalização de histograma individualmente. Isso faz com que as características ocultas da imagem fiquem mais visíveis, por causa do equilíbrio da distribuição de tons cinza que foram usados (PIZER et al., 1987).

Devido a quantidade de parâmetros que podem ser alterados nessa técnica e a dimensão dos seus efeitos, o objetivo deste trabalho é analisar a CLAHE em imagens mamográficas heterogeneamente densas a partir da variação de alguns critérios pré-estabelecidos pelo algoritmo, e assim, obter mais informações sobre a contribuição e funcionamento da técnica na imagem, baseando-se em medidas de desempenho de contraste (variância e razão sinal ruído) e a inspeção visual de cada imagem após o processamento.

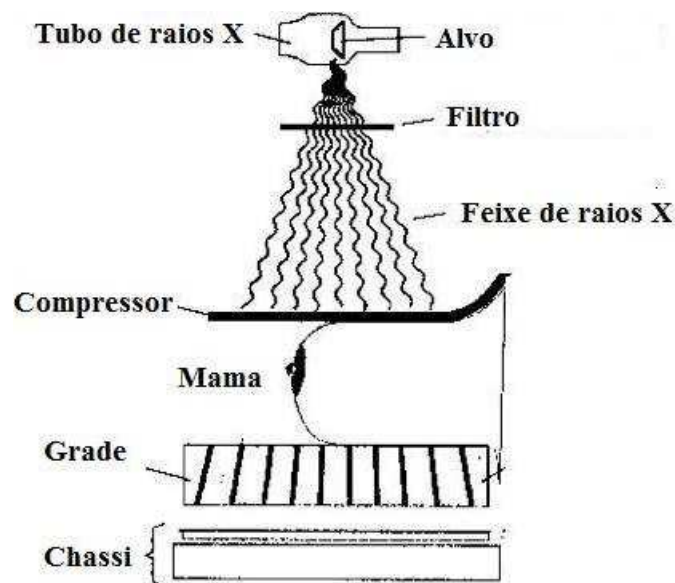
2 DESENVOLVIMENTO

2.1 Conceitos básicos sobre mamografia

A mamografia é o método mais eficiente para a detecção prévia e o rastreamento do câncer de mama até o momento atual. O resultado do exame é uma imagem radiográfica da mama, onde é possível detectar, na maioria das vezes, lesões não palpáveis com eficácia (RANGAYYAN, 2004).

No começo, os equipamentos convencionais de raios X eram responsáveis pela produção das imagens mamográficas. A partir do desenvolvimento gradual da tecnologia e do aumento dos estudos nessa área, foi criado um equipamento dedicado apenas para esse exame: o mamógrafo. Este equipamento consiste em um aparelho de raios X distinto, com a habilidade de produzir imagens através dos diferentes coeficientes de atenuação linear dos diversos tipos de tecidos presentes na mama (WHITMAN, HAYGOOD, 2012). A Figura 1 mostra o esboço de um equipamento mamográfico.

Figura 1 - Esboço de um equipamento mamográfico



Fonte: Modificado de (WOLBARST, 1993)

Observa-se na Figura 1 que a radiação é originada do tubo de raios X, que é composto por dois eletrodos confinados no vácuo, onde uma diferença de potencial elétrico é fornecida para gerar um campo elétrico. Para obter a imagem, é necessário que a radiação ionizante penetre no tecido mamário comprimido e seja detectado no chassi do equipamento durante o exame.

O catodo (eletrodo negativo) é constituído por um filamento com alto ponto de fusão, onde um elemento resistivo libera elétrons através da passagem de corrente elétrica. Já o anodo (eletrodo positivo) é onde os elétrons colidem devido à aceleração que eles sofrem no tubo. Na extremidade do anodo localiza-se uma estrutura chamada alvo. O alvo é normalmente revestido por rádio, molibdênio ou tungstênio, e possui uma pequena área central chamada ponto focal, que é onde efetivamente se origina a radiação ionizante (WOLBARST, 1993).

Após serem liberados, os raios X passam por uma estrutura chamada filtro, que impede a passagem fótons de baixa energia. Isto faz com que a dose de radiação recebida seja menor, além do fato de que os fótons de baixa energia sejam desnecessários para a formação da imagem mamográfica. O filtro também é capaz de retirar fótons com energia maior que 20 keV (HAUS, YAFFEE, 2000).

A importância da compressão da mama ocorre devido ao fato de que, quanto menor a espessura do objeto estudado, menor será a radiação espalhada e consequentemente o borramento da imagem também diminui. Além disso, é importante ressaltar que ao mesmo tempo em que a mama é comprimida, ela é imobilizada. Isso faz com que os possíveis artefatos de movimento sejam reduzidos, e que o detector da imagem fique mais próximo da região de interesse, tornando a sobreposição dos tecidos mamários menor (POULOS et al., 2003).

Em certos equipamentos existem uma grade posicionada entre o suporte da mama e compartimento destinado ao chassi. A função da grade é reduzir o ruído causado pela radiação espalhada. Os mamógrafos possuem um sistema automático de controle de exposição chamado AEC (*Automatic Exposure Control*). Através do AEC o aparelho consegue controlar automaticamente a radiação essencial para a formação de uma imagem mamográfica apropriada (HAUS, YAFFEE, 2001).

2.2 Importância de realce de imagens mamográficas

Nem toda imagem mamográfica apresenta contraste suficiente para que alguns indícios mais sutis de câncer de mama, como calcificações ou massas sejam visualizados, aumentando a dificuldade dos radiologistas na hora da detecção (MORROW et al., 1992). Mesmo existindo contraste entre algum tecido com problema e outro normal, esse pode não ser suficiente para atingir o limiar de percepção visual humano, o que torna o diagnóstico ainda mais subjetivo.

Deste modo, com o intuito de melhorar essa percepção, é necessário o processamento digital de imagens para aumentar o contraste, a fim de destacar certos objetos do fundo da imagem.

Existem duas formas de classificação das técnicas de realce, as diretas e indiretas. A diferença entre elas é que na técnica direta, é determinado um critério através de medida de

contraste e empregado diretamente na imagem, enquanto as técnicas indiretas são aquelas que modificam o histograma da imagem. Dessa forma, o contraste da imagem é consequentemente alterado (AKILA, JAYASHREE, VASUKI, 2013).

2.3 CLAHE – Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization

O aprimoramento dos sistemas mamográficos tem como principal fator o contraste produzido nas imagens. Houve um grande desenvolvimento no processo de aquisição de imagens, e hoje em dia um dos principais focos dos estudos é na parte desse processamento. As técnicas de realce de contraste adaptativo são uns dos métodos de realce indireto que geram melhores efeitos nas imagens mamográficas. No entanto, da mesma maneira que ocorre o realce das regiões de interesse, o ruído na imagem também é realçado (PIZER et al., 1987).

Como o excesso de ruído pode interferir na compreensão dos resultados, um mecanismo de limitação de contraste foi agregado a essa técnica para regular os efeitos na imagem.

Desenvolvida por Pizer e colaboradores, a equalização adaptativa de histograma com limitação de contraste (CLAHE) é uma das variações de equalização de histograma (HE) existente. Esse algoritmo separa a imagem em regiões contextuais e aplica a equalização de histograma em cada uma delas (PIZER et al., 1987).

A implementação da CLAHE pode acontecer com diferentes formas de funcionamento. A técnica permite o ajuste do histograma em um histograma pré-definido. Após esta etapa, há a redistribuição em outras intensidades dos valores excedentes que, em outras palavras, são aqueles que não se encaixaram antes que a função de distribuição cumulativa fosse computada (LU et al., 2010).

Além disso, a escolha da região de interesse pode ser executada com bordas sobrepostas ou não, e essa região pode ter diversos tamanhos. A técnica também pode apresentar uma quantia máxima de faixas de corte associados ao histograma.

Mesmo que o algoritmo CLAHE seja efetivo no realce de contraste, existe a necessidade de analisar a medida de ruídos inseridos na imagem. Dessa maneira, devem-se remover os ruídos antes de executar essa técnica para evitar o realce desses sinais indesejados (ZHAO, GEORGANAS, PETRIU, 2010). Segundo o artigo de Akila, Jayashree e Vasuki, a técnica CLAHE provou ser um bom algoritmo para realce de massas e microcalcificações em mamografias dentre diversos outros testados (AKILA, JAYASHREE, VASUKI, 2015).

O método de realce que a CLAHE é dado pela Equação 1:

$$g = (x_{max} - x_{min})H(x) + x_{min} \quad (1)$$

onde g é novo valor do pixel, x o valor inicial do pixel, x_{max} e x_{min} são os valores máximos e mínimos de pixel respectivamente, inseridos através da faixa máxima de valores de tons de cinza da imagem. A função $H(x)$ caracteriza o histograma usado na região de interesse. É possível observar na equação que o algoritmo original é somente uma equalização de histograma local.

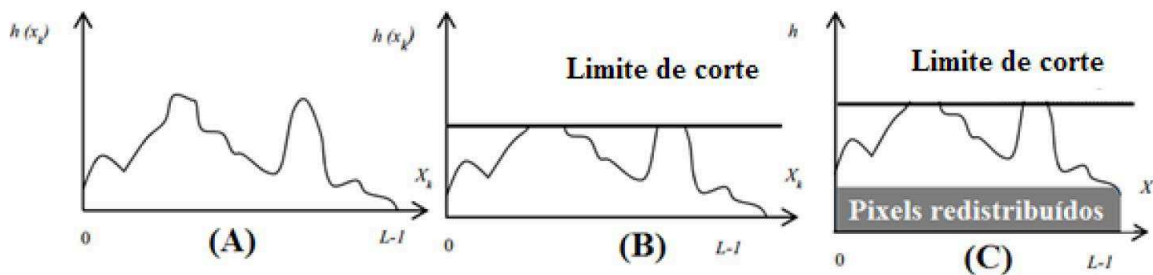
Outras formas de implementação original sugerem a limitação do contraste local através de um parâmetro α . Este parâmetro pondera o contraste máximo que foi conferido. A forma exponencial (Equação 2) é uma dos jeitos com que o contraste é regulado:

$$g = x_{min} - \frac{1}{\alpha} \ln(1 - H(x)) \quad (2)$$

Na Equação 2, apenas α é uma variável nova, que é dada como constante de adaptação de contraste.

Além da CLAHE, existe também uma nova técnica chamada *Fuzzy Clipped Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization* (FC-CLAHE), onde a única diferença entre elas é que o limite de corte (*clip-limit*) do histograma passa a ser definido por uma técnica *fuzzy*. Na Figura 2 é possível observar um histograma original de uma imagem, o limite de corte predefinido por *fuzzy* e o histograma depois da redistribuição de pixels.

Figura 2 - (A) Histograma original; (B) Limiar de corte do histograma definida por lógica fuzzy; (C) Depois de restringir a região de corte (*clip-limit*), os pixels que estão sobre o limiar são redistribuídos, produzindo um novo histograma.



Fonte: Modificado de (JENIFER, PARASURAMAN, KADIRVELU, 2016)

O efeito dessa técnica em imagens mamográficas digitais é o aumento do contraste e a preservação do brilho da imagem simultaneamente. Isso torna o diagnóstico ainda mais preciso quando o contraste é realçado suficientemente (JENIFER, PARASURAMAN, KADIRVELU, 2016).

2.4 Metodologia

2.4.1 Banco de imagens

Para a execução do projeto, foram utilizadas imagens mamográficas digitais retiradas do banco virtual INbreast (MOREIRA, *et al.*, 2012), originárias do Centro Hospitalar de São João em Porto, Portugal. Estas imagens possuem o tamanho de 3328 x 4084 ou 2560 x 3328 pixels, conforme a compressão da mama, que é dependente do tamanho da mama do paciente. Além disso, todas as imagens foram adquiridas através de um mesmo equipamento de mamografia, *MammoNovation FFDMA* da empresa *Siemens*, e salvas no padrão DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), com uma resolução de contraste de 12 bits. Todas as informações médicas foram retiradas a fim de respeitar o princípio de confidencialidade do paciente.

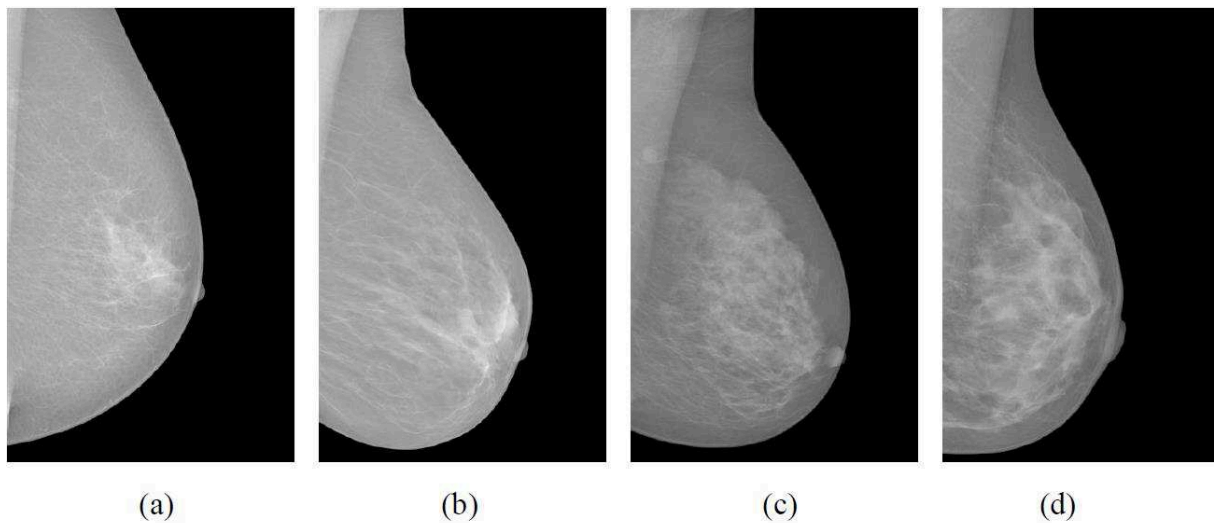
Estas imagens também podem ser divididas em relação a incidência de aquisição, que é a vista crânio-caudal (CC) e a vista médio-lateral oblíqua (MLO), somando no total 307 mamogramas digitais.

O laudo dos mamogramas do banco de imagens foi feito a partir de dois radiologistas experientes (dupla leitura), que utilizaram a padronização proposta na quarta edição do BI-RADS™ para a caracterização da densidade mamária dos exames. Dessa forma, as imagens do banco INbreast foram divididas em quatro categorias:

- **1:** Mamas predominantes adiposas (25% do componente fibroglandular);
- **2:** Mamas parcialmente gordurosas (densidades de tecido fibroglandular ocupando de 26% a 50% do volume da mama);
- **3:** Mamas com padrão denso e heterogêneo (51% a 75% de tecido fibroglandular);
- **4:** Mamas muito densas (mais de 75 % de tecido fibroglandular).

Na Figura 3 a seguir é possível observar a diferença de densidade das mamas do banco de imagens entre os diferentes padrões:

Figura 3- INbreast: imagens sob vista MLO. (a) Padrão 1: gorduroso. (b) Padrão 2: parcialmente gorduroso. (c) Padrão 3: denso e heterogêneo. (d) Padrão 4: denso.



Fonte: Banco INbreast (MOREIRA, *et al.*, 2012).

Devido a quantidade de processamentos, foram utilizados apenas as imagens do padrão 3 (mamas heterogeneamente densas) para esse trabalho. Este padrão conta com 50 imagens na incidência crânio-caudal (CC) e 49 imagens na incidência médio-lateral oblíqua (MLO), totalizando 99 imagens.

2.4.2 Medidas de desempenho de contraste

Quando se deseja avaliar a eficácia de um algoritmo de realce de contraste, usar apenas a inspeção visual não significa que a técnica teve realmente um impacto positivo na imagem, devido ao fato dessa medida ser subjetiva (olho humano), além disso, todas as técnicas de realce, principalmente as baseadas em histogramas da imagem, tendem a realçar a imagem de maneira global, realçando não só sinais de interesse mas também ruídos. Assim, é necessário o uso de métricas quantitativas para medir o desempenho do contraste pós-processamento.

2.4.2.1 Razão Sinal Ruído (SNR)

A relação sinal-ruído (SNR) é uma medida do nível do sinal na presença de um ruído, levando em consideração o formato e o tamanho do objeto que será estudado, sendo atualmente bastante utilizada em mamografias. Também, não há necessidade que se utilize de um objeto de teste que crie um sinal homogêneo para a realização do cálculo, porém é obrigatório que o fundo da imagem seja homogêneo. A Equação 3 a seguir demonstra o cálculo do SNR:

$$SNR = \sum_i \frac{(x_i - \bar{x}_F)}{\sigma_F} \quad (3)$$

Na Equação 3 é possível ver no numerador x_i , que representa o valor do “sinal” na imagem e $\bar{x}_F$, que é o valor da média do fundo da imagem. Já no denominador encontramos desvio padrão do fundo σ_F . Deste modo, a relação sinal-ruído é dada pelo sinal integrado sobre uma região de interesse (ROI), onde o objeto de interesse é englobado e então dividido pelo ruído. O cálculo mais preciso possível de $\bar{x}_F$ é de extrema importância, isso é feito utilizando a maior região possível para o cálculo (BUSHBERG, BOONE, 2011).

Neste trabalho usa-se o SNR como um dos parâmetros objetivos para se avaliar a mudança dos parâmetros na técnica CLAHE. Como esta medida é a razão entre quantidade de sinal sobre a quantidade de ruído inserido na imagem, valores baixos dessa métrica representam que mais ruído foi inserido na imagem do que o próprio sinal.

2.4.2.2 Variância

A variância na estatística é uma das chamadas medidas de dispersão ou variação de valores. Pode-se dizer que a função dela mostra o grau com que os valores tendem a dispersar (variar) em torno de um valor médio, esta medida aplicada na imagem pode ser uma métrica de contraste.

Segundo Haralick (HARALICK, SHANMUGAM, DINSTEN, 1973), no processamento de imagens ela é um dos 14 descritores de textura (associação entre magnitude e frequência da variação de tons de uma imagem) e indica a variação de intensidade do fundo da imagem.

A variância nesse caso é dada da seguinte maneira:

$$Variância = \sum_i \sum_j \frac{P(i,j)_{\Delta x, \Delta y}}{1 + (i - j)^2} \quad (4)$$

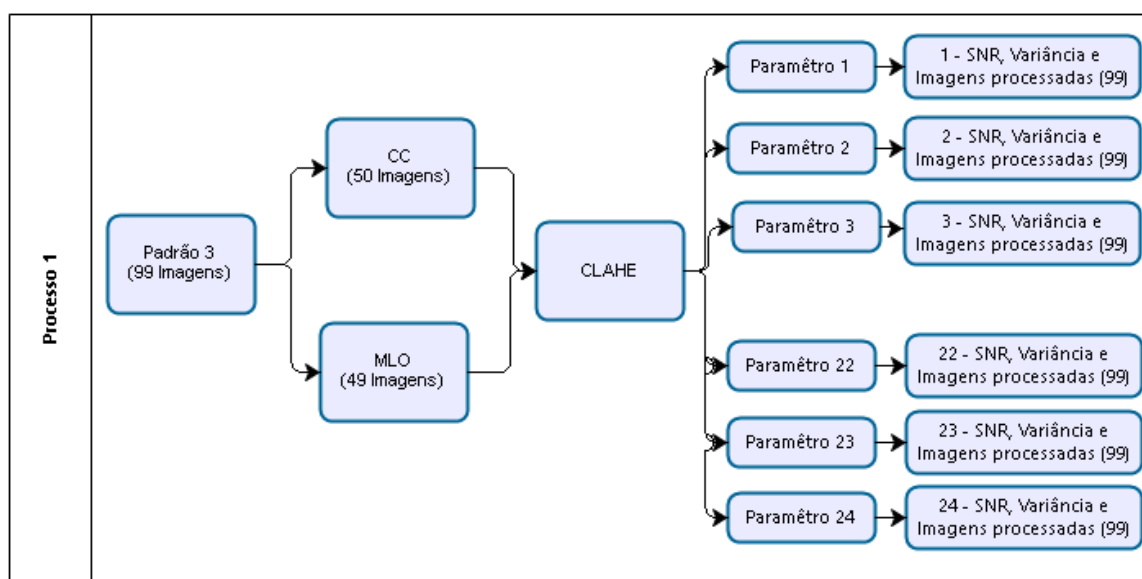
Onde $P(i,j)$ é matriz coocorrência dos níveis de cinza e n a quantidade de níveis de cinza presentes na imagem.

Quando a variância de uma imagem diminui após um processamento, a variação dos níveis de cinza no fundo é menor que a anterior, o que significa que houve uma melhoria no contraste.

2.4.3 Processamento das imagens

Para a realização do processamento do conjunto de 99 imagens (50 CC e 49 MLO), foi feita uma metodologia, dividindo este processamento em etapas, conforme apresentado na Figura 4.

Figura 4 - Diagrama de blocos do processo



Fonte: Elaborada pelo autor

Inicialmente, as imagens do padrão 3 (mamas heterogeneamente densas) foram divididas em crânio-caudal (CC) e médio-lateral oblíqua (MLO) e realocadas em duas pastas nomeadas a partir dessa classificação. Posteriormente, o software MATLAB foi utilizado para o processamento de cada imagem.

Na primeira etapa desse programa, através de uma função de pesquisa recursiva “*recursdir*”, que encontra arquivos que possuam a expressão usada na procura, os arquivos com o nome “CC” e “ML” foram encontrados e as informações do local de armazenamento dessas imagens armazenadas em uma variável. Dessa forma, não há a necessidade de digitar o nome sucessivamente de cada imagem para abri-las no programa.

Após essa parte, o programa usa esses dados para abrir as mamografias e armazená-las em uma matriz de imagens. O cálculo da variância e do SNR de todas elas é realizado e guardado em outra matriz chamada “Resultados”.

Só após essa fase que a função CLAHE é realmente chamada através do comando “*adapthisteq*”, onde os parâmetros de tamanho da janela (região onde o algoritmo é aplicado), número de bits no realce do contraste, a *range* (ou faixa) dos dados da imagem de saída, a forma do histograma, limite do realce de contraste e o parâmetro de distribuição podem ser alterados.

O parâmetro de distribuição ('*Distribution*') consiste no formato do histograma que será adaptado ao histograma original de região da imagem. O histograma pode apresentar formato uniforme ('*uniform*'), forma de boca de sino ('*rayleigh*') e exponencial ('*exponential*').

O tamanho da janela ('*NumTiles*') define o tamanho da janela que compreende a região de interesse.

Por fim, o limite de corte ('*ClipLimit*') especifica o limiar de realce de contraste que será usado no histograma. Ele é dado um escalar real entre 0 e 1 e quanto maior esse número, maior será contraste na imagem.

No caso do deste trabalho, o número de bits, a resolução do contraste da imagem de saída e o parâmetro de distribuição foram sempre constantes nos testes, de forma que esses valores foram respectivamente 4096 cores, 'original' (quando o range da imagem de saída é igual da imagem de entrada) e 0.4 (quando a distribuição é exponencial, pois a uniforme não utiliza desse parâmetro).

Os cálculos de SNR e variância são executados mais uma vez no programa, mas dessa vez são utilizadas as mamografias processadas para isso. Os valores também são armazenados na estrutura "Resultados".

Após a fase de execução do programa, os valores dados de variância, e SNR das imagens originais e processadas, foram salvos em uma planilha do Excel, como pode ser visto na Figura 5:

Figura 5 – Planilha do Excel com os dados de SNR das imagens originais e processadas

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N
1	Tipo/ Nome	Media	Desvio Padrao	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
2	Original	20,38055181	1,674573297	19,2765465	20,3579123	20,06591642	20,4549003	20,38055181	19,47567544	17,7182627	18,31850968	19,34862138	18,90085589	21,6712
3	1 Processamento	13,82265338	0,791429043	13,41818128	14,21747473	14,35886571	13,42863061	13,56003444	12,65554748	13,13884555	13,68291082	14,15168216	14,4175853	13,6847
4	2 Processamento	14,85060525	0,884269126	14,04555397	15,76800521	15,72774964	13,98232418	14,26213849	13,71083006	14,88227339	14,89104143	15,00649872	15,16544631	13,812
5	3 Processamento	15,18170282	0,802097043	14,24149979	15,82489662	14,97659897	14,37978882	14,51394304	14,24586905	15,18170282	15,41313077	15,2037873	14,79827214	14,3026
6	4 Processamento	15,69597843	1,025427714	15,20580864	15,23051135	15,86880764	14,32521951	14,43454608	15,92912095	16,25591227	15,98284059	14,40626205	15,17443016	14,0186
7	5 Processamento	12,47206681	0,782138231	12,29589665	11,83699386	11,93402018	12,35621951	12,57739366	12,5561684	12,59913691	12,59186384	11,90639095	12,27776618	11,5526
8	6 Processamento	12,46539631	0,767084029	12,38391144	12,85696956	12,90021098	12,36471034	12,2243586	12,09178965	12,28880198	12,94728098	11,89306952	12,2027559	11,4840
9	7 Processamento	12,60405522	0,74495876	12,60405522	12,43897319	12,53989107	12,87181943	12,09175405	12,04004733	13,69320846	13,51802235	12,06943459	12,25550166	11,5878
10	8 Processamento	12,83279048	0,793213191	12,88991489	12,82468971	12,80254457	13,16076024	12,42755824	12,27329963	14,03914614	13,68331335	12,13795557	12,37108919	11,7386
11	9 Processamento	12,56486586	0,819819694	12,48949884	11,80200218	11,66259004	11,87456886	11,48151949	13,01388158	12,98897076	12,61987335	12,32138797	12,53482909	11,9151
12	10 Processamento	12,34524705	0,784748265	12,11868094	11,74840867	11,6259961	11,70985625	11,96457095	12,29314065	13,10298556	12,58993368	12,14391152	12,23189442	11,7413
13	11 Processamento	12,20830354	0,722996645	12,15053095	11,69229514	11,44072074	11,74094895	11,83456693	12,17112703	12,93685436	12,70842328	12,01544833	12,1889671	11,6864
14	12 Processamento	12,19120311	0,7526145	12,04636071	11,69229514	11,44072074	11,69150237	11,85622674	12,21078541	13,05529617	12,75215605	11,9902951	12,1438791	11,5035
15	13 Processamento	14,2161169	0,842953309	13,72181204	14,62392753	14,76171964	13,69158927	13,89714876	12,93896418	13,41290973	14,00837913	14,57011833	14,86735532	14,0810
16	14 Processamento	15,11440012	0,941627224	14,35172759	16,25164191	16,18522059	14,25788644	14,65615092	14,07844373	15,24570093	15,25261474	13,82894069	15,67444933	14,22
17	15 Processamento	15,53703784	0,868127832	14,5577597	16,29943827	15,3570403	14,6750049	14,92693503	14,63999774	15,50358632	15,79538772	15,66269838	15,30909908	14,8756
18	16 Processamento	16,11619404	1,115983638	15,90188551	15,6085325	16,28041833	14,70244175	14,82667154	16,48477506	16,68833724	16,35964572	14,77871655	15,59957609	14,3563
19	17 Processamento	12,84214778	0,816235618	12,89179887	12,23697229	12,32362515	12,79676732	13,03301331	12,95650562	12,9778528	12,98590507	12,25294346	12,65672828	11,9156
20	18 Processamento	12,87266721	0,794512051	12,80622352	12,71629244	13,05316109	12,79629903	12,46110648	13,1909569	13,39273633	12,25103892	12,58802609	11,8288	
21	19 Processamento	13,04207906	0,774528636	13,03289941	12,8895421	13,0086486	13,36421424	12,51215988	12,41043745	14,1647813	14,00559774	12,45523422	12,63863048	11,944
22	20 Processamento	13,31340358	0,823575036	13,36136273	13,31340358	13,31277151	13,6853486	12,8956758	12,67553741	14,55899878	14,16990012	12,53234604	12,77696601	12,1259
23	21 Processamento	12,81896619	0,847740618	12,72933468	12,01426855	11,86569702	12,1010493	12,72908862	12,30077985	13,25674912	12,84470655	12,5518477	12,7786204	12,1566
24	22 Processamento	12,57215624	0,799721044	12,34466162	11,96015525	11,82385436	11,92191893	12,16847217	12,5031981	13,35355298	12,83275142	12,36402758	12,4547465	11,9502
25	23 Processamento	12,43457417	0,734367823	12,3760391	11,94383798	11,74414135	11,95954263	12,03964218	12,38440221	13,1608854	12,95059157	12,23172904	12,42216392	11,876
26	24 Processamento	12,42392731	0,763802421	12,2710812	11,9057604	11,64565845	11,91771148	12,06800892	12,42392731	13,30351882	13,00177433	12,2113301	12,36920165	11,705

Fonte: elaborado pelo autor

Para visualizar e salvar as mamografias depois da aplicação da técnica, utilizou-se o comando “*imtool*” uma a uma. Dentro dessa aplicação, era necessário usar o comando “Adjust Contrast” para ajustar o contraste do display ao range da imagem de saída e assim obter a visualização dos mamogramas. Só então as imagens eram salvas em bitmap em uma pasta com as informações dos parâmetros escolhidos a cada processamento.

Os procedimentos para o cálculo de SNR e variância, salvar e ordenar as mamografias processadas foram feitos a cada vez que um parâmetro novo era modificado.

A Tabela 1 a seguir mostra os valores especificados de cada parâmetro para cada processamento:

Tabela 1 – Parâmetros utilizados no processamento

Parâmetros/ Processamento	NumTiles	ClipLimit	Distribution
1° Processamento	[5 5]	0.01	'uniform'
2° Processamento	[7 7]	0.01	'uniform'
3° Processamento	[9 9]	0.01	'uniform'
4° Processamento	[12 12]	0.01	'uniform'
5° Processamento	[5 5]	0.05	'uniform'
6° Processamento	[7 7]	0.05	'uniform'
7° Processamento	[9 9]	0.05	'uniform'
8° Processamento	[12 12]	0.05	'uniform'
9° Processamento	[5 5]	0.10	'uniform'
10° Processamento	[7 7]	0.10	'uniform'
11° Processamento	[9 9]	0.10	'uniform'
12° Processamento	[12 12]	0.10	'uniform'
13° Processamento	[5 5]	0.01	'exponential'
14° Processamento	[7 7]	0.01	'exponential'
15° Processamento	[9 9]	0.01	'exponential'
16° Processamento	[12 12]	0.01	'exponential'
17° Processamento	[5 5]	0.05	'exponential'
18° Processamento	[7 7]	0.05	'exponential'
19° Processamento	[9 9]	0.05	'exponential'
20° Processamento	[12 12]	0.05	'exponential'
21° Processamento	[5 5]	0.10	'exponential'
22° Processamento	[7 7]	0.10	'exponential'
23° Processamento	[9 9]	0.10	'exponential'
24° Processamento	[12 12]	0.10	'exponential'

Fonte: elaborado pelo autor

3 RESULTADOS

3.1 Análise quantitativa

Para analisar a técnica CLAHE, a média e desvio padrão dos valores de SNR e variância de todas imagens a cada processamento foram organizados em tabelas. Em cada tabela há uma discussão sobre os maiores e menores valores e a linha que cada parâmetro (limite de corte, tamanho da janela e distribuição) seguiu devido a alteração das medidas utilizadas.

3.1.1 Dados de SNR

Os valores apresentados na Tabela 2 representam a média e o desvio padrão de SNR (Razão Sinal-Ruído) das imagens após o uso da CLAHE para todos os parâmetros citados.

3.1.1.1 Imagens MLO

Tabela 2 - Valores Médios e desvio padrão de SNR para distribuição uniforme (MLO)

	[5 5]	[7 7]	[9 9]	[12 12]
ClipLimit = 0.01	13,82 ± 0,79	14,65 ± 0,88	15,18 ± 0,80	15,70 ± 1,03
ClipLimit = 0.05	12,47 ± 0,78	12,47 ± 0,77	12,60 ± 0,75	12,83 ± 0,79
ClipLimit = 0.10	12,57 ± 0,82	12,35 ± 0,78	12,21 ± 0,72	12,19 ± 0,75

Fonte: elaborado pelo autor

Como pode ser visto na Tabela 2 para o menor limite de corte (0,01), o aumento do tamanho da janela faz com que os valores de SNR aumentem. Porém, para os limites de corte maiores (0,05 e 0,10) acontece o contrário, a razão sinal ruído tende a diminuir quando se aumenta o janelamento, com exceção do processamento com tamanho de janela igual à [12 12] e limite de 0.05 que teve valor maior que o anterior.

Pode-se observar também, que quanto maior o limite de corte para as imagens MLO, menor será o SNR, independentemente do tamanho da janela. Na Tabela 3, são apresentados os resultados obtidos com a distribuição exponencial.

Tabela 3 - Valores Médios e desvio padrão de SNR para distribuição exponencial (MLO)

	[5 5]	[7 7]	[9 9]	[12 12]
ClipLimit = 0.01	14,22 ± 0,84	15,11 ± 0,94	15,54 ± 0,87	16,12 ± 1,12
ClipLimit = 0.05	12,84 ± 0,82	12,87 ± 0,80	13,04 ± 0,78	13,31 ± 0,82
ClipLimit = 0.10	12,82 ± 0,85	12,57 ± 0,80	12,44 ± 0,73	12,42 ± 0,76

Fonte: elaborado pelo autor

Na Tabela 3 verifica-se que para a distribuição exponencial os valores de SNR tem a propensão de crescer com o aumento do tamanho da janela para os limites de corte 0,01 e 0,05. Para *ClipLimit* igual à 0,10 novamente os valores de SNR tendem a reduzir com o aumento do janelamento. A tendência da razão sinal ruído diminuir com o crescimento do limite de corte continua para essa distribuição. Além do mais, todos os valores de SNR foram maiores com a distribuição uniforme se for comparado às duas tabelas anteriores.

3.1.1.2 Imagens CC

Para as imagens sob a vista CC, os testes também foram realizados em separado e a Tabela 4 mostra os valores de SNR para a distribuição uniforme.

Tabela 4 - Valores Médios e desvio padrão de SNR para distribuição uniforme (CC)

	[5 5]	[7 7]	[9 9]	[12 12]
ClipLimit = 0.01	14,45 ± 0,89	15,07 ± 1,00	15,42 ± 1,05	16,00 ± 0,99
ClipLimit = 0.05	13,80 ± 1,25	13,59 ± 1,16	13,67 ± 1,22	13,79 ± 1,23
ClipLimit = 0.10	13,93 ± 1,37	13,63 ± 1,32	13,51 ± 1,34	13,40 ± 1,30

Fonte: elaborado pelo autor

No caso das imagens adquiridas a partir da vista crânio-caudal, apenas para o limite de corte igual à 0,10 os SNRs tem a propensão de diminuir quanto ao tamanho da janela. Para os demais valores de corte ocorreu ao contrário em parte (apenas para o limite de corte igual a 0,05 entre as janelas de tamanho [5 5] e [7 7] o SNR decresce).

A Tabela 5 mostra os valores de SNR para a distribuição exponencial.

Tabela 5 - Valores Médios e desvio padrão de SNR para distribuição exponencial (CC)

	[5 5]	[7 7]	[9 9]	[12 12]
ClipLimit = 0.01	14,78 ± 0,90	15,44 ± 1,04	15,80 ± 1,11	16,40 ± 1,04
ClipLimit = 0.05	14,24 ± 1,27	14,01 ± 1,17	14,10 ± 1,23	14,23 ± 1,25
ClipLimit = 0.10	14,23 ± 1,40	13,90 ± 1,33	13,76 ± 1,35	13,64 ± 1,30

Fonte: elaborado pelo autor

Os dados de SNR para distribuição exponencial seguiram a mesma direção da distribuição uniforme. Pode-se dizer que a única diferença entre as tabelas é que os valores são um pouco maiores se comparados com os mesmos processamentos feitos com distribuição uniforme.

3.1.2 Dados de variância

Os valores de variância apresentados são a média e o desvio padrão dos dados de variância obtidos a cada processamento normalizados a partir da divisão dessas medidas pelo maior valor de variância encontrado.

3.1.2.1 Imagens MLO

A Tabela 6 apresenta os resultados da variância com as imagens processados com distribuição uniforme.

Tabela 6 - Valores Médios e desvio padrão de Variância para distribuição uniforme (MLO)

	[5 5]	[7 7]	[9 9]	[12 12]
ClipLimit = 0.01	0,094 ± 0,057	0,069 ± 0,049	0,052 ± 0,041	0,047 ± 0,038
ClipLimit = 0.05	0,322 ± 0,168	0,341 ± 0,180	0,329 ± 0,176	0,310 ± 0,179
ClipLimit = 0.10	0,321 ± 0,181	0,331 ± 0,191	0,337 ± 0,192	0,345 ± 0,198

Fonte: elaborado pelo autor

Na Tabela 6, os valores de variância foram bem menores para o limite de corte igual a 0,01. Além do mais, eles diminuíram com o crescimento da janela usada no processamento. O faixa de corte de 0,05 teve o maior valor de variância para a janela de tamanho [7 7]. A variância para o limite de corte igual a 0,10 aumentou a partir do crescimento do tamanho da janela. O aumento do limite de corte elevou os valores de variância para todos os tamanhos de janela.

A Tabela 7 apresenta os resultados de variância para a distribuição exponencial.

Tabela 7 - Valores Médios e desvio padrão de Variância para distribuição exponencial (MLO)

	[5 5]	[7 7]	[9 9]	[12 12]
ClipLimit = 0.01	0,053 ± 0,039	0,047 ± 0,036	0,039 ± 0,032	0,035 ± 0,029
ClipLimit = 0.05	0,291 ± 0,152	0,310 ± 0,164	0,297 ± 0,161	0,279 ± 0,163
ClipLimit = 0.10	0,303 ± 0,171	0,316 ± 0,181	0,322 ± 0,183	0,329 ± 0,188

Fonte: elaborado pelo autor

Para este processamento, os dados de variância seguiram a mesma tendência que da tabela anterior. Todos os valores de variância da distribuição exponencial são menores comparados aos da distribuição uniforme.

3.1.2.2 Imagens CC

A Tabela 8 indica os valores de variância sob a vista CC a partir da distribuição uniforme.

Tabela 8 - Valores Médios e desvio padrão de Variância para distribuição uniforme (CC)

	[5 5]	[7 7]	[9 9]	[12 12]
ClipLimit = 0.01	0,078 ± 0,054	0,075 ± 0,052	0,060 ± 0,044	0,052 ± 0,040
ClipLimit = 0.05	0,306 ± 0,186	0,325 ± 0,195	0,324 ± 0,196	0,317 ± 0,195
ClipLimit = 0.10	0,308 ± 0,193	0,330 ± 0,203	0,341 ± 0,208	0,350 ± 0,214

Fonte: elaborado pelo autor

Os valores de variância para as imagens que possuíam vista crânio-caudal também tiveram valores de corte bem pequenos para a faixa de corte igual a 0,01. O aumento do tamanho da janela nessa faixa reduziu a variância média das imagens. Assim como as imagens feitas a partir da vista médio-lateral, o limite de corte de 0,05 possui o valor de variância mais alto para a janela de tamanho [7 7]. O limite de corte igual a 0,10 aumentou a variância a partir do crescimento do tamanho da janela. Para todos os tamanhos de janela, o aumento da faixa de corte torna os dados variância maiores.

Por fim, a Tabela 9 apresenta os dados de variância obtidos através da distribuição exponencial.

Tabela 9 - Valores Médios e desvio padrão de Variância para distribuição exponencial (CC)

	[5 5]	[7 7]	[9 9]	[12 12]
ClipLimit = 0.01	0,058 ± 0,041	0,052 ± 0,038	0,045 ± 0,034	0,040 ± 0,031
ClipLimit = 0.05	0,276 ± 0,168	0,295 ± 0,178	0,293 ± 0,179	0,286 ± 0,178
ClipLimit = 0.10	0,289 ± 0,181	0,311 ± 0,191	0,323 ± 0,197	0,331 ± 0,202

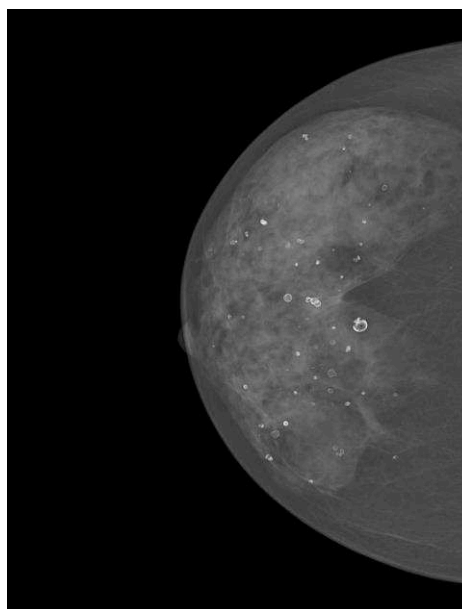
Do mesmo modo que ocorreu anteriormente para as imagens com vista médio-lateral oblíqua, a variância seguiu a mesma linha que as demais tabelas. Do mesmo modo, os valores de variância para o processamento feito através da distribuição exponencial são menores em relação a distribuição uniforme.

3.2 Análise qualitativa

A análise qualitativa desse trabalho consiste na inspeção visual de várias imagens processadas com diferentes parâmetros colocadas uma ao lado da outra para observar e comparar os efeitos do CLAHE no banco de dados.

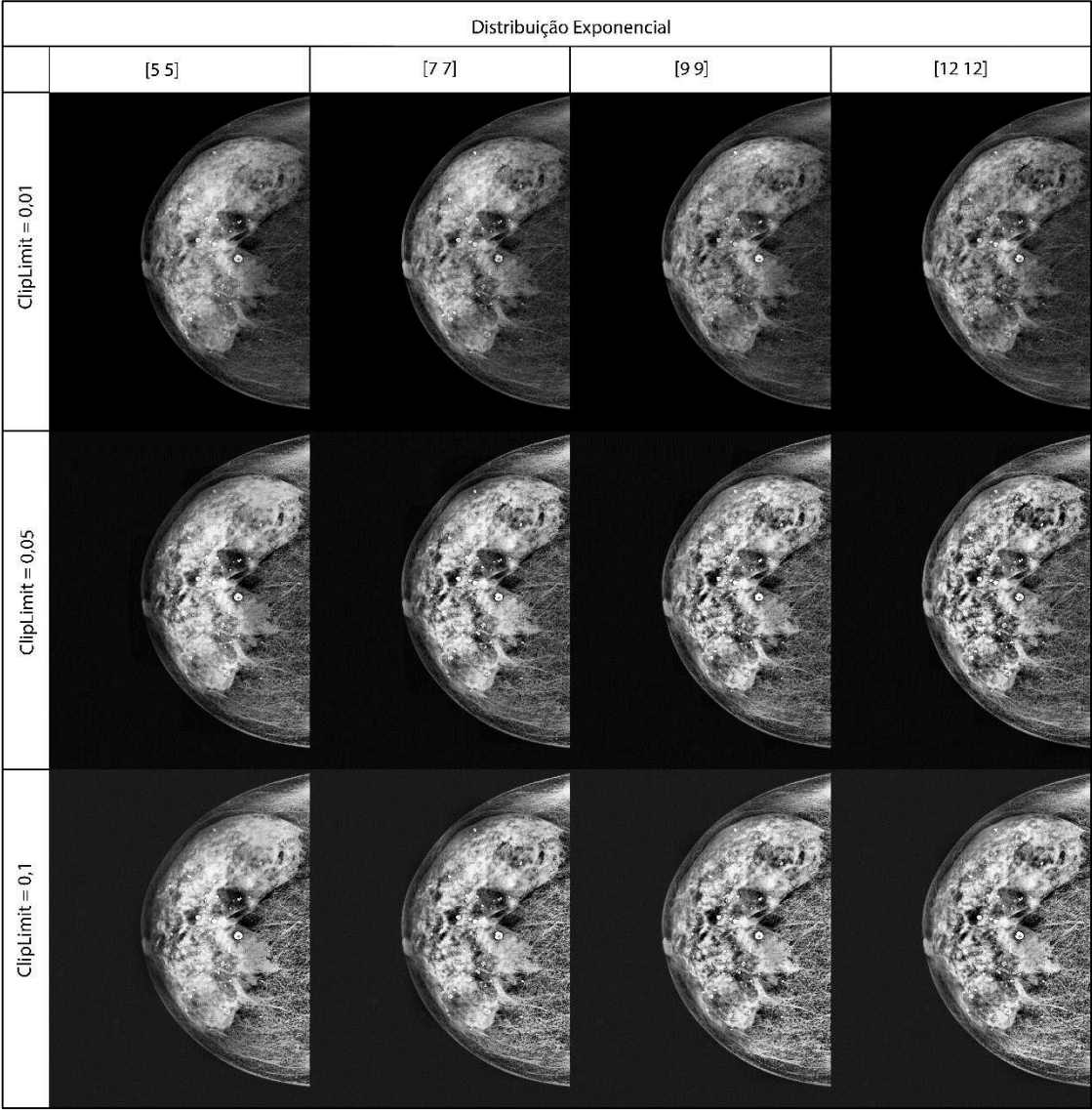
3.2.1 Tamanho da janela

Figura 6 - Imagem original para comparação dos efeitos do tamanho da janela (1)



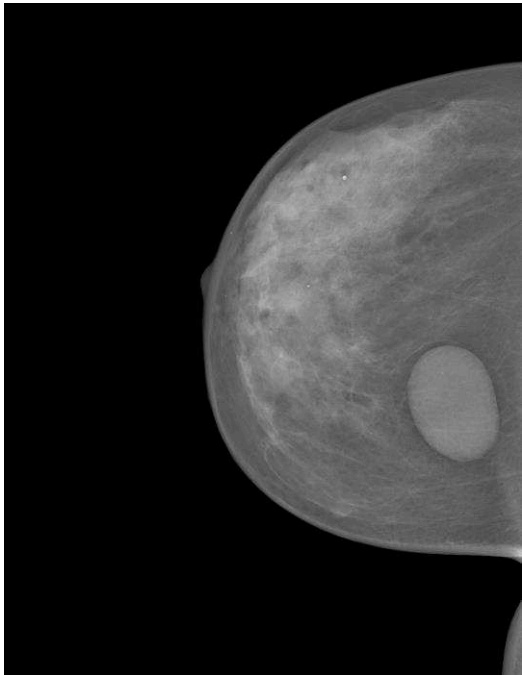
Fonte: elaborado pelo autor

Figura 7 - Imagens Mamográficas Pós-processamento para inspeção visual e observação dos efeitos do tamanho da janela (1)



Fonte: elaborado pelo autor

Figura 8 - Imagem original para comparação dos efeitos do tamanho da janela (2)



Fonte: elaborado pelo autor

Figura 9 - Imagens Mamográficas Pós-processamento para inspeção visual e observação dos efeitos do tamanho da janela (2)

ClipLimit = 0,05				
	[5 5]	[7 7]	[9 9]	[12 12]
Distribuição Uniforme				
Distribuição Exponencial				

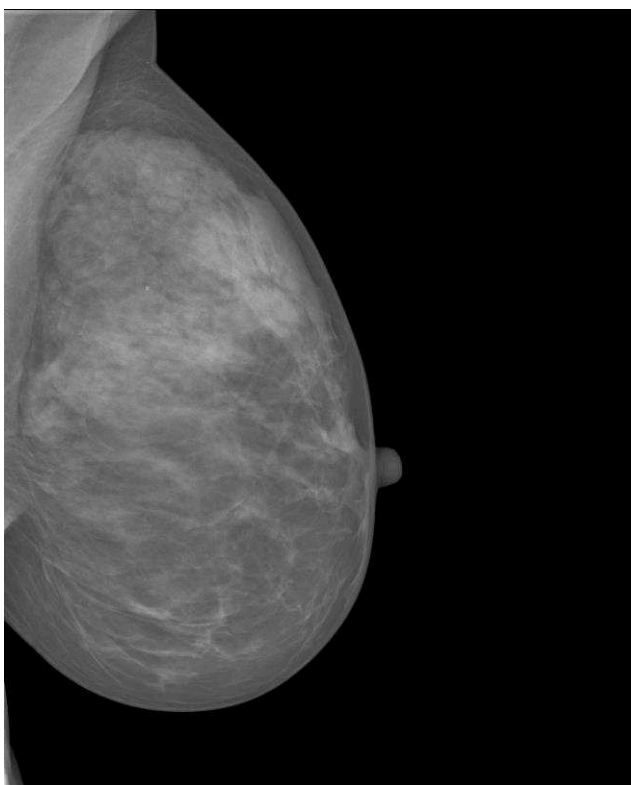
Fonte: elaborado pelo autor

Como pode ser observado na Figura 6 e 7, o tamanho da janela tem influência no contraste. Quanto maior for o tamanho o vetor inserido no *NumTiles*, mais nítido e evidente ficaram os detalhes da mamografia. Isso pode ser observado na estrutura oval branca presente na mama da Figura 7, que teve seus detalhes internos mais visíveis quando a janela [12 12] foi utilizada.

Outro resultado causado pelo algoritmo que pode ser observado na imagem é uma sombra que aparece na borda entre a imagem e o fundo. O tamanho da janela influencia nesse efeito, de modo que, quanto menor o tamanho da janela maior será a região ocupada pela sombra no fundo da imagem. Apenas como informação extra, o aumento da janela também acarreta num tempo maior de processamento da imagem. Análise

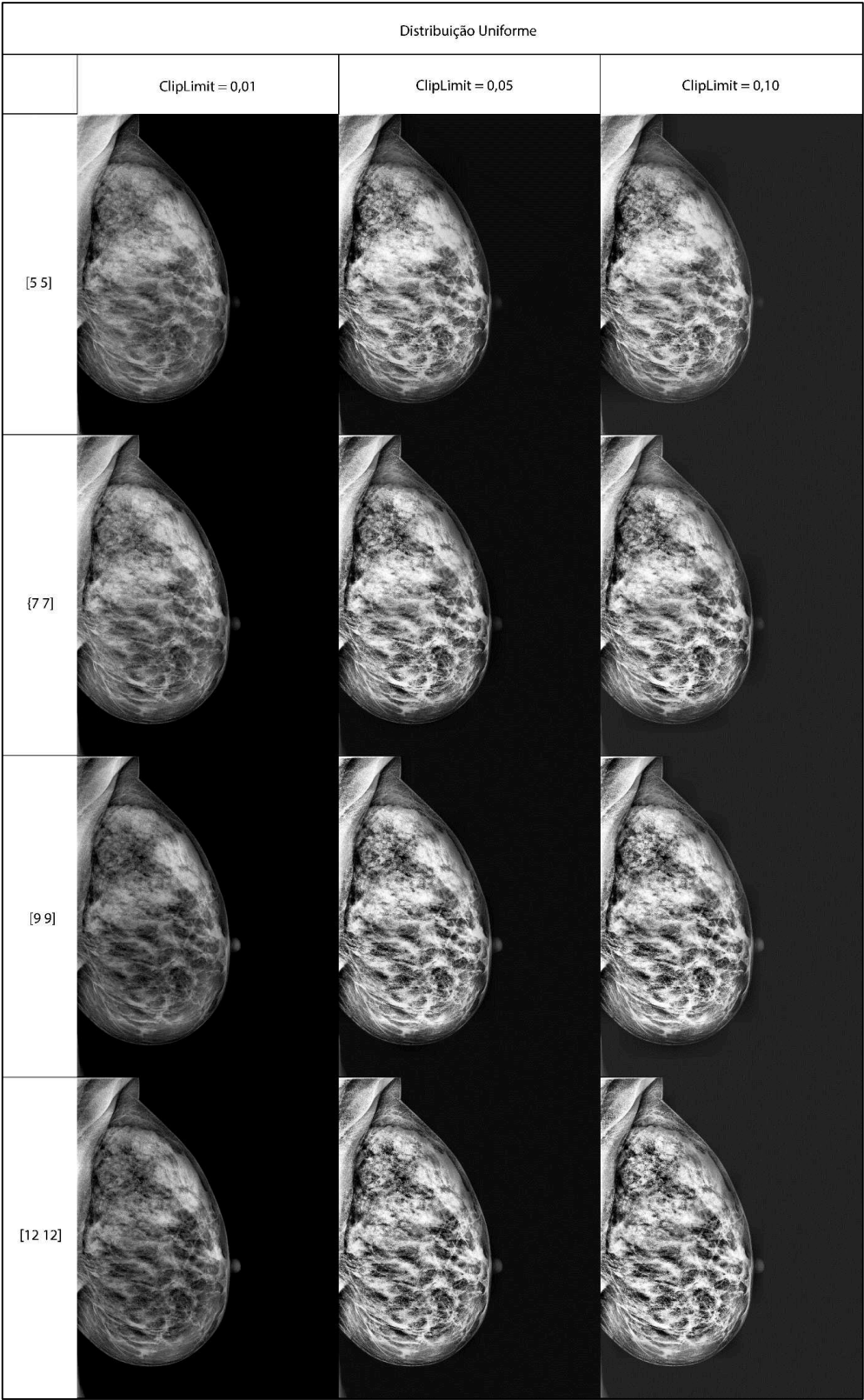
3.2.2 Limite de corte

Figura 10 - Imagem original para comparação dos efeitos do limite de corte (1)



Fonte: elaborado pelo autor

Figura 11 - Imagens Mamográficas Pós-processamento para inspeção visual e observação dos efeitos da faixa de corte (1)



Fonte: elaborado pelo autor

Figura 12 - Imagem original para comparação dos efeitos do limite de corte (2)



Fonte: elaborado pelo autor

Figura 13 - Imagens Mamográficas Pós-processamento para inspeção visual e observação dos efeitos da faixa de corte (2)

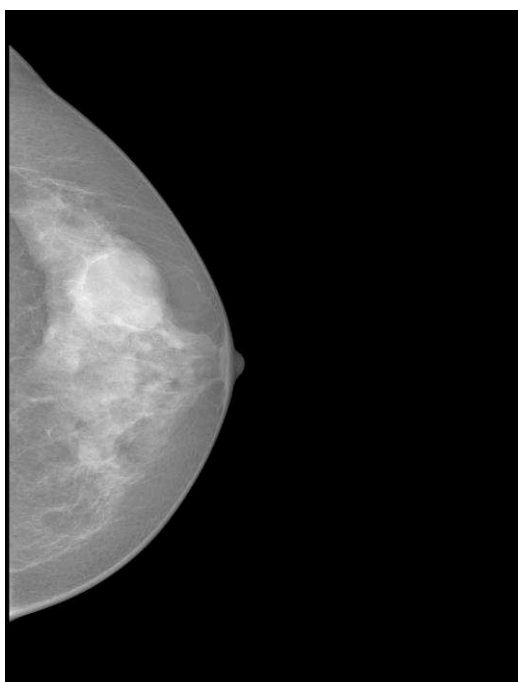
Tamanho da Janela = [12 12]			
	ClipLimit = 0,01	ClipLimit = 0,05	ClipLimit = 0,10
Distribuição Uniforme			
Distribuição Exponencial			

Fonte: elaborado pelo autor

A faixa de corte foi o parâmetro maior influência no contraste das imagens. Faixas de corte mais altas resultaram em maior contraste nas imagens pós-CLAHE. Outra coisa que fica bem evidente é a cor do fundo da imagem. Conforme o limite de corte é elevado, mais pixels são redistribuídos em outros tons de cinza durante a equalização do histograma. Os valores mais baixos na escala de cinza (tons mais escuros) são os primeiros a sofrer o efeito e dessa maneira, cada vez mais o fundo se torna mais claro.

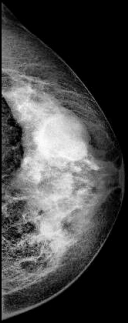
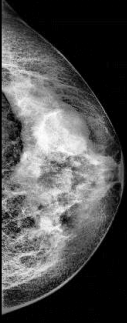
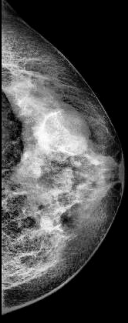
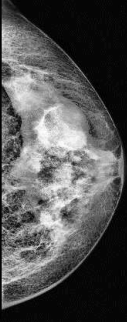
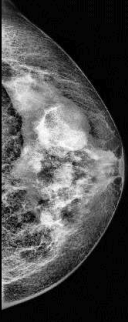
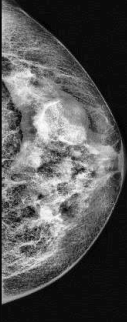
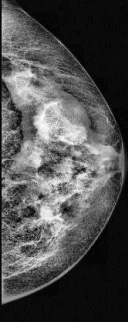
3.2.3 Distribuição

Figura 14 - Imagem original para comparação dos efeitos da distribuição (1)



Fonte: elaborado pelo autor

Figura 15 - Imagens Mamográficas Pós-processamento para inspeção visual e observação dos efeitos da distribuição (1)

ClipLimit = 0,05		
	Distribuição Uniforme	Distribuição Exponencial
[5 5]		
[7 7]		
[9 9]		
[12 12]		

Fonte: elaborado pelo autor

Figura 16 - Imagem original para comparação dos efeitos da distribuição (2)



Fonte: elaborado pelo autor

Figura 17 - Imagens Mamográficas Pós-processamento para inspeção visual e observação dos efeitos da distribuição (2)

Tamanho da Janela = [9 9]		
	Distribuição Uniforme	Distribuição Exponencial
ClipLimit = 0,01		
ClipLimit = 0,05		
ClipLimit = 0,10		

Fonte: elaborado pelo autor

Visualmente, a alteração do formato do histograma usado na equalização não altera tanto o contraste da imagem no caso desse projeto. É possível observar uma leve alteração no tom do fundo da imagem, principalmente para faixas de limite maiores. O formato exponencial da curva usada no histograma permite que tons de cinza de menor intensidade sofram menos com a redistribuição em outros valores.

4 DISCUSSÃO

Os parâmetros que apresentaram as melhores medidas de desempenho de contraste (maior SNR e menor variância) neste trabalho podem ser visto na Tabela 10:

Tabela 10 - Parâmetros que obtiveram melhores resultados

RESULTADOS					
Parâmetro	Medida utilizada	SNR		Variância	
<i>NumTiles</i>	[12 12]	CC	MLO	CC	MLO
<i>ClipLimit</i>	0,01	16,40 ± 1,04	16,12 ± 1,12	0,040 ± 0,031	0,035 ± 0,029
<i>Distribution</i>	'exponential'				

Foi possível confirmar através da variância e SNR que quanto maior o tamanho da janela utilizado no processamento, melhor será a qualidade da imagem obtida após a técnica, mas deve ser novamente ressaltado que o tempo de processamento acaba aumentando muito quando vetores muito grandes são usados nesse parâmetro. O aumento do limite de corte diminui o SNR e elevou a variância, o que quer dizer que mais ruído acaba sendo inserido na imagem. Na análise visual fica perceptível que limites de corte muito altos acabam tornando o contraste muito elevado e informações significativas da imagem podem ser perdidas. O limite de corte mais adequado para essas imagens realmente foi o de 0,01.

No caso do formato do histograma usado na equalização, por mais que visualmente não houve tanta diferença, os dados de SNR e variância confirmam que a distribuição exponencial possui ainda sim melhores efeitos na imagem do que a uniforme.

5 CONCLUSÕES

O algoritmo CLAHE funcionou como o esperado. As medidas de desempenho e as imagens obtidas confirmam que ao expandir o tamanho da janela usada pelo algoritmo, a imagem se torna mais nítida ao mesmo tempo que há o aumento da duração de processamento das mamografias. O limite de corte deve ter um valor moderado a fim de não realçar a imagem demasiadamente e então ocorrer a perda de informações. A distribuição exponencial produz melhores resultados de SNR e variância que a distribuição uniforme no banco de imagens utilizado.

A contribuição desse estudo encontra-se principalmente nos dados obtidos através da CLAHE. O banco de dados de imagens pós-processamento criado, pode ser usado futuramente para comparar a técnica com outros algoritmos existentes, e/ou ser incluído em banco ainda maior de imagens pós-CLAHE.

Os dados de SNR e variância poderiam servir de complemento para trabalhos mais aprofundados sobre o desempenho da CLAHE em imagens mamográficas.

Não houve grandes problemas na execução do projeto em si. A técnica poderia ser aplicada em mais imagens e mais informações sobre o desempenho de contraste poderiam ser coletadas para trabalho. Apesar disso, houve grande dificuldade em organizar estes dados e extrair informações relevantes desses para a conclusão do trabalho devido a quantidade valores gerados em cada processamento.

A atividade escrita acadêmica, como artigos científicos e relatórios técnicos por exemplo, demanda tempo e habilidades de coerência e coesão de texto, formatação, citação e referências o que também foi uma grande barreira para o autor e para o projeto.

É importante que novas pesquisas em relação ao realce de contraste, através do processamento digital em mamografias sejam desenvolvidas. Entender melhor os algoritmos já existentes torna possível melhorá-los e a criação de novas técnicas de realce.

Além dos parâmetros que foram modificados nesse projeto, existem outros parâmetros como a resolução do contraste da imagem de saída, parâmetro de distribuição e o número de bits, que influenciam na qualidade da imagem e que poderiam ter seus efeitos nas imagens mamográficas estudadas.

Nesse projeto foi usado apenas imagens de mama parcialmente densas (padrão 3). O banco de imagens INbreast oferece mamografias em mais outros três tipos de densidade mamária (adiposas, parcialmente adiposas e muito densas), que poderiam ser também estudadas através da técnica utilizada pelo trabalho e obter informações diferentes sobre o funcionamento do algoritmo.

Outras métricas de desempenho e contraste poderiam ser usadas para obter conclusões mais fundamentadas sobre o algoritmo.

O aprofundamento maior na pesquisa em imagens médicas foi muito gratificante. Durante o curso de graduação em Engenharia Biomédica, a matéria de imagens médicas, pessoalmente, foi a que mais conseguiu despertar o interesse do autor devido aos diversos conceitos que ela engloba e sua aplicabilidade. As informações sobre a formação de diversas imagens médicas, o funcionamento de equipamentos como tomografia e ressonância magnética, o processamento de uma imagem no computador, entre outras, estarão sempre presentes na memória do escritor deste trabalho.

6 REFERÊNCIAS

(AKILA, JAYASHREE, VASUKI, 2015)

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.

(BUSHBERG, BOONE, 2011)

BUSHBERG, Jerrold T.; BOONE, John M. *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

(GODINHO, KOCH, 2002)

Godinho ER, Koch HA. O perfil da mulher que se submete a mamografia em Goiânia: uma contribuição a bases para um programa de detecção precoce do câncer de mama. *Radiol Bras* 2002; 35(3): 139-145.

(HAUS, YAFFE, 2000)

HAUS, Arthur G.; YAFFE, Martin J. Screen-film and digital mammography: image quality and radiation dose considerations. *Radiologic Clinics of North America*, v. 38, n. 4, p. 871-898, 2000.

(JENIFER, PARASURAMAN, KADIRVELU, 2016)

JENIFER, Sheeba; PARASURAMAN, S.; KADIRVELU, Amudha. Contrast enhancement and brightness preserving of digital mammograms using fuzzy clipped contrast-limited adaptive histogram equalization algorithm. *Applied Soft Computing*, v. 42, p. 167-177, 2016.

(MOREIRA *et al.*, 2012)

MOREIRA, I. C. *et al.* INbreast: toward a full-field digital mammographic database. *Academic Radiology*, v.19, n.2, p. 236-248, 2012.

(MORROW *et al.*, 1992)

MORROW, William Mark *et al.* Region-based contrast enhancement of mammograms. *IEEE transactions on Medical Imaging*, v. 11, n. 3, p. 392-406, 1992.

(PISANO, YAFFE, 2005)

PISANO, Etta D.; YAFFE, Martin J. Digital Mammography 1. Radiology, v. 234, n. 2, p.353-362, 2005.

(PIZER et al., 1987)

PIZER, Stephen M. et al. Adaptive histogram equalization and its variations. Computer vision, graphics, and image processing, v. 39, n. 3, p. 355-368, 1987.

(POULOS et al., 2003)

POULOS, Ann et al. Breast compression in mammography: how much is enough?. Australasian radiology, v. 47, n. 2, p. 121-126, 2003.

(RANGAYYAN, 2004)

RANGAYYAN, Rangaraj M. Biomedical image analysis.1. ed. Boca Raton: CRC Press, 2004.

(SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE, 2006)

BRASIL. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Atenção Básica. Controle dos cânceres do colo do útero e da mama. Brasília: Ministério da Saúde; 2006

(SHTERN, 1992)

SHTERN, F. Digital mammography and related technologies: a perspective from the National Cancer Institute. Radiology 1992;183:629–630.

(TANG, LIU, SUN, 2009)

TANG, Jinshan; LIU, Xiaoming; SUN, Qingling. A direct image contrast enhancement algorithm in the wavelet domain for screening mammograms. IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing, v. 3, n. 1, p. 74-80, 2009.

(WHITMAN, HAYGOOD, 2012)

WHITMAN, Gary J.; HAYGOOD, Tamara Milner. Digital Mammography: A Practical Approach. Cambridge University Press, 2012.

(WOLBARST, 1993)

WOLBARST, Anthony B. Physics of radiology. McGraw-Hill/Appleton & Lange, 1993.

(ZHAO, GEORGANAS, PETRIU, 2010)

ZHAO, Yisu; GEORGANAS, Nicolas D.; PETRIU, Emil M. Applying contrast-limited adaptive histogram equalization and integral projection for facial feature enhancement and detection. In: Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2010 IEEE. IEEE, 2010. p. 861-866.