



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

DANIELLE LORRANNE DE SOUZA RIBEIRO

**REALCE DE CONTRASTE PARA DETECÇÃO DE LESÃO EM
MAMOGRAFIA**

Uberlândia
2018

DANIELLE LORRANNE DE SOUZA RIBEIRO

**REALCE DE CONTRASTE PARA DETECÇÃO DE LESÃO EM
MAMOGRAFIA**

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

Orientadora: Prof^ª. Dra. Ana Claudia Patrocínio

Assinatura da Orientadora

Uberlândia
2018

Dedico este trabalho a minha família,
principalmente a minha mãe Simone, por
sempre acreditar em mim, por todo estímulo,
carinho e compreensão.

AGRADECIMENTOS

À Deus, por me fazer capaz de aprender e executar a tarefa que me foi passada.

À professora Dra. Ana Claudia Patrocínio, pelo cuidado e por sempre estar pronta a ajudar no trabalho desenvolvido.

Ao meu pai Paulo, minha mãe Simone, e aos meus irmãos Dênis e Éverton por todo carinho e apoio ao longo dessa jornada.

A todos os meus familiares, principalmente a minha avó Regina, e minha prima Bruna que foi essencial na execução deste trabalho.

Aos meus amigos, por todo apoio dado ao longo do curso, e principalmente Allyssane, Justino, Matheus e Vinicius por estarem comigo nesta reta final.

À todas as turmas de Engenharia Biomédica, em especial a Décima Segunda turma, que me proporcionaram amizades que levarei para o resto da vida.

À Isadora, pela ajuda no Abstract deste trabalho.

Ao Pedro, pelo auxílio no desenvolvimento deste projeto.

Ao Laboratório de Engenharia Biomédica – UFU, pelo espaço cedido para execução do trabalho.

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

RESUMO

O câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais comum entre as mulheres no Brasil e no mundo, atingindo apenas 1% dos homens nos casos da doença. A mamografia é o principal recurso para a detecção precoce dessa doença, e quando detectado precocemente, o tratamento pode ser realizado mais rapidamente, aumentando a probabilidade de cura. Tal doença é de difícil detecção devido ao baixo contraste que as imagens de mamografia apresentam, dificultando a visualização de lesões. Dessa forma, por meio de algoritmos de processamento da imagem mamográfica, é possível que características como o contraste das imagens seja manipulado a partir de técnicas de realce de contraste. Neste contexto, este trabalho tem como objetivo utilizar técnicas de realce de contraste baseadas em histograma de imagens (HE – Equalização do Histograma, CLAHE – Equalização do Histograma Adaptativo com Limite de Contraste e RMSHE – Equalização do Histograma Separado por Média Recursiva) e avaliar o desempenho de cada uma em mamografias de diferentes densidades mamárias na presença e ausência de microcalcificações. Foram selecionadas 40 imagens das quatro diferentes classes de densidade mamária com achados mamográficos, sendo 10 imagens de cada padrão (sob vistas craniocaudal e médio lateral oblíqua). O processamento e a visualização das imagens foram realizados através do software MATLAB e do software ImageJ, respectivamente. Do processamento obteve-se também métricas que quantificam contraste e a relação sinal ruído na imagem, avaliando os resultados das técnicas. A análise dos resultados mostrou que o método RMSHE obteve melhor desempenho.

Palavras chave: Câncer de mama. Mamografia. Realce de contraste.

ABSTRACT

Breast cancer is the second most common type of cancer among women in Brazil and in the world, accounting for only 1% of cases in men. Mammography is the main exam for the early detection of this disease, and when detected early, the treatment can be performed more quickly, increasing the probability of cure. Breast cancer is difficult to detect due to the low contrast that the mammographic images present, difficulting the lesion visualization. Thus, through mammographic image processing algorithms, it is possible that image characteristics such as contrast can be manipulated using contrast enhancement techniques. In this context, this work aims to use contrast enhancement techniques based on histogram of images (HE – Histogram Equalization, CLAHE – Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization and RMSHE – Recursive Mean-Separate Histogram Equalization) and to evaluate the performance of the algorithms in mammographic images of different breast densities, in the presence and absence of microcalcifications. We selected 40 images of the four different breast density classes with mammographic findings, being 10 images of each class (craniocaudal and medio lateral oblique incidences). The image processing and visualization were performed through MATLAB and ImageJ softwares, respectively. From the processing we also obtained metrics that quantify contrast and signal to noise ratio in the images, evaluating the techniques results. The analysis of the results showed that the RMSHE method obtained better results.

Keywords: Breast cancer. Mammography. Contrast enhancement.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Técnica de HE utilizada em uma imagem mamográfica: (a) imagem original; (b) imagem resultante.	19
Figura 2 – Técnica CLAHE utilizada em uma imagem mamográfica: (a) imagem original; (b) imagem resultante.	21
Figura 3 – Técnica de RMSHE utilizada em uma imagem mamográfica: (a) imagem original; (b) imagem resultante.	22
Figura 4 – Padrões de densidade mamária sob vista craniocaudal: (a) Padrão 1; (b) Padrão 2; (c) Padrão 3; (d) Padrão 4.	23
Figura 5 – Padrões de densidade mamária sob vista médio lateral oblíqua: (a) Padrão 1; (b) Padrão 2; (c) Padrão 3; (d) Padrão 4.	23
Figura 6 – Imagens mamográficas do Padrão 1 (CC): (a) imagem original; (b) original (c) HE; (d) CLAHE; (e) RMSHE.	27
Figura 7 – Imagens mamográficas do Padrão 2 (MLO): (a) imagem original; (b) original; (c) HE; (d) CLAHE; (e) RMSHE.	27
Figura 8 – Imagens mamográficas do Padrão 3 (MLO): (a) imagem original; (b) original; (c) HE; (d) CLAHE; (e) RMSHE.	28
Figura 9 – Imagens mamográficas do Padrão 4 (MLO): (a) imagem original; (b) original; (c) HE; (d) CLAHE; (e) RMSHE.	28

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Total de imagens com microcalcificações referente a cada técnica.	29
Tabela 2 – Valores da média e desvio padrão do cálculo da Variância normalizada de cada técnica e Padrão de densidade mamária.	29
Tabela 3 – Valores da média e desvio padrão do cálculo de SNR de cada técnica e Padrão de densidade mamária.	30
Tabela 4 – Valores da média e desvio padrão do cálculo de PSNR de cada técnica e Padrão de densidade mamária.	30
Tabela 5 – Valores de variância referente as imagens do Padrão 1 de densidade mamária.	36
Tabela 6 – Valores de variância referente as imagens do Padrão 2 de densidade mamária.	37
Tabela 7 – Valores de variância referente as imagens do Padrão 3 de densidade mamária.	38
Tabela 8 – Valores de variância referente as imagens do Padrão 4 de densidade mamária.	39
Tabela 9 – Valores de PSNR referente as imagens do Padrão 1 de densidade mamária.	40
Tabela 10 – Valores de PSNR referente as imagens do Padrão 2 de densidade mamária.	41
Tabela 11 – Valores de PSNR referente as imagens do Padrão 3 de densidade mamária.	42
Tabela 12 – Valores de PSNR referente as imagens do Padrão 4 de densidade mamária.	43
Tabela 13 – Valores de SNR referente as imagens do Padrão 1 de densidade mamária.	44

Tabela 14 – Valores de SNR referente as imagens do Padrão 2 de densidade mamária.	45
Tabela 15 – Valores de SNR referente as imagens do Padrão 3 de densidade mamária.	46
Tabela 16 – Valores de SNR referente as imagens do Padrão 4 de densidade mamária.	47

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AHE – Equalização Adaptativa de Histograma

CC – Craniocaudal

CLAHE – Equalização Adaptativa de Histograma com Limitação de Contraste

dB – Decibéis

DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine

FFDM – *Full Field Digital Mammography*

HE – Equalização de Histograma

INCA – Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva

MLO – Médio Lateral Oblíqua

PSNR – Relação Sinal Ruído de Pico

RMSHE – Equalização Recursiva de Histograma por Separação de Média

SIM – Sistema de Informação sobre Mortalidade

SNR – Relação Sinal Ruído

VAR – Variância

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	OBJETIVOS.....	13
1.2	ORGANIZAÇÃO	13
2	DESENVOLVIMENTO	14
2.1	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	14
2.1.1	O câncer de mama.....	14
2.1.2	Mamografia	15
2.2	ESTADO DA ARTE	ERRO! INDICADOR NÃO DEFINIDO.
2.2.1	Equalização de Histograma (HE)	18
2.2.2	Equalização Adaptativa de Histograma com Limitação de Contraste (CLAHE).....	20
2.2.3	Equalização Recursiva de Histograma por Separação de Média (RMSHE)	21
2.3	METODOLOGIA	22
2.3.1	Avaliação do desempenho	25
2.3.1.1	Variância (VAR).....	25
2.3.1.2	Relação sinal-ruído (SNR)	25
2.3.1.3	Relação sinal-ruído de pico (PSNR)	26
2.4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	26
3	CONCLUSÃO	31
4	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	32
	ANEXO 1	36

1 INTRODUÇÃO

O câncer de mama, incomum entre homens (apenas 1% dos casos da doença), é o segundo tipo de câncer que mais atinge as mulheres no Brasil e no mundo, correspondendo a 28% dos novos casos a cada ano, segundo o Instituto Nacional do Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA). Em 2013 no Brasil, de acordo com o Sistema de Informações sobre Mortalidade (SIM), houve 14.388 mortes – sendo 181 homens e 14.206 mulheres. Estima-se que o Brasil terá para o ano de 2018/2019, 59.700 novas ocorrências de câncer de mama (INCA, 2018).

A detecção precoce é de extrema importância para o melhor tratamento do câncer de mama, e maiores chances de cura (INCA, 2018). O rastreamento sem sinais e sintomas indicado para mulheres de 50 a 69 anos é uma prática que reduz a taxa de mortalidade, quando feito o levantamento entre benefícios e malefícios (BRASIL, 2010).

Dos benefícios temos uma melhor classificação da lesão, gerando o tratamento mais adequado, e menor risco de morte. Quanto aos riscos, incluem os resultados falso-positivos, que geram ansiedade e a realização de exames sem necessidade; os resultados falso-negativos, gerando uma tranquilidade fictícia para a mulher; o sobrediagnóstico e o sobretratamento, relacionados à identificação de tumores benignos (que não representem uma ameaça à vida); e, em menor grau, o risco da exposição à radiação ionizante, quando frequente e/ou sem controle de qualidade (BRASIL, 2010).

Os sistemas de mamografia digital permitem a manipulação de diferenças sutis no contraste da imagem por meio de algoritmos de processamento de imagem. O maior desafio do processamento de imagens médicas é a análise de imagens de baixo contraste, pois o examinador tem sua capacidade de observação reduzida. Devido a isso, técnicas de realce de contraste são usadas para melhorar visualização da imagem, e assim encontrar locais exatos de regiões cancerígenas (PISANO et al., 2000; AGARWAL et al., 2014).

1.1 Objetivos

O objetivo geral deste trabalho é utilizar três técnicas de realce de contraste baseadas em histograma de imagens e avaliar o desempenho de cada uma em mamografias de diferentes densidades mamárias na presença e ausência de microcalcificações.

1.2 Organização

Este trabalho está organizado da seguinte maneira: Desenvolvimento, Conclusão e Referências Bibliográficas. O desenvolvimento apresenta a revisão bibliográfica, que levanta o conceito do câncer de mama, do exame mamográfico e das técnicas de realce de contraste. Ainda no desenvolvimento, foi exposto a metodologia realizada para o processamento das imagens utilizando técnicas de realce de contraste, os resultados que foram obtidos e as discussões. Na conclusão são apresentadas as relevâncias deste trabalho e proposta de trabalhos futuros. Por fim, é apresentado as referências que foram utilizadas para a realização deste trabalho.

2 DESENVOLVIMENTO

2.1 Revisão bibliográfica

2.1.1 O câncer de mama

Com maior incidência no sexo feminino, o câncer de mama tem alta incidência e alta mortalidade (CANENTO, 2016). Segundo Ferlay et al., 2015, na estimativa mundial de 2012 dos 14,1 milhões de novos casos de câncer, 8,2 milhões foram a óbito. O câncer de mama se encontra em segundo lugar com 1,67 milhões de diagnósticos (FERLAY et al., 2015).

Os fatores de risco relacionados ao câncer de mama são inúmeros, sendo a idade o principal fator. No Brasil, o rastreamento do câncer de mama é indicado para mulheres entre 50 e 69 anos. Outros fatores, além da idade, são: endócrinos ou relativos a história reprodutiva, relacionados ao comportamento ou ao ambiente e genéticos/hereditários (BRASIL, 2010).

A prevenção do câncer de mama está diretamente ligada ao controle dos fatores de risco e a melhor qualidade de vida. Estar sempre atento ao peso corporal e privar-se de bebidas que contenham álcool é muito significativo na prevenção do câncer. Segundo o INCA, uma alimentação saudável acompanhada de exercícios físicos reduz em até 28% as chances de ocorrer câncer de mama nas mulheres (INCA, 2018).

A detecção do câncer de mama em fase inicial se dá por meio da observação de sinais, sendo a presença de nódulos não palpáveis e/ou microcalcificações nos seios um dos principais indícios de câncer (INCA, 2018). As microcalcificações são pequenas partículas de cálcio na mama (faixa de cerca de 0,1 mm a 0,7 mm) e baixo contraste; portanto, elas podem ser negligenciadas ou mal interpretadas pelos radiologistas (MORADMAND et al., 2014). Outros sinais que o câncer de mama pode apresentar, quando em estágio mais evoluído, são: alterações na pele (mama avermelhada, retraída ou com aparência de casca de laranja) e/ou no bico do peito, pequenos nódulos nas axilas ou no pescoço, saída de líquido anormal das mamas. O entendimento destes sinais é de extrema importância para a detecção mais rápida possível da doença (INCA, 2018).

Quando detectado em fases iniciais a chances de tratamento e cura do câncer aumentam consideravelmente. Essa identificação pode ser feita através do autoexame e também pelo exame mamográfico. No autoexame, é importante que a mulher esteja sempre alerta a qualquer mudança que os seios apresentem e procure ajuda de um profissional em caso de suspeita. Na mamografia de rastreo é recomendado pelo Brasil, geralmente em mulheres que tenham mais de 50 anos, a realização do exame a cada dois anos (INCA, 2018).

A prática desse exame reduz a taxa de mortalidade, proporcionando ao paciente um tratamento no estágio inicial e menos agressivo. De acordo com o INCA, é importante ressaltar que mamografia traz alguns riscos ao paciente, dentre eles: falso positivo ou falso negativo, realização de tratamento incorreto, exposição desnecessária aos raios X provocando um maior risco de obter o câncer de mama (INCA, 2018).

Mas a detecção do câncer de mama não é tão fácil (AKILA et al., 2015). As imagens de mamografia necessitam de processamento para a melhor visualização de lesões. Esse processamento consiste em técnicas de realce de contraste que melhoram a qualidade da imagem (AGARWAL et al., 2014).

2.1.2 Mamografia

A mamografia é o exame radiográfico realizado para diagnóstico do câncer de mama. O mamógrafo (equipamento) gera a imagem mamográfica a partir de feixes de raios X que incidem no tecido mamário (PINHO, 2015). O feixe de raios X será parte absorvido, parte transmitido e parte espalhado pelos tecidos da mama. A parte transmitida é atenuada seletivamente pelo tecido mamário, passa pela grade antidifusora, interage com o receptor da imagem e é finalmente absorvido pelo dispositivo de registro. Depois da etapa de processamento, a imagem registrada é apresentada para interpretação e, arquivada em seguida (JAKUBIAK, 2013).

Para a detecção da lesão deve-se levar em consideração as características da mama e da lesão encontrada, a qualidade da imagem mamográfica e o grau de experiência do profissional que analisará o exame (FILHA, 2011). Devido à semelhança da atenuação de raios X nos tecidos mamários é necessário que haja um bom contraste para a distinção entre tecido saudável e lesão. Com isso, muitas vezes

é necessário o aumento da dose de radiação para que seja possível fazer essa distinção (SILVA, 2017).

Segundo o *Breast Imaging Reporting e Data System* (BI- RADS™), existem quatro diferentes padrões para a mama de acordo com a densidade mamográfica. O primeiro padrão corresponde a um tecido mamário composto quase inteiramente de tecido adiposo. No segundo, há uma quantia de tecido fibroglandular espalhado. No terceiro padrão a mama é heterogeneamente densa, e por fim, o quarto padrão a mama é predominantemente composta de tecido fibroglandular densa (GRANADO, 2015).

Ao longo do exame, o paciente tem as mamas comprimidas, o que garante uma melhora na qualidade da imagem e permite que a dose de raios X seja diminuída. Para a obtenção das imagens dos exames mamográficos o feixe de radiação pode ser realizado em duas direções de incidência: craniocaudal (CC) e médio lateral oblíqua (MLO). Quando há dúvida quanto ao achado realiza-se uma incidência ampliada e/ou uma compressão localizada (FILHA, 2011).

O aumento da dose de radiação não é a única maneira de garantir a qualidade da imagem. É possível garantir a qualidade da imagem a partir do processamento da resolução de contraste, que é a diferença de níveis de cinza que um pixel pode apresentar. É definido como a diferença de brilho entre as áreas mais claras e mais escuras na imagem (SILVA, 2017).

Por meio de técnicas de realce de contraste, é possível visualizar detalhes que não estão perceptíveis nas imagens originais de mamografia, pois na mamografia os detalhes são de grande relevância devido ao tecido da mama possuir densidades parecidas. As técnicas de realce de contraste são aplicadas para que o especialista possa diferenciar esses tecidos similares.

2.2 Técnicas de realce de contraste

O câncer de mama é uma doença de difícil detecção devido ao baixo contraste que as imagens de mamografia apresentam. Com isso, a utilização de técnicas de realce de contraste para aprimorar a visualização de lesão, na mamografia, é de fundamental importância para um diagnóstico precoce e maiores chances de tratamento e sobrevida aumentada para que assim não aconteça a retirada completa da mama, ou a morte do paciente (MORADMAND et al., 2014; AKILA et al., 2015).

Muitas abordagens são propostas para melhorar a qualidade da imagem mamográfica, incluindo filtros, técnicas baseadas em modificação do histograma, os métodos baseados na Transformada Wavelet, etc. Ainda que estes métodos melhorem as imagens, eles podem também distorcê-las, aumentando ruídos já existentes.

Assim, ruídos presentes nas imagens devem ser retirados e o contraste entre a região de segundo plano e a região de interesse deve ser aprimorado. Para isso várias técnicas são utilizadas, e cada uma possui suas vantagens e desvantagens (MORADMAND et al., 2014).

Em um trabalho de Agarwal et al., 2014, eles propuseram técnica de realce de contraste baseado no histograma modificado usando filtro homomórfico. Este método utiliza uma função de modificação do histograma da imagem de entrada, depois aplica-se a técnica de Equalização de Histograma para que haja o realce do contraste na imagem, a partir do histograma modificado. Logo após realiza a filtragem homomórfica que melhora a nitidez, e por fim realiza a normalização para minimizar a diferença entre entrada e o brilho médio da imagem que foi processada (AGARWAL et al., 2014).

Em Moradmand et al., 2014, eles apresentaram um método em quatro etapas para identificação de microcalcificações em mamografia. A primeira etapa realiza o escalonamento da imagem para reduzir seu tamanho sem que haja perda das características significativas das imagens mamográficas. A segunda, segmenta a região da mama a partir do fundo da imagem, para extrair a região da mama. Na etapa três, foi feita a suavização do ruído usando um filtro, preservando bordas e detalhes das imagens; e por último, na quarta etapa, realizou-se realce de contraste de mamografias utilizado a combinação das técnicas de Equalização de Histograma Adaptativo Limitado pelo Contraste (CLAHE) e Transformada Wavelet (MORADMAND et al., 2014).

Um outro trabalho, Akila et al., 2015, eles analisaram cinco técnicas de realce de contraste baseadas no histograma da imagem: Equalização de Histograma (HE), Equalização Adaptativa de Histograma com Limitação de Contraste (CLAHE), Equalização de Bi-Histograma de Brilho (BBHE), Equalização Mínima do Bi-Histograma do erro de Brilho Médio (MMBEBHE), Equalização Recursiva Histograma

por Separação de Média (RMSHE) (AKILA et al., 2015). Considerando os métodos avaliados será apresentado três dos descritos por eles:

2.2.1 Equalização de Histograma (HE)

A Equalização de Histograma é uma técnica que irá redistribuir os níveis de cinza da imagem mais uniformemente, fazendo com que possíveis detalhes sejam realçados. Porém, é uma técnica que gera artefatos visuais, resultando muitas vezes em contraste excessivo (AKILA et al., 2015).

HE é definida por meio de uma função de transformação (Equação 3), a partir da função de densidade de probabilidade (Equação 1) e função de densidade cumulativa (Equação 2). Com isso, a imagem resultante da técnica de HE é dada pelas Equações 4 e 5 (CHEN, SOONG-DER; RAMLI ABD. R., 2003).

A função de densidade de probabilidade $p(X_k)$, de uma imagem X , está descrita na Equação (1) (CHEN, SOONG-DER; RAMLI ABD. R., 2003).

$$p(X_k) = \frac{n^k}{n} \quad (1)$$

Para $k = 0, 1, \dots, L - 1$, onde n^k representa o número de vezes que o nível X_k está contida na imagem de entrada X . O número total de amostras na imagem de entrada é definido por n .

Logo, o histograma da imagem de entrada está associado ao $p(X_k)$, que representa o número de pixels que possuem uma intensidade específica X_k . Portanto, o histograma conhecido de X é estabelecido por uma plotagem de n^k versus X_k (CHEN, SOONG-DER; RAMLI ABD. R., 2003).

A partir da função de densidade de probabilidade, a função de densidade cumulativa é definida como mostra a Equação 2.

$$c(x) = \sum_{j=0}^k p(X_j) \quad (2)$$

onde $X_k = x$, para $k = 0, 1, \dots, L - 1$. Observe que $c(X_{L-1}) = 1$ por definição. HE é um esquema que mapeia a imagem de entrada em toda a faixa dinâmica, (X_0, X_{L-1}) ,

usando a função de densidade CUMULATIVA COMO UMA FUNÇÃO DE TRANSFORMAÇÃO (CHEN, SOONG-DER; RAMLI ABD. R., 2003).

A função de transformação $f(x)$ (Equação 3) é definida com base na função de densidade cumulativa.

$$f(x) = X_0 + (X_{L-1} - X_0)c(x) \quad (3)$$

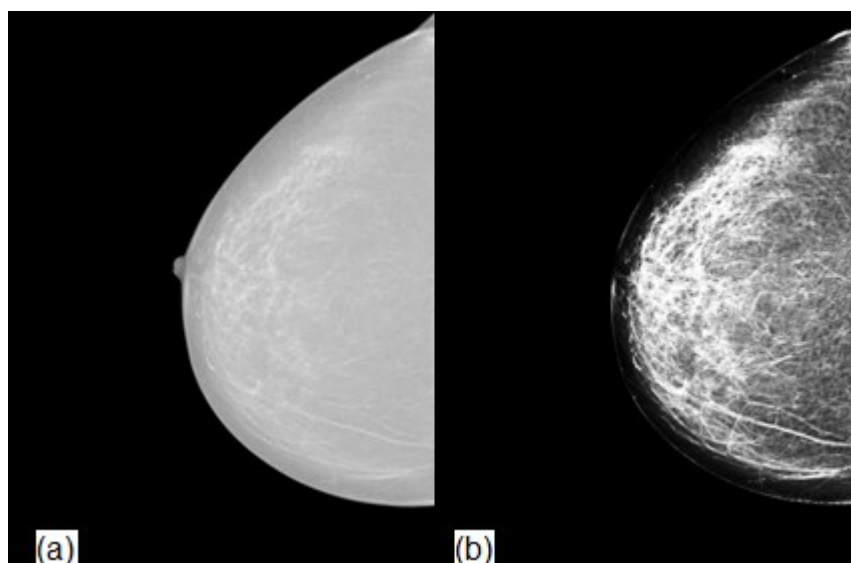
Então a imagem resultante deste método HE , $Y = \{Y(i, j)\}$, pode ser expressa como mostra as Equações 4 e 5 (CHEN, SOONG-DER; RAMLI ABD. R., 2003).

$$Y = f(X) \quad (4)$$

$$= \{f(X(i, j)) \forall X(i, j) \in X\} \quad (5)$$

O método HE pode inserir uma modificação significativa no contraste e principalmente no brilho de uma imagem, o que hesita na aplicação direta desta técnica (CHEN, SOONG-DER; RAMLI ABD. R., 2003; AKILA et al., 2015). A Figura 1 mostra um exemplo da utilização desta técnica em uma imagem mamográfica.

Figura 1 – Técnica de HE utilizada em uma imagem mamográfica: (a) imagem original; (b) imagem resultante.



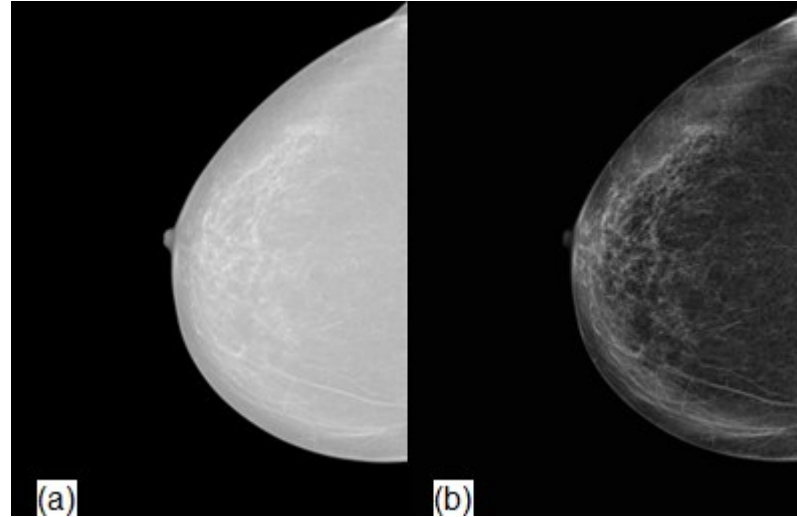
Fonte: Autora

2.2.2 Equalização Adaptativa de Histograma com Limitação de Contraste (CLAHE)

Pizer et al., 1987, propuseram um método no qual realizasse a Equalização Adaptativa de Histograma com Limitação de Contraste. Como na Equalização de Histograma e na Equalização Adaptativa de Histograma (AHE), há um risco de aumento excessivo do realce de contraste da imagem devido a redução do ruído, a solução encontrada foi limitar a quantidade de realce de contraste em cada pixel (PIZER et al., 1987; SIVARAMAKRISHNA et al., 2000). Portanto, a CLAHE é uma versão mais aprimorada da Equalização de Histograma Adaptativo (MORADMAND et al., 2014; AKILA et al., 2015).

Este método possui uma maior flexibilidade na escolha da função de mapeamento de histograma local, reduzindo os ruídos indesejados ao selecionar o nível de recorte do histograma. O método CLAHE divide a imagem em sub-imagens, realizando a equalização em cada uma dessas sub-imagens obtendo um resultando diferente do encontrado em HE. Neste processo, ocorre a limitação do contraste em cada região com um parâmetro ajustável pelo usuário, limitando assim o aumento do ruído (SUNDARAM et al., 2011; LU et al., 2010; YISU et al., 2010). Assim, o resultado que se obtém é uma imagem com alto contraste, e com detalhes mais visíveis (AKILA et al., 2015). Um exemplo da aplicação deste método pode ser observado na Figura 2.

Figura 2 – Técnica CLAHE utilizada em uma imagem mamográfica: (a) imagem original; (b) imagem resultante.



Fonte: Autora

2.2.3 Equalização Recursiva de Histograma por Separação de Média (RMSHE)

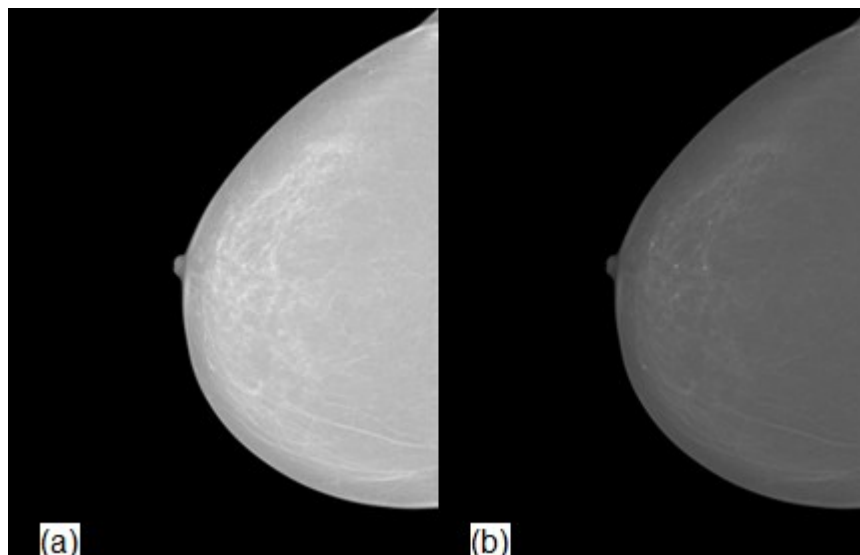
Para um melhor aprimoramento do contraste com preservação do brilho, Chen et al. propuseram separar a média da imagem antes de realizar a equalização do histograma (CHEN, SOONG-DER; RAMLI ABD. R., 2003). O método RMSHE, é uma técnica na qual a imagem é separada em duas sub-imagens com base na média da imagem original. Depois de separar pela média, o histograma das duas imagens é equalizado e a separação por média é feita recursivamente, em quantos níveis de recursão for necessário. Quanto maior a separação por média, mais proporciona realce de contraste preservado pelo brilho. Porém, uma recursão que tende ao infinito resulta em uma imagem processada igual a imagem original.

Para o nível de recursão $r = n$, a média da saída $E(Y)$ é realizada com mostra a Equação 6.

$$E(Y) = X_m + \left[\frac{X_G - X_m}{2^n} \right] \quad (6)$$

Onde X_G é o nível de cinza médio e X_m é a média de entrada. Como o nível de recursão n aumenta, $E(Y)$ irá convergir para a média de entrada, o que é evidente a partir da equação acima (AKILA et al., 2015). Na Figura 3 é utilizada a técnica RMSHE.

Figura 3 – Técnica de RMSHE utilizada em uma imagem mamográfica: (a) imagem original; (b) imagem resultante.



Fonte: Autora

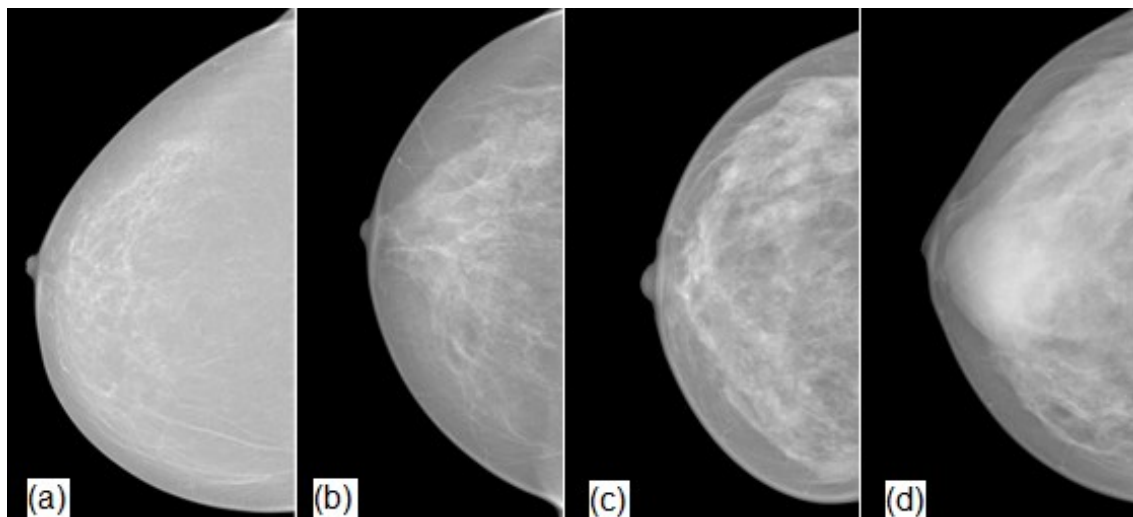
2.3 Metodologia

Para realização deste trabalho foram utilizadas imagens mamográficas do banco de imagens INBreast (MOREIRA et al., 2012). As imagens selecionadas são imagens das quatro diferentes classes de densidade mamária, e com achados mamográficos, sendo 10 imagens de cada padrão (sob vistas craniocaudal e médio lateral oblíqua). Das 40 imagens utilizadas, 28 imagens continham microcalcificações.

As Imagens do banco INBreast foram adquiridas do mamógrafo digital de campo total (FFDM – *Full Field Digital Mammography*) da fabricante Hologic Inc., modelo Selenia® Dimensions®, com 70 microns de resolução espacial e 12 bits de resolução de contraste e disponibilizadas no padrão DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). As Figuras 4 e 5 apresentam exemplos das imagens processadas dos quatro diferentes padrões de densidade sob as vistas CC e MLO.

O processamento das imagens foi realizado através do software MATLAB (R2017b), utilizando três técnicas para realce do contraste, Equalização de Histograma – HE, Equalização Adaptativa de Histograma com Limitação de Contraste – CLAHE e Equalização Recursiva de Histograma por Separação de Média – RMSHE.

Figura 4 – Padrões de densidade mamária sob vista craniocaudal: (a) Padrão 1; (b) Padrão 2; (c) Padrão 3; (d) Padrão 4.



Fonte: Autora

Figura 5 – Padrões de densidade mamária sob vista médio lateral oblíqua: (a) Padrão 1; (b) Padrão 2; (c) Padrão 3; (d) Padrão 4.



Fonte: Autora

O processamento das imagens foi realizado através do software MATLAB (R2017b), utilizando três técnicas para realce do contraste: Equalização de Histograma – HE, Equalização Adaptativa de Histograma com Limitação de Contraste – CLAHE e Equalização Recursiva de Histograma por Separação de Média – RMSHE.

Cada imagem foi processada com três técnicas, HE, CLAHE e RMSHE, e para avaliar o desempenho das técnicas foram usadas métricas que quantifica sinal e ruído na imagem e também medição de contraste. Assim, as 120 imagens resultantes dos processamentos, salvas em formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), foram visualizadas e analisadas por meio do software ImageJ.

Primeiro, o código recebe a imagem que será processada uma a uma. Nesta etapa utiliza a função *dicominfo*, para que seja possível retornar informações sobre o arquivo DICOM que está sendo lido pela função *dicomread*. Na etapa seguinte, acontece o processamento da imagem, a partir de funções criadas para cada técnica de realce de contraste. Para a técnica HE utilizou a função *histeq*, que retorna a transformação do mapeamento dos níveis de cinza da imagem original, e utilizou a matriz numérica *uint16*.

Para o processamento da CLAHE utilizou a função *adapthisteq*, que melhora o contraste da imagem em escala de cinza, a partir de parâmetros, como: '*NumTiles*', [15 15], que é o número de regiões contextuais retangulares (blocos) nas quais *adapthisteq* divide a imagem (tamanho da janela igual a 15); '*NBins*', 4096 que é o número de compartimentos de histograma usados para construir uma transformação de aprimoramento de contraste; '*Range*', '*original*' que é o intervalo dos dados da imagem de saída, especificado como original, ou seja, limita o intervalo para $[\min(I(:)) \max(I(:))]$. O parâmetro *cliplimit* (limite de aprimoramento de contraste) utilizado foi de 0,01.

Por fim, no processamento da RMSHE utilizou a função *rmshe* com o número de recursão máximo igual a 10, e *nBits* = 12, que é o número de bits. Com esta etapa concluída, é realizado os cálculos das métricas de quantificação de contraste para cada método que foi utilizado. Logo após, as imagens são plotadas na tela, através da função *imshow*.

Por fim, as imagens são salvas no formato DICOM (original e processadas) através da função *strcat* (que concatena strings) e da função *dicomwrite* (que permite a criação de imagens em DICOM), e depois direcionadas a uma pasta para realizar a análise visual.

2.3.1 Avaliação do desempenho

Em cada processamento obteve-se os valores de Variância (VAR), Relação Sinal Ruído (SNR) e Relação Sinal Ruído de Pico (PSNR), para avaliação do desempenho das técnicas utilizadas, além da análise visual.

2.3.1.1 Variância (VAR)

Foi calculado a Variância para todas as imagens de saída, uma vez que esta medida está relacionada à quantificação de contraste.

A variância de uma amostra $\{x_1, \dots, x_n\}$ de n elementos é definida como a soma ao quadrado dos desvios dos elementos em relação à sua média $\bar{x}$ dividido por $(n - 1)$ (LAPPONI, 2005), como mostra a Equação 7.

$$s^2 = \sum_{i=1}^n \frac{(x_i - \bar{x})^2}{n - 1} \quad (7)$$

2.3.1.2 Relação sinal-ruído (SNR)

A Relação sinal-ruído (do inglês *Signal-to-Noise Ratio* - SNR) é um dos parâmetros de qualidade de relevância em mamografia digital (SILVA, 2017), e pode ser definida como mostra a Equação 8 (MOORE, 1995).

$$SNR (dB) = 20 \log_{10} \left(\frac{Max_{img} - Min_{img}}{\sigma_{img}} \right) \quad (8)$$

Onde Max_{img} e Min_{img} são respectivamente os valores máximo e mínimo de intensidade de pixel da imagem, e σ_{img} é o desvio padrão da imagem. Quanto maior for esta razão, melhor será a identificação do sinal puro do ruído existente (SIMÕES, 2008).

2.3.1.3 Relação sinal-ruído de pico (PSNR)

A relação sinal-ruído de pico, (do inglês *Peak Signal-to-Noise Ratio* - PSNR) que é a medida da relação entre a máxima energia (potência) de um sinal e a potência do ruído (DABOV et al., 2007). A Equação 9 mostra a função PSNR do MATLAB (R2017b) implementada para calcular a relação sinal-ruído de pico, em decibéis (dB).

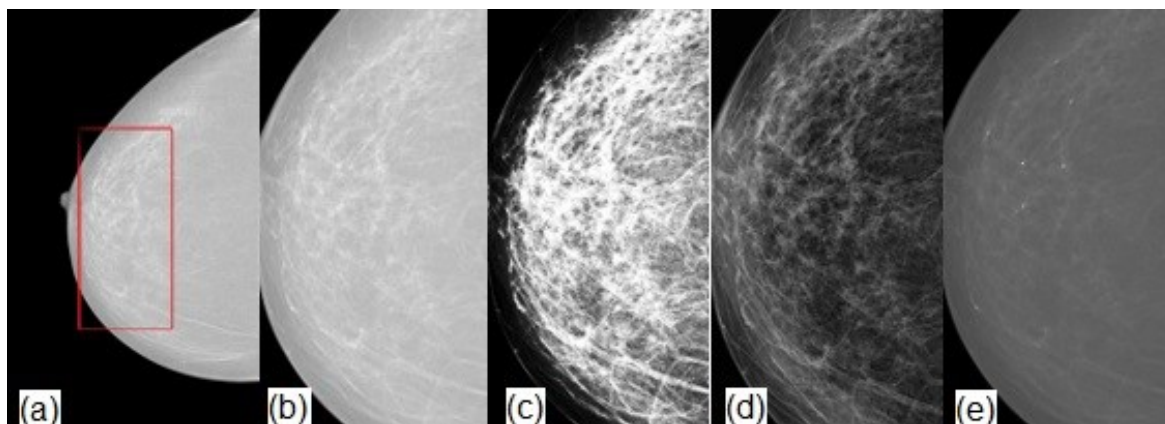
$$PSNR = 10 \log_{10} \left(\frac{(L - 1)^2}{MSE} \right) \quad (9)$$

Onde, a variável L é igual ao nível de cinza da imagem ($2^{n^{\circ} \text{ de bits}}$), e MSE indica o erro quadrático médio. Quanto maior o valor de PSNR, maior a relação entre as imagens comparadas (VERGUTZ, 2013).

2.4 Resultados e Discussões

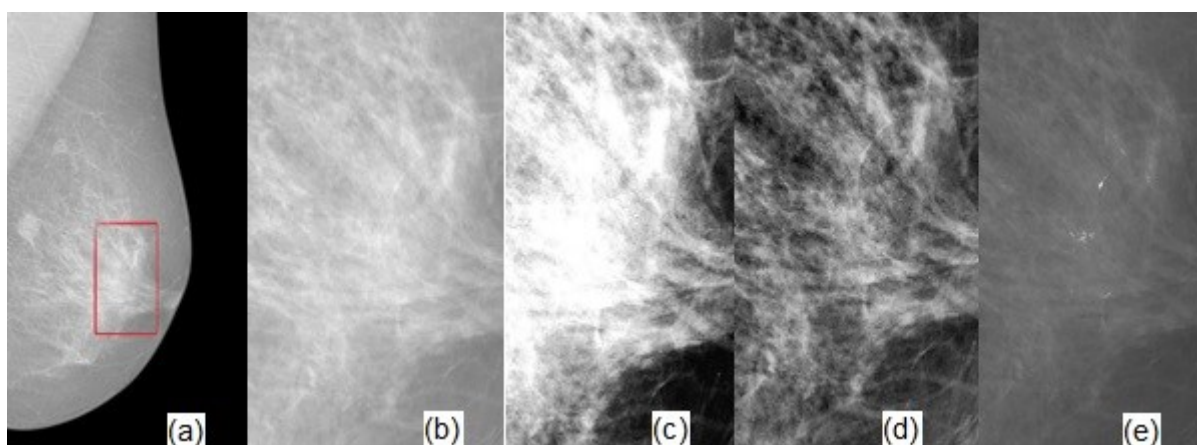
A partir das imagens mamográficas processadas, que continham microcalcificações, de acordo com informações do INBreast, foi feita uma análise visual para comparar o efeito das técnicas utilizadas. As Figuras 6, 7, 8 e 9, mostram exemplos de microcalcificações que foram encontradas em cada Padrão de densidade mamária.

Figura 6 – Imagens mamográficas do Padrão 1 (CC): (a) imagem original; (b) original; (c) HE; (d) CLAHE; (e) RMSHE.



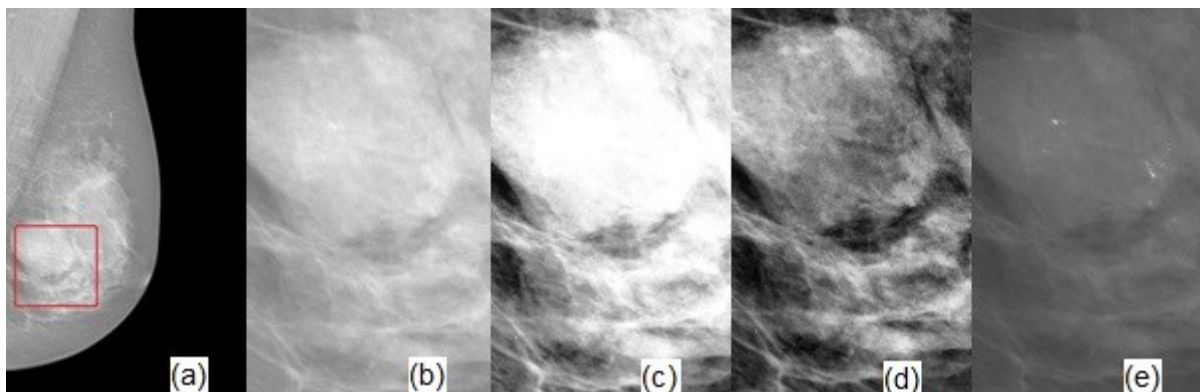
Fonte: Autora

Figura 7 – Imagens mamográficas do Padrão 2 (MLO): (a) imagem original; (b) original; (c) HE; (d) CLAHE; (e) RMSHE.



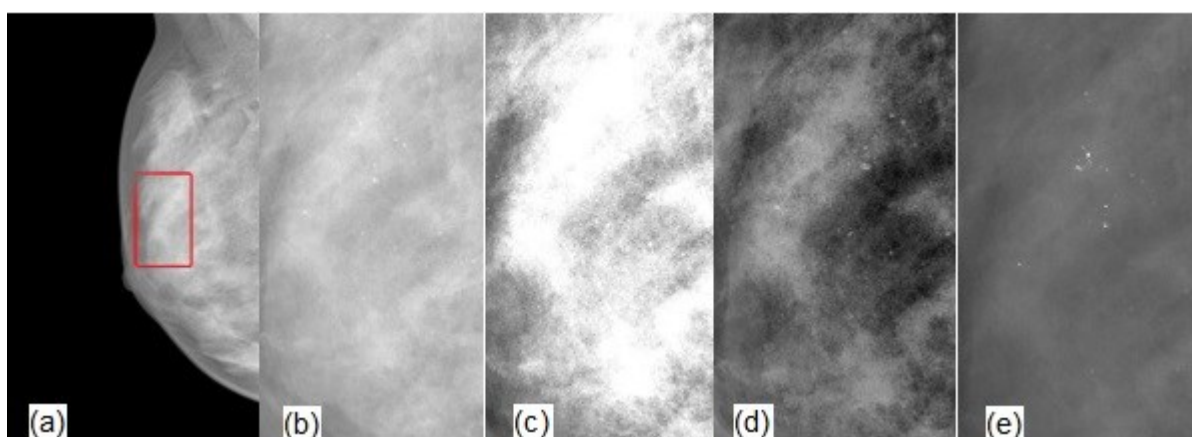
Fonte: Autora

Figura 8 – Imagens mamográficas do Padrão 3 (MLO): (a) imagem original; (b) original; (c) HE; (d) CLAHE; (e) RMSHE.



Fonte: Autora

Figura 9 – Imagens mamográficas do Padrão 4 (MLO): (a) imagem original; (b) original; (c) HE; (d) CLAHE; (e) RMSHE.



Fonte: Autora

A Tabela 1 apresenta o resultado das imagens com microcalcificações identificadas por cada técnica de realce de contraste que foi testada. De acordo com a análise, das 28 imagens que contem microcalcificações, o método RMSHE obteve o melhor resultado visual, identificando 26 destas imagens.

Tabela 1 – Total de imagens com microcalcificações referente a cada técnica.

	HE	CLAHE	RMSHE
CC	5	6	13
MLO	2	6	13
TOTAL	7	12	26
TOTAL (%)	25	42,85	92,85

Além das imagens processadas foram calculados os valores referentes às métricas de contraste e de ruído, que estão demonstradas nas tabelas do Anexo 1. A Tabela 2 apresenta os valores de média e desvio padrão da Variância após normalização, para cada técnica de realce de contraste e padrão de densidade mamária. A partir desses valores é possível observar que não houve diferença significativa na quantificação de contraste entre a imagem original e a imagem processada com a técnica RMSHE. Observa-se também que quanto mais dessa a mama (Padrão 4), menor é a Variância, que indica menor contraste existente na imagem, com exceção na técnica CLAHE que permaneceu praticamente com a mesma variação.

Tabela 2 – Valores da média e desvio padrão do cálculo da Variância normalizada de cada técnica e Padrão de densidade mamária.

	Variância (CC e MLO)			
	Padrão 1	Padrão 2	Padrão 3	Padrão 4
Original	0,92 ± 0,10	0,79 ± 0,12	0,74 ± 0,08	0,59 ± 0,09
HE	0,47 ± 0,21	0,29 ± 0,20	0,24 ± 0,12	0,11 ± 0,08
CLAHE	0,07 ± 0,03	0,06 ± 0,02	0,06 ± 0,02	0,05 ± 0,01
RMSHE	0,92 ± 0,09	0,79 ± 0,12	0,74 ± 0,08	0,59 ± 0,09

De acordo com os valores de média e desvio padrão do SNR, que estão mostrados na Tabela 3, verifica-se que os maiores valores dos testes realizados são encontrados na técnica RMSHE. A partir desses valores, pode-se dizer que o método RMSHE possui uma maior relação sinal-ruído. Além disso, pode-se dizer também que

o método RMSHE possui uma maior relação com a imagem original, quando comparada com as outras técnicas.

Tabela 3 – Valores da média e desvio padrão do cálculo de SNR de cada técnica e Padrão de densidade mamária.

	SNR (CC e MLO)			
	Padrão 1	Padrão 2	Padrão 3	Padrão 4
Original	23,61 ± 2,71	21,69 ± 2,48	19,01 ± 1,04	17,39 ± 1,57
HE	10,42 ± 0,08	10,31 ± 0,16	10,33 ± 0,10	10,15 ± 0,20
CLAHE	18,86 ± 1,48	17,70 ± 0,95	16,23 ± 0,73	16,35 ± 0,53
RMSHE	27,64 ± 2,26	26,16 ± 0,91	24,99 ± 0,99	24,09 ± 1,32

Os valores de média e desvio padrão do PSNR são observados na Tabela 4. Nota-se, que o método de RMSHE possui os maiores valores de PSNR, e o método HE possui os menores valores. Com isso, pode-se dizer que a técnica RMSHE possui maior potência dos picos de sinais em relação ao ruído.

Tabela 4 – Valores da média e desvio padrão do cálculo de PSNR de cada técnica e Padrão de densidade mamária.

	PSNR (CC e MLO)			
	Padrão 1	Padrão 2	Padrão 3	Padrão 4
HE	29,35 ± 1,14	28,15 ± 1,35	27,92 ± 0,81	26,78 ± 0,74
CLAHE	39,41 ± 1,55	40,89 ± 1,77	41,42 ± 0,85	42,75 ± 1,08
RMSHE	78,65 ± 3,56	82,26 ± 5,39	79,57 ± 1,76	79,19 ± 1,47

As métricas de quantificação de contraste mostraram a eficácia dos métodos utilizados no realce do contraste das imagens mamográficas e a influência das técnicas na detecção de microcalcificações.

3 CONCLUSÃO

A detecção precoce do câncer de mama é de extrema importância para um tratamento menos agressivo, e maior chance de sobrevivência do paciente. Para isso, o rastreamento sem sinais a partir do exame mamográfico, unido aos métodos de realce de contraste auxiliam para que essa detecção ocorra.

As técnicas de realce de contraste têm o propósito de melhorar a qualidade da imagem, fazendo com que o profissional consiga diferenciar tecido mamário saudável de nódulos ou microcalcificações.

Dessa forma, a partir do processamento realizado, da análise visual e das métricas calculadas é possível afirmar que a técnica de realce de contraste pode influenciar na detecção de achados, como foi mostrado nas figuras de regiões contendo microcalcificações. Além disso, observou-se também que a diferença entre os tipos de imagens (CC e MLO) não influenciou nos resultados.

As métricas mostraram uma maior eficiência da técnica RMSHE, considerando o parâmetro de número de recursões máximo, que foi 10. Com isso, verifica-se que os dados estão de acordo com a literatura, uma vez que não houve diferença significativa entre a imagem processada e original, pois quanto maior o número de recursões, mais próxima a imagem processada fica da imagem original.

A avaliação visual, para medir a eficiência de detecção deveria ser feito por especialistas em leituras cegas, e estas leituras estão sendo feitas em um trabalho paralelo a este pelo grupo.

Para trabalhos futuros pode-se realizar a análise de uma maior quantidade de imagens mamográficas, e ainda avaliar outras técnicas de realce de contraste para detecção de lesões mamográficas.

4 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

(AGARWAL et al., 2014)

AGARWAL T. K., Tiwari M., LAMBA S. S. Modified Histogram Based Contrast Enhancement using Homomorphic Filtering for Medical Images. PDPM Indian Institute of Information Technology Design and Manufacturing 2014 IEEE International Advance Computing Conference (IACC).

(AKILA et al., 2015)

AKILA K., JAYASHREE L. S., VASUKI A. Mammographic image enhancement using indirect contrast enhancement techniques – A comparative study. *Procedia Computer Science* 47 (2015) 255 – 261.

(BRASIL, 2010)

BRASIL. Ministério da Saúde. Rastreamento. Brasília, DF, 2010. (Série A: Normas e Manuais Técnicos) (Cadernos de Atenção Primária, n. 29).

(CANENTO, 2016)

CANENTO, Patrícia. Controvérsias sobre o rastreio do cancro da mama por mamografia. Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa. Instituto de Medicina Preventiva e Saúde Pública. Tese de Mestrado, 2016.

(CHEN, SOONG-DER; RAMLI ABD. R., 2003)

CHEN, SOONG-DER, RAMLI ABD. R. Contrast enhancement using recursive mean-separate histogram equalization for scalable brightness preservation. *Consumer Electronics, IEEE Transactions on* 49, no. 4, 2003: 1301-1309.

(DABOV et al., 2007)

DABOV, Kostadin. et al. Image denoising by sparse 3D transformation-domain collaborative filtering. *IEEE Transactions on Image Processing*, v. 16, n. 8, p. 1–16, 2007.

(FERLAY et al., 2012)

FERLAY J., SOERJOMATARAM I., DIKSHIT R. et al. Cancer incidence and mortality worldwide: sources, methods and major patterns in GLOBOCAN 2012. Section of Cancer Surveillance, International Agency for Research on Cancer, Lyon, France, 2015. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25220842>. Acesso em 26 de junho de 2018.

(FILHA, 2011)

FILHA, Eny Moreira Ruberti. Avaliação do desempenho dos equipamentos mamográficos e da qualidade das imagens em serviços de saúde do município de São Paulo. 2011. Tese de Doutorado. Escola Paulista de Medicina.

(GRANADO, 2015)

GRANADO, Talita Conte. Transformação de intensidade para realce de contraste em mamografias digitais. Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Elétrica, 2015. Trabalho de Conclusão de Curso de Engenharia Biomédica. Uberlândia, 2015.

(INCA, 2018)

Instituto Nacional do Câncer José Alencar Gomes da Silva. Tipos de câncer > MAMA. Disponível em: <http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/mama>. Acessado em 12 de junho de 2018.

(JAKUBIAK, 2013)

JAKUBIAK, Rosangela Requi. Qualidade da imagem, limiar de contraste e dose glandula média em mamografia digital CR. Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2013. Tese de Doutorado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica Informática Industrial. Curitiba, 2013.

(LAPPONI, 2005)

LAPPONI, Juan Carlos. Estatística usando Excel. 4º edição. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

(LU et al., 2010)

LU L. et al. Comparative study of histogram equalization algorithms for image enhancement. In SPIE Defense, Security, and Sensing. International Society for Optics and Photonics, 2010. Orlando, Florida, United States.

(MOORE, 1995)

MOORE BCJ. Hearing. 1st ed. Academic Press; 1995.

(MORADMAND et al., 2014)

MORADMAND H., SETAYESHI S., KARIMIAN A., SIROUS M. Contrast Enhancement of Mammograms for Rapid Detection of Microcalcification Clusters. Iranian Journal of Medical Physics Vol. 11, No. 2 & 3, Spring & Summer 2014, 260-269.

(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.

(PINHO, 2015)

PINHO, Selma Renata Almeida. Apoio ao Diagnóstico de Imagens de Mamografia por Técnicas Computacionais. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2015. “Trabalhos Práticos” do Curso de Mestrado em Engenharia Biomédica.

(PISANO et al., 2000)

PISANO, E. D. et al. Image Processing Algorithms for Digital Mammography: A Pictorial Essay. Radiographics 20, no. 5, 2000: 1479-1491.

(PIZER et al., 1987)

PIZER S. M., et al. Adaptive histogram equalization and its variations. CVGIP (Computer Vision Graphics & Image Processing) 1987; 39:355–368 8.

(SILVA, 2017)

SILVA, Ruth Helena Borges Santos. Estudo de otimização de sistemas mamográficos utilizando FOM (Figura de Mérito). Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Elétrica, 2017. Trabalho de Conclusão de Curso de Engenharia Biomédica. Uberlândia, 2017.

(SIMÕES, 2008)

SIMÕES, Fábio da Costa. Estudo da relação sinal/ruído na aquisição de dados de sensores de alta impedância. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, 2008. ES 952 – Trabalho de Graduação II em Engenharia de Controle e Automação. Campinas, julho de 2008.

(SIVARAMAKRISHNA et al., 2000)

SIVARAMAKRISHNA R. et al. Comparing the Performance of Mammographic Enhancement Algorithms: A Preference Study. American Journal of Roentgenology 175, no. 1, 2000: 45-51.

(SUNDARAM et al., 2011)

SUNDARAM, M. et al. Histogram based contrast enhancement for mammogram images. In Signal Processing, Communication, Computing and Networking Technologies (ICSCCN), 2011 International Conference on, pp. 842-846. IEEE, 2011.

(VERGUTZ, 2013)

VERGUTZ, Stéphanie. Uma combinação entre os critérios objetivo e subjetivo na classificação de imagens mamográficas comprimidas pelo método fractal. 2013. 150p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2013.

(YISU et al., 2010)

YISU Z. et al. Applying contrast-limited adaptive histogram equalization and integral projection for facial feature enhancement and detection. In Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2010 IEEE, pp. 861-866.

ANEXO 1

Tabela 5 – Valores de variância referente as imagens do Padrão 1 de densidade mamária.

Padrão 1			
CC		MLO	
1_Original	3,79E+05	1_Original	5,09E+05
1_HE	8,03E+04	1_HE	1,85E+05
1_CLAHE	3,72E+04	1_CLAHE	7,48E+04
1_RMSHE	3,80E+05	1_RMSHE	5,10E+05
2_Original	5,47E+05	2_Original	5,71E+05
2_HE	2,30E+05	2_HE	4,00E+05
2_CLAHE	1,60E+04	2_CLAHE	2,43E+04
2_RMSHE	5,48E+05	2_RMSHE	5,72E+05
3_Original	5,62E+05	3_Original	5,68E+05
3_HE	3,11E+05	3_HE	5,03E+05
3_CLAHE	2,38E+04	3_CLAHE	2,68E+04
3_RMSHE	5,63E+05	3_RMSHE	5,69E+05
4_Original	5,29E+05	4_Original	5,39E+05
4_HE	2,07E+05	4_HE	2,84E+05
4_CLAHE	4,57E+04	4_CLAHE	3,77E+04
4_RMSHE	5,30E+05	4_RMSHE	5,40E+05
5_Original	5,23E+05	5_Original	5,27E+05
5_HE	2,09E+05	5_HE	3,11E+05
5_CLAHE	2,89E+04	5_CLAHE	6,39E+04
5_RMSHE	5,24E+05	5_RMSHE	5,28E+05

Tabela 6 – Valores de variância referente as imagens do Padrão 2 de densidade mamária.

Padrão 2			
CC		MLO	
1_Original	4,54E+05	1_Original	5,23E+05
1_HE	1,44E+05	1_HE	3,39E+05
1_CLAHE	5,39E+04	1_CLAHE	4,08E+04
1_RMSHE	4,55E+05	1_RMSHE	5,24E+05
2_Original	3,36E+05	2_Original	5,06E+05
2_HE	2,87E+04	2_HE	1,44E+05
2_CLAHE	3,37E+04	2_CLAHE	5,43E+04
2_RMSHE_9	3,36E+05	2_RMSHE	5,07E+05
3_Original	3,35E+05	3_Original	4,20E+05
3_HE	2,92E+04	3_HE	9,34E+04
3_CLAHE	4,19E+04	3_CLAHE	4,83E+04
3_RMSHE_9	3,36E+05	3_RMSHE	4,21E+05
4_Original	4,60E+05	4_Original	5,10E+05
4_HE	1,45E+05	4_HE	3,08E+05
4_CLAHE	2,75E+04	4_CLAHE	2,33E+04
4_RMSHE_9	4,62E+05	4_RMSHE	5,11E+05
5_Original	4,37E+05	5_Original	5,24E+05
5_HE	1,26E+05	5_HE	3,11E+05
5_CLAHE	1,82E+04	5_CLAHE	2,43E+04
5_RMSHE	4,38E+05	5_RMSHE	5,25E+05

Tabela 7 – Valores de variância referente as imagens do Padrão 3 de densidade mamária.

Padrão 3			
CC		MLO	
1_Original	4,37E+05	1_Original	5,13E+05
1_HE	1,10E+05	1_HE	2,31E+05
1_CLAHE	3,57E+04	1_CLAHE	4,27E+04
1_RMSHE	4,38E+05	1_RMSHE	5,14E+05
2_Original	3,58E+05	2_Original	4,35E+05
2_HE	6,70E+04	2_HE	1,65E+05
2_CLAHE	2,50E+04	2_CLAHE	2,66E+04
2_RMSHE	3,59E+05	2_RMSHE	4,36E+05
3_Original	4,01E+05	3_Original	3,92E+05
3_HE	9,37E+04	3_HE	1,26E+05
3_CLAHE	3,91E+04	3_CLAHE	2,32E+04
3_RMSHE	4,02E+05	3_RMSHE	3,93E+05
4_Original	3,70E+05	4_Original	4,24E+05
4_HE	6,71E+04	4_HE	2,08E+05
4_CLAHE	3,04E+04	4_CLAHE	6,36E+04
4_RMSHE	3,71E+05	4_RMSHE	4,25E+05
5_Original	4,32E+05	5_Original	4,69E+05
5_HE	7,93E+04	5_HE	2,56E+05
5_CLAHE	3,68E+04	5_CLAHE	4,08E+04
5_RMSHE	4,33E+05	5_RMSHE	4,70E+05

Tabela 8 – Valores de variância referente as imagens do Padrão 4 de densidade mamária.

Padrão 4			
CC		MLO	
1_Original	3,83E+05	1_Original	4,04E+05
1_HE	5,62E+04	1_HE	9,53E+04
1_CLAHE	2,62E+04	1_CLAHE	3,01E+04
1_RMSHE_9	3,84E+05	1_RMSHE	4,05E+05
2_Original	3,06E+05	2_Original	3,78E+05
2_HE	2,90E+04	2_HE	9,28E+04
2_CLAHE	2,16E+04	2_CLAHE	2,44E+04
2_RMSHE	3,06E+05	2_RMSHE	3,79E+05
3_Original	3,45E+05	3_Original	3,88E+05
3_HE	5,57E+04	3_HE	1,65E+05
3_CLAHE	2,59E+04	3_CLAHE	3,64E+04
3_RMSHE	3,46E+05	3_RMSHE	3,89E+05
4_Original	2,44E+05	4_Original	3,31E+05
4_HE	1,69E+04	4_HE	6,62E+04
4_CLAHE	2,15E+04	4_CLAHE	2,49E+04
4_RMSHE	2,45E+05	4_RMSHE	3,31E+05
5_Original	2,75E+05	5_Original	3,01E+05
5_HE	2,24E+04	5_HE	3,66E+04
5_CLAHE	2,16E+04	5_CLAHE	2,96E+04
5_RMSHE	2,75E+05	5_RMSHE	3,01E+05

Tabela 9 – Valores de PSNR referente as imagens do Padrão 1 de densidade mamária.

Padrão 1			
CC		MLO	
1_HE	27,1665	1_HE	28,5780
1_CLAHE	42,4432	1_CLAHE	41,2394
1_RMSHE	79,7359	1_RMSHE	85,6960
2_HE	29,1290	2_HE	30,5370
2_CLAHE	38,3561	2_CLAHE	37,8263
2_RMSHE_9	74,2464	2_RMSHE	73,3845
3_HE	29,8001	3_HE	31,3177
3_CLAHE	38,3132	3_CLAHE	37,4574
3_RMSHE	79,1991	3_RMSHE_9	75,7522
4_HE	28,8506	4_HE	29,5252
4_CLAHE	39,9139	4_CLAHE	39,2379
4_RMSHE_9	79,4458	4_RMSHE_9	78,1088
5_HE	28,8223	5_HE	29,7323
5_CLAHE	39,3600	5_CLAHE	39,9347
5_RMSHE_9	80,2100	5_RMSHE_9	80,7402

Tabela 10 – Valores de PSNR referente as imagens do Padrão 2 de densidade mamária.

Padrão 2			
CC		MLO	
1_HE	28,0822	1_HE	29,9497
1_CLAHE	41,4174	1_CLAHE	39,1561
1_RMSHE	85,7081	1_RMSHE	77,8815
2_HE	26,2225	2_HE	28,1464
2_CLAHE	43,3437	2_CLAHE	40,8789
2_RMSHE	86,3465	2_RMSHE	88,2322
3_HE	26,1978	3_HE	27,4356
3_CLAHE	43,6509	3_CLAHE	42,1933
3_RMSHE	87,8938	3_RMSHE	88,3614
4_HE	28,1279	4_HE	29,751
4_CLAHE	40,3655	4_CLAHE	38,8039
4_RMSHE	76,5823	4_RMSHE	77,2434
5_HE	27,8747	5_HE	29,747
5_CLAHE	40,2965	5_CLAHE	38,7564
5_RMSHE	77,2895	5_RMSHE	77,0244

Tabela 11 – Valores de PSNR referente as imagens do Padrão 3 de densidade mamária.

Padrão 3			
CC		MLO	
1_HE	27,6478	1_HE	29,0275
1_CLAHE	41,229	1_CLAHE	39,9214
1_RMSHE	77,9646	1_RMSHE	78,8429
2_HE	26,9643	2_HE	28,2567
2_CLAHE	42,2342	2_CLAHE	40,5584
2_RMSHE	78,9747	2_RMSHE	78,0875
3_HE	27,407	3_HE	27,7972
3_CLAHE	42,0297	3_CLAHE	41,1911
3_RMSHE	82,7997	3_RMSHE	77,8611
4_HE	26,9988	4_HE	28,6448
4_CLAHE	42,2361	4_CLAHE	42,0464
4_RMSHE	79,2871	4_RMSHE	81,4558
5_HE	27,2713	5_HE	29,1754
5_CLAHE	41,4782	5_CLAHE	40,2402
5_RMSHE	81,6791	5_RMSHE	78,7316

Tabela 12 – Valores de PSNR referente as imagens do Padrão 4 de densidade mamária.

Padrão 4			
CC		MLO	
1_HE	26,829	1_HE	27,4272
1_CLAHE	41,8456	1_CLAHE	41,5047
1_RMSHE	76,6025	1_RMSHE	79,6935
2_HE	26,1883	2_HE	27,3784
2_CLAHE	43,1344	2_CLAHE	41,6848
2_RMSHE	79,5668	2_RMSHE	77,2706
3_HE	26,7855	3_HE	28,1700
3_CLAHE	42,5068	3_CLAHE	41,8124
3_RMSHE	78,5997	3_RMSHE	78,4698
4_HE	25,763	4_HE	26,929
4_CLAHE	44,6688	4_CLAHE	42,6833
4_RMSHE	80,7977	4_RMSHE	79,3426
5_HE	25,9732	5_HE	26,3496
5_CLAHE	43,9085	5_CLAHE	43,7275
5_RMSHE	81,0754	5_RMSHE	80,4951

Tabela 13 – Valores de SNR referente as imagens do Padrão 1 de densidade mamária.

Padrão 1			
CC		MLO	
1_Original	17,2047	1_Original	22,5769
1_HE	10,2291	1_HE	10,3867
1_CLAHE	16,5626	1_CLAHE	16,7745
1_RMSHE	22,4855	1_RMSHE	25,0576
2_Original	23,4228	2_Original	22,0943
2_HE	10,3693	2_HE	10,5251
2_CLAHE	19,4675	2_CLAHE	20,4192
2_RMSHE_9	29,9868	2_RMSHE	27,7809
3_Original	26,6416	3_Original	23,4799
3_HE	10,4438	3_HE	10,5168
3_CLAHE	18,4456	3_CLAHE	20,4434
3_RMSHE_9	30,2190	3_RMSHE_9	28,9783
4_20587612_Original	26,0606	4_20587664_Original	24,1002
4_HE	10,3923	4_HE	10,4325
4_CLAHE	18,5628	4_CLAHE	19,0056
4_RMSHE_9	28,5647	4_RMSHE_9	27,8825
5_Original	25,8790	5_Original	24,6700
5_HE	10,3920	5_HE	10,4632
5_CLAHE	18,1177	5_CLAHE	20,8234
5_RMSHE_9	28,9448	5_RMSHE_9	26,5293

Tabela 14 – Valores de SNR referente as imagens do Padrão 2 de densidade mamária.

Padrão 2			
CC		MLO	
1_Original	20,8823	1_Original	19,3473
1_HE	10,3843	1_HE	10,4669
1_CLAHE	16,1978	1_CLAHE	17,6942
1_RMSHE	24,9578	1_RMSHE	24,7699
2_Original	24,3211	2_Original	23,1529
2_HE	10,1127	2_HE	10,3696
2_CLAHE	16,7071	2_CLAHE	17,7108
2_RMSHE_9	27,7219	2_RMSHE	25,6903
3_Original	25,8852	3_Original	24,0934
3_HE	9,9700	3_HE	10,2422
3_CLAHE	19,4580	3_CLAHE	17,1670
3_RMSHE_9	27,2642	3_RMSHE	26,6006
4_Original	21,0154	4_Original	19,1551
4_HE	10,3615	4_HE	10,4926
4_CLAHE	18,7586	4_CLAHE	18,2516
4_RMSHE_9	26,2894	4_RMSHE	26,1468
5_20588190_Original	20,1306	5_Original	18,9534
5_HE	10,3162	5_HE	10,4197
5_CLAHE	17,7596	5_CLAHE	17,3244
5_RMSHE	26,2565	5_RMSHE	25,9517

Tabela 15 – Valores de SNR referente as imagens do Padrão 3 de densidade mamária.

Padrão 3			
CC		MLO	
1_Original	18,8701	1_Original	19,3486
1_HE	10,2702	1_HE	10,4587
1_CLAHE	16,0749	1_CLAHE	15,5506
1_RMSHE	25,4112	1_RMSHE	25,7482
2_Original	17,2971	2_Original	18,3185
2_HE	10,1755	2_HE	10,3978
2_CLAHE	15,4604	2_CLAHE	16,2912
2_RMSHE	24,0151	2_RMSHE	25,1372
3_Original	19,7295	3_Original	17,7183
3_HE	10,2663	3_HE	10,3352
3_CLAHE	16,0596	3_CLAHE	16,6173
3_RMSHE	24,6879	3_RMSHE	24,8848
4_Original	18,6385	4_Original	19,4757
4_HE	10,2591	4_HE	10,3900
4_CLAHE	16,4667	4_CLAHE	17,9774
4_RMSHE	23,6182	4_RMSHE	23,8444
5_Original	20,3480	5_Original	20,3806
5_HE	10,2580	5_HE	10,4612
5_CLAHE	15,5397	5_CLAHE	16,2666
5_RMSHE	26,7701	5_RMSHE	25,8274

Tabela 16 – Valores de SNR referente as imagens do Padrão 4 de densidade mamária.

Padrão 4			
CC		MLO	
1_Original	20,8126	1_Original	19,3041
1_HE	10,0394	1_HE	10,1974
1_CLAHE	16,1899	1_CLAHE	16,6325
1_RMSHE	26,6613	1_RMSHE	25,3384
2_Original	17,0746	2_Original	17,6141
2_HE	10,0868	2_HE	10,3637
2_CLAHE	16,0231	2_CLAHE	16,7721
2_RMSHE	24,8897	2_RMSHE	25,1060
3_Original	16,5827	3_Original	17,1649
3_HE	10,2957	3_HE	10,3694
3_CLAHE	16,3101	3_CLAHE	16,0230
3_RMSHE	23,2459	3_RMSHE	23,5212
4_Original	15,8133	4_Original	15,6464
4_HE	9,7344	4_HE	10,3158
4_CLAHE	16,3925	4_CLAHE	15,2658
4_RMSHE	22,8391	4_RMSHE	22,8274
5_Original	17,1754	5_Original	16,6747
5_HE	10,0129	5_HE	10,1273
5_CLAHE	17,2338	5_CLAHE	16,6713
5_RMSHE	23,1825	5_RMSHE	23,2453