

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

MYLLENA OLIVEIRA FARIA

**Validação do Índice Carneiro de Contraste (ICC) como Métrica de Avaliação de
Imagens Mamográficas**

Uberlândia

2023

MYLLENA OLIVEIRA FARIA

**Validação do Índice Carneiro de Contraste (ICC) como Métrica de Avaliação de
Imagens Mamográficas**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em Engenharia Biomédica.

Área de concentração: Imagens Médicas

Orientador: Ana Cláudia Patrocínio

Uberlândia

2023

MYLLENA OLIVEIRA FARIA

**Validação do Índice Carneiro de Contraste (ICC) como Métrica de Avaliação de
Imagens Mamográficas**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em Engenharia Biomédica.

Área de concentração: Imagens Médicas

Uberlândia, 2023

Banca Examinadora:

Prof.^a Ana Claudia Patrocínio, Dr.^a. (FEELT-UFU)

Prof. Pedro Cunha Carneiro, Dr. (FEELT-UFU)

Prof. Pedro Moises de Sousa, Dr. (UFV)

Dedico este trabalho à minha mãe, meu pai,
minhas irmãs e minha avó, pelo carinho,
paciência e compreensão.

AGRADECIMENTOS

Neste momento tão significativo da minha jornada acadêmica, gostaria de expressar minha profunda gratidão a todas as pessoas que desempenharam papéis essenciais na realização deste trabalho. O êxito deste Trabalho de Conclusão de Curso não teria sido possível sem o apoio, encorajamento e orientação daqueles que estiveram ao meu lado.

Primeiramente, quero expressar minha eterna gratidão aos meus pais, Ailton e Rubiana, cujo amor incondicional e incentivo constante foram pilares essenciais ao longo de toda a minha trajetória acadêmica. Sem o sacrifício e a dedicação de vocês, esta conquista não teria se tornado realidade. Sou profundamente grata por tudo que fizeram por mim.

Às minhas queridas irmãs, Marianny e Marcella, e à minha querida avó, Alvair, agradeço por estarem ao meu lado, pelo apoio e pelo incentivo constante ao longo dessa jornada. Sua presença e carinho foram fundamentais para o meu sucesso.

À minha fiel companheira, minha adorável cadela Moana, que esteve ao meu lado em todos os momentos, mesmo nos mais estressantes e desafiadores. Sua presença divertida e leal foi um conforto durante todo esse processo. Agradeço por todas as alegrias e consolo que você trouxe à minha vida.

À minha orientadora, Ana Patrocínio, quero expressar minha sincera gratidão. Sua sabedoria, paciência e orientação foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho. Suas críticas construtivas ajudaram a moldar este estudo e aprimorar meu pensamento acadêmico. Obrigado por acreditar em mim e investir tempo e energia no meu crescimento acadêmico.

Aos membros do Grupo de Imagens Médicas, agradeço a vocês e a troca de conhecimento que compartilhamos. Aprendi muito com cada um de vocês e sou grata por todas as discussões e contribuições que moldaram este trabalho.

Quero também expressar minha gratidão a duas amigas incríveis que estiveram ao meu lado desde antes mesmo da faculdade: Hellen e Letícia. Nossa amizade duradoura transcendeu os anos, e mesmo que não tenham estado no mesmo curso, elas me apoiaram incondicionalmente. Seu apoio e encorajamento têm sido inestimáveis, e sou grata por termos compartilhado tantas experiências e desafios ao longo da vida.

Aos meus amigos da faculdade, saibam que vocês são uma parte essencial da minha jornada acadêmica. Embora não mencione nomes específicos, agradeço por compartilharem comigo risadas, desafios e aprendizados. Se algum de vocês sentir que este capítulo é dedicado

a você, esteja certo de que é. Sua amizade e apoio foram inestimáveis e tornaram essa experiência ainda mais especial.

Por último, mas não menos importante, quero agradecer a todos que de alguma forma estiveram presentes em minha jornada acadêmica. Este TCC representa o resultado de anos de esforço, dedicação e colaboração. É um marco em minha vida e não teria sido possível sem o apoio e o amor das pessoas que mencionei.

A todos vocês, o meu mais sincero obrigada. O sucesso deste trabalho é também o reflexo da contribuição de cada um de vocês. Estou profundamente grata por ter pessoas tão incríveis em minha vida.

*“I'm repping for the girls who taking
over the world. Help me raise a glass for
the college grads.”*

(Beyoncé)

RESUMO

O câncer de mama é uma doença preocupante e impactante, afetando milhões de mulheres em todo o mundo. É o câncer mais comum entre as mulheres, sendo a segunda doença que mais afeta as mulheres no Brasil, estatística essa que é liderada pelo câncer de pele do tipo não-melanoma. A detecção precoce é fundamental para o tratamento eficaz, e a mamografia é uma ferramenta importante nesse processo. A densidade da mama é um fator que pode dificultar a detecção do câncer de mama em mamografias, uma vez que mamas densas têm mais tecido fibroglandular, que pode esconder lesões cancerígenas. Técnicas de processamento de imagens são utilizadas para melhorar o contraste nas mamografias, tornando as lesões mais visíveis. Métricas quantitativas, como o Índice Carneiro de Contraste (ICC), são usadas para medir de forma objetiva o contraste nas imagens e avaliar a eficácia das técnicas que forem empregadas em imagens como parte do processamento digital. O objetivo deste trabalho é validar a técnica de análise quantitativa de contraste ICC a partir de imagens de *phantom*, comparando-a com outras métricas e técnicas de análise. No desenvolvimento do trabalho, foram analisadas imagens de *phantoms* de diferentes bancos de dados, coletando dados de ICC, EME, desvio padrão, corrente do tubo, tensão de pico e doses de radiação. A análise dos resultados revelou que o ICC e o EME variam nas imagens, com o ICC mostrando maior sensibilidade ao contraste global. Os parâmetros de aquisição, como corrente do tubo e tensão de pico, desempenham um papel fundamental na qualidade da imagem e no contraste. O aumento da tensão de pico pode resultar em imagens com maior escala de cinza e menor contraste, enquanto a corrente do tubo afeta a quantidade de radiação e a intensidade do sinal na imagem. Os resultados sugerem que o ICC é uma métrica sensível para avaliar variações no contraste das imagens de mamografia, e a escolha adequada dos parâmetros de aquisição é crucial para otimizar a qualidade da imagem.

Palavras-chave: câncer de mama; mamografia; Índice Carneiro de Contraste (ICC); processamento de imagens; contraste.

ABSTRACT

Breast cancer is a worrying and impactful disease, affecting millions of women around the world. It is the most common cancer among women, being the second disease that most affects women in Brazil, a statistic that is surpassed by non-melanoma skin cancer. Early detection is essential for effective treatment, and mammography is a valuable tool in this process. Breast density is a factor that can make it difficult to detect breast cancer on mammograms, since dense breasts have more fibroglandular tissue, which can hide cancerous lesions. Image processing techniques are used to improve the contrast in mammograms, making lesions more visible. Quantitative metrics, such as the Carneiro Contrast Index (CCI), are used to objectively measure contrast in images and evaluate the effectiveness of techniques used on images as part of digital processing. The aim of this work is to validate the CCI quantitative contrast analysis technique on phantom images, comparing it with other metrics and analysis techniques. During the development of the work, phantom images from different databases were analyzed, collecting data on CCI, EME, standard deviation, tube current, peak kilovoltage and radiation doses. Analysis of the results revealed that CCI and EME vary across images, with CCI showing greater overall contrast sensitivity. Acquisition parameters such as the tube current and peak kilovoltage play a key role in image quality and contrast. Increasing peak kilovoltage can result in images with greater gray scale and lower contrast, while the tube current affects the amount of radiation and signal strength in the image. The results suggest that CCI is a sensitive metric for evaluating variations in the contrast of mammography images, and the appropriate choice of acquisition parameters is crucial to optimize image quality.

Keywords: breast cancer; mammography; Carneiro Contrast Index (CCI); image processing; contrast.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

| | |
|---|----|
| Figura 1 - Mapa de contraste..... | 16 |
| Figura 2 - Seleção da área de interesse das imagens para o cálculo da técnica EME..... | 20 |
| Figura 3 - Imagens da Tabela 2: a) MG12 de Phantom CIRS obtida por um mamógrafo Selenia Dimensions da Hologic; b) MG11 de Phantom CIRS obtida por um mamógrafo Senographe DS da GE..... | 24 |
| Figura 4 - Mapas de contraste gerados com o ICC a) Mapa de contraste da imagem MG12; b) Mapa de contraste da imagem MG11..... | 25 |

LISTA DE TABELAS

| | | |
|------------|--|----|
| Tabela 1 - | Dados coletados das imagens MG01 a MG10..... | 22 |
| Tabela 2 - | Dados coletados das imagens MG11 a MG16..... | 23 |
| Tabela 3 - | Dados coletados das imagens MG21 a MG30..... | 26 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|--------|--|
| AEC | <i>Automatic Exposure Control</i> |
| CCI | <i>Carneiro Contrast Index</i> |
| CIRS | <i>Computerized Imaging Reference Systems</i> |
| DEP | Dose na entrada da pele |
| DGM | Dose Glandular Média |
| EME | <i>Measure of enhancement</i> (Medida de realce) |
| GE | <i>General Electric</i> |
| ICC | Índice Carneiro de Contraste |
| IN | Instrução Normativa |
| kVp | Quilovoltagem Pico |
| mA | Miliampère |
| mAs | Miliampère por segundo |
| MATLAB | <i>MATrix LABoratory</i> |
| mGy | Miligray |
| RCR | Razão Contraste-Ruído |

SUMÁRIO

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO..... | 12 |
| 1.1 | Objetivo Geral..... | 13 |
| 2 | DESENVOLVIMENTO..... | 14 |
| 2.1 | Técnicas de Análise Quantitativa De Contraste | 15 |
| 2.1.1 | Índice Carneiro de Contraste (ICC)..... | 15 |
| 2.1.2 | Measure Of Enhancement (EME)..... | 16 |
| 2.1.3 | Variância..... | 17 |
| 2.1.4 | Razão Contraste-Ruído (CNR)..... | 18 |
| 3 | METODOLOGIA..... | 19 |
| 4 | RESULTADOS E DISCUSSÕES..... | 22 |
| 5 | CONCLUSÃO..... | 28 |
| | REFERÊNCIAS..... | 29 |

1 INTRODUÇÃO

O câncer de mama é uma das doenças mais preocupantes e impactantes no mundo, atingindo milhões de mulheres em diferentes faixas etárias. Ele ocorre quando há um crescimento desordenado de células na mama, resultando na formação de um tumor. É o tipo mais comum de câncer nas mulheres do mundo inteiro (SUNG et al., 2021). No Brasil, é a segunda doença que mais afeta as mulheres, atrás apenas do câncer de pele não melanoma (INCA, 2023). Por isso, é necessária uma abordagem abrangente, desde o diagnóstico até o tratamento adequado.

Os fatores de risco para câncer de mama são diversos, e a doença não possui uma origem única. Os fatores englobam predisposição genética, idade avançada, características reprodutivas, exposição a hormônios, hábitos de vida e fatores ambientais. A doença é estrogênio-dependente, o que acarreta uma maior frequência em mulheres em comparação com homens. A idade avançada é o segundo fator de risco mais forte devido ao acúmulo de exposições e as alterações biológicas do corpo (OLIVEIRA et al., 2020) (SILVA; RIUL, 2011).

Em 2020, o câncer de mama foi o tipo de câncer com mais incidência no mundo, havendo 2,3 milhões de casos novos. No Brasil, a estimativa para o triênio de 2023 a 2025, é de 73.610 casos por ano, correspondendo a uma taxa bruta de 66,54 casos novos a cada 100 mil mulheres, sendo o tipo mais incidente no país e em todas as regiões brasileiras (INCA, 2022).

A detecção precoce é uma estratégia amplamente utilizada para o combate, sendo o diagnóstico precoce fundamental para a eficácia do tratamento. Esse diagnóstico é direcionado para mulheres com sinais e sintomas suspeitos, e de acordo com as “As Diretrizes para a detecção precoce do câncer de mama no Brasil”, é recomendado que seja realizado o rastreamento com mamografia em mulheres, a partir de 50 anos de idade, com a periodicidade bienal (INCA, 2015).

O diagnóstico precoce é essencial para aumentar as chances de sucesso no tratamento do câncer de mama. Exames de rotina, como o autoexame das mamas, e exames médicos regulares, como a mamografia, desempenham um papel crucial na identificação de possíveis alterações mamárias suspeitas. Além disso, avanços na área da medicina têm contribuído para o desenvolvimento de novas técnicas de diagnóstico e tratamento, possibilitando melhores resultados (CHALA; BARROS, 2007).

A densidade da mama é um fator de risco na interpretação de exames. A maior quantidade de tecido fibroglandular presente em mamas densas dificulta a visualização de

possíveis lesões cancerígenas, sendo um fator dificultador para a detecção do câncer de mama (YAFFE, 2008).

As mamas densas são caracterizadas por um alto nível de tecido glandular e adiposo, o que pode dificultar a detecção de tumores em mamografias. As massas suspeitas são mascaradas por esses tecidos, fazendo com que os tumores pareçam semelhantes ao tecido normal da mama. Essa densidade produz exames mamográficos com baixo contraste de imagem, devido ao espalhamento da radiação (SANTOS, 2002).

Existem diferentes técnicas de processamento de imagens com o intuito de realce de contraste, que é realizado para aumentar o contraste e realçar as características da imagem em relação ao seu fundo e visualizar as propriedades da imagem a olho nu (AKILA et al., 2015).

Além disso, devido à importância do contraste na mamografia, torna-se crucial o desenvolvimento de métricas quantitativas para medir de forma objetiva o contraste das imagens e avaliar a eficácia das diversas técnicas de realce de contraste disponíveis. Essas métricas ajudam a determinar quais métodos são mais eficientes em melhorar a visibilidade das características de interesse nas mamografias, contribuindo assim para diagnósticos mais precisos e eficazes.

1.1 Objetivo Geral

O objetivo deste trabalho é validar a técnica de análise quantitativa de contraste Índice Carneiro de Contraste (ICC) (CARNEIRO, 2019), a partir de imagens de *phantom*, considerando os parâmetros de aquisição das imagens, comparando com outras técnicas de análise e métricas existentes.

2 DESENVOLVIMENTO

A interpretação visual tradicional de imagens mamográficas pode ser subjetiva e sujeita a erros (GANDOMKAR; MELLO-THOMS, 2019). Nesse contexto, as técnicas de realce de contraste oferecem uma abordagem objetiva para avaliar as características das lesões, podendo resultar em maior precisão diagnóstica. Isso é particularmente valioso em situações em que as lesões são sutis ou difíceis de detectar.

Essa metodologia permite a identificação de lesões que, de outra forma, poderiam passar despercebidas em mamografias convencionais. Em pacientes com tecido mamário denso, por exemplo, as lesões podem ser mascaradas pelo tecido fibroglandular, tornando o realce de contraste importante para a detecção precoce (NAZARI; MUKHERJEE, 2018).

As técnicas de aumento de contraste são frequentemente aplicadas para melhorar a visibilidade de detalhes sutis nas imagens mamográficas. Essas técnicas podem incluir a aplicação de filtros, ajustes nas configurações do equipamento ou mesmo o uso de algoritmos de processamento de imagem para realce de contraste (GOPALAKRISHNA, 2014). No entanto, a eficácia dessas técnicas em realçar as características de interesse, como microcalcificações ou massas suspeitas, precisa ser rigorosamente avaliada, pois podem realçar também ruídos.

A análise quantitativa de contraste representa uma abordagem precisa e mensurável para determinar se as técnicas de realce de contraste estão atingindo seus objetivos. Esta metodologia oferece a capacidade de realizar medições precisas das alterações nos níveis de contraste, antes e depois da aplicação dessas técnicas. Quando os valores de contraste após o processamento apresentam aumentos substanciais e consistentes em comparação com as imagens originais, isso evidencia a eficácia das técnicas de realce de contraste em questão. Esse indicativo quantitativo fortalece a confiança na melhoria do contraste alcançada pelo processo de pós-processamento.

Existem diversas métricas quantitativas utilizadas para avaliar a qualidade das imagens. Cada uma dessas métricas possui suas próprias vantagens e limitações, sendo selecionadas com base nos objetivos específicos da análise de contraste e nas características das imagens em questão. A escolha adequada dessas métricas é fundamental para uma avaliação precisa da eficácia das técnicas de aumento de contraste e para garantir a qualidade das imagens processadas.

2.1 Técnicas de Análise Quantitativa De Contraste

2.1.1 Índice Carneiro de Contraste (ICC)

O Índice Carneiro de Contraste (ICC), também conhecido como *Carneiro Contrast Index* (CCI), é uma métrica desenvolvida para quantificar objetivamente o contraste em imagens. Sua metodologia baseia-se no cálculo do desvio padrão local em regiões específicas da imagem (CARNEIRO, 2019).

Para o cálculo desse índice a imagem de interesse é subdividida em regiões menores, cada uma delas compreendendo um conjunto de pixels em um arranjo 3x3. Essas subdivisões podem ser visualizadas como pequenos quadrados distribuídos por toda a imagem.

Para cada uma dessas regiões, o ICC realiza o cálculo do desvio padrão, que é uma medida estatística que avalia a dispersão dos valores de intensidade (brilho ou cor) dentro da região. Quanto maior o valor do desvio padrão, maior a variabilidade das intensidades naquela região e, por conseguinte, maior o contraste percebido.

Este procedimento é aplicado a todas as regiões na imagem, resultando em uma nova matriz de dimensões idênticas às da imagem original. Esta matriz representa os valores de desvio padrão correspondentes a cada região da imagem.

A matriz resultante do desvio padrão pode ser utilizada para a análise visual do contraste na imagem (Figura 1). As áreas da matriz que apresentam valores mais elevados correspondem a regiões de maior contraste, enquanto aquelas com valores mais baixos indicam regiões de menor contraste.

Com essa matriz em mãos, é possível realizar o cálculo da média aritmética, que resulta em um valor ICC para a imagem. A equação (1) mostra o cálculo do índice de contraste.

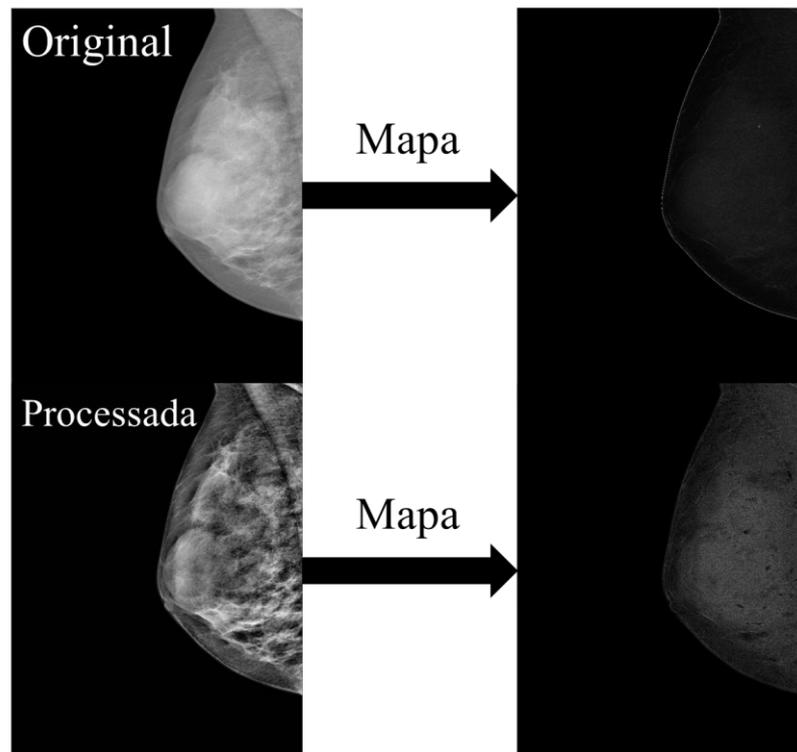
$$\begin{aligned}
 ICC(x, y) &= \frac{1}{numel} \left[\underbrace{\sum_{m=-1}^1 \sum_{n=-1}^1 (f(x + m, y + n) - \mu_k)^2}_{= dpi} \right]^{\frac{1}{2}} \times 1000 \\
 \text{Se } dpi > 0; ICC(x, y) &= \frac{1}{numel} dpi \\
 \text{Se } dpi = 0; ICC(x, y) &= 0
 \end{aligned}$$

(1)

Onde:

$f(x, y)$ = a imagem de tamanho $m \times n$ pixels;
 $numel$ = número de elementos com resultado de desvio padrão maior que zero
 (para o cálculo da média aritmética da matriz de desvios padrões);
 μ_k = média aritmética dos pixels da janela em análise (usada para o cálculo de desvio padrão local);

Figura 1. Mapa de contraste.



Fonte: (CARNEIRO, 2019).

A partir da Figura 1, é possível analisar a localização que mais ocorreu o realce de contraste, no caso de avaliação de técnicas de processamento.

A aplicação do ICC é interessante em contextos nos quais a avaliação objetiva do contraste é de relevância, possibilitando a análise e comparação da qualidade visual de imagens.

2.1.2 Measure Of Enhancement (EME)

A medida de realce Measure Of Enhancement (EME) foi criada por Agaian, Panetta e Grigoryan (AGAIAN; PANETTA; GRIGORYAN, 2000), e foi definida pela equação (2):

$$EME = \max_{\Phi \in \{\Phi\}} \mathcal{X} \left(\frac{1}{k_1 k_2} \sum_{l=1}^{k_2} \sum_{k=1}^{k_1} 20 \log \frac{I_{max;k,l}^w}{I_{min;k,l}^w} \right) \quad (2)$$

Onde, uma imagem $\mathcal{X}_{(n,m)}$ dividida em $k_1 k_2$, nos blocos $w_{k,l}(i,j)$ de lados $l_1 \times l_2$ e $\{\Phi\}$ deve ser uma determinada classe de transformações ortogonais usadas para aprimoramento de imagem com parâmetro de aprimoramento α , β , e λ a serem encontrados. E $I_{min;k,l}^w$ e $I_{max;k,l}^w$ são respectivamente mínimos e máximos da imagem.

Esta medida está relacionada com conceitos da Lei de Webers do sistema visual humano. A EME reflete o contraste em uma região de interesse, sendo maior quando a diferença entre os valores máximos e mínimos dos pixels nessa região é mais acentuada.

2.1.3 Variância

A variância, como métrica de avaliação de contraste, é uma medida estatística que avalia a dispersão ou variabilidade dos valores de intensidade dos pixels em uma imagem. Em termos simples, a variância indica o quão diferentes são os valores de pixel em relação à média. Quanto maior a variância, maior a dispersão, o que geralmente corresponde a uma imagem com um contraste mais acentuado, onde as áreas claras são significativamente mais claras e as áreas escuras são mais escuras (NETO, 2002). A maneira de calcular a variância em uma imagem é mostrada na equação (3).

$$Variância = \sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \mu)^2}{(N - 1)} \quad (3)$$

Onde:

Σ representa a soma de todos os valores (x_i) de pixel na imagem.

μ é a média dos valores de pixel na imagem.

N é o número total de pixels na imagem.

A variância é uma métrica amplamente utilizada em análises de imagem e processamento de imagem para quantificar o contraste e a variação de intensidade em imagens digitais. Suas aplicações abrangem diversas áreas, desde medicina até visão computacional e análise de qualidade de imagem (GONZALEZ, 2010).

2.1.4 Razão Contraste-Ruído (CNR)

A Razão Contraste Ruído (CNR) é uma métrica importante na área da radiologia e imagem médica para avaliar a qualidade das imagens e a capacidade de detecção de detalhes em presença de ruído. Essa métrica é calculada com base na diferença entre as médias das regiões de interesse do sinal e do fundo, dividido pelo desvio padrão (NECZYPOR; REAL; DORO, 2021). Como representada na equação (4).

$$CNR = \frac{\bar{S}_{FUNDO} - \bar{S}_{DISCO}}{\sigma_{FUNDO}}$$

(4)

Onde:

\bar{S}_{FUNDO} é a média de pixel do fundo da região de interesse;

\bar{S}_{DISCO} é a média de pixel do sinal da região de interesse;

σ_{FUNDO} é o desvio padrão do sinal de fundo da região de interesse.

3 METODOLOGIA

Na realização do trabalho foram utilizados três bancos de imagens diferentes de *Phantoms* mamográficos, obtidas a partir de sistemas distintos (diferentes equipamentos mamográficos) e em momentos diferentes da pesquisa. O primeiro banco é composto por 10 imagens, devidamente identificadas como MG01 a MG10, as quais foram adquiridas por meio do mamógrafo Selenia Dimensions, fabricado pela empresa Hologic.

O segundo banco de imagens analisado consiste em 6 imagens, identificadas como MG11 a MG16. É importante destacar que as imagens MG11, MG13, MG14, MG15 e MG16 foram capturadas utilizando um equipamento da General Electric (GE) denominado Senographe DS, enquanto a imagem MG12 foi obtida por meio de um mamógrafo Selenia Dimensions da Hologic. Apesar de esse banco conter apenas uma imagem do mamógrafo da Hologic, foi decidido por mantê-la já que essa comparação entre mamógrafos se mostrou interessante.

Por fim, o terceiro banco de imagens abrange 10 amostras, devidamente rotuladas como MG21 a MG30, as quais foram obtidas por meio do mamógrafo Selenia Dimensions, novamente produzido pela empresa Hologic, variando os modos automáticos de aquisição do equipamento (*Auto kV*, *Auto Time* e *Auto Filter*). Totalizando, assim, um conjunto de 26 imagens adquiridas com diferentes parâmetros de aquisição.

Para validação da técnica de análise quantitativa de contraste ICC foi realizada a comparação dessa técnica com a medida de realce EME. A escolha de comparar o ICC com a métrica de realce EME se justifica pela necessidade de uma avaliação abrangente do contraste em imagens mamográficas. ICC é uma métrica que enfoca o contraste global, enquanto a EME se concentra em realces locais. Essa comparação nos permite entender melhor como essas métricas se comportam em diferentes cenários de aquisição de imagem, identificando suas sensibilidades específicas.

Também foram coletados os valores de tensão medidos em kVp (kiloVolt-pico), corrente medidos em mA (miliAmpère), os valores de doses (em miligray – mGy) das imagens mamográficas, modo de aquisição do equipamento e espessura da mama (espessura de compressão do *Phantom*), para avaliar o contraste pela sua relevância no processo de aquisição e na qualidade da imagem. O kVp e a mA afetam diretamente os parâmetros de exposição, influenciando a quantidade de radiação utilizada e, conseqüentemente, a intensidade do sinal na imagem. A dose, por sua vez, é um indicador crítico da quantidade de radiação absorvida

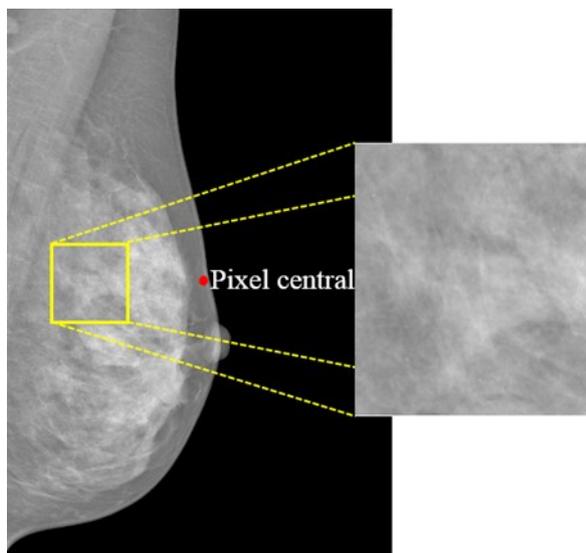
pelos tecidos e órgãos, desempenhando um papel fundamental na determinação da qualidade da imagem.

Portanto, ao analisar o contraste em relação a esses parâmetros, é possível avaliar como variações nas configurações de exposição afetam a capacidade das métricas de contraste ICC e EME em detectar detalhes e diferenças de densidade nas imagens mamográficas.

O *software* MATLAB® foi empregado para analisar as imagens, usando um algoritmo específico desenvolvido para calcular tanto a métrica ICC quanto a EME em cada uma das imagens selecionadas. Essa abordagem oferece precisão e reprodutibilidade na análise dos dados, uma vez que automatiza o processo e minimiza o viés humano.

Para o cálculo da métrica EME foi definido padrões relevantes, como tamanho da área de interesse e janela de análise. O tamanho da área de interesse foi padronizado com o x correspondendo a 30% o tamanho da imagem analisada e o y de tamanho 500 para todas as imagens. Devido à natureza das imagens mamográficas, onde temos lados direito e esquerdo, foi necessário realizar uma inversão das imagens lado direito para o lado esquerdo (Figura 2), dessa forma foi possível posicionar a janela para análise do meio para o canto esquerdo de cada imagem. Isso permitiu uma análise consistente e padronizada, uma vez que a métrica EME requer uma seleção precisa da área de interesse.

Figura 2. Seleção da área de interesse das imagens para o cálculo da técnica EME.



Fonte: (CARNEIRO, 2019).

As imagens processadas foram então importadas para o *software* ImageJ®. Nessa etapa, realizou-se análises adicionais para coletar informações complementares. Foram realizados os cálculos e colhidos os valores do desvio padrão, tensão de pico e corrente utilizados. Esses

dados adicionais podem fornecer informações importantes sobre os parâmetros de aquisição das imagens e sua relação com as medidas de realce.

Todos os dados coletados a partir das imagens foram registrados e organizados em tabelas, permitindo uma análise comparativa entre os valores de ICC e EME. Essa análise visa identificar padrões e tendências que possam surgir em relação às características específicas de cada imagem, como a qualidade da aquisição, a intensidade da radiação e outros fatores que possam influenciar as medidas de realce.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Por meio da coleta e análise dos dados, foram elaboradas diferentes tabelas, separadas por cada banco de imagens.

Com a primeira coleta, elaborou-se a Tabela 1, na qual se encontram os valores do ICC, EME e desvio padrão referentes às 10 imagens do primeiro banco. Para uma análise mais aprofundada, optou-se por ordenar os valores da Tabela 1 em ordem crescente com base no ICC. Isso permitiu a identificação de tendências significativas nas variações de contraste entre as imagens.

Tabela 1. Dados coletados das imagens MG01 a MG10.

| Imagem | ICC | EME | Desvio Padrão | mA | kVp | Exposição (mAs) | Espessura (mm) | Modo de exposição | Organ Dose (mGy) | Entrance Dose in mGy |
|--------|---------|--------|---------------|-----|-----|-----------------|----------------|-------------------|------------------|----------------------|
| MG04 | 12,3657 | 5,7482 | 0,1826 | 160 | 28 | 300 | 62 | AutoTime | 2,82 | 12,37 |
| MG01 | 12,3658 | 5,7793 | 0,1822 | 160 | 28 | 310 | 66 | AutoTime | 2,77 | 12,92 |
| MG07 | 13,5234 | 5,5348 | 0,1838 | 130 | 28 | 159 | 61 | AutoTime | 1,69 | 6,44 |
| MG03 | 13,6829 | 5,5341 | 0,1910 | 160 | 30 | 199 | 66 | AutoTime | 2,25 | 9,88 |
| MG02 | 13,8334 | 5,4719 | 0,1933 | 160 | 30 | 198 | 67 | AutoTime | 2,21 | 9,88 |
| MG08 | 13,9783 | 5,5221 | 0,1841 | 100 | 30 | 113 | 64 | AutoTime | 1,5 | 5,6 |
| MG05 | 14,0886 | 5,5958 | 0,1859 | 110 | 32 | 131 | 64 | AutoTime | 1,84 | 7,48 |
| MG09 | 14,8663 | 5,7106 | 0,1856 | 100 | 32 | 83 | 61 | AutoTime | 1,4 | 4,77 |
| MG06 | 16,5094 | 5,4604 | 0,1967 | 100 | 34 | 87 | 67 | AutoTime | 1,41 | 5,71 |
| MG10 | 17,0113 | 5,7989 | 0,1973 | 100 | 34 | 61 | 62 | AutoTime | 1,23 | 4,05 |

Inicialmente, ao examinar as primeiras imagens da Tabela 1, constatou-se que não houve variações substanciais no contraste. No entanto, uma observação mais minuciosa revelou que, à medida que o valor do ICC aumentava, ocorria um correspondente aumento no contraste, acompanhado por uma leve elevação no desvio padrão. Essa tendência não se manifestou de forma tão pronunciada na métrica EME. Essa disparidade pode ser atribuída à necessidade da EME de selecionar uma região de interesse para o cálculo, o que a torna mais propensa a refletir realces localizados e não necessariamente correlacionados com o contraste global da imagem.

Além disso, realizou-se uma comparação entre o ICC, a métrica EME e os valores de tensão de pico (kVp) e corrente (mA), cujos resultados estão apresentados na Tabela 1. É esperado que um aumento no valor de kVp resulte em um feixe de raios X com maior energia, tornando-os mais penetrante e capaz de atravessar os tecidos do corpo humano com maior facilidade. Isso, por sua vez, gera uma variação de cinza mais ampla e uma diferença de

intensidade mais acentuada entre as diferentes estruturas, resultando em um contraste global maior.

A Tabela 1 revela uma correlação interessante, na qual o aumento de kVp é acompanhado por uma diminuição gradual do valor de mA. A redução da corrente (mA) implica na produção de menos fótons de raios X durante a exposição, o que, por sua vez, resulta em uma menor quantidade de radiação atingindo o detector ou filme radiográfico. Esse fenômeno tem como consequência a representação mais clara das áreas densas na imagem, que aparecem mais nítidas, enquanto as áreas menos densas se tornam mais escuras.

A observação feita na Tabela 1, que mostra um aumento no contraste em conjunto com o aumento de kVp e a diminuição de mA, pode ser explicada pela combinação de fatores relacionados à física da radiação, no processo de formação de imagens por raios X (SEERAM, 2019). Essa análise ressalta a importância desses parâmetros na obtenção de imagens radiográficas de alta qualidade e destaca a relevância do ICC como uma métrica sensível para avaliar essas variações de contraste.

Os dados provenientes das imagens MG11 a MG16 foram cuidadosamente compilados na Tabela 2. Assim como nas demais tabelas, esta também foi classificada com base nos valores de ICC, a fim de proporcionar uma análise mais precisa. Nela estão presentes os valores de ICC, EME, desvio padrão, mA, kVp, dose glandular média (DGM), dose na entrada da pele (DEP), exposição e espessura da mama.

Tabela 2. Dados coletados das imagens MG11 a MG16.

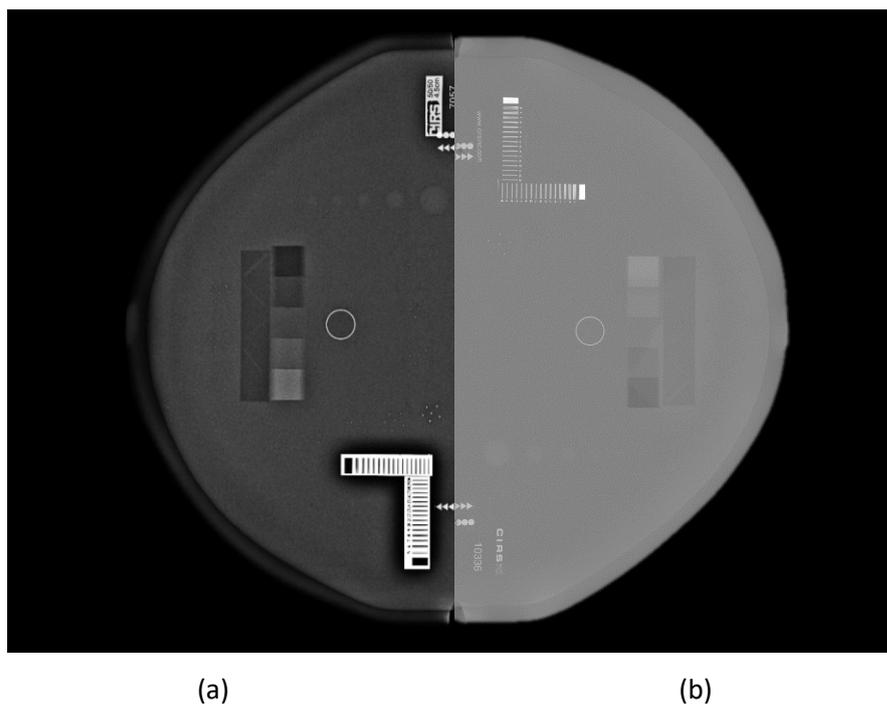
| Imagem | ICC | EME | desvio padrão | mA | kVp | Exposição (mAs) | Espessura (mm) | Modo de exposição | Organ Dose (mGy) | Entrance Dose in mGy |
|--------|---------|--------|---------------|-----|-----|-----------------|----------------|-------------------|------------------|----------------------|
| MG13 | 4,7464 | 0,6003 | 0,2896 | 62 | 26 | 32 | 42 | - | 0,445 | 1,915 |
| MG15 | 6,1986 | 0,8226 | 0,2799 | 100 | 28 | 57 | 42 | - | 1,174 | 4,968 |
| MG14 | 9,1929 | 0,8968 | 0,2392 | 99 | 27 | 104 | 43 | - | 1,852 | 7,93 |
| MG11 | 9,5213 | 0,8563 | 0,261 | 100 | 28 | 70 | 43 | - | 1,451 | 6,074 |
| MG16 | 9,5213 | 0,8563 | 0,261 | 100 | 28 | 70 | 43 | - | 1,451 | 6,074 |
| MG12 | 32,0481 | 6,7143 | 0,133 | 100 | 28 | 96 | 47 | AutoFilter | 1,11 | 3,76 |

Neste conjunto de dados, o desvio padrão varia de 0,133 a 0,2896. É relevante destacar que a variação do desvio padrão é relativamente baixa, o que sugere que a variabilidade nas intensidades dos pixels não é significativamente diferente entre as imagens.

Além disso, para todas as imagens da Tabela 2, exceto a MG12, o modo de exposição não varia pois elas foram adquiridas através do equipamento da GE, onde só há disponível um modo de exposição, o *Automatic Exposure Control* (AEC).

É importante observar que a imagem MG12 (Figura 3a), a única da Tabela 2 que foi obtida por um mamógrafo Selenia Dimensions da Hologic, se destaca com valores extraordinariamente altos de ICC (32,0481) e EME (6,7143), sinalizando um contraste excepcionalmente alto, já a Figura 3b, mostra a IMG11 obtida de um equipamento GE.

Figura 3. Imagens da Tabela 2: a) MG12 de Phantom CIRS obtida por um mamógrafo Selenia Dimensions da Hologic; b) MG11 de Phantom CIRS obtida por um mamógrafo Senographe DS da GE

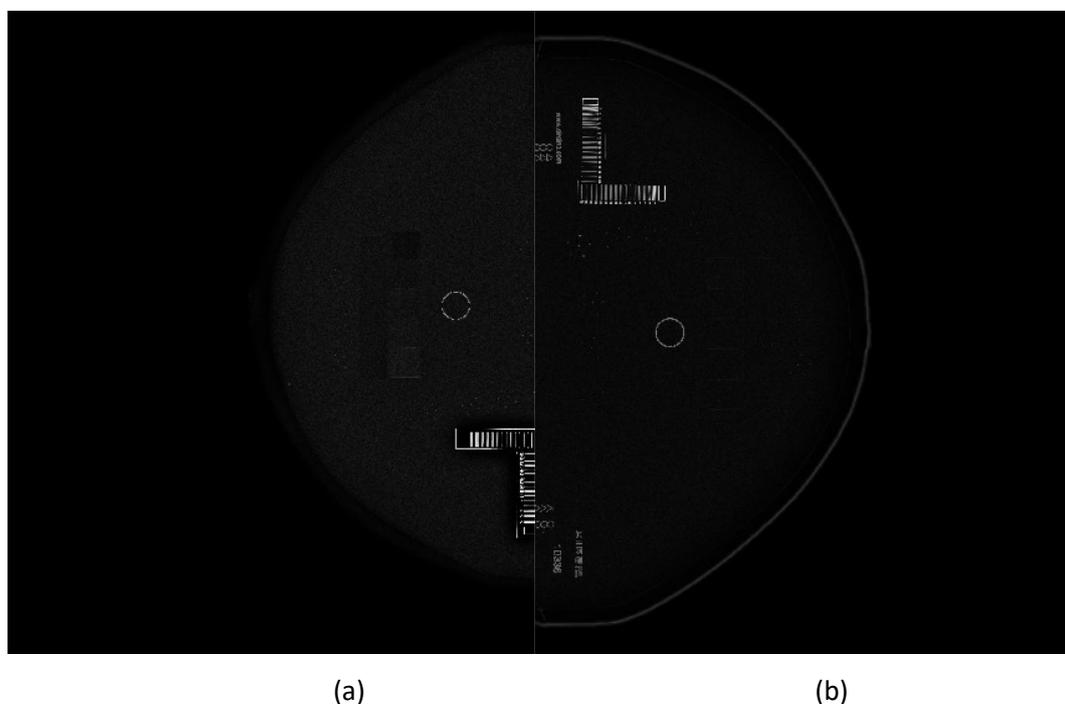


A imagem MG11 (Figura 3b), serve como ponto de comparação com a MG12 (Figura 3a). Os valores de ICC (9,5213) e EME (0,8563) da MG11 são notavelmente diferentes, refletindo um baixo contraste em comparação com a MG12, o que é visivelmente observado nas imagens e nos mapas de contraste (Figura 4). Além disso, ilustra como o tipo do equipamento e a configuração técnica podem influenciar a capacidade de detectar detalhes e anormalidades nas imagens mamográficas.

As imagens MG11, MG15 e MG16, foram imagens adquiridas configurando no equipamento apenas o kVp para 28, portanto esta variação nos demais parâmetros, principalmente nas doses, podem ocorrer pois reprodutibilidade do tubo de raios X, ao produzir um feixe, pode variar na energia global do espectro de raios X produzido esta variação, que é normatizada com certa tolerância em teste de controle de qualidade segundo INSTRUÇÃO NORMATIVA - IN N° 92, DE 27 DE MAIO DE 2021 (ANVISA, 2021). Por outro lado, as

medidas idênticas das imagens MG11 e MG16, mostra que o equipamento onde foram adquiridas as imagens está muito bem calibrado.

Figura 4 – Mapas de contraste gerados com o ICC a) Mapa de contraste da imagem MG12; b) Mapa de contraste da imagem MG11



Os valores de mA e kVp também influenciam a qualidade da imagem e o contraste. A escolha de diferentes configurações de mA e kVp pode resultar em variações no contraste. Por exemplo, a imagem MG13 possui valores relativamente baixos de mA (62) e kVp (26), o que afetou o seu contraste em relação as outras imagens da Tabela 2, ficando com o menor ICC.

A análise desses dados confirma que o ICC e o EME são métricas valiosas para avaliar o contraste nas imagens de mamografia. A escolha adequada de parâmetros de exposição, como mA e kVp, também desempenha um papel fundamental na qualidade da imagem e, conseqüentemente, no contraste. Além disso, é importante considerar as doses de radiação ao otimizar a qualidade da imagem para garantir exames de mamografia seguros e eficazes para os pacientes.

As imagens de MG21 até MG30 também foram organizadas em uma tabela para uma análise mais detalhada. Na Tabela 3, é possível examinar informações referentes ao ICC, EME e desvio padrão, de forma semelhante às demais tabelas.

Na Tabela 3, novamente foi observado uma variação muito baixa do desvio padrão. O desvio padrão, por si só, pode fornecer informações limitadas sobre o contraste em imagens

quando há pouca variação nos dados. No contexto de mamografias, o desvio padrão é uma medida da variabilidade nas intensidades de pixel da imagem. Se os valores de pixel estiverem relativamente próximos uns dos outros, o desvio padrão será baixo, o que pode não refletir necessariamente o contraste real na imagem.

Ao observar os dados da Tabela 3, é evidente que os valores do ICC e do EME variam nas imagens de mamografia fornecidas, com o ICC novamente variando mais. Ambas tiveram o seu maior valor constatado na imagem MG27, sugerindo um maior contraste.

Tabela 3. Dados coletados das imagens MG21 a MG30.

| Imagem | ICC | EME | Desvio Padrão | mA | kVp | Exposição (mAs) | Espessura (mm) | Modo de exposição | Organ Dose (mGy) | Entrance Dose in mGy |
|--------|---------|--------|---------------|-----|-----|-----------------|----------------|-------------------|------------------|----------------------|
| MG28 | 31,9906 | 6,0583 | 0,1641 | 100 | 28 | 106 | 44 | AutokV | 1,28 | 4,1 |
| MG22 | 32,4736 | 5,8501 | 0,1646 | 100 | 26 | 101 | 42 | AutoTime | 0,97 | 3,16 |
| MG29 | 33,0697 | 6,3376 | 0,1641 | 100 | 28 | 102 | 43 | AutokV | 1,26 | 3,94 |
| MG23 | 33,3633 | 5,9793 | 0,1641 | 100 | 28 | 77 | 32 | AutoTime | 1,17 | 2,87 |
| MG21 | 33,5789 | 5,9031 | 0,1665 | 100 | 26 | 109 | 32 | AutokV | 1,27 | 3,3 |
| MG26 | 33,7342 | 6,4278 | 0,1645 | 100 | 28 | 98 | 44 | AutoFilter | 1,19 | 3,82 |
| MG30 | 33,7892 | 6,4589 | 0,1647 | 100 | 28 | 97 | 49 | AutokV | 1,08 | 3,81 |
| MG24 | 33,9914 | 5,9759 | 0,1646 | 100 | 30 | 58 | 33 | AutoTime | 1,08 | 2,59 |
| MG25 | 34,0616 | 6,0612 | 0,1665 | 130 | 24 | 158 | 33 | AutoTime | 1,28 | 3,66 |
| MG27 | 35,6337 | 6,4666 | 0,1655 | 100 | 28 | 89 | 45 | AutokV | 1,06 | 3,47 |

Além disso, os parâmetros de exposição, como, mAs e kVp, desempenham um papel crítico na qualidade da imagem e, por conseguinte, no contraste. Nesse contexto, como demonstrado na Tabela 3, MG25 se destaca, apresentando o menor valor de kVp, porém com um aumento significativo de mA (em torno de 30%) em relação as demais imagens, resultando na medida de exposição dada pelo produto corrente – tempo (mAs) também muito alto. Essa variação, apresentada na Tabela 3, mostra também a relação direta entre a exposição (mAs) com a dose no órgão, uma vez que quando se aumenta a corrente (mA) e o tempo de exposição, mais fótons são produzidos e interagidos com o órgão. Porém ao se ter mais fótons, aumenta a probabilidade destes fótons atingirem o detector, o que melhora não só o contraste, mas a nitidez da imagem. Entretanto as leis de radioproteção prezam pela otimização da imagem (boa qualidade radiográfica com a menor dose possível).

Além da Tabela 3 apresentar dados que mostram a relação entre os parâmetros, discutida anteriormente, um parâmetro importante a ser considerado é a espessura da mama comprimida, quando se usa os modos automáticos de exposição do equipamento, pois o filtro, tempo de

exposição, tensão (kV) e corrente (mA) são calculados considerando a espessura do objeto que o feixe tem que atravessar para gerar uma imagem de boa qualidade.

Com a demonstração de todas essas tabelas, observa-se que o ICC apresentou uma tendência de aumento com o aumento do contraste, ao passo que a EME não demonstrou a mesma sensibilidade, o que pode ocorrer devido à seleção de regiões de interesse, já que o contraste pode estar com um aumento maior em outra região diferente da selecionada. Além disso, foi possível identificar a influência da corrente (mA) e da tensão de pico (kVp) na qualidade da imagem, destacando a importância de escolher os valores apropriados para otimizar o contraste.

Também se examinou a Tabela 1 que mostrou uma correlação entre a redução da corrente (mA) e o aumento de kVp, resultando em um contraste global aprimorado. Isso se deve à produção de um feixe de raios X com maior energia, que penetram melhor nos tecidos.

Ao chegar aos dados das imagens MG11 a MG16, foi destacado a excepcional qualidade da imagem MG12, obtida por um mamógrafo específico, que demonstrou valores altos de ICC e EME. Isso reforça a importância da escolha adequada do equipamento para otimizar a qualidade da imagem, já que de acordo com os dados relacionados às doses de radiação foi possível perceber que não foi necessário um aumento da dose, que na verdade foi menor que a dose apresentada na imagem MG16.

Por fim, analisou-se as imagens MG21 a MG30, observando novamente a variação relativamente baixa do desvio padrão. Demonstramos que, mesmo com essa baixa variação, o ICC e o EME variaram nas imagens, ressaltando a relevância dessas métricas na avaliação do contraste. Além disso, os parâmetros de aquisição podem ser ajustados para melhorar o contraste, destacando a importância de equilibrar mA e kVp.

5 CONCLUSÃO

A partir dos resultados apresentados nas tabelas e das análises realizadas, torna-se evidente uma correlação direta entre o Índice de Contraste (ICC) e o aumento do contraste entre as áreas selecionadas nas imagens mamográficas. Isto sugere que o ICC é uma métrica altamente relevante e sensível para avaliar o contraste global dessas imagens. A notável ausência de um comportamento semelhante no caso da Medida de Realce (EME) destaca a especificidade e a importância do ICC na análise de imagens mamográficas. Enquanto a EME, ao depender da seleção de áreas específicas, pode fornecer informações valiosas sobre o realce local, ela não consegue capturar a avaliação global do contraste proporcionada pelo ICC.

Essa correlação entre o ICC e o aumento do contraste destaca a utilidade do ICC como uma métrica de contraste confiável e sensível a relação entre tensão e contraste, corroborando com a avaliação da qualidade das imagens mamográficas. A métrica pode ser considerada como uma medida global de contraste por identificar variações no contraste até quando não são perceptíveis aos olhos humanos.

Por outro lado, a EME desempenha um papel importante ao detalhar realces locais, mas sua sensibilidade limitada às variações globais do contraste a torna uma ferramenta complementar ao ICC na análise abrangente de imagens mamográficas.

Em suma, os resultados deste estudo destacam a importância do ICC como uma métrica de contraste confiável na avaliação global da qualidade das imagens mamográficas, enquanto a EME complementa a análise, fornecendo informações detalhadas sobre realces locais. A escolha apropriada dos parâmetros de exposição é crucial para otimizar o contraste, garantindo exames de mamografia eficazes e seguros para os pacientes.

Para estudos futuros, sugere-se ampliar a amostra de imagens e incorporar diferentes equipamentos mamográficos, visando uma compreensão mais abrangente das variações de contraste. Além disso, propõe-se uma exploração mais aprofundada da utilização dos mapas de contraste para avaliar a eficácia na análise visual das imagens mamográficas. Isso auxiliará na compreensão da distribuição espacial do contraste, permitindo uma avaliação mais detalhada e específica. Adicionalmente, é recomendável realizar testes da métrica ICC em imagens mamográficas antes e depois do processamento, com o intuito de investigar como as técnicas de pós-processamento podem influenciar a sensibilidade do ICC na detecção de variações de contraste. Estes passos adicionais contribuirão significativamente para uma compreensão mais aprofundada e refinada do ICC.

REFERÊNCIAS

- AGAIAN, Sos S.; PANETTA, Karen; GRIGORYAN, Artyom M. **A new measure of image enhancement**. In: IASTED International Conference on Signal Processing & Communication. Citeseer, 2000. p. 19-22.
- Agência nacional de vigilância sanitária (ANVISA). **INSTRUÇÃO NORMATIVA - IN N° 92, DE 27 DE MAIO DE 2021**. Dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança de sistemas de mamografia, e dá outras providências.
- AKILA, K. et al. **Mammographic Image Enhancement Using Indirect Contrast Enhancement Techniques – A Comparative Study**. Procedia Computer Science, v. 47, 2015, p. 255-261.
- CARNEIRO, Pedro Cunha et al. **Proposta de metodologia para realce de contraste em imagens de mamas densas utilizando decomposição multiescala com transformada discreta wavelet**. 2019. Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Uberlândia, Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Uberlândia, 2019.
- CHALA, Luciano Fernandes; BARROS, Nestor de. **Avaliação das mamas com métodos de imagem**. Radiologia Brasileira, v. 40, 2007, p. 4-6.
- INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (INCA). **Diretrizes para a detecção precoce do câncer de mama no Brasil**. Rio de Janeiro: INCA, 2015.
- INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (INCA). **Controle do Câncer de Mama - Conceito e Magnitude**. Disponível em: <https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/gestor-e-profissional-de-saude/controlado-cancer-de-mama/conceito-e-magnitude>. Acesso em 10 de julho de 2023.
- INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (INCA). **Estimativa 2023: incidência de câncer no Brasil**. Rio de Janeiro: INCA, 2022.
- GANDOMKAR, Ziba; MELLO-THOMS, Claudia. **Visual search in breast imaging**. The British journal of radiology, v. 92, n. 1102, 2019, p. 20190057.
- GONZALEZ, Rafael C.; WOODS, Richard C. **Processamento digital de imagens**. 3. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010.
- GOPALAKRISHNA, MT. **Review of Mammogram Enhancement Techniques for Detecting Breast Cancer**. 2014.
- NAZARI, Shayan Shaghayeq; MUKHERJEE, Pinku. **An overview of mammographic density and its association with breast cancer**. Breast cancer, v. 25, 2018, p. 259-267.
- NECZYPOR, Maria Rosane; REAL, Jéssica Villa; DORO, Renato Bocamino. **Avaliação da qualidade da imagem através da análise da relação sinal-ruído e contraste-ruído em um sistema de mamografia digital**. Revista Brasileira de Física Médica, v. 15, 2021, p. 622.

NETO, Pedro Luiz de Oliveira Costa. **Estatística**. Editora Blucher, 2002.

OLIVEIRA, Ana Luiza Ramos et al. **Fatores de risco e prevenção do câncer de mama**. Cadernos da Medicina-UNIFESO, v. 2, n. 3, 2020.

SANTOS, Vivian Toledo. **Segmentação de imagens mamográficas para detecção de nódulos em mamas densas**. 2002. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002. doi:10.11606/D.18.2002.tde-16042003-183808. Acesso em: 2023-07-31.

SEERAM, Euclid. **Digital Radiography: Physical Principles and Quality Control**. Springer, 2019.

SILVA, Pamella Araújo da; RIUL, Sueli da Silva. **Câncer de mama: fatores de risco e detecção precoce**. Revista Brasileira de Enfermagem, v. 64, 2011, p. 1016-1021.

SUNG H, Ferlay J, Siegel RL, et al. **Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries**. CA Cancer J Clin, v. 71, n. 3, 2021, p. 209-249. doi:10.3322/caac.21660.

YAFFE, Martin J. **Mammographic density. Measurement of mammographic density**. Breast Cancer Research, v. 10, 2008, p. 1-10.

