



**Faculdades de Enfermagem e  
de Medicina Nova Esperança**  
De olho no futuro

**ESCOLA DE ENFERMAGEM NOVA ESPERANÇA LTDA  
FACULDADE DE ENFERMAGEM NOVA ESPERANÇA – FACENE**

**ANNA KAROLINA MACEDO DA SILVA**

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DO CONTROLE AUTOMÁTICO  
DE EXPOSIÇÃO E DOS PARÂMETROS DE QUALIDADE DA  
IMAGEM NA MAMOGRAFIA**

**JOÃO PESSOA**

**2022**

**ANNA KAROLINA MACEDO DA SILVA**

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DO CONTROLE AUTOMÁTICO  
DE EXPOSIÇÃO E DOS PARÂMETROS DE QUALIDADE DA  
IMAGEM NA MAMOGRAFIA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à coordenação do Curso de Tecnologia em Radiologia da Faculdade de Enfermagem Nova Esperança, como parte dos requisitos para obtenção de grau de Tecnólogo em Radiologia.

ORIENTADORA: Profa. Dra. Cláudia Patricia  
Varela Valença.

Anna Karolina Macedo da Silva<sup>1\*</sup>

Cláudia Patrícia Varela Valença<sup>2\*</sup>

## **AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DO CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO E DOS PARÂMETROS DE QUALIDADE DA IMAGEM NA MAMOGRAFIA**

### **RESUMO**

A eficiência da mamografia para detecção e rastreamento do câncer de mama é fundamental, pois possibilita a detecção de tumores em estágios iniciais. Para garantir a efetividade e acurácia diagnóstica são realizados testes de controles de qualidade que visam entregar uma boa qualidade da imagem, empregando a menor dose possível ao paciente. A análise do controle automático de exposição relaciona a reprodutibilidade e compensação para diferentes estruturas, de modo que as imagens permitam uma boa diferenciação das diversas densidades dos tecidos mamários com otimização da dose para o paciente. Diante do exposto, este estudo teve como objetivo analisar o desempenho do controle automático de exposição no equipamento de mamografia da clínica-escola FACENE-FAMENE, avaliando a reprodutibilidade e a compensação do controle automático de exposição para diferentes espessuras de fantoma, bem como os principais parâmetros de qualidade da imagem. A realização da coleta dos dados foi dividida em duas etapas: realização dos testes estruturais (reprodutibilidade e compensação do CAE para diferentes espessuras do simulador) e avaliação dos parâmetros de qualidade da imagem (uniformidade, curva contraste detalhe e resolução espacial). Para realização dos testes estruturais foram utilizados simuladores de PMMA para simular diferentes espessuras da mama (21, 32 e 45 mm) e diferentes tensões elétricas do tubo de raios X (24, 28 e 32 kV) e para análise da qualidade da imagem utilizou-se o padrão estrela e o *Phantom* de contraste-detalhe. Os níveis de tolerância e restrição foram determinados, seguindo as recomendações da IN N° 92, de 27 de maio de 2021. Os dados encontrados apresentam-se em conformidade com a norma regulamentadora, exceto pelo teste de resolução espacial, que se encontra fora dos limites estabelecidos. Os demais se encontram dentro dos limites propostos, se mostrando reprodutível e homogêneo. A eficiência do CAE promove a menor dose ao paciente e quando relacionado com os testes de qualidade da imagem, possibilita uma precisão no diagnóstico aumentando as chances de cura para os pacientes.

**PALAVRAS-CHAVE:** Radiodiagnóstico. Controle de Qualidade. Otimização.

---

<sup>1\*</sup> Graduanda do Curso de Tecnologia em Radiologia das Faculdades Nova Esperança, João Pessoa, Paraíba, Brasil. E-mail: macedok860@gmail.com

<sup>2\*</sup> Professora Doutora do Curso de de Tecnologia em Radiologia das Faculdades Nova Esperança, João Pessoa, Paraíba, Brasil. E-mail: claudia.cpvv@gmail.com

## **ABSTRACT**

The efficiency of mammography for the detection and screening of breast cancer is fundamental, as it allows the detection of tumors in early stages. To ensure the effectiveness and diagnostic accuracy, quality control tests are performed to deliver good image quality, using the lowest possible dose to the patient. The analysis of automatic exposure control (AEC) relates reproducibility and compensation for different structures, so that the images allow a good differentiation of the different densities of the breast tissues with optimization of the dose to the patient. In view of this above, this study aimed to analyze the performance of AEC in the mammography equipment of the FACENE-FAMENE school-clinic, evaluating the reproducibility and AEC compensation for different phantom thicknesses, as well as the main quality parameters of image. Data collection was divided into two stages: Structural tests (reproducibility and CAE compensation for different thicknesses of the simulator) and evaluation of image quality parameters (uniformity, detail contrast curve and spatial resolution). To perform the structural tests, PMMA simulators were used to simulate different thicknesses of the breast (21, 32 and 45 mm) and different tensions of the X-ray tube (24, 28 and 32 kV) and to analyze the image quality, the star pattern and the contrast-detail Phantom. Tolerance and restriction levels were determined, following the recommendations of ANVISA IN N° 92. The data found are in accordance with the regulatory standard, proving to be reproducible and homogeneous within the proposed limits. The efficiency of AEC promotes the lowest dose to the patient and when related to the tests of image quality, it allows a precision in the diagnosis increasing the chances of cure for the patients.

**KEYWORDS:** Radiodiagnostic. Quality Control. Optimization.

## **INTRODUÇÃO**

O câncer de mama (CM) é a principal neoplasia mamária entre as mulheres. Esse tipo de câncer se origina devido ao crescimento desordenado das células que adquirem características anormais (células dos lobos, células produtoras de leite, ou dos ductos, por onde é drenado o leite materno), decorrentes de mutações em seu material genético (DUNGA, 2019).

As neoplasias mamárias são divididas em benignas e malignas, tendo como principal diferenciação a agressividade e velocidade de multiplicação das células. Nas neoplasias benignas as células crescem lentamente e são menos agressivas, ou seja, os tecidos próximos não sofrem grandes danos. Enquanto as neoplasias malignas aumentam de tamanho rapidamente e comprometem as células próximas na busca por nutrientes (HANSEN, 2015).

O câncer de mama é a primeira causa de morte por câncer em mulheres no Brasil, precedido apenas pelo câncer não melanoma. A incidência e a mortalidade por CM tendem a crescer progressivamente a partir dos 40 anos (INCA, 2019). Em 2022, estima-se que ocorrerão 66.280 casos novos da doença (INCA, 2022). É um tipo de câncer que afeta mais

comumente as mulheres, no entanto cerca de 1% dos cânceres de mama são encontrados em indivíduos do sexo masculino (INCA, 2020).

De acordo com as Diretrizes instituídas pelo Ministério da Saúde (2015), para a detecção precoce do câncer de mama, a mamografia é o único exame cuja aplicação em programas de rastreamento apresentou eficácia comprovada na redução da mortalidade por CM (INCA, 2021).

Segundo Corrêa et al. (2019), a mamografia é o método padrão de rastreamento do câncer de mama, que reduz significativamente a taxa de mortalidade, por possibilitar a detecção de tumores em estágios iniciais. Após a ascensão da mamografia, que foi desenvolvida pelo Dr. Albert Solomon, em 1913, a área passou por grandes avanços científicos e tecnológicos (KALAF, 2014). Um desses avanços foi a implementação do sistema de controle automático de exposição (CAE), que tem a função de reduzir a repetição do exame, diminuir o tempo de exposição e otimiza a dose no paciente.

O CAE é uma célula fotoelétrica que utiliza um cronômetro eletrônico de exposição, que interrompe o feixe de raios X assim que alcança uma densidade óptica adequada no receptor de imagem (FREITAS, 2012). O sistema estabelece parâmetros considerados ideais para determinada densidade da mama, de modo que as imagens para interpretação, apresentem uma escala de contraste que permita uma boa diferenciação das diversas densidades dos tecidos mamários (KALAF, 2014).

A fotocélula é responsável por gerar uma corrente durante a exposição que é amplificada e carrega um condensador. Um microprocessador mede a radiação que ultrapassa a mama e chega ao receptor de imagem, comparando com uma exposição de referência e interrompe a exposição quando atinge a densidade óptica desejada, deixando o a imagem uniformemente exposta (FREITAS, 2012).

Para garantir a sua efetividade, a IN N° 92, de maio de 2021 da ANVISA, indica os testes que devem ser realizados para o CAE, são eles: Reprodutibilidade do Controle Automático de Exposição (CAE) e a compensação do CAE para diferentes tensões elétricas e espessuras de fantasmas ou simuladores de mamas. Como os parâmetros de exposição são pré-definidos pelos fabricantes dos equipamentos, é importante realizar esses testes de aceitação para demonstrar a eficiência do CAE, bem como, avaliar se os seus parâmetros de exposição estão de acordo com o estabelecido, garantindo assim, a menordose ao paciente.

Diante do exposto, este estudo teve como objetivo analisar o desempenho do controle automático de exposição no equipamento de mamografia da clínica-escola FACENE-FAMENE, avaliando a reprodutibilidade e a compensação do CAE para diferentes espessuras de fantoma, bem como avaliar os principais parâmetros de qualidade da imagem.

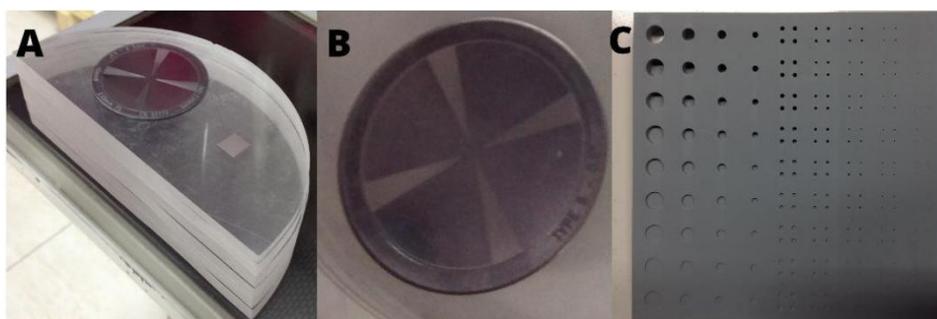
## MATERIAL E MÉTODOS

Este trabalho consistiu em realizar testes de controle de qualidade da imagem e do CAE do equipamento de mamografia computadorizada (CR), modelo Senographe 700T, da GE, do setor de radiologia da clínica- escola nova esperança, Unidade II, em João Pessoa – PB.

A realização da coleta dos dados foi dividida em duas etapas: realização dos testes estruturais (reprodutibilidade e compensação do CAE para diferentes espessuras do simulador) e avaliação dos parâmetros de qualidade da imagem (uniformidade, curva contraste detalhe e resolução espacial).

Para realização dos testes estruturais foram utilizados os simuladores de PMMA (polimetilmetacrilato) com espessuras variáveis entre 21 e 45 mm e para análise da qualidade da imagem utilizou-se o padrão estrela e o *phantom* de contraste-detalhe constituído por uma placa de resina de 1,3 x 1,3 x 0,8mm, contendo 216 orifícios com variações de diâmetros. O *phantom* foi desenvolvido por pesquisadores do Laboratório de Dosimetria Numérica pertencente ao Instituto Federal de Pernambuco. Os instrumentos utilizados podem ser visualizados na Figura 1.

**Figura 1- Imagens dos simuladores utilizados nesse estudo a) PMMA, b) Padrão-Estrela e c) *Phantom* de contraste-detalhe (CCD).**



Fonte: Autor (2022)

- **Reprodutibilidade do CAE**

Para avaliar a reprodutibilidade do CAE foi selecionado o modo de exposição automático (auto mAs), ajustando a posição "zero" no controle de densidades. O valor de tensão utilizado foi de 24 kVp, 28 kVp e 32 kVp, por serem os valores de tensões mais utilizados no setor. O sensor do CAE foi posicionado na parte mais próxima da parede torácica bem como um conjunto de placas de PMMA, totalizando 45 mm de espessura, os quais foram posicionados na posição ocupada pela mama nos exames de rotina. A bandeja de compressão foi deslocada sobre as placas de PMMA e em seguida foram realizadas três exposições para a mesma espessura do fantoma. O valor da reprodutibilidade [R (%)] foi obtido de acordo com a Equação 1.

$$R (\%) = 100 \cdot \frac{L_{m\acute{a}x} - L_{m\acute{i}n}}{\frac{(L_{m\acute{a}x} + L_{m\acute{i}n})}{2}} \quad (1)$$

Onde  $L_{m\acute{a}x}$  e  $L_{m\acute{i}n}$  representam o valor de mAs máximo e o valor de mAs mínimo, respectivamente.

- **Compensação do CAE para diferentes espessuras**

Para o teste de compensação do CAE para diferentes espessuras foram selecionados três valores de tensão elétrica (24 kVp, 28 kVp e 32 kVp), mantendo o modo de exposição do equipamento no automático. O sensor do CAE permaneceu na posição mais próxima da parede torácica. Foi então posicionada placas de acrílico de 21 mm sobre o *bucky*, cobrindo toda a área do sensor (fotocélula) selecionado. Depois foi selecionado o primeiro valor de tensão elétrica (24 kVp) e registrado o valor do produto corrente-tempo (mAs). O teste foi repetido mantendo o valor de tensão elétrica para as espessuras de 32 mm e 45 mm de PMMA. Esse procedimento foi realizado três vezes para cada valor de espessura.

Em seguida realizou-se novamente o mesmo procedimento para os demais valores de tensão (28 e 32 kVp), totalizando 27 exposições ao final do experimento, a fim de analisar a compensação do CAE com as diferentes espessuras de PMMA e para os três diferentes valores de tensão elétrica do tubo de raios X selecionados.

- **Uniformidade da imagem**

O teste de uniformidade tem como objetivo garantir que a imagem esteja uniforme em relação ao nível de sinal e de ruído gerado durante a aquisição da imagem. Sua tolerância permite um desvio máximo do valor médio do pixel  $\leq 15\%$  e sua restrição é  $> 25\%$ . Para a sua realização foram utilizadas duas placas de PMMA de 8 mm cada, totalizando 16 mm, conforme visualizado na Figura 2 e uma tensão de tubo de 24 kVp. A análise dos dados obtidos se deu a partir da variação percentual para cada região de interesse (ROI) avaliada. As imagens foram analisadas utilizando o *software Image J* e os dados obtidos foram calculados de acordo com a Equação 2.

$$E(\%) = 100 \times \frac{|T_1 - T_3| + |T_2 - T_3| + |T_4 - T_3| + |T_5 - T_3|}{4 \times T_3} \quad (2)$$

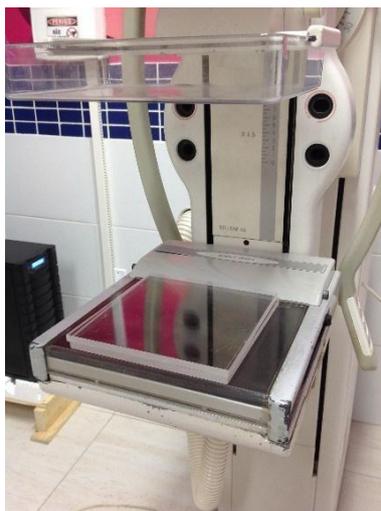
Onde:

E = Uniformidade em porcentagem;

T<sub>1</sub> = ROI definido no canto esquerdo superior da imagem;

- T<sub>2</sub> = ROI definido no canto direito superior da imagem;
- T<sub>3</sub> = ROI definido no centro da imagem;
- T<sub>4</sub> = ROI definido no canto esquerdo inferior da imagem;
- T<sub>5</sub> = ROI definido no canto direito inferior da imagem.

**Figura 2- Arranjo experimental para avaliação da uniformidade da imagem.**

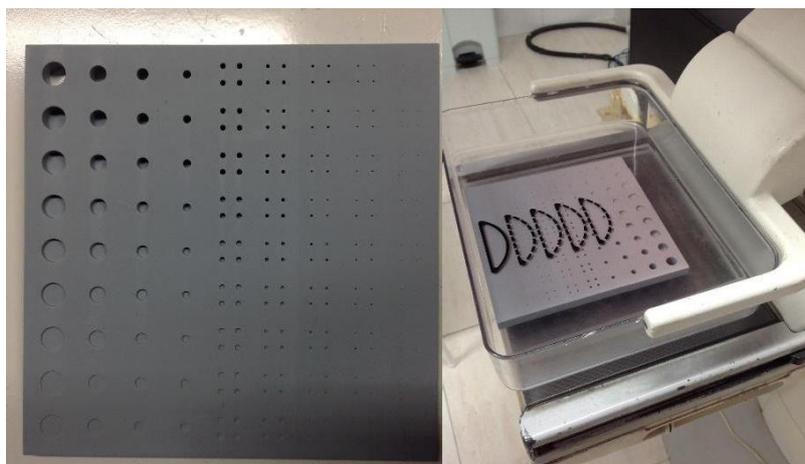


Fonte: Autor (2022).

- **Curva contraste detalhe**

A curva contraste-detalhe é um dos principais testes para avaliação da qualidade da imagem, pois caracteriza a capacidade de detectar o baixo contraste em pequenos diâmetros do objeto simulador. Para avaliação deste teste, o *phantom* foi posicionado sobre duas placas de PMMA com 8 mm de espessura cada, selecionada a tensão elétrica de tubo de raios X de 24 kVp, mantendo o modo de exposição do equipamento no automático. As imagens para análise foram adquiridas com o CAE e analisadas sem pré-processamento, ou seja, sem aplicação de filtros ou correções de uniformidade e ruído (Figura 3).

**Figura 3- Arranjo experimental para avaliação do contraste-detalhe da imagem.**



Fonte: Autor (2022).

- **Resolução espacial**

A resolução espacial representa a capacidade de um sistema de imagem retratar com precisão os objetos, ou seja, está associada ao tamanho do menor objeto que pode ser visualizado na imagem. Quanto mais próximos dois objetos estiverem e ainda sim possam ser visualizados separados na imagem, maior a resolução espacial do sistema de imagem (BUSHBERG et al, 2001).

Trata-se de um teste de aceitação anual ou após reparos, com tolerância de  $\geq 12$  pl/mm e restrição de  $< 10$  pl/mm. Para realização do teste foi utilizado um simulador de mama com 45 PMMA, e um padrão-estrela (Figura 4). Foram realizadas três exposições variando a tensão elétrica em 24 kVp, 28 kVp e 32 kVp, mantendo o modo de exposição do equipamento automático.

**Figura 4- Arranjo experimental para avaliação da resolução espacial.**



Fonte: Autor (2022).

Para coleta dos resultados foram traçadas duas linhas cruzando o centro do isocentro do padrão-estrela até o ponto em que se é possível distinguir o espaço entre duas linhas, ou seja, um par linha. O diâmetro obtido foi dividido por dois e o valor do raio foi inserido na Equação 3 para estimar o valor da largura de cada linha por mm. Em sequência, para determinação da resolução espacial, utilizou-se a Equação 4. O processo foi repetido para os demais valores de tensão elétrica.

$$l = \frac{\pi \cdot r \cdot \alpha}{180} \quad (3)$$

$$RE(pl/mm) = \frac{1}{2 \cdot l} \quad (4)$$

Onde:

$l$  – Largura da linha em mm;

$\pi$  – Perímetro da circunferência e seu diâmetro;

$r$  – Raio até distinguir as linhas;

$\alpha$  – Ângulo do padrão-estrela.

## RESULTADOS E DISCUSSÕES

### ● Reprodutibilidade e Compensação do CAE

Os primeiros dados obtidos referem-se aos testes estruturais do mamógrafo utilizado, a fim de avaliar a reprodutibilidade e compensação do CAE. Os valores de reprodutibilidade do CAE estão demonstrados na tabela 1, para as tensões de tubo de 28 e 32 kVp.

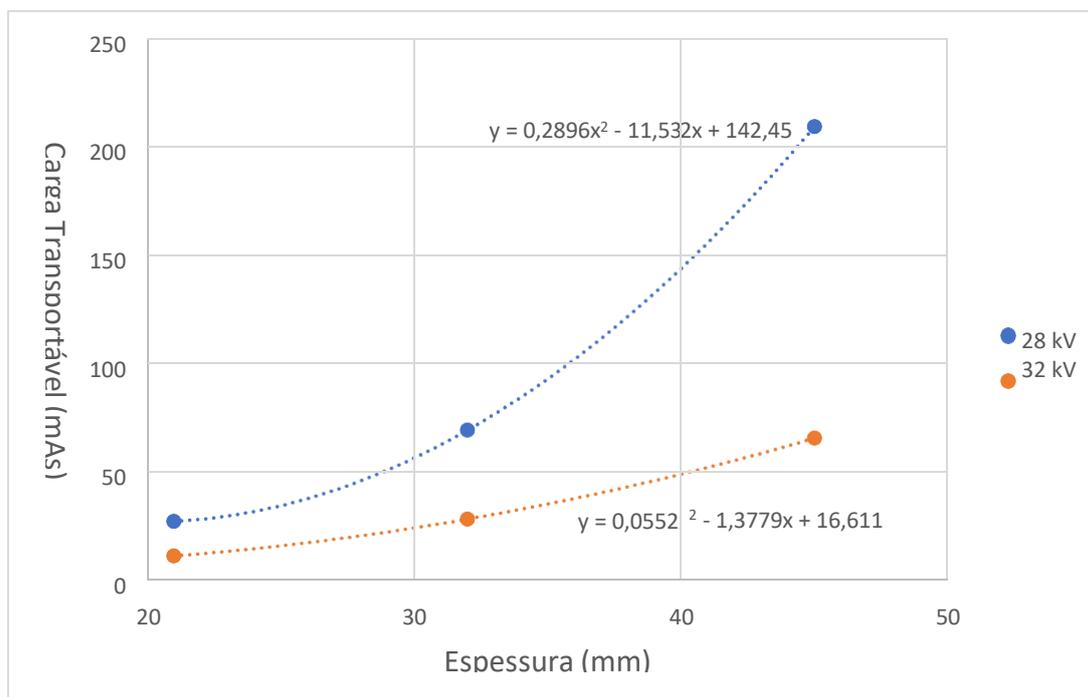
**Tabela 1- Dados do teste de reprodutibilidade do CAE para 28 e 32 kV e 45 mm de PMMA.**

kV	Reprodutibilidade (%)	Tolerância	Restrição
28	0,36	< 15 %	>20 %
32	0,38		

Conforme demonstrado na tabela os valores de reprodutibilidade foram 0,36 % e 0,38% para tensões elétricas do tubo de 28 e 32 kVp, respectivamente. Isto demonstra que o CAE se apresenta reprodutível em suas medidas, mesmo nas diferentes tensões elétricas de tubo para 45 mm de espessura de PMMA. Estando esses valores dentro dos limites de tolerância recomendados pela norma regulamentadora (< 15 %) (IN N° 92, 2021).

Na figura 5 podem ser visualizadas as curvas de respostas do CAE para o teste de compensação para as tensões elétricas de tubo de 28 e 32 kV quando variadas as espessuras dos simuladores de PMMA.

**Figura 5- Resposta do CAE em relação às diferenças de espessura de PMMA para as tensões de tubo de 28 e 32 kVp.**



De acordo com as curvas demonstradas na Figura 5, percebe-se que o valor do mAs aumenta proporcionalmente com a espessura de PMMA, uma vez que mais fótons de raios X são necessários para atravessar mamas mais espessas a fim de manter o mesmo valor de densidade óptica de fundo na imagem, alcançando o contraste desejável para o diagnóstico, ocorrendo assim a compensação dos parâmetros de exposição para diferentes espessuras de mama, otimizando dessa forma a dose nos pacientes.

Além disso, observa-se que para 28 kVp, ocorre a compensação no aumento da carga transportável em relação a tensão de tubo de 32 kVp, uma vez que na mamografia a identificação de lesões mamárias em estágio inicial depende do contraste entre a lesão e o plano de fundo da imagem. Dessa forma, obtém-se alto contraste necessário na mamografia para baixa tensão elétrica e maiores valores de mAs, proporcionando uma maior diferença entre os tons de cinza na imagem.

- **Avaliação dos Parâmetros de Qualidade da imagem Uniformidade**

Para avaliação da uniformidade foram selecionados cinco diferentes pontos de medições (ROI 1 a ROI 5), sendo: dois pontos equivalentes na parede torácica, um no centro e dois do lado oposto, sempre a 20 mm das margens. Para obtenção das imagens foi utilizado uma tensão elétrica de 24 kV e os dados obtidos foram calculados de acordo com a Equação 2. A análise da imagem foi realizada utilizando o *software Image J*, conforme observado na Figura 6.

**Figura 6- Imagem obtida para análise da nitidez da imagem.**



**Fonte:** Autor (2022).

A Tabela 2 apresenta os dados obtidos com valores dos tons de cinza para cada ROI selecionado, bem como o valor da uniformidade e os valores de tolerância e restrição recomendados pela ANVISA.

**TABELA 2: Análise quantitativa da qualidade da imagem.**

ROI	Tons de Cinza	Uniformidade (%)	Tolerância	Restrição
1	1860,617			
2	1973,087			
3	1950,385	3,39	Desvio máximo do valor médio do pixel	> 25%
4	1844,636		≤15%	
5	1974,072			

Para que a imagem radiológica das mamas atenda os padrões de qualidade o sinal recebido pelos detectores precisa estar uniforme. A perda da uniformidade pode provocar o ruído e conseqüentemente a perda da visibilidade de estruturas de baixo contraste (BUSHBERG et al, 2001). A IN N° 92 da ANVISA determina que a frequência dos testes para a avaliação da uniformidade deve ser anual ou após reparos do equipamento, visando garantir que não haja artefatos nas imagens que possam mascarar estruturas importantes na mama que dificulte a interpretação da imagem prejudicando o diagnóstico.

Conforme demonstrado na Tabela 2, o valor da uniformidade obtido foi de 3,39%. A IN N° 92 da ANVISA recomenda que a variação percentual da uniformidade deve ser menor ou igual a 15%. Sendo assim, o valor obtido corresponde aos limites previstos pela instrução normativa supracitada.

Baldelli *et al.* (2020) realizaram estudos comparando 19 mamógrafos CR, os quais demonstraram diferenças significativas em sua uniformidade. Essas diferenças podem ser devido ao efeito anódico, como também o efeito gosh, indicando que a geometria do tubo de raios X e do sistema de detecção têm grande impacto na uniformidade, e que mesmo com essas diferenças os valores de uniformidade devem estar abaixo ao nível de tolerância de 15%.

Além disso, o estudo realizado por Lazzaro *et al.* (2015) demonstra que a vida útil da placa de imagem (IP) dos mamógrafos do tipo CR acarreta variações na uniformidade do sinal ao longo da imagem produzida, indicando a substituição das IPs quando os valores de uniformidade forem maiores que 25%.

- **Curva Contraste-Detalhe**

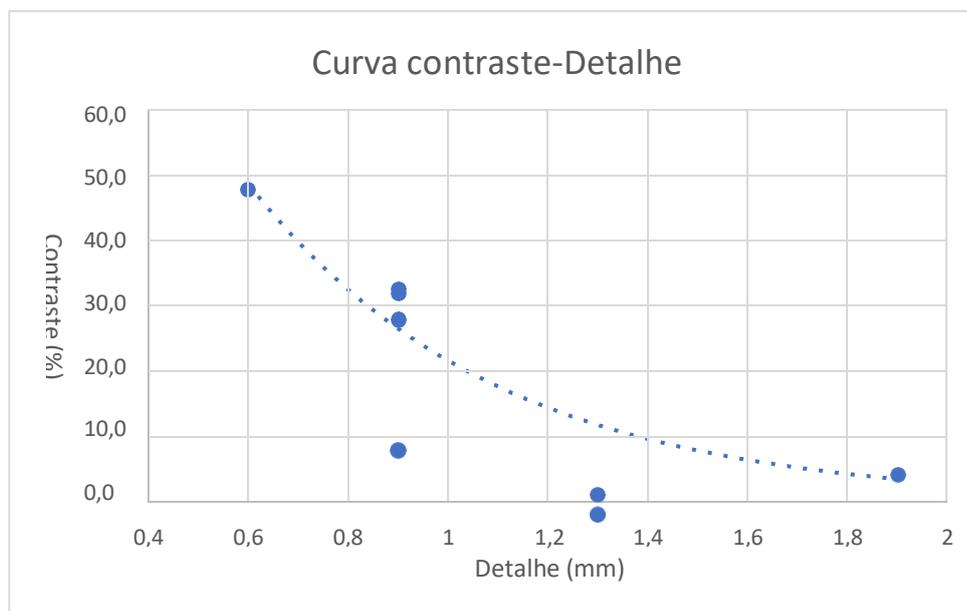
Pela natureza das lesões localizadas no tecido mamário é de suma importância a detecção de objetos de baixo contraste e de tamanho muito pequeno. Os sistemas de imagem da mamografia digital devem ter um bom desempenho nesse quesito, o qual deve ser objetivo e independente do observador (Collado-Chamorro *et al*, 2010). Nesse quesito foi utilizado o *phantom* ( Figura 7) para levantamento da curva contraste detalhe, conforme demonstrado na Figura 8.

**Figura 7- Imagem obtida para levantamento da curva contraste-detalhe.**



Fonte: Autor (2022)

**Figura 8- Curva contraste detalhe para tensão de tubo de 24 kV.**



A imagem obtida no mamógrafo em estudo apresenta-se com contraste satisfatório e capacidade de detecção de pequenos objetos, uma vez que a curva de contraste detalhe comporta-se de forma esperada quando comparados com as metodologias propostas para análise de qualidade da imagem. Isto demonstra que com a metodologia utilizada foi possível uma boa visualização de detalhe mesmo em pequenas profundidades.

Corroborando com os resultados obtidos por Kretz *et al.* (2019), os quais realizaram uma análise comparando o método padrão europeu de levantamento das curvas através do simulador de contraste detalhe de mamografia (CDMAM), o CDMAM é constituído por 265 células, cada uma contendo dois discos de ouro. Esse método consiste na probabilidade de localização dos discos de ouro de diferentes diâmetros e espessuras. Ele também relaciona a resolução contraste com a resolução espacial, sendo um método visual e quantitativo.

Esse estudo comparou o método padrão com o método que utiliza um software de mamografia virtual. Os resultados indicaram que é mais viável e precisa a abordagem através do *software* virtual do que pelo método padrão.

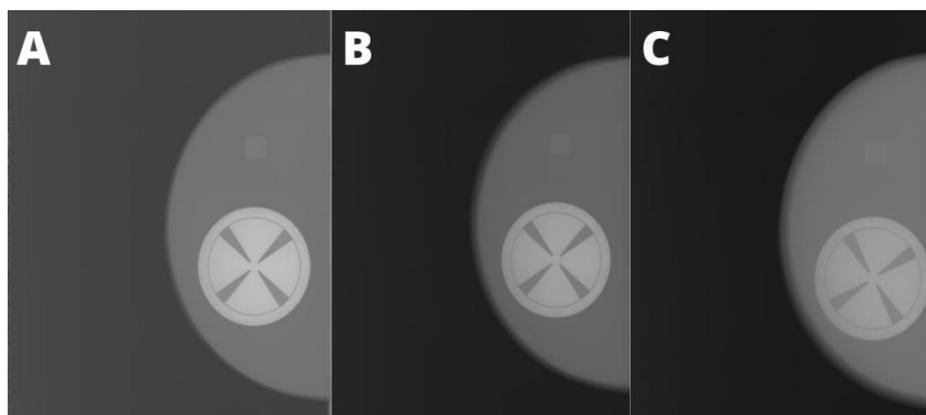
Um estudo também relacionado à avaliação da curva-contraste detalhe foi realizado por Batista e Santos (2014) utilizando o método padrão europeu em dois

mamógrafos com diferentes tipos de grades. Os resultados encontrados demonstram que a capacidade de detecção de detalhes menores que 0,1 mm é maior quanto maior a eficiência da grade antidifusora, uma vez que o uso da grade reduz a radiação espalhada e aumenta o contraste possibilitando uma maior nitidez dos pequenos detalhes.

- **Resolução espacial**

Para análise da resolução espacial foram realizadas três exposições com tensões elétricas do tubo de raios X variando entre 24 kVp, 28 kVp e 32 kVp, com um conjunto de placas que totalizam 45 mm de PMMA. As imagens obtidas foram analisadas utilizando o *software ImageJ*. Na Figura 9 pode ser visualizado a variação de contraste da imagem em função das exposições realizadas.

**Figura 9- Imagens obtidas com os fantasmas para análise da resolução espacial da mamografiapara a) 24 kV, b) 28 kV e c) 32 kV.**



A imagem (A) Representa a exposição utilizando uma tensão de 24 kV. A imagem (B) representa exposição utilizando uma tensão de 28 kV. A imagem (c) representa a exposição com uma tensão de 32 kV.

**Fonte:** Autor (2022)

Na Tabela 4 estão apresentadas a média dos valores obtidos para análise quantitativa da resolução espacial obtidos com a Equação 4, bem como os valores de tolerância e restrição regulamentados pela IN N° 92, de 27 de maio de 2021.

**TABELA 4: Análise quantitativa da resolução espacial para 45 mm de espessura de PMMA.**

Tensão (kV)	Resolução espacial (pl/mm)	Tolerância	Restrição
24	4,80	> 12 pl/mm	< 10 pl/mm
28	4,75		
32	4,66		

A resolução espacial de uma imagem está relacionada com a capacidade de distinguir objetos de pequenas dimensões. A imagem mamográfica necessita de alta resolução espacial para poder representar detalhes da mama e das estruturas que possam estar ligadas ao estágio inicial do CM, uma vez que estas possuem dimensões muito reduzidas, como no caso de microcalcificações (Karssemeijer *et al*, 1993).

Mediante os dados demonstrados na Tabela 4, os valores obtidos para análise quantitativa da resolução espacial foram 4,80 pl/mm, 4,75 pl/mm e 4,66 pl/mm para as tensões elétricas de tubo de 24 kVp, 28 kVp e 32 kVp, respectivamente, as quais encontram-se fora dos limites de tolerância de 12 pares de linha por mm, conforme é determinado pela IN N° 92, de 27 de maio de 2021. Os dados obtidos podem estar abaixo da tolerância aceitável devido ao desgaste das placas de imagem (IPs), sendo necessária a realização de novos testes para verificação ou a troca das IPs.

Karssemeijer *et al*. (1993) realizaram um estudo comparativo entre os mamógrafos convencionais utilizando filme radiográfico e mamógrafos do tipo CR, observando que há uma ligeira redução na diferenciação de tumores benignos dos tumores malignos quando utilizado os mamógrafos CR, devido à diferença na resolução espacial entre os dois métodos de aquisição de imagem.

No entanto, quando se trata da caracterização dos tumores malignos há uma melhora quando utilizado o mamógrafo digital, concluindo que mesmo com uma resolução

espacial menor do que a mamografia convencional, que possui uma resolução espacial entre 12 e 15 pl/mm, essa resolução, quando dentro dos limites de tolerância e restrição das normas regulamentadoras, não impede o desempenho diagnóstico com qualidade quando utilizada a mamografia digital.

## CONCLUSÃO

Os dados obtidos neste trabalho demonstraram que, para avaliação estrutural do CAE em mamografia, os resultados encontram-se em conformidade com os limites de tolerância estabelecidos pela IN N° 92, de 27 de maio de 2021. Em relação a reprodutibilidade do CAE, os valores foram 0,36% e 0,38 %, para as tensões elétricas de tubo de 28 e 32 kVp, respectivamente, para espessura de 45 mm do simulador de PMMA, além da compensação da carga transportável (mAs) para as diferentes espessuras de PMMA de 21, 32 e 45 mm.

Além disso, foi possível avaliar neste trabalho os parâmetros de qualidade da imagem, como a uniformidade do sistema de imagem, curva contraste-detalle e resolução espacial, utilizando o *software ImageJ* para análise das imagens. Os valores de uniformidade foram de 3,39%, para tensão elétrica de tubo de 24 kVp. Para resolução espacial foram obtidos 4,80 pl/mm, 4,75 pl/mm e 4,66 pl/mm para as tensões de tubo de 24 kVp, 28 kVp e 32 kVp, respectivamente, demonstrando estarem fora dos limites estabelecidos de >12 pl/mm. E por fim, a avaliação da curva do contraste detalhe, que apresentou boa resposta para visualização de detalhes do *phantom* a partir de estruturas com 0,4 mm, demonstrando que o mamógrafo analisado se encontra em conformidade com a IN N° 92, de 27 de maio de 2021.

Os resultados dessa pesquisa demonstram a importância do cumprimento dos requisitos de controle de qualidade estabelecidos pelas legislações internacionais e nacionais no setor de mamografia para garantir a exatidão e precisão no diagnóstico, mesmo para tumores ainda em estágios iniciais, indicando a necessidade no cumprimento da frequência dos testes de acordo com a IN N° 92, de 27 de maio de 2021, a fim de garantir a otimização, a menor dose ao paciente e a qualidade da imagem.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Brasil, Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança** / Ministério da Saúde, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. – Brasília: Ministério da Saúde, 2005.

BRASIL, Ministério da Saúde. Portaria N° 2.898 de novembro de 2013. Disponível em: [http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2013/prt2898\\_28\\_11\\_2013.html](http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2013/prt2898_28_11_2013.html). Acesso em: 19 de nov. de 2021.

Baldelli P, et al. Investigation of detector uniformity issues for Siemens Inspiration systems. **Phys Med.** 2020 Jan;69:262–8.

Bushberg, J.T., Seibert, J.A., Leidholdt, E.M., Boone, J.M., 2001. Mammography. In: The Essential Physics of Medical Physics of Medical Imaging, second ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp. 263.

CORRÊA Freitas, J. A. Análise da influência do controle automático de exposição para mamas de diferentes espessuras. **Revista da Graduação**, v. 6, n. 1, 31 maio 2013.

Collado-Chamorro, P., Sanz-Freire, C., Gómez-Amez, J., Vázquez-Galiñanes, A., Lopo-Casqueiro, N., González-De La Puente, M. (2010). **Curvas de Detalhe de Contraste em Mamografia Digital: Comparação de Desempenho de Imagens Brutas e Filtradas.** IWDM 2010. Notas de Palestra em Ciência da Computação, vol 6136. Springer, Berlim, Heidelberg.

DUNGA, Diuglas Marsciano. **Sistemas inteligentes para diagnósticos automatizados do câncer de mama.** Uberlândia, 2019.

HANSEN, John T. **Netter Anatomia Clínica.** Rio de Janeiro: Elsevier, 2015.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. **Estimativa 2022: incidência do Câncer no Brasil.** Rio de Janeiro: INCA, 2021. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document>. Acesso em: 10 de Out. de 2021.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA.  
**Atualização em mamografia para técnicos em radiologia.** 2. ed. rev. atual. Rio de Janeiro: INCA, 2019.

Kalaf, José Michel. Mamografia: uma história de sucesso e de entusiasmo científico.  
**Radiologia Brasileira [online].** 2014, v. 47, n. 4 [Acessado 26 Maio 2022],pp.VII-VIII.Disponível em: <<https://doi.org/10.1590/0100-3984.2014.47>>.

Revista da Graduação Vol. 6 No Seção: Faculdade de Física Título: **Análise da influência do controle automático de exposição para mamas de diferentes espessuras.** Autor: JOSLAINE APARECIDA CORRÊA FREITAS. Disponível em: ISSN [revistaseletronicas.pucrs.br/ojs/index.php/graduacao/article/view/13771](http://revistaseletronicas.pucrs.br/ojs/index.php/graduacao/article/view/13771).

Resolução da Diretoria Colegiada – **RDC** nº 611, de 9 de março de 2022, Estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista. Diário Oficial da União, Poder Executivo, Brasília, DF, 16 de Mar. 2022. BRASIL, **RDC** nº 611, de 9 de março de 2022.

T. Kretz et al., “Determination of contrast-detail curves in mammography image quality assessment by a parametric model observer,” *Physica Medica*, vol. 62, 2019.