

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

ALEYSSON PEREIRA GARCIA DA SILVA

**AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM EM FUNÇÃO DO ÍNDICE DE
EXPOSIÇÃO NA MAMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

JOÃO PESSOA - PB

2022

ALEYSSON PEREIRA GARCIA DA SILVA

**AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM EM FUNÇÃO DO ÍNDICE DE
EXPOSIÇÃO NA MAMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

Monografia apresentada à Faculdade de Enfermagem Nova Esperança – FACENE, como exigência para obtenção do título de Tecnólogo em Radiologia.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alex Cristóvão
Holanda de Oliveira

JOÃO PESSOA - PB

2022

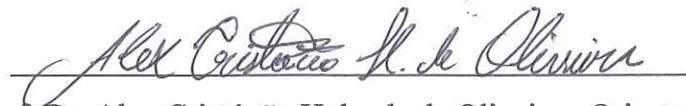
ALEYSSON PEREIRA GARCIA DA SILVA

**AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM EM FUNÇÃO DO
INDICE DE EXPOSIÇÃO NA MAMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

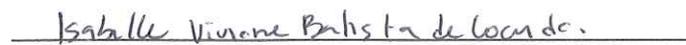
Artigo científico apresentado pelo aluno Aleysson Pereira Garcia da Silva, do curso de Tecnologia em Radiologia da Faculdade de Enfermagem Nova Esperança – FACENE, tendo obtido o conceito de 9,5, conforme a apreciação da banca examinadora constituída pelos professores:

Aprovada em: 02 de Junho de 2022

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Alex Cristóvão Holanda de Oliveira - Orientador
Faculdade de Enfermagem Nova Esperança – FACENE



Prof.^a Dra. Isabelle Viviane Batista de Lacerda
Faculdade de Enfermagem Nova Esperança – FACENE



Prof.^a Dra. Claudia Patrícia Varela Valença
Faculdade de Enfermagem Nova Esperança – FACENE

AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM EM FUNÇÃO DO ÍNDICE DE EXPOSIÇÃO NA MAMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

SILVA, A. P. G.; OLIVEIRA, A. C. H.

RESUMO

Atualmente, o câncer de mama é uma das neoplasias que mais mata mulheres no Brasil e no mundo, sendo diversos os fatores contribuintes para seu desenvolvimento. Nos dias atuais, as tecnologias estão cada vez mais sofisticadas e o foco para detecção mais precisa e minuciosa é um desafio para a indústria de equipamentos radiográficos. Sabe-se que o Índice de Exposição (IE) é o valor dado quanto à exposição que chega ao receptor de imagem, sendo atribuído a dose em questão. Neste trabalho foram realizados testes voltados à qualidade da imagem para avaliar o comportamento do IE com mudanças no produto corrente-tempo (mAs) e espessuras, que foram propostas nos experimentos. Os parâmetros de qualidade foram a uniformidade, Curva Contraste-Detalhe, Razão Contraste Ruído (RCR), resolução espacial e desvio padrão. Foram utilizadas placas de PMMA, ferramenta especial para obter a Curva Contraste-Detalhe e o padrão estrela. Os valores para obter os parâmetros de qualidade foram obtidos com o software ImageJ. Foi observado que o IE se comportava junto com a variação do mAs, que mesmo utilizando o controle automático de exposição (CAE) tinha os valores de mAs variando para mais ou para menos dos demais também com o CAE. Valores obtidos de RCR utilizando mAs baixo, foi visivelmente visto a impossibilidade de serem utilizadas para laudo, já que estavam com a qualidade totalmente comprometida. Foi notada a necessidade de serem realizados testes complementares, voltados a dose e com valores mais próximos do CAE, com também preferência de comparação de equipamentos diferentes.

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

ASSESSMENT OF IMAGE QUALITY AS A FUNCTION OF THE EXPOSURE INDEX IN COMPUTED MAMMOGRAPHY

ABSTRACT

Currently breast cancer is one of the neoplasms that most kill women in Brazil and in the world, with several contributing factors for its development. Nowadays, technologies are increasingly sophisticated and the focus for more accurate and thorough detection is a challenge for the radiographic equipment industry. It is known that the Exposure Index (IE) is the value given to the exposure that reaches the image receptor, being attributed to the dose in question. In this work, tests aimed at image quality were performed to evaluate the behavior of the IE with changes in the current-time product (mAs) and thicknesses that were proposed in the experiments. The quality parameters were uniformity, Contrast-Detail Curve, Contrast Noise Ratio (CRR), spatial resolution and standard deviation. PMMA plates were used, a special tool to obtain the Contrast-Detail Curve and the star pattern. The values to obtain the quality parameters were obtained with the ImageJ software. It was observed that the IE behaved along with the mAs variation, which even using automatic exposure control (CAE) had the mAs values varying more or less than the others, also with the CAE. Values obtained from RCR using low mAs, the impossibility of being used for the report was visibly seen, since their quality was totally compromised. It was noted the need to carry out complementary tests, focused on dose and with values closer to the CAE, with a preference for comparing different equipment.

KEYWORDS: Radiodiagnosis. Optimization. Quality control.

INTRODUÇÃO

A neoplasia maligna de mama está, atualmente, no ranking das doenças que mais matam no mundo (BRAY et al., 2018). O câncer de mama envolve fatores de natureza heterogênea, comportamento e estilo de vida, atividade reprodutiva, entre outros fatores que podem influenciar seu surgimento (BEZERRA et al., 2018).

Atualmente, para o rastreamento do câncer de mama, se faz uso, principalmente, de imagens de mamografia, obtidas por um equipamento emissor de raios-x denominado mamógrafo, as quais permitem a visualização de anomalias com microcalcificações e tumores na região interna da mama (INCA, 2021).

As imagens mamográficas podem ser divididas em três tipos: convencionais, computadorizadas e digitais (FREITAS et al., 2006). O sistema convencional utiliza filmes radiográficos, que necessitam a utilização de produtos químicos para sua revelação e fixação, após sua exposição quando dentro do chassi (FREITAS et al., 2006).

O equipamento computadorizado (CR - *Computed Radiography*) utiliza uma placa de imagem (PI) composta por material de fósforo fotoestimulável. Quando a PI é exposta ocorre um processo de aprisionamento dos elétrons ionizados. Depois o chassi contendo a PI é introduzida no equipamento de leitura que utiliza um laser específico para liberar os elétrons aprisionados. A quantidade de elétrons liberados em cada ponto representa o tom de cinza formando a imagem digital após a estimulação de toda a PI (FREITAS et al., 2006; BUSHONG, 2011).

A placa CR não acumula informações sobre corrente e tempo do tubo (mAs) ou potencial do tubo (kVp) que são utilizados; ele só armazena a energia proporcional à quantidade de radiação que recebe (KOEN et al. 2008).

O sistema digital (DR - *Digital Radiography*) utiliza um receptor formado por detectores eletrônicos que convertem a radiação em sinal elétrico para a formação da imagem digital pelo computador de comando do equipamento. Assim, não há necessidade do processo de revelação de uma imagem latente como ocorre nos sistemas convencional e CR (FREITAS et al., 2006; BUSHONG, 2011).

Apesar do sistema DR ter a vantagem de produzir a imagem de maneira direta, o sistema CR é mais barato de implementar, o que o torna mais utilizado no Brasil atualmente (ALMEIDA et al., 2018).

Para trazer segurança aos exames e garantir a menor dose possível, todos os sistemas que fazem utilização de radiação ionizante, seguem os três princípios básicos de radioproteção; justificação, otimização e limite de dose (MIGOWSK, 2018).

Seguindo os princípios de radioproteção, mas especificamente da otimização, uma dose adequada para o paciente, em equipamentos mais modernos, possui o controle automático de exposição (CAE), que serve como um sistema que controla a quantidade de radiação a ser utilizada no exame para produzir a imagem (RENA et al., 2016).

Como os equipamentos mais antigos não possuem o CAE, a quantidade de exposição usada na radiografia convencional está diretamente relacionada à densidade óptica média da imagem, já nos sistemas CR ela determina a razão sinal-ruído (KOEN et al. 2008).

Para estimar a quantidade de exposição usada na aquisição das imagens nos sistemas CR foi desenvolvido por cada fabricante o Índice de Exposição (IE). O IE é um valor que é exibido no monitor após a realização do exame, quando a imagem digital já está formada. Esse valor representa a quantidade de exposição que chegou até o receptor (PI), o que faz desse indicador uma ótima referência para conciliar a dose com a qualidade da imagem (BRAGA et al., 2019).

Atualmente, não existem testes específicos para avaliar o IE, como visto nos propostos pela atual RDC 611, de março de 2022 (ANVISA, 2022).

O objetivo deste trabalho é analisar a qualidade da imagem em função do IE com a variação dos parâmetros de aquisição na mamografia computadorizada.

MATERIAL E MÉTODOS

Essa pesquisa foi realizada no Centro de Saúde e Clínica-Escola Nova Esperança, localizado na cidade de João Pessoa – PB, que possui um mamógrafo da marca GE, modelo Senographe 700T, em conjunto com um sistema de mamografia computadorizada da marca Carestream.

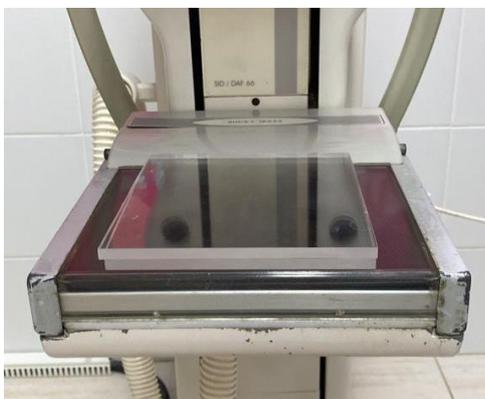
A qualidade da imagem foi analisada pela uniformidade, ruído, Curva Contraste-Detalhe (CCD), resolução espacial e razão contraste-ruído (RCR). As análises das imagens foram realizadas com o software ImageJ (<https://imagej.nih.gov/ij/>).

O material necessário para o teste de uniformidade e ruído consistiu em duas placas de PMMA com 17x17x8 cm. Para aquisição das imagens com compressão foi utilizada

uma tensão de 24 kVp e três valores de produto corrente-tempo (mAs), sendo o primeiro dado pelo CAE, e os outros manualmente de maneira arbitrária, onde o primeiro valor manual deveria ser bem baixo, então foi selecionado 5 e o segundo deveria ser intermediário quando comparado ao CAE, então foi escolhido 50 e o último valor deveria ser bem distante, então foi selecionado 100 mAs, para assim gerar uma curva distante. Os valores médios (*Mean*) de regiões de interesse (ROI) no centro e em cada canto da imagem foram obtidos para calcular a uniformidade da imagem.

O ruído foi avaliado pelo desvio-padrão calculado a partir de uma ROI no centro da imagem. As placas de PMMA posicionada no mamógrafo são mostradas na Figura 1.

Figura 1 - Duas placas de PMMA para avaliação da uniformidade e ruído da imagem.



Fonte: Autor (2022).

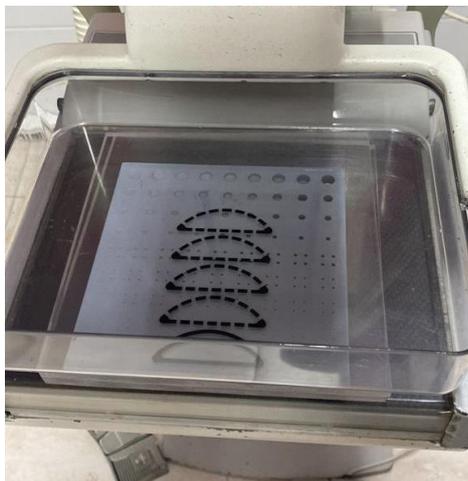
A CCD é um método que avalia a relação resolução espacial e a resolução de contraste de um sistema. Para obtê-la faz-se uma avaliação visual da imagem obtida com uma ferramenta de teste de resina contendo linhas e colunas com buracos de tamanhos e profundidades diferentes (BUSHONG, 2011). Uma ferramenta de teste como essa foi construída pelo Grupo de Dosimetria Numérica (GDN) do Recife - PE (<http://dosimetrianumerica.org/>) e disponibilizada para realização deste trabalho.

A ferramenta de teste para obter a CDC, juntamente com duas placas de PMMA, é mostrada na Figura 2. Para aquisição das imagens foi utilizada uma tensão elétrica de 24 kVp e três valores de Produto Corrente-Tempo, sendo o primeiro dado pelo CAE e os outros manualmente de maneira a ficarem um valor bem baixo do CAE, sendo 10 e outro bem mais alto, sendo o valor de 200.

A coleta dos dados para construir a CCD foi realizada visualmente, onde foram obtidos os tamanhos e os valores de contraste do último buraco visível de cada linha. Os

valores de contraste foram determinados pela diferença entre as médias (*Mean*) buraco e as médias do *background* (região próxima sem buraco).

Figura 2 - Duas placas de PMMA e um fantoma físico especial para obtenção da Curva Contraste-Detalhe.



Fonte: Autor (2022).

Para a realização do teste de resolução espacial e RCR foi utilizada uma placa de alumínio de 10x10x0,2 mm, junto com um padrão estrela, sobre placas semicirculares de 8 cm de raio, com espessuras totais de 21, 32 e 45 mm. Um desses conjuntos é mostrado na Figura 3. As imagens foram adquiridas com as tensões de 24 kVp para a espessura total de 21 mm, 28 kVp para 32 mm e 32 kVp para 45 mm. Para cada espessura foram utilizados três valores de mAs, sendo o primeiro dado pelo CAE e os outros manualmente.

Para obtenção da resolução espacial foi selecionado um ponto no padrão estrela, que era possível diferenciar as linhas e ligado-o a outro ponto do lado oposto, que também era possível visualizar essa diferença, de maneira a se manter alinhados com o meio do padrão estrela. A metade do comprimento (*length*), entre esses pontos, foi definida como o raio para obter o arco da circunferência que representa o tamanho de uma linha. O ângulo é o grau de abertura entre as linhas, sendo no caso igual a 0,5°.

A RCR foi obtida pela razão entre o contraste entre a placa de alumínio e o *background* (diferença entre os valores médios das respectivas ROIs) e o desvio-padrão na região de *background*.

Os valores dado pelo CAE foram evidenciados utilizando o símbolo “*”.

Figura 3 - Seis placas de PMMA semicirculares, um quadrado de alumínio para obtenção do RCR e o padrão estrela para avaliação da resolução espacial.

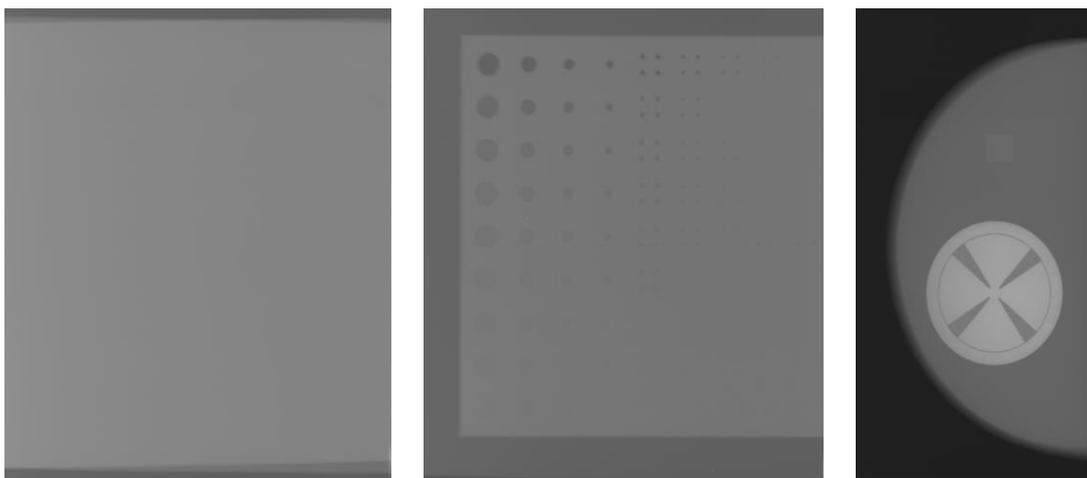


Fonte: Autor (2022).

RESULTADOS E DISCUSSÃO

As imagens obtidas das duas placas de PMMA para avaliação da uniformidade e ruído, as duas placas de PMMA com a ferramenta de teste da CCD e as placas semicirculares com a placa de alumínio e o padrão estrela são mostradas na Figura 4.

Figura 4 - Imagens digitais obtidas. (a) Duas de PMMA. (b) Duas placas de PMMA e a ferramenta de teste do CCD. (c) Seis placas de PMMA, quadrado de alumínio e o padrão estrela.



(a)

(b)

(c)

Fonte: Autor (2022).

Com a realização dos testes de Uniformidade e Desvio Padrão foram obtidos os dados mostrados na Tabela 1. Os valores de uniformidade e desvio padrão diminuem com o aumento do produto corrente-tempo (mAs). A redução do mAs de 25 para 5 (80%) representou aumentos de 32% no desvio padrão e 26% na uniformidade e uma redução de 30% no IE. O aumento do mAs de 25 para 50 (100%) resultou em reduções de 25% no desvio padrão e 24% na uniformidade, e um aumento de 6% no IE.

Já o aumento de 25 para 100 mAs, que representou mais de 300% de aumento, resultou em reduções de 29% no desvio padrão e 41% na uniformidade e um aumento de 26% no IE. Com o aumento do mAs foram apresentados valores superiores de IE e melhor qualidade de imagem. Isso era esperado, visto que aumentou o nível de exposição e, conseqüentemente, a dose devida sua relação diretamente proporcional com o mAs.

Tabela 1 - Dados obtidos nos testes de Uniformidade e Desvio Padrão. (*) Produto corrente-tempo obtido utilizando o CAE.

Uniformidade e Desvio Padrão				
KVP	mAs	IE	Uniformidade	Desvio Padrão
24	25*	2101	2,83%	13,885
24	5	1480	3,83%	18,416
24	50	2227	2,15%	10,438
24	100	2638	1,66%	9,841

Fonte: Autor (2022).

As CCDs obtidas das imagens da ferramenta de teste são mostradas na Figura 5. Os valores dos menores tamanhos e contrastes de cada CCD foram reunidos na Tabela 2. A redução do Produto Corrente-Tempo de 54 para 5 (91%) apresentou um aumento de 46% no valor de menor contraste e uma redução de 43% no IE. Já o aumento do mAs de 54 para 100, resultou em um IE 11% superior e um menor contraste 48% maior.

O menor contraste foi o do valor de 54 mAs dado pelo CAE, sendo um valor de 7,5 menor contraste. O menor tamanho de 0,6 foi igual para todos os valores de mAs. A análise dos IEs referentes às exposições representou uma imagem de melhor resolução de contraste quando exposto com 54 mAs e 100 mAs, com um valor de 2.101 a 2.349 IE. Era esperado um decaimento de qualidade, com um IE tão baixo em 5 mAs, que foi de 1191.

Figura 5 - Gráfico das CCDs. (*) Produto corrente-tempo obtido utilizando o CAE.

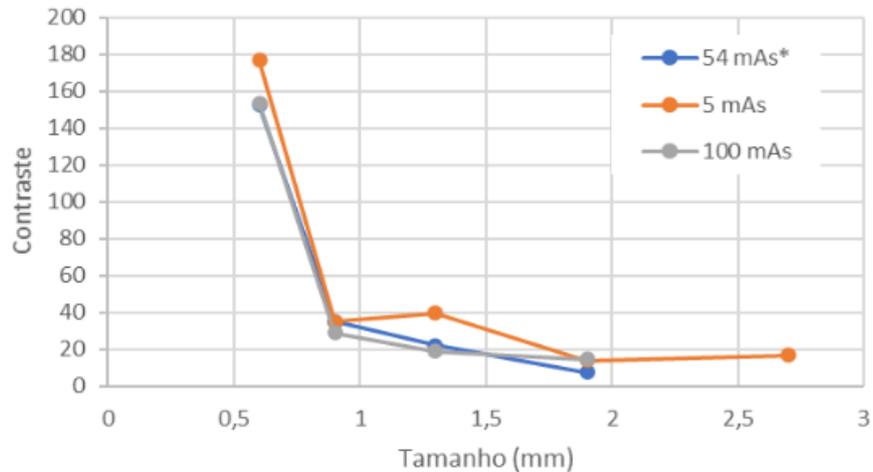


Tabela 2 - Dados obtidos nos testes da Curva Contraste-Detalhe. (*) Produto corrente-tempo obtido utilizando o CAE.

CCD				
KVP	mAs	IE	Menor Contraste	Menor Tamanho (mm)
24	54*	2101	7,5	0,6
24	5	1191	13,8	0,6
24	100	2349	14,5	0,6

Fonte: Autor (2022)

Os dados demonstrados na Tabela 3 foram obtidos nos testes de resolução espacial e RCR. A utilização de 32 kVp na tensão e 45 mm de PMMA resultou no valor de 94 mAs utilizando o CAE, sendo sua diferença de 89% do valor quando comparado ao valor de 10 mAs, quando colocado manualmente e representando uma queda de 26% no IE e 67% no valor de RCR. Com o aumento de 94 mAs para 200 (53%,) houve um aumento de 11% no IE e 12% no RCR. Já no valor de 10 mAs para 200 (1900%) obtivemos um valor 43% inferior no IE e 71% no RCR.

Tabela 3 - Dados obtidos nos testes de Resolução Espacial e Razão Contraste Ruído. (*) Produto corrente-tempo obtido utilizando o CAE.

Resolução Espacial (RE) e Razão Contraste-Ruído (RCR)				
45 mm de PMMA e 32 kVp				
KVP	mAs	IE	RE (PL/mm)	RCR
32	94*	2415	3,7	10,2
32	10	1538	3,4	3,4
32	200	2711	3,5	11,6
32 mm de PMMA e 28 kVp				
KVP	mAs	IE	RE (PL/mm)	RCR
28	130*	2202	3,4	15,3
28	10	1196	3,5	5
28	200	2370	3,1	19
21 mm de PMMA e 24 kVp				
KVP	mAs	IE	RE (PL/mm)	RCR
24	76*	1891	3,4	14,9
24	10	1107	3,5	5,9
24	200	2270	3,3	22,7

Fonte: Autor (2022)

Na aquisição de 32 mm e 28 kVp obteve-se um mAs de 130 com o CAE, que representou uma redução de 7% no IE e 19% na RCR quando comparado ao valor de 200 mAs (35%). Com o aumento de 10 mAs para 130 (1200%), houve um aumento de 45% no IE e 67% no RCR. Já na redução de 200 mAs para 10 (1900%) tivemos uma queda de 49% no IE e 74% no RCR.

Quando realizamos as exposições com 24 kVp e a placa de 21 mm, observou-se que com a diminuição do mAs de 76 para 10 houve uma queda no IE de 41% e no RCR de 60%. Com o aumento do mAs de 76 para 200 tivemos um aumento de 17% no IE e 24% no valor de RCR.

Com a análise destes presentes dados fica evidente, primeiramente, que o CAE não estabilizou os valores de IE, deixando-os variar conforme alteração para mais ou para menos do mAs de maneira diferente proporcionalmente. A utilização de 10 mAs resultou em valores muito baixos de IE, o que significou em imagens com qualidades muito reduzidas, podendo-se ser descritas como impossíveis de laudar com qualidade de visualização.

Sabe-se que a relação entre o menor tamanho (T) e a resolução espacial (RE), em pares de linha por milímetro (PL/mm), de uma imagem é dada por $T = 2/RE$.

Assim, comparando o valor de T, obtido no teste da CCD (Tabela 2) com o valor médio de RE, obtido com as placas semicirculares (Tabela 3), ambos com a tensão de 24

kVp, percebe-se que tiveram resultados semelhantes. Portanto, a RE parece não ser afetada pela variação do IE.

CONCLUSÃO

O objetivo do trabalho foi analisar a variação da qualidade em função do IE, alterando os parâmetros Produto Corrente-Tempo e Tensão elétrica. Sendo realizados testes de qualidade da imagem de uniformidade e desvio padrão, CCD, RE e RCR.

Foram observados alguns dados relevantes quanto à variância do IE, mesmo com a utilização do CAE, que era para fornecer um valor semelhante ou bem próximo, já que seu papel era reconhecer a estrutura e fazer com que recebesse uma dose proporcional a sua densidade de material, mas o que se percebeu foi o IE variando bastante a números distantes mesmo com o CAE.

Foi obtido que o IE é ligado diretamente ao produto corrente-tempo, tendo seu valor diminuído e aumentado conforme o mAs, que se altera respectivamente. No teste de RE e RCR os valores da resolução ficaram bem próximos, mesmo com a variação de 10 a 200 de mAs, mas os valores referentes ao RCR nos deram valores baixos quando utilizado o mAs 10, e IE de 1107 a 1538, fornecendo imagens com a qualidade reduzida, prejudicando a visualização da estrutura de estudo.

O trabalho precisa de complemento futuro para realizar abordagens mais completas quanto à dose empregada, já que alguns outros testes ficaram de fora e poderiam ser utilizados valores mais de mAs mais próximos do valor do CAE, para sabermos se o CAE está fornecendo um IE adequado e mínimo necessário para a estrutura em estudo assim levando em consideração para testes mais completos e eficaz.

Também é interessante que testes sejam realizados em equipamentos diferentes para que assim seja possível se obter mais informações. Os resultados são parcialmente satisfatórios, já que forneceu resultados importantes quanto ao IE, e sua variação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BARCELOS MRB, et al. Diretrizes de rastreamento do câncer de mama com práticas personalizadas e baseadas em risco: estamos preparados?. v. 48, n. 11, p. 685-698,2020.

BEZERRA HS, et al. Avaliação do acesso em mamografias no Brasil e indicadores socioeconômicos: um estudo espacial. Revista Gaúcha de Enfermagem. v. 39, 2018.

BRAGA, L. F, et al. Metodologia de análise e interpretação dos indicadores de exposição (EI) e seus desvios (DI) em radiologia computadorizada. Revista Brasileira de Física Médica. v. 13, n. 3, p. 33–37, 2019.

BRAY, F. et al. Global cancer statistics 2018: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. CA: a cancer journal for clinicians, Hoboken. v. 68, n. 6, p. 394-424, 2018.

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Resolução da Diretoria Colegiada – RDC n° 611, 9 de março de 2022. p.107. 2022.

BUSHONG. S. C. Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção. 9ed. 2010.

DOLLY, S, et al. Practical considerations for noise power spectra estimation for clinical CT scanners. Journal of Applied Clinical Medical Physics. v. 17, p. 3, 2016.

FREITAS, A, et al. Mamografia digital: perspectiva atual e aplicações futuras. Radiologia Brasileira. v. 39, n. 4 p. 287-296, 2006.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. Estimativa de 2021. Parâmetros técnicos para rastreamento do câncer de mama. Rio de Janeiro: INCA, 2021

MIGOWSKI, A. et al. Diretrizes para detecção precoce do câncer de mama no Brasil. I – Métodos de elaboração. Cadernos de Saúde Pública, Rio de Janeiro. v. 34, n. 6, 2018

RENA, T, et al. Avaliação de sistemas de controle automático de exposição em tomografia computadorizada. Revista Brasileira de Física Médica. v. 8, n. 2, p. 30, 2016.

SANTOS, T. T.; OLIVEIRA, A. C. H.; VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A. Metodologia para Construção de um Fantoma Físico para Controle de Qualidade de Imagens em Radiografia Digital. International Nuclear Atlantic Conference - INAC. Recife - PE, Brazil, November 24-29, 2013.

VARGAS GS, et al. Social support network of women with breast cancer. Revista online de pesquisa –Cuidado é fundamental. v.12 p. 73-78, 2020.