

Estudo da otimização em mamografia para mamas espessas utilizando diferentes filtrações

Study of optimization in mammography for thick breasts using different filtrations

Estudio de optimización en mamografía para mamas gruesas utilizando diferentes filtraciones

Recebido: 10/10/2022 | Revisado: 24/10/2022 | Aceitado: 26/10/2022 | Publicado: 31/10/2022

Davi Silveira Azevedo

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3558-4416>
Universidade Federal de Sergipe, Brasil
E-mail: davisilveira2201@gmail.com

Laélia Campos

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5701-9851>
Universidade Federal de Sergipe, Brasil
E-mail: lpbcampos@gmail.com

Marcela Costa Alcântara Estácio

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7077-1415>
Hospital Universitário/Universidade Federal de Sergipe, Brasil
E-mail: marcelacostaalcantara@gmail.com

Cássio Costa Ferreira

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9347-208X>
Hospital Universitário/Universidade Federal de Sergipe, Brasil
E-mail: cassio.c.ferreira@gmail.com

João Vinicius Batista Valença

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9091-6925>
Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre, Brasil
E-mail: joaovinicius@ufcspa.edu.br

Raíssa Xavier Contassot

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6423-0428>
Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre, Brasil
E-mail: raissaxcontassot@gmail.com

Resumo

A mamografia é o exame padrão ouro para rastreamento do câncer de mama, sendo recomendada pelo Ministério da Saúde do Brasil a cada 2 anos para mulheres de 50 a 69 anos. Por ter uma grande demanda nos serviços de diagnóstico por imagem e pela sua importância clínica, o controle de qualidade e o processo de otimização são ferramentas indispensáveis para a garantia da qualidade do exame de mamografia. O mamógrafo avaliado neste trabalho é limitado, no modo automático, a uma tensão máxima de 30 kVp, acarretando um prejuízo para imagens de mamas espessas, em que é necessário o uso de tensões maiores para produzir uma imagem com qualidade diagnóstica. Desta forma, o presente trabalho teve como objetivo avaliar a relação contraste-ruído (RCR), a dose glandular média (DGM) e a qualidade da imagem, em um processo de otimização direcionado para o uso de feixes mais energéticos em mamas espessas (equivalentes a 7 cm de PMMA). Os resultados mostraram que com o uso do modo manual para aumentar a energia do feixe (32 e 35 kVp), a RCRrel foi maior, aumentando consequentemente a DGM. Foi observada uma tendência de redução da Figura de Mérito (FOM) à medida que o produto corrente-tempo (mAs) aumentou de forma suficiente para atender à exigência nacional mínima. Em relação à qualidade da imagem em comparação ao uso do modo automático, foi possível observar uma maior quantidade de grupos de microcalcificações e fibras.

Palavras-chave: Controle de qualidade; Otimização; Dose; Mamografia; Câncer de mama.

Abstract

Mammography is the gold standard exam for breast cancer screening, being recommended by the Brazilian Ministry of Health every 2 years for women aged 50 to 69 years. As there is a great demand in diagnostic imaging services and due to their clinical importance, quality control and the optimization process are indispensable tools to guarantee the quality of the mammography exam. The mammography unit evaluated in this work is limited, in automatic mode, to a maximum voltage of 30 kVp, causing damage to images of thick breasts, in which higher voltages are required to produce an image with diagnostic quality. Thus, the present study aimed to evaluate the contrast-to-noise ratio (CNR), mean glandular dose (MGD) and image quality, in an optimization process directed to the use of more energetic beams in thick breasts (equivalent to 7 cm of PMMA). The results showed that with the use of manual mode to increase the beam energy (32 and 35 kVp), the RCRrel was higher, consequently increasing the DGM. A downward

trend in the Figure of Merit (FOM) was observed as the current-time product (mAs) increased sufficiently to meet the minimum national requirement. Regarding the image quality compared to the use of automatic mode, it was possible to observe a greater amount of microcalcification groups and fibers.

Keywords: Quality control; Optimization; Dose; Mamography; Breast cancer.

Resumen

La mamografía es el examen estándar de oro para la detección del cáncer de mama, recomendado por el Ministerio de Salud de Brasil cada 2 años para mujeres de 50 a 69 años. Debido a que existe una gran demanda en los servicios de diagnóstico por imágenes y por su importancia clínica, el control de calidad y el proceso de optimización son herramientas indispensables para garantizar la calidad del examen de mamografía. La unidad de mamografía evaluada en este trabajo está limitada, en modo automático, a un voltaje máximo de 30 kVp, provocando daños en las imágenes de mamas gruesas, en las que se requieren voltajes más altos para producir una imagen con calidad diagnóstica. Así, el presente estudio tuvo como objetivo evaluar la relación contraste-ruido (CNR), dosis glandular media (MGD) y calidad de imagen, en un proceso de optimización dirigido al uso de haces más energéticos en mamas gruesas (equivalentes a 7 cm de PMMA). Los resultados mostraron que con el uso del modo manual para aumentar la energía del haz (32 y 35 kVp), la RCRrel fue mayor, aumentando consecuentemente la DGM. Se observó una tendencia a la baja en la Figura de Mérito (FOM) a medida que el producto de tiempo actual (mAs) aumentó lo suficiente como para cumplir con el requisito mínimo nacional. En cuanto a la calidad de imagen en comparación con el uso del modo automático, se pudo observar una mayor cantidad de grupos de microcalcificación y fibras.

Palabras clave: Control de calidad; Optimización; Dosis; Mamografía; Cáncer de mama.

1. Introdução

Recentemente, com a evolução da tecnologia, a quantidade de equipamentos digitais em mamografia vem aumentando, principalmente por causa do aumento dos casos de cânceres de mama e a necessidade de diagnósticos cada vez mais precoces (Oliveira et al., 2022; Canella et al., 2019).

A mamografia é uma técnica que tem grande demanda na maioria dos setores de imagem devido ao alto número de exames de rastreio que são solicitados e realizados. O Ministério da Saúde do Brasil recomenda que a cada 2 anos, mulheres na faixa de 50 a 69 anos realizem uma mamografia, aumentando as chances de detecção precoce do câncer de mama (Brasil, 2015).

Para uma garantia de que a imagem da mama possua uma qualidade suficiente para um correto diagnóstico, é necessário que ocorra de forma periódica o controle de qualidade do mamógrafo. Para isso, foi criado em 2006 o Programa de Qualidade em Mamografia (PQM), com a finalidade de assessorar os estados e municípios na implantação de ações que garantam a qualidade na imagem mamográfica (INCA, 2022).

O programa tem por objetivo avaliar o desempenho da prestação dos serviços que possuem o mamógrafo, usando critérios e parâmetros referentes à qualidade da estrutura, do processo, resultados, imagem clínica e laudo. O PQM tem abrangência nacional e se aplica a todos os estabelecimentos públicos e privados de saúde que realizam mamografia e vinculados ou não ao SUS. Em dezembro de 2013, o programa foi atualizado por meio da Portaria n° 2.898 (Brasil, 2013).

Além do PQM, existem também diversas normas nacionais e internacionais que abordam o controle de qualidade da mamografia, como é o caso da Resolução da Anvisa para o diagnóstico RDC 611 (Brasil, 2022) e sua Instrução Normativa N° 92 (Brasil, 2022). Estas normas exigem avaliações de vários parâmetros do feixe e da qualidade da imagem, e dentre estes, dois muito importantes são a dose glandular média (DGM) e a relação contraste-ruído (RCR). Além destes, destaca-se também a figura de mérito (FOM), que é uma métrica que relaciona qualidade da imagem e dose de radiação em um único valor numérico (Borg, Badr & Royle, 2012).

A ICRP (International Commission on Radiological Protection) e a ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) recomendam o uso da DGM para a dosimetria no tecido glandular, que é o tecido com maior risco carcinogênico (Dance et al., 2014). A DGM aumenta à medida que a espessura e/ou densidade da mama aumenta. Isto é resultado da maior quantidade de fótons raios X requerido para formar uma imagem com qualidade diagnóstica.

A RCR é uma medida do sinal na presença de ruído (Bushberg, Seibert, Leidholdt & Boone, 2012). Este parâmetro relaciona duas características importantes da imagem: contraste e ruído. O contraste pode ser, por exemplo, uma diferença de tons de cinza entre um objeto e seu entorno. Já o ruído presente no background prejudica a resolução de baixo contraste, para reduzi-lo é preciso aumentar a quantidade de sinal que chega ao detector de imagens (Bushberg, Seibert, Leidholdt & Boone, 2012), isto pode ser feito com um aumento de quantidade de fótons de raios X.

A figura de mérito (FOM) é uma métrica usada para comparar diferentes fatores e técnicas, que são empregados em processos de otimização de sistemas mamográficos. O valor da FOM representa a performance de um sistema em determinado conjunto de parâmetros e pode ser calculada com o uso de diferentes métricas, como a razão sinal-ruído (RSR), a dose de entrada na pele, a razão contraste-ruído (RCR), entre outros (Borg, Badr & Royle, 2012). Várias publicações mostram que o cálculo da FOM, quando feito através da razão entre o quadrado da RCR e a DGM, é o mais apropriado para avaliação de sistemas digitais (Baldelli, Phelan & Egan, 2010; Ranger, Lo & Samei, 2010; Young et al., 2006).

A avaliação dos parâmetros DGM e RCR, assim como a FOM, é de suma importância, principalmente em casos de pacientes com mamas espessas, quando é necessário utilizar maiores valores de dose. Contudo, em muitas ocasiões, é possível diminuir a dose aumentando a energia do feixe, pois isso permite uma redução do produto corrente-tempo (mAs) sem comprometer a qualidade da imagem (Izdihar et al., 2015).

Nesse sentido, o objetivo do trabalho é avaliar a relação contraste-ruído (RCR) e a dose glandular média (DGM) na otimização de mamografias de mamas espessas (equivalentes a 7 cm de PMMA). Para isso, utilizou-se o modo manual de exposição em um mamógrafo limitado por uma tensão máxima de 30 kVp, quando operado com uso do controle automático de exposição (CAE). A FOM foi utilizada para comparar alterações importantes em parâmetros que impactam tanto a RCR quanto a DGM.

Ademais, foram sugeridas opções de otimização para mamas espessas com base em parâmetros como RCR, DGM, FOM e na visualização de grupos de fibras, microcalcificações e massas em um simulador de mama. Com isso, pretende-se apontar qual filtro melhor se adequa a cada espessura de mama simulada.

2. Metodologia

Este artigo é um estudo de caso de natureza quantitativa, em que foi realizada a coleta de dados por meio de medições de grandezas relacionadas à dose de radiação e nível de sinal da imagem. A análise dos dados foi realizada por métodos matemáticos percentuais (Pereira, 2018), além da aplicação de uma relação numérica entre dose e nível de sinal da imagem, denominada de figura de mérito (FOM). Este artigo foi realizado com o sistema Graph Mammo AF (Philips/VMI), instalado no Hospital Universitário de Sergipe (Figura 1), administrado pela Empresa Brasileira de Serviços Hospitalares (EBSERH).

Figura 1 – Mamógrafo Graph Mammo AF, instalado no HU-SE.



Fonte: Autores (2022).

O detector do sistema Graph Mammo AF (Figura 1) é um equipamento CR (Radiologia Computadorizada). O cassette utilizado é do tipo CR-MM3.0 T, 18 x 24 cm², com resolução de 20 pixels/mm (Agfa, 2012). As imagens foram digitalizadas na leitora CR 30-Xm, da empresa Agfa.

Borg, Badr & Royle (2012) comentam que, apesar de ser uma forma importante de avaliação de sistemas digitais, o uso da RCR no cálculo da FOM pode apresentar problemas devido ao processamento e a algoritmos corretivos nas imagens processadas. Por esse motivo, o processamento das imagens foi feito utilizando a opção *System diagnosis flat field* (AAPM, 2006).

Para simular as mamas foram utilizadas placas de polimetilmetacrilato (PMMA), com dimensões de 10 x 10 x 1 cm³. As placas cobriram completamente o detector do controle automático de exposição (CAE). A Tabela 1 mostra as espessuras equivalentes de mama (50% de glandularidade), nível de dose aceitável (IAEA, 2014), níveis de tolerância e restrição para a relação contraste-ruído relativa (RCRrel) (ANVISA, 2021).

Tabela 1 – Níveis de dose e RCRrel para diferentes espessuras de PMMA.

PMMA (cm)	Mama equivalente (cm)	Nível de dose aceitável (mGy)	RCRrel% (nível de tolerância)	RCRrel% (nível de restrição)
2	2,1	1,0	> 115,0%	< 105,0%
3	3,2	1,5	> 110,0%	< 100,0%
4	4,5	2,0	> 105,0%	< 95,0%
5	6,0	3,0	> 100,0%	< 90,0%
6	7,5	4,5	> 95,0%	< 85,0%
7	9,0	6,5	> 90,0%	< 80,0%

Fonte: IAEA N° 17, RDC 611 e IN N° 92.

Na Tabela 1 pode-se perceber que para cada espessura equivalente de mama, há um nível de dose que é considerado aceitável, e valores limitantes de razão contraste-ruído mínimos.

O valor absoluto de RCR possui dependência com o sistema, portanto comparações entre aparelhos diferentes são complexas de serem realizadas. Para determinar valores limitantes, é necessário usar medições de RCR relativas a uma referência do próprio sistema (Perry, Broeders, de Wolf, Tömberg, Holland & von Karsa, 2008). A referência estabelecida foi

de 5 cm de PMMA, seguindo as orientações do *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis* (Perry, Broeders, de Wolf, Tömberg, Holland & von Karsa, 2008).

Para caracterizar o rendimento do tubo de raios X e calcular a dose glandular média (DGM), medições de kerma no ar, tensão de pico (kVp) e camada semirredutora foram feitas usando o multimetedor paramétrico *Black Piranha* (RTI, 2019). Os fatores de calibração do detector foram para o kerma no ar (25 kVp – 1,080; 28 kVp – 1,105; 30 kVp – 1,183), a camada semirredutora (25 kVp – 0,968; 28 kVp – 0,977; 30 kVp – 1,003) e a tensão do tubo (25 kVp – 1,032; 28 kVp – 1,018; 30 kVp – 1,031). Certificado de calibração: LABPROSAUD-C290-19.

Para obtenção da relação contraste-ruído (RCR) foram feitas imagens dos simuladores de PMMA usando um objeto de contraste de alumínio (10 x 10 x 0,2 mm³) (IAEA, 2014). O conjunto foi posicionado centralizado lateralmente, rente à parede torácica. Os simuladores foram avaliados com os filtros de molibdênio (Mo) e ródio (Rh). Com isso, foi determinado o filtro mais adequado para cada espessura do simulador. Foram obtidos dados de RCR e DGM para valores de tensão de pico de 32 e 35 kVp, variando o produto corrente-tempo de 160 a 320 mAs.

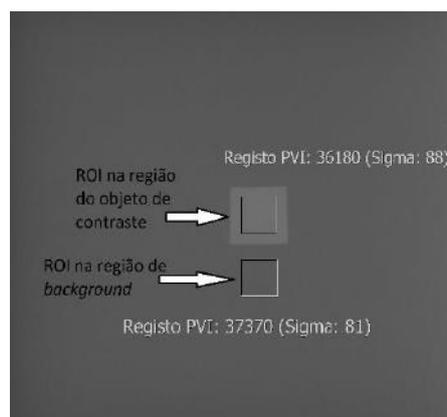
A processadora da Agfa tem ferramenta de criação automática de ROIs (*Region of Interest*). Com esta ferramenta, foi selecionada uma ROI que está contida totalmente no objeto de contraste (ROI_A), e uma ROI de mesmo tamanho da primeira (< 10 x 10 mm²) no *background* (ROI_B). A Figura 2 exemplifica a seleção das regiões de interesse.

Com o valor médio do pixel na ROI_A e na ROI_B, e o ruído da ROI_B, foi calculada a RCR conforme a equação 1 (Bushberg, Seibert, Leidholdt & Boone, 2012):

$$RCR = \frac{VMP_B - VMP_A}{ruído_B} \quad (1)$$

Onde VMP_A é o valor médio do pixel na região do objeto de contraste, VMP_B e ruído_B são, respectivamente, o valor médio do pixel e o ruído de uma região próxima ao objeto de contraste.

Figura 2 – Imagem obtida para avaliação de RCR, mostrando o posicionamento das ROIs.



Fonte: Autores (2022).

A dose glandular média (DGM), em todas as condições estudadas, foi obtida conforme metodologia descrita na IAEA N° 17 (2014). Para avaliar as propostas de otimização, foi calculada a figura de mérito (FOM), conforme a equação 2 (Borg, Badr & Royle, 2012):

$$FOM = \frac{RCR^2}{DGM} \quad (2)$$

3. Resultados e Discussão

A Tabela 2 mostra os valores de DGM, RCR, RCRrel e FOM para cada espessura de PMMA, utilizando as combinações de ânodo/filtro de Mo/Mo e Mo/Rh.

Tabela 2 – DGM, RCR e FOM para as combinações de alvo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh, para diferentes espessuras de PMMA.

PMMA (cm)	Ânodo /filtro	DGM (mGy)	RCR	RCRrel (%)	FOM
2	Mo/Mo	0,77±0,01	16,4±0,1	118,2	351,0±6,3
2	Mo/Rh	0,46±0,01	13,3±0,1	124,9	382,5±10,1
3	Mo/Mo	1,37±0,01	15,6±0,1	112,5	177,7±2,6
3	Mo/Rh	0,59±0,01	12,1±0,1	113,9	248,0±5,8
4	Mo/Mo	2,20±0,01	14,7±0,1	105,9	98,0±1,4
4	Mo/Rh	0,97±0,01	11,2±0,1	105,4	129,3±2,7
5	Mo/Mo	4,91±0,01	13,9±0,1	100,0	39,2±0,6
5	Mo/Rh	1,93±0,01	10,6±0,1	100,0	58,6±1,1
6	Mo/Mo	6,23±0,01	10,6±0,1	76,6	18,2±0,3
6	Mo/Rh	4,29±0,01	10,5±0,1	99,0	25,9±0,5
7	Mo/Mo	6,18±0,01	08,0±0,1	57,7	10,3±0,3
7	Mo/Rh	5,16±0,01	8,9±0,1	83,7	15,4±0,3

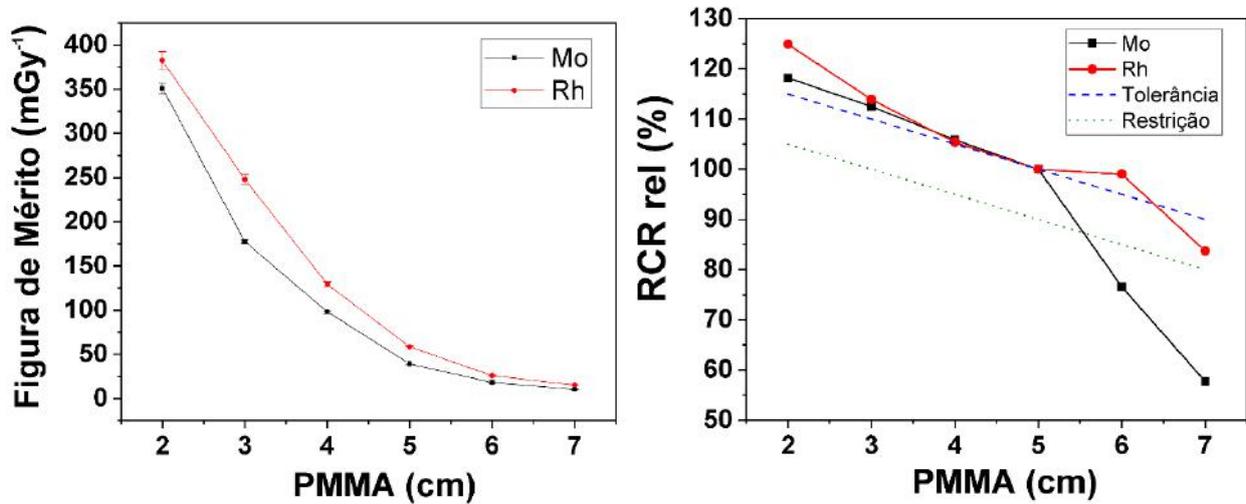
Fonte: Autores (2022).

Na Tabela 2, nota-se que com o aumento da espessura de PMMA, a DGM também aumenta, enquanto a RCR diminui. Este resultado também foi observado por Kanaga et al. (2010), que comparou a DGM de três sistemas mamográficos diferentes usando espessuras de 4 a 6 cm de PMMA, constatando que há um aumento de dose à medida que esta espessura aumenta.

A RCR obtida para 5 cm de PMMA ($10,6 \pm 0,1$ para Mo/Rh e $13,9 \pm 0,1$ para Mo/Mo) foi usada como referência para o cálculo de RCRrel (Perry, Broeders, de Wolf, Tomberg, Holland & von Karsa, 2008).

A Figura 3 (A) mostra o comportamento da FOM com o aumento das espessuras dos simuladores de PMMA. A Figura 3 (B) mostra o comportamento da RCRrel com o aumento das espessuras dos simuladores de PMMA, evidenciando também, os níveis nacionais de tolerância e restrição (ANVISA, 2012).

Figura 3 – (A) Figura de Mérito vs Espessura de PMMA. (B) Relação contraste-ruído relativa vs Espessura de PMMA.



Fonte: Autores (2022).

Pela Figura 3 (A) pode-se observar que a FOM é maior quando utilizado o filtro de Rh, mesmo para mamas menos espessas, resultado este também encontrado por Perez (2015). Para mamas acima de 4 cm, e filtro de Mo, a DGM é alta ($2,20 \pm 0,01$ mGy), estando acima dos níveis aceitáveis (ver Tabela 1).

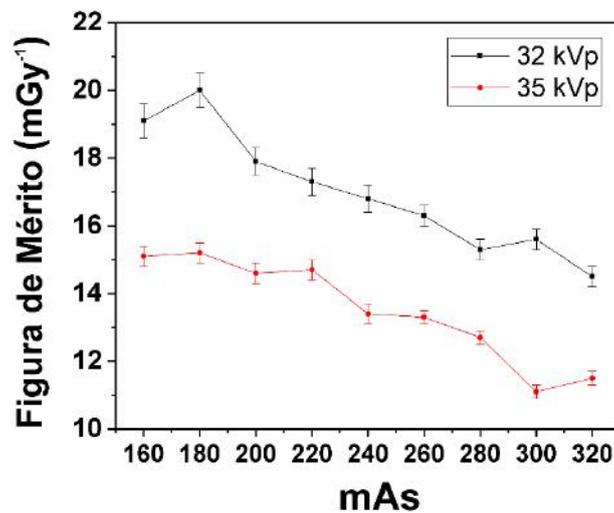
Já na Figura 3 (B), a RCRrel para o filtro de ródio tende a ser maior que para molibdênio. Até 4 cm de PMMA, a RCRrel dos dois filtros está acima do nível de tolerância (ANVISA, 2021), desta forma ambos poderiam ser utilizados. A partir do simulador de 4 cm de PMMA, a RCRrel para Mo é reduzida, estando abaixo dos limites nacionais. A recomendação do uso do filtro de Rh em mamas espessas já é bem reconhecida (Izdihar et al.; Dance et al., 2014). Estes resultados de RCRrel e FOM (ver Figura 3 (A)) sugerem a possibilidade de otimização com redução de dose com uso do filtro de Rh também para mamas menos espessas. Observa-se ainda que para mamas equivalentes a 7 cm de PMMA, o valor de RCRrel para o filtro de Rh, está abaixo do nível de tolerância segundo a norma nacional (ver Tabela 1). O valor de RCRrel (83,7%) não atinge o mínimo de 90,0% exigido pela RDC 611 IN N° 91 (ANVISA, 2021).

O mamógrafo avaliado possui, em seu modo automático, um limite de 30 kVp e 299 mAs. Esta limitação mostra uma insuficiência do sistema em atingir a quantidade de informação requerida pelo CAE para manter a qualidade de imagem em mamas equivalentes a 7 cm de PMMA.

O uso do modo manual, em que o sistema chega até a tensão de 35 kVp e 600 mAs, para mamas equivalentes a 7 cm de PMMA ou mais, pode ser uma opção viável de otimização. Foram avaliados os valores de tensão de 32 e 35 kVp, com mAs variando de 160 a 320. Foi utilizado apenas o filtro de Rh nesta etapa, pois foram obtidos maiores resultados de RCRrel e menores de DGM, em comparação aos resultados do filtro de Mo.

Na Figura 4, o gráfico de produto corrente-tempo (mAs) x FOM (mGy⁻¹) destaca a tendência da figura de mérito com os dois valores de tensão avaliados (32 e 35 kVp).

Figura 4 – Produto Corrente-Tempo vs Figura de Mérito.



Fonte: Autores (2022).

Na Figura 4, nota-se um aumento inicial de FOM (de 160 para 180 mAs), seguido por uma tendência de redução à medida que o produto corrente-tempo (mAs) aumenta. Estes resultados implicam que o ganho de RCR com o aumento de mAs é baixo se comparado ao incremento de dose.

Energias mais altas de raios X são necessárias para produzir imagens de mamas mais espessas para não comprometer a qualidade diagnóstica (Dance et al., 2014). Uma mudança de tensão de pico de 30 para 32 kVp, por exemplo, pode não ser suficiente, já que não tem impacto substancialmente significativo no formato do espectro de raios X. Por este motivo, a mudança de filtro para um com energia média do feixe mais alta é necessária (Dance et al., 2014).

As Tabelas 3 e 4 mostram os resultados de DGM, variação da DGM em relação à dose com uso do CAE ($5,16 \pm 0,01$ mGy), RCR, RCRrel e FOM para, respectivamente, 32 e 35 kVp, variando o produto corrente-tempo entre os valores 160 e 320 mAs, para o simulador de 7 cm de PMMA e filtro de ródio.

Tabela 3 – DGM, RCR, RCRrel e FOM para tensão de 32 kVp. Simulador de 7 cm de PMMA e filtro de Rh.

mAs	DGM (mGy)	Varição DGM	RCR	RCRrel	FOM (mGy ⁻¹)
160	3,38±0,01	-34,4%	7,9±0,1	74,4%	18,5±0,5
180	3,79±0,01	-26,5%	8,6±0,1	80,9%	19,5±0,5
200	4,21±0,01	-18,4%	8,5±0,1	80,0%	17,2±0,4
220	4,64±0,01	-10,2%	8,7±0,1	82,2%	16,5±0,4
240	5,05±0,01	-2,2%	9,0±0,1	84,8%	16,1±0,4
260	5,47±0,01	6,0%	9,1±0,1	86,0%	15,3±0,3
280	5,88±0,01	14,0%	8,9±0,1	83,5%	13,4±0,3
300	6,28±0,01	21,7%	9,0±0,1	84,3%	14,0±0,3
320	6,73±0,01	30,4%	9,1±0,1	85,6%	12,3±0,3

Fonte: Autores (2022).

Tabela 4 – DGM, RCR, RCRrel e FOM para tensão de 35 kVp. Simulador de 7 cm de PMMA e filtro de Rh.

mAs	DGM (mGy)	Varição DGM	RCR	RCRrel	FOM (mGy ⁻¹)
160	4,62±0,01	-10,6%	7,9±0,1	74,4%	13,6±0,3
180	5,21±0,01	1,0%	8,5±0,1	80,3%	14,0±0,3
200	5,78±0,01	12,0%	8,8±0,1	82,3%	13,3±0,3
220	6,35±0,01	23,0%	9,3±0,1	87,5%	13,7±0,3
240	6,93±0,01	34,3%	9,2±0,1	86,7%	12,3±0,3
260	7,52±0,01	45,8%	9,3±0,1	87,6%	11,6±0,2
280	8,10±0,01	57,0%	9,3±0,1	87,7%	10,7±0,2
300	8,66±0,01	67,8%	8,7±0,1	85,3%	9,5±0,2
320	9,26±0,01	79,5%	9,3±0,1	87,7%	9,4±0,2

Fonte: Autores (2022).

A Tabela 4 mostra os resultados para a tensão de 35 kVp. Para valores de produto corrente-tempo acima de 220 mAs, a DGM está acima dos níveis aceitáveis (Young et al., 2006), tornando estas opções inviáveis.

Com 160 mAs, a RCRrel (74,4%) está abaixo dos limites de restrição da norma nacional (< 80,0%) (Ministério da Saúde, 2021). Dentre as opções que restaram, 220 mAs apresenta a maior RCRrel (87,5%) sem ultrapassar os valores aceitáveis de DGM (IAEA, 2014) (6,35 ± 0,01 mGy), mas com um aumento de 23,0% de dose.

A avaliação da qualidade da imagem foi feita com simulador ACR (Fluke Biomedical, 2011). As combinações avaliadas foram com o modo automático de exposição (30 kVp / 299 mAs) e os três parâmetros que apresentaram melhores resultados individuais para FOM (32 kVp / 180 mAs) e RCRrel (32 kVp / 260 mAs e 35 kVp / 220 mAs).

Para tornar-se uma opção viável, a partir dos valores de RCRrel e DGM apresentados nas Tabelas 3 e 4, o primeiro critério é estar dentro dos limites da norma nacional (ANVISA, 2021). Sabendo-se que a FOM apresenta uma importante relação entre dose (DGM) e qualidade da imagem (RCR), pode-se otimizar, usando os valores calculados da FOM, de forma que o valor máximo desejado da RCR esteja para o menor valor de dose entregue ao paciente, sem comprometer a qualidade diagnóstica da imagem (Borg, Badr & Royle, 2012).

Foi realizada uma comparação de qualidade de imagem, utilizando o simulador *Mammographic Accreditation Phantom (ACR)* (Fluke Biomedical, 2011) acrescido de 3 cm de PMMA, aproximando-se de uma mama equivalente de 9 cm (observar Tabela 1). Para isso, foram utilizados os parâmetros considerados mais promissores para a otimização.

Finalmente, a Tabela 5 mostra a visualização de grupos de fibras, microcalcificações e massas no simulador, para algumas combinações de kVp e mAs. A visualização foi realizada por um observador, em monitor destinado a laudos de imagens mamográficas, com iluminação ambiente clínica.

Tabela 5 – Visualização de grupos no simulador ACR.

	RCR	Tensão (kVp)	mAs	Fibras	Microcalcificações	Massas
1	83,5%	30	299	3	2	4
2	80,9%	32	180	3	2	4
3	86,0%	32	260	4	3	4
4	87,5%	35	220	4	3	4

Fonte: Autores (2022).

Para a Tabela 5, na combinação de 32 kVp / 180 mAs foi possível visualizar dois grupos de microcalcificações e três de fibras. Para as outras duas combinações com uso do modo manual, foram visualizados, respectivamente, três e quatro grupos. Para 32 kVp / 180 mAs a DGM é mais baixa ($3,79 \pm 0,01$ mGy) e a FOM mais alta ($19,5 \pm 0,5$ mGy⁻¹) do que para essas duas outras combinações, porém a baixa RCR ($8,6 \pm 0,1$) limita a resolução de objetos menores que 0,40 mm (2 grupos) (Fluke Biomedical, 2011).

Não houve diferença na quantidade de grupos visualizados entre as combinações de 32 kVp / 260 mAs e 35 kVp / 220 mAs. Nestas seleções, foram observados um grupo adicional de fibras e de microcalcificações em relação ao modo automático.

Os valores obtidos para a FOM com o uso de 32 kVp / 260 mAs ou com o CAE ativado foram similares, $15,3 \pm 0,3$ e $15,4 \pm 0,3$ mGy⁻¹, respectivamente (ver Tabela 2). Considerando o modo manual, o valor obtido para a RCRrel foi de 86,0%. Isto indica uma melhora na qualidade da imagem ao custo de um ligeiro aumento de dose (6,0%).

Apesar do ganho de RCR (87,5%), a FOM para 35 kVp e 220 mAs ($13,7 \pm 0,3$ mGy⁻¹) é mais baixa que para o modo automático ($15,4 \pm 0,3$ mGy⁻¹). O aumento de dose foi de 23,0%. A DGM de $6,35 \pm 0,01$ mGy está dentro dos níveis aceitáveis, portanto, se houver necessidade de melhorar a qualidade da imagem, há margem para esta otimização.

4. Considerações Finais

Para o sistema Philips/VMI, o aumento da energia do feixe, com o uso do filtro de Rh em vez de Mo, possibilita um maior valor de FOM, mesmo para mamas menos espessas. Numa análise geral, há uma tendência de redução da FOM quando a tensão é fixa e o produto corrente-tempo é aumentado. Para mamas com espessura de até 4 cm, ambos os filtros podem ser utilizados, com maior RCR e DGM para o de Mo. Para mamas acima de 4 cm de espessura, o filtro de Rh deve ser utilizado, pois o de Mo resulta em valores de dose acima dos níveis aceitáveis (como mostrado na Tabela 1).

Para este sistema, mesmo com o uso do filtro de Rh, o CAE não consegue atingir os limites de tolerância da RDC 611 IN N° 92 para RCRrel em mamas equivalentes a 7 cm de PMMA. Apesar de ser possível aumentar a RCR com o modo manual sem ultrapassar os níveis aceitáveis de dose, este mamógrafo não alcança os níveis de tolerância da norma nacional (> 90,0%).

Para as combinações com maior RCRrel, e que não ultrapassam os níveis aceitáveis de DGM (IAEA, 2014): 32 kVp / 260 mAs e 35 kVp / 220 mAs, a imagem do simulador ACR apresenta mais grupos de fibras e microcalcificações que com o uso do CAE. A seleção de 32 kVp / 260 mAs é a que tem menor DGM e maior FOM, quando comparada a 35 kVp / 260 mAs, sendo portanto a mais recomendada para a otimização.

Em contextos específicos, como no caso de avaliação de mamas espessas, podem-se verificar limitações no uso do CAE a depender do sistema mamográfico utilizado. Nestes casos, para o uso do modo manual, análises de diferentes parâmetros, tais como filtro, kVp, mAs, DGM, RCRrel e FOM, são relevantes para a obtenção de imagens otimizadas.

Finalmente, seria interessante como trabalho futuro utilizar outros valores de tensão para calcular a FOM, além de aplicar o modo manual do equipamento, investigar o que acontece com os parâmetros aqui estudados em mamas menos espessas e comparar com os resultados já obtidos.

Agradecimentos

Ao programa de Residência Multiprofissional do Hospital Universitário de Sergipe (HU-SE), à Empresa Brasileira de Serviços Hospitalares (EBSERH), ao Departamento de Física da Universidade Federal de Sergipe (DFI-UFS) e ao Departamento de Ciências Exatas e Sociais Aplicadas da Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre (DECESA-UFCSPA).

Referências

- AAPM. American Association of Physicist in Medicine. (2006). AAPM Report no. 93: Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging System.
- Agfa. (2012). CR 30-X, CR 30-Xm: Manual do Utilizador. Mortsel, Belgium: Agfa HealthCare N.V.
- Araújo, A. M. C., Peixoto, J. E., Silva, S. M., Travassos, L. V., Souza, R. J., Marin, A. V., & Canella, E. O. (2019). O Controle de Qualidade em Mamografia e o INCA: Aspectos Históricos e Resultados. *Revista Brasileira de Cancerologia*, 63(3), 165–175. <https://doi.org/10.32635/2176-9745.RBC.2017v63n3.132>.
- Baldelli, P., Phelan, N., & Egan, G. (2010). Investigation of the effect of anode/filter materials on the dose and image quality of a digital mammography system based on an amorphous selenium flat panel detector. *The British Journal of Radiology*, 83(988), 290–295. <https://doi.org/10.1259/bjr/60404532>.
- Borg, M., Badr, I., & Royle, G. J. (2012). The use of a figure-of-merit (FOM) for optimization in digital mammography: a literature review. *Radiation Protection Dosimetry*, 151(1), 81–88. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncr465>.
- Brasil (2022). Ministério da Saúde. Diretoria Colegiada da Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução 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*.
- Brasil (2021). Ministério da Saúde. Diretoria Colegiada da Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Instrução Normativa IN Nº 92, de 27 de maio de 2021. *Estabelece os requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança de sistemas de mamografia*.
- Brasil. (2015). Ministério da Saúde. *Diretrizes para Detecção Precoce do Câncer de Mama*. 3a ed.
- Brasil. (2013). Ministério da Saúde. Portaria nº 2.898, de 28 de novembro de 2013. *Atualiza o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia*.
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., Boone, J. M. (2012). *The Essential Physics of Medical Imaging*. (3rd ed.). Philadelphia, USA: LWW.
- Dance, D. R., Christofides, S., Maidment, A. D. A., McLean, I.D., Ng, K.H. (2014). *Diagnostic Radiologic Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna, Austria: IAEA.
- Fluke Biomedical. (2011). *Mammographic Accreditation Phantom. Model 015 User Guide*. Cleveland, Ohio.
- IAEA. (2014). International Atomic Energy. International Atomic Energy Agency Nº 17: Quality Assurance Programme for Digital Mammography.
- INCA. (2021). Instituto Nacional do Câncer. Histórico do Projeto Piloto de Qualidade em Mamografia. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/programa-qualidade-em-mamografia/historico-projeto-piloto-qualidade-em-mamografia>. Acesso: 09/03/2022.
- Izdihar, K., Kanaga, K. C., Krishnapillai, V., & Sulaiman, T. (2015). Determination of Tube Output (kVp) and Exposure Mode for Breast Phantom of Various Thicknesses/Glandularity for Digital Mammography. *The Malaysian Journal of Medical Sciences: MJMS*, 22(1), 40–49.
- Kanaga, K. C., Yap, H. H., Laila, S. E., Sulaiman, T., Zaharah, M., & Shantini, A. A. (2010). A critical comparison of three full field digital mammography systems using figure of merit. *The Medical Journal of Malaysia*, 65(2), 119–122.
- Klausz, R., & Shramchenko, N. (2005). Dose to population as a metric in the design of optimised exposure control in digital mammography. *Radiation Protection Dosimetry*, 114(1-3), 369–374. <https://doi.org/10.1093/rpd/nch579>.
- Oliveira, M. S., Silva, W. A., Barbosa, K. G. N. , Trindade Filho, E. M., Maranhão, I. M. , Almeida, V. G. A., Albuquerque, L. T., Santos, J. V. A., Silva, J. P. S., & Mousinho, K. C. (2022). Diagnóstico situacional sobre o rastreamento do câncer de mama na percepção dos profissionais da saúde. *Research, Society and Development*, 11(5), e7211528186. <https://doi.org/10.33448/rsd-v11i5.28186>.
- Pereira A. S. et al. (2018). *Metodologia da pesquisa científica*. [free e-book]. Santa Maria/RS. Ed. UAB/NTE/UFSM.
- Perez, A. M. M. M. (2015). *Estudo experimental da otimização em sistemas de mamografia digital CR e DR*. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
- Perry, N., Broeders, M., de Wolf, C., Törnberg, S., Holland, R., & von Karsa, L. (2008). European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition--summary document. *Annals of Oncology: Official Journal of the European Society for Medical Oncology*, 19(4), 614–622. <https://doi.org/10.1093/annonc/mdm481>.
- Ranger, N. T., Lo, J. Y., & Samei, E. (2010). A technique optimization protocol and the potential for dose reduction in digital mammography. *Medical Physics*, 37(3), 962–969. <https://doi.org/10.1118/1.3276732>.
- RTI. (2019). *Piranha: Reference Manual*. (Version 5.7A). Flöjelbergsgatan, Suécia: RTI Group.
- Young, K. C., Oduko, J. M., Bosmans, H., Nijs, K., & Martinez, L. (2006). Optimal beam quality selection in digital mammography. *The British Journal of Radiology*, 79(948), 981–990. <https://doi.org/10.1259/bjr/55334425>.