

Implementação de um Programa de Controle de Qualidade Remoto para Avaliação de Imagens em Radiografia Convencional e Mamografia

Implementation of a Remote Quality Control Program for Image Evaluations in Conventional Radiography and Mammography

Mariana P. Fogagnoli¹, Pedro P. A. Cavalcante¹, Luís O. N. Silva¹, Fabio L. Gagetti¹, Pablo H. O. Souza¹, Regina B. Medeiros^{1,2}, Marcelo B. Freitas^{1,3}

¹Programa de Residência em Área Profissional de Física Médica, São Paulo, Brasil

²Pós-Graduação em Cardiologia da EPM – UNIFESP, São Paulo, Brasil

³Departamento de Biofísica da EPM – UNIFESP, São Paulo, Brasil.

Resumo

Estudos internacionais têm demonstrado que o acompanhamento regular da qualidade das imagens na radiografia e na mamografia tem impacto positivo nos programas de controle de qualidade (CQ) dessas modalidades de diagnóstico. Por serem realizados com menor periodicidade e poderem ser executados sem a presença de um especialista, estes ensaios exigem o uso de simuladores próprios e metodologias particulares que permitam sua aplicação rotineira na prática clínica. Neste sentido, o presente trabalho avaliou a implementação na prática clínica dos ensaios de controle de qualidade remoto propostos pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA Human Health Series – N°39). Simuladores recomendados pela publicação da IAEA foram fabricados utilizando materiais disponíveis no mercado nacional (placas de acrílico, cobre e alumínio). Imagens destes simuladores foram adquiridas utilizando sistemas digitais e de radiologia computadorizada, em equipamentos de radiografia convencional e mamografia. Na análise das imagens foi empregado o programa desenvolvido e disponibilizado pela IAEA (ATIA), que quantifica de forma automática métricas avançadas de avaliação de qualidade de imagem, como SNR, SDNR, MTF, NNPS e índice de detectabilidade (d'), além de identificar artefatos na imagem e gerar mapas de variância. Os resultados obtidos indicam que é possível avaliar métricas quantitativas de qualidade de imagem ainda não incorporadas na rotina tradicional de CQ com simuladores de baixo custo e viável a partir do material disponível no mercado nacional. A avaliação periódica destas métricas, com periodicidade semanal ou mensal, deve facilitar a identificação de mudanças de desempenho dos sistemas de imagem, contribuindo para a implementação de práticas corretivas antes mesmo do controle de qualidade anual tradicionalmente exigido pelas normativas da ANVISA.

Palavras-chave: física médica; controle de qualidade; simulador; qualidade de imagem; radiologia.

Abstract

International studies have shown that regular monitoring of image quality in radiology and mammography has a positive impact on quality control (QC) programs for these diagnostic modalities. Considering they can be performed periodically and without the presence of an expert, these assays require particular phantoms and methods that allow its application in clinical practice. In this sense, the present work evaluated the implementation in clinical practice of remote quality control program proposed by the International Atomic Energy Agency (IAEA Human Health Series – N°39). Phantoms recommended by the IAEA publication were manufactured using materials available on the national market (acrylic, copper and aluminium plates). Images of these simulators were acquired using digital and computerized radiology systems on conventional radiography and mammography equipment. The images were analyzed using the program developed and made available by the IAEA (ATIA), which automatically quantifies advanced image quality metrics, such as SNR, SDNR, MTF, NNPS and detectability index (d'), in addition to identifying artifacts in the image and generate variance maps. The results obtained indicate that it is possible to evaluate quantitative image quality metrics not yet incorporated into the traditional QC routine with low-cost and viable phantoms from the material available in the national market. Periodic evaluations of these metrics, on weekly or monthly basis, should ease the identification changes in the performance of imaging systems, contributing for the implementation of corrections even before the quality control annually required by the National Health Agency (ANVISA).

Keywords: medical physics; quality control; phantom; image quality; radiology.

1. Introdução

A mamografia é utilizada para investigação tanto de pacientes sintomáticas quanto assintomáticas. Esta modalidade é um meio altamente eficaz de detectar câncer de mama em estágio inicial. Cerca de 1,38 milhões de mulheres foram diagnosticadas com câncer de mama internacionalmente em 2008 (1). Além desta modalidade, a radiografia convencional também tem uma ampla utilização. Só no estado de São Paulo os equipamentos de raios-X

representavam 81,4% do total de equipamentos de diagnóstico por imagem disponíveis em 2015, outrossim, foram realizados 1.662.188 exames no mesmo ano no estado, o que representa 90,1% de todos os exames de equipamentos de diagnóstico de imagem (2). Sendo assim, o controle de qualidade desses equipamentos com frequência maior do que a prevista pelas instruções normativas pode ajudar a facilitar a identificação de alterações de desempenho dos sistemas de imagem, contribuindo para a

implementação de práticas corretivas antes mesmo do controle de qualidade anual.

Assim como em muitas partes do mundo, o Brasil não dispõe de físicos médicos presentes rotineiramente nos serviços de radiografia diagnóstica, dificultando o acompanhamento do desempenho dos equipamentos radiológicos e dos respectivos sistemas de imagem com a periodicidade necessária para a identificação de falhas ou mudanças ao longo do tempo. Sendo assim, um programa de controle de qualidade das imagens radiológicas que possa ser realizado remotamente seria de grande valia para o acompanhamento do desempenho desses sistemas e para a implementação de medidas corretivas previamente à perda da informação diagnóstica. Neste sentido, o objetivo deste trabalho foi avaliar a implementação na prática clínica dos ensaios de controle de qualidade remotos propostos pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA *Human Health Series* – N°39) (3,4), a partir de simuladores específicos e análise de imagens por meio de software dedicado (ATIA). O estudo pretende contribuir para a avaliação semanal ou mensal da qualidade das imagens em radiologia convencional e mamografia com o uso de simuladores de baixo custo e de fácil fabricação.

2. Materiais e Métodos

Foram produzidos dois simuladores, sendo um para radiografia convencional e outro para mamografia. O simulador para mamografia, apresentado na Figura 1A, é composto por 2 placas de polimetilmetacrilato (PMMA), que totalizam 4,5 cm de espessura, com dimensões de 24x30 cm. Estruturas de metal posicionadas sobre o PMMA compõem o simulador: cobre (5x5 cm e 1 mm de espessura) e alumínio (1x1 cm e 0,2 mm de espessura). O simulador para radiografia, apresentado na Figura 1B, é composto por uma placa de PMMA com dimensões de 28x28 cm e 5 mm de espessura. Estruturas de metal posicionadas sobre o PMMA completam o simulador: cobre (5x5 cm e 2 mm de espessura) e alumínio (1x1 cm e 4 mm de

espessura). Para simular a atenuação do corpo do paciente foi empregada uma placa de cobre de 2mm de espessura, com 15x15 cm, fixada na saída do tubo de raios X.

As aquisições das imagens foram realizadas por físicos para avaliar as possíveis dificuldades do procedimento de posicionamento e irradiação. O intuito é que posteriormente técnicos sejam treinados para adquirirem estas imagens no serviço. Foram adquiridas imagens dos simuladores em radiografia convencional utilizando os equipamentos XR6000/GE (CR), Compacto Plus/Philips (CR), e Multix B/Siemens (DR) e em mamografia utilizando os equipamentos Alpha ST/GE (CR) e Senographe Pristina/GE (DR).

No caso das imagens adquiridas em radiografia convencional foi empregado um protocolo simulando uma radiografia de abdômen: 80kV, 20mAs e distância foco-detector de 1m. Já para as imagens mamográficas, o protocolo foi ajustado automaticamente utilizando o controle automático de exposição (CAE) disponível nos equipamentos empregados.

As estruturas de metal nos simuladores permitiram a avaliação das métricas físicas de qualidade das imagens (SNR, SDNR, MTF, NNPS e índice de detectabilidade – d'), utilizando o software desenvolvido e disponibilizado pela IAEA: *Automated Tool for Image Analysis* – ATIA. O software calcula e dispõe automaticamente em uma planilha dados de parâmetros físicos de qualidade de imagem, além de identificar artefatos na imagem e gerar mapas de variância.

Ao importar a imagem a ser analisada no software, regiões de interesse (ROIs) são automaticamente sugeridas (Figura 2) e podem ser deslocadas se houver necessidade. A partir das ROIs 1 e 2 são calculadas as MTFs por borda horizontal e vertical. Alguns valores de MTF são exibidos na tela e há possibilidade de obter um gráfico a partir dos dados da planilha gerada.

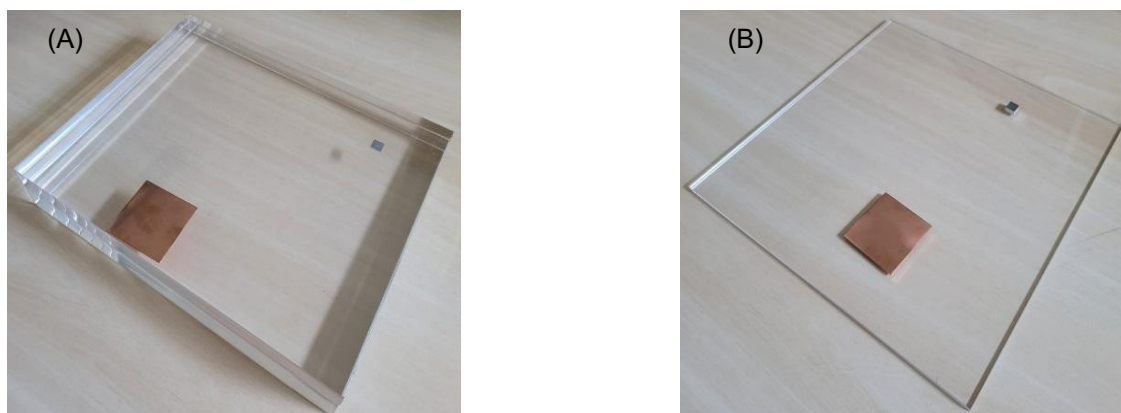


Figura 1 – Simuladores para avaliação da qualidade de imagem em (A) mamografia e (B) radiografia convencional.

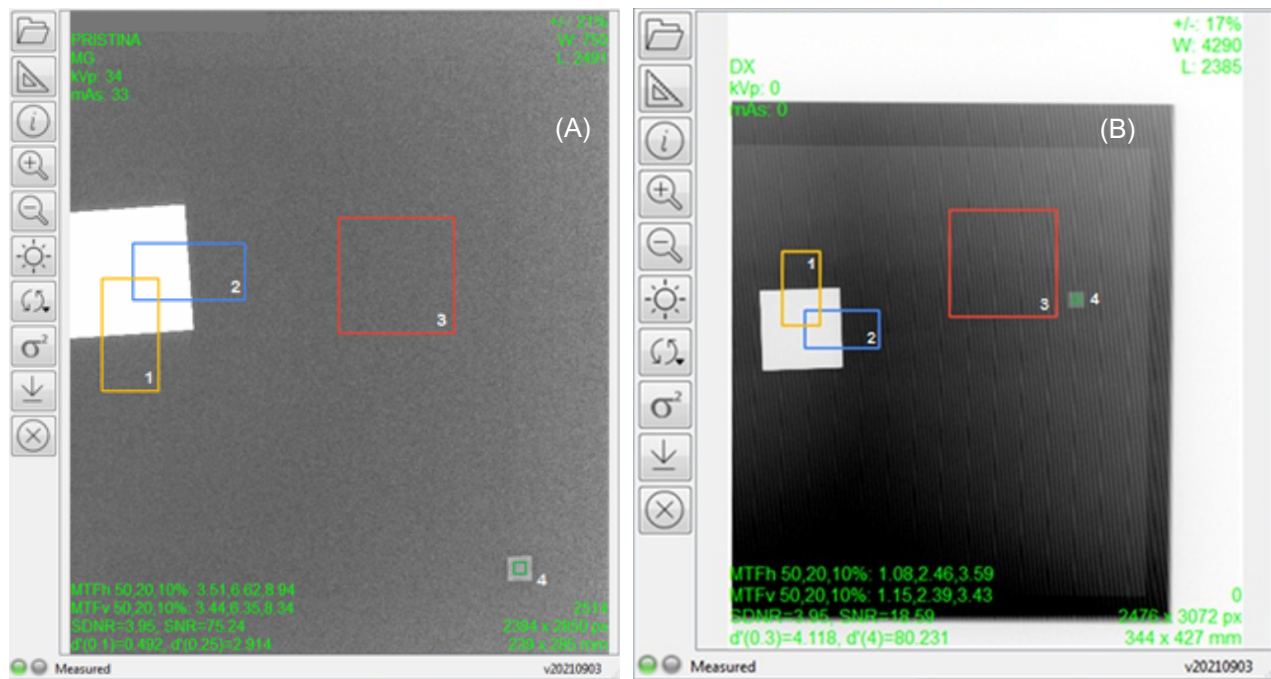


Figura 2 – Tela de exibição do software ATIA, mostrando os resultados da análise automatizada de uma imagem obtida em um (A) mamógrafo e em um (B) equipamento de radiografia, ambos com sistema de imagem digital (DR).

As ROI's 3 e 4 são utilizadas para o cálculo de razão sinal-ruído (SNR) e razão diferença de sinal-ruído (SDNR), que são obtidas respectivamente pelas equações (1) e (2),

$$SNR = \frac{VMP_{Al}}{DP_{Al}} \quad (1)$$

$$SDNR = \frac{VMP_{fundo} - VMP_{Al}}{DP_{fundo}} \quad (2)$$

Onde VMP é o valor médio de pixel e DP é o desvio padrão e seus subíndices indicam a ROI especificada.

As funções de transferência de modulação (MTF) são calculadas pelo método de bordas, obtidas pelas ROI's 1 e 2, onde há bordas bem definidas da estrutura de Cu. Neste método é calculada a derivada da função do perfil da borda, obtendo assim uma função de dispersão de linha (LSF) e, a partir desta, é calculada a transformada de Fourier para analisar a amplitude do sinal no domínio da frequência espacial.

O índice de detectabilidade (d') é modelo matemático de observador, que depende de uma série de métricas de qualidade de imagem (Equação 3), como frequência espacial, função de transferência de modulação (MTF), contraste (C), função de transferência visual (VTF), que modela a resposta de um visualizador a diferentes frequências espaciais, espectro de ruído normalizado (NNPS) e a transformada de Fourier de objetos circulares (S) de 0,3 e 0,4 mm de diâmetro para radiografia e 0,1 e 0,25 mm para mamografia.

$$d' = \frac{\sqrt{2\pi}C \int_0^\infty S^2(u)MTF^2(u)VTF^2(u)u \, du}{\int_0^\infty S^2(u)MTF^2(u)VTF^4(u)NNPS(u)u \, du} \quad (3)$$

Esse índice (d') fornece a probabilidade de visualização dos objetos de 0,1; 0,25; 0,3 e 0,4 mm de diâmetro de serem visualizados pelo observador modelado.

Para validação dos resultados fornecidos automaticamente pelo software ATIA, algumas métricas também foram determinadas empregando as ferramentas de análise do software *ImageJ*.

3. Resultados

Os resultados foram obtidos por meio da avaliação automática das imagens pelo software ATIA. Os dados da Tabela 1 mostram os resultados apresentados pelo software provenientes das aquisições realizadas. As MTFs geradas pelo software também foram comparadas com MTFs calculadas diretamente pelo método de borda e são apresentadas nas Figuras 3 (A-D). As MTFs calculadas divergem dos valores fornecidos pelo ATIA, principalmente para frequências espaciais mais altas. Apesar desta diferença, os dados fornecidos pelo software ATIA podem ser utilizados para a análise da variação de desempenho do equipamento ao longo do tempo.

Os valores do índice de detectabilidade (d') foram fornecidos pelo software ATIA e podem ser acompanhados em aquisições futuras. O d' não foi obtido para o equipamento XR6000/GE (CR), pois o software ATIA não forneceu as MTFs horizontal e vertical, necessárias para o cálculo de d' .

Tabela 1 – Dados gerados pelo *software* ATIA para imagens adquiridas em equipamentos com detectores digitais (DR) e computadorizados (CR) comparados com análises realizadas pelo *software* ImageJ.

Equipamento	Sistema de Imagem	SDNR		SNR	
		ImageJ	ATIA	ImageJ	ATIA
Multix B (Siemens)	DR	6,8	4,0	19,3	18,5
XR6000 (GE)	CR	13,7	11,9	29,2	44,2
Compacto Plus (Philips)	CR	5,1	7,6	79,9	64,9
Senographe Pristina (GE)	DR	6,9	3,9	76,1	75,2
Alpha ST (GE)	CR	9,7	0,2	276,7	17,8

Fonte: O Autor (2022).

Tabela 2 – Valores de MTF obtidos com o ATIA para todos os equipamentos avaliados.

Equipamento	Sistema de Imagem	MTF Horizontal (pl/mm)			MTF Vertical (pl/mm)		
		50%	20%	10%	50%	20%	10%
Multix B (Siemens)	DR	1,085	2,461	3,587	1,151	2,385	3,427
XR6000 (GE)	CR	*	-	*	*	*	*
Compacto Plus (Philips)	CR	0,744	1,650	2,248	0,828	1,897	2,678
Senographe Pristina (GE)	DR	2,339	4,553	6,151	2,397	4,566	6,115
Alpha ST (GE)	CR	5,824	14,175	16,886	2,839	7,377	12,140

*Mensagem do *software*: "Unable to find a reliable edge. At least one MTF cannot be determined."

Fonte: O Autor (2022).

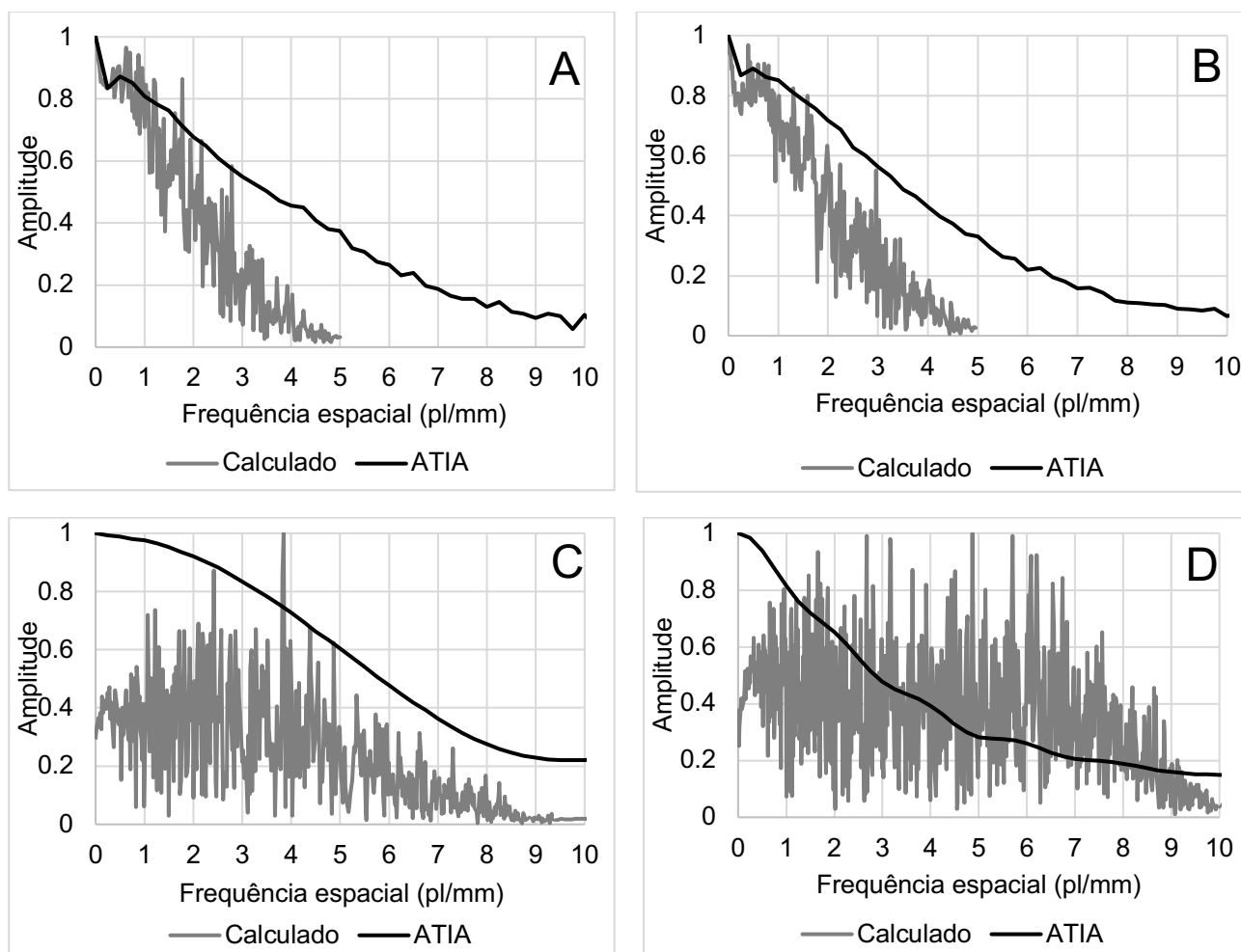


Figura 3 – Curvas de MTF calculadas diretamente pelo método de borda e as obtidas automaticamente pelo *software* ATIA em mamógrafos. Os gráficos A e B são de MTFs vertical e horizontal, respectivamente de equipamento digital e os gráficos C e D são de MTFs vertical e horizontal, respectivamente de equipamento CR.

Tabela 3A – Valores do índice de detectabilidade calculado pelo ATIA para equipamentos de radiografia convencional.

Equipamento	Sistema de imagem	D=0,3 mm	D=0,4 mm
Multix B (Siemens)	DR	4,308	79,198
XR6000 (GE)	CR	*	*
Compacto Plus (Philips)	CR	2,763	57,351

*Mensagem do *software*: "Unable to find a reliable edge. At least one MTF cannot be determined."

Fonte: O Autor (2022).

Tabela 3B – Valores do índice de detectabilidade calculado pelo ATIA para equipamentos mamografia.

Equipamento	Sistema de imagem	D=0,1 mm	D=0,25 mm
Senographe Pristina (GE)	DR	0,899	5,341
Alpha ST (GE)	CR	4,726	65,064

Fonte: O Autor (2022).

O mapa de variância é uma análise da variação dos valores de pixels em toda a imagem. Esse mapa é realizado em cores de escala de verde (mínimo) e vermelho (máximo) para facilitar a visualização. Locais no detector com problemas são facilmente identificados devido essa característica de cores, sendo assim, é uma ferramenta útil para avaliar homogeneidade do receptor de imagem, além disso, ele pode realçar a presença de eventuais artefatos e *bad pixels*. A Figura 4 demonstra um exemplo desse mapa produzido pela ferramenta e demonstra até o exemplo de uma região de mudança abrupta no meio de um detector CR indicado pelo círculo na imagem.

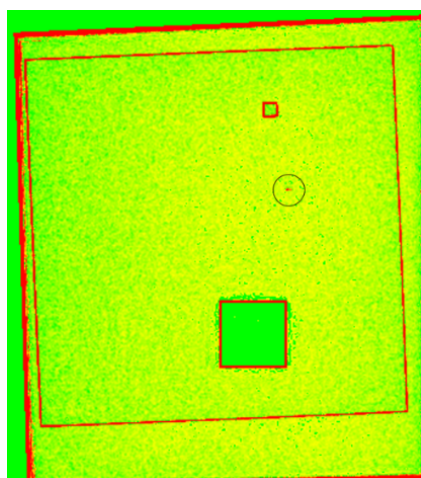


Figura 4 – Mapa de variância para equipamento de radiografia CR.

4. Discussão

Os simuladores são de fácil fabricação, baixo custo e simples manuseio, viabilizando seu uso para obtenção das imagens na rotina clínica pela equipe técnica. A avaliação das métricas pode ser efetuada remotamente por um físico especialista, com periodicidade diária ou semanal, como sugerido pela IAEA, facilitando e agilizando a identificação de variações na qualidade das imagens. Isso pode

contribuir para a implementação de práticas corretivas que só eventualmente seriam identificadas no controle de qualidade anual.

A não obtenção de dados relativos à MTF do equipamento XR6000/GE sugere problemas que podem estar associados à variação do posicionamento visto que de acordo com Patricia et al. (5), os resultados encontrados pelo ATIA apresentaram diferenças nos coeficientes de variação entre os resultados de até 17% para o SNR e 57% para a MTF em 10% devido a pequenas variações no posicionamento do simulador. Além disso, esse problema pode estar associado a erros no procedimento de aquisição das imagens visto que não foi possível também realizar a MTF utilizando o plug-in COQ do ImageJ.

Os resultados indicam que é possível avaliar remota e automaticamente a qualidade de imagem por meio de métricas, utilizando os simuladores propostos pela IAEA, desde de que seja realizado um treinamento específico dos técnicos locais responsáveis pelas aquisições das imagens.

Além das comparações entre o ATIA e *ImageJ* das métricas obtidas, também foi realizado o acompanhamento ao longo do tempo de dois equipamentos (Senographe Pristina - GE e Compacto Plus - Philips) com sistemas de imagem DR e CR, respectivamente. Os dados obtidos estão exibidos nas Figuras 5, 6 e 7, apresentando o índice de detectabilidade (d'), a frequência espacial (MTF em 10% e 50%) e as razões sinal-ruído (SNR) e contraste-ruído (SDNR) normalizadas, respectivamente. Há variações nos valores de d' , MTF, SNR e SDNR ao longo do tempo, mas que são pouco significativas em relação aos valores médios. Patricia et al. (5) sugere que os valores podem variar até 15% em relação à linha de base (no presente trabalho, a linha de base foi definida como a média de todos os valores). Os limites podem ser reajustados de acordo com o fabricante, estabilidade do sistema de imagem ou padrões de desempenho estabelecidos em norma (3). No entanto, há ainda uma dificuldade em definir um limiar de variações nos parâmetros de qualidade de imagem para indicar que o equipamento está apresentando falhas no desempenho.

5. Conclusões

Os simuladores utilizados são de fácil aquisição por serem baratos, de fácil manejo e construção. O software possui simples interface, calcula os resultados e os armazena em uma planilha, que pode ser associada a uma outra planilha de acompanhamento das métricas, também fornecida pela IAEA. Além disso, o software e as planilhas são disponibilizados gratuitamente. Os resultados obtidos pelo ATIA podem apresentar variações nos parâmetros fornecidos, no entanto, isso não inviabiliza o acompanhamento do desempenho dos sistemas ao longo do tempo.

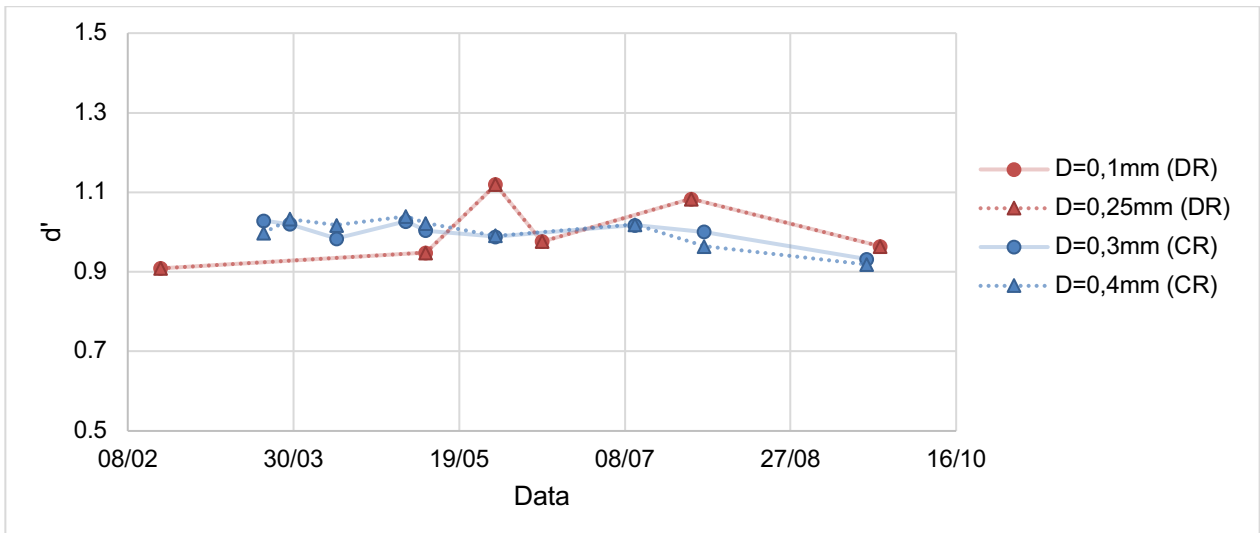


Figura 5. Índice de detectabilidade (d') em mamografia e radiografia convencional ao longo do tempo.

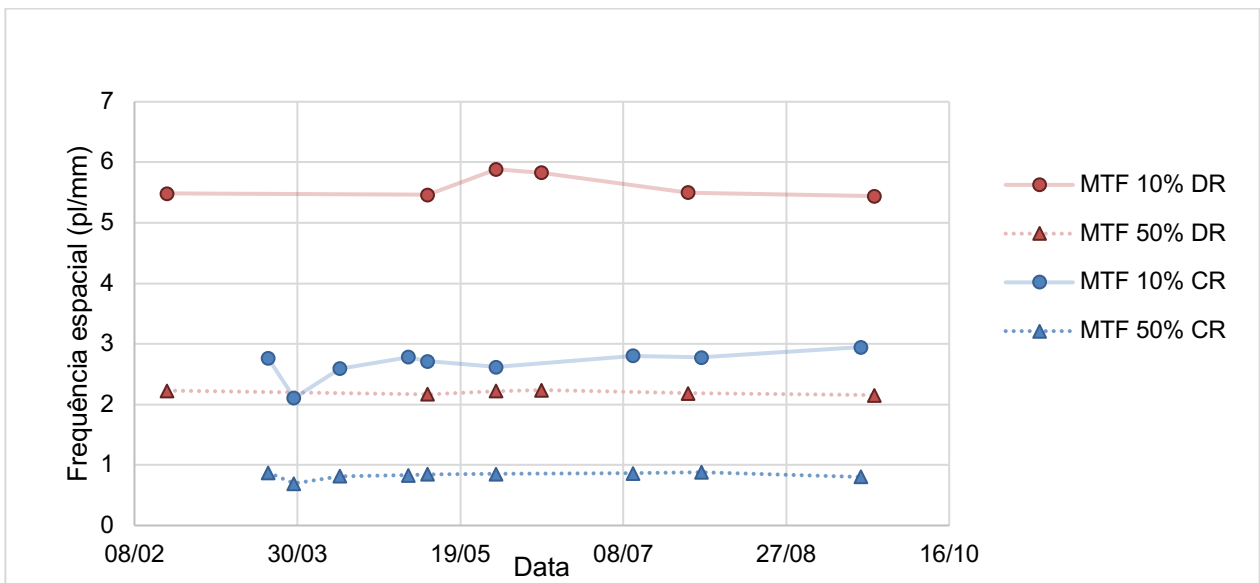


Figura 6. Frequência espacial (lp/mm) para MTF vertical ao longo do tempo para mamografia e radiografia.

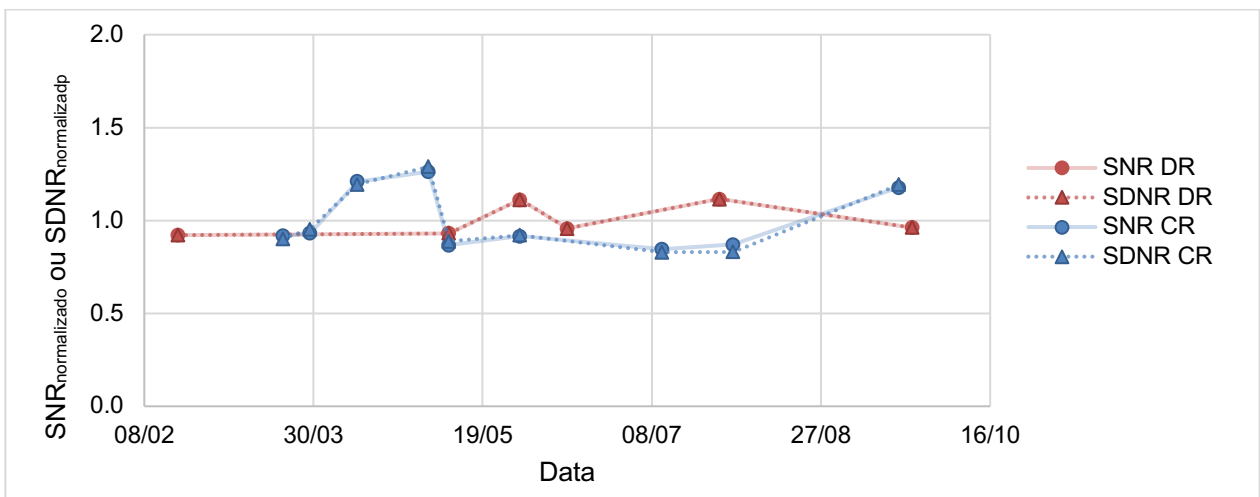


Figura 7. Valores normalizados de SNR e SDNR em mamografia e radiografia obtidos através do ATIA ao longo do tempo.

Patricia et. al (5) demonstrou que avaliar a MTF em 10% de sistemas de mamografia são muito consistentes com essa metodologia. O acompanhamento do desempenho dos sistemas de

imagens pode ser benéfico para a garantia de qualidade do serviço visto que baixos desempenhos poderiam ser encontrados com mais rapidez e

implementando medidas corretivas antes da realização do controle de qualidade anual.

A viabilidade da implementação do CQ remoto depende também do treinamento dos técnicos dos serviços para a obtenção de imagens dos simuladores de forma correta e reproduzível: fatores de exposição, posicionamento do simulador e das placas de Cu e Al na sua superfície, emprego da mesma placa de imagem (IP) no caso de CR e uso do atenuador de Cu na saída do tubo de raios X para radiologia.

Agradecimentos

Ao MEC e ao MS pelas bolsas de residência, à equipe de técnicos e responsáveis dos hospitais participantes, à Konex Acessórios Radiológicos pela fabricação dos simuladores e à FAPESP pelo apoio financeiro (2021/10117-9).

Referências

1. Instituto Nacional do Câncer. A mulher e o câncer de mama no Brasil. <https://www.gov.br/inca/pt-br/centrais-de-conteudo/exposicoes/a-mulher-e-o-cancer-de-mama-no-brasil/>. 2022.
2. Araújo PNB, Colenci R, Rodrigues SA. Mapeamento dos equipamentos e exames de diagnóstico por imagem no estado de São Paulo. *Tekne e Logos*. 2016 ago;7:121–35.
3. IAEA. Implementation of a Remote and Automated Quality Control Programme for Radiography and Mammography Equipment [Internet]. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2021. (Human Health Series nº39). Available from:<https://www.iaea.org/publications/13539/implementation-of-a-remote-and-automated-quality-control-programme-for-radiography-and-mammography-equipment>.
4. IAEA. Agência Internacional de Energia Atômica. Remote/Automated quality control in Radiology. <https://humanhealth.iaea.org/HHW/MedicalPhysics/DiagnosticRadiology/PerformanceTesting/AutomatedQAinRadiology/index.html#content>. 2021.
5. Mora P, Pfeiffer D, Zhang G, Bosmans H, Delis H, Razi Z, et al. The IAEA remote and automated quality control methodology for radiography and mammography. *J Appl Clin Med Phys*. 2021 nov 1;22(11):126–42.

Contato:

Mariana Pastore Fogagnoli
Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP)
Rua Pedro de Toledo, 725 – Vila Clementino, São
Paulo - SP. CEP: 04039-032
mp.fogagnoli@unifesp.br