



Análise da imagem mamográfica utilizando teste de uniformidade e Ghost

Analysis of mammographic images using the uniformity and ghost tests

Letícia Teixeira Pedra¹; Bruno Beraldo Oliveira¹

¹ Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos, Avenida Professor Roberto Frade Monte, 389, Aeroporto, Barretos, São Paulo.

Resumo

A mamografia é a melhor maneira de detectar o câncer de mama. Para ter uma imagem de qualidade, os equipamentos necessitam de um rigoroso controle de qualidade para que possa detectar a doença precocemente. Assim, o equipamento deve estar adequado ao funcionamento de acordo com as recomendações nacionais e internacionais. Para verificar se os mamógrafos se encontram adequados, foi utilizado o teste de uniformidade do detector e de Efeito Ghost, os quais têm grande importância no controle de qualidade dos mamógrafos. Os resultados obtidos apontam que os testes propostos se mostram eficientes em avaliar as condições do detector de imagem em um sistema de radiografia digital direta, podendo ser utilizados como importante fator contribuinte para a avaliação da qualidade dos mamógrafos.

Palavras-chave: detector de imagem; mamógrafos; controle de qualidade

Abstract

Mammography is the best way to detect breast cancer. To have a quality image, the equipment needs strict quality control so that it can detect the disease early. Thus, the equipment must be suitable for operation in accordance with national and international recommendations. To check whether mammography devices are adequate, the detector uniformity test and ghost effect test were used, which are of great importance in the quality control of mammography devices. The results obtained show that the proposed tests are efficient in evaluating the conditions of the image detector in a direct digital radiography system, which can be used as an important contributing factor for the evaluation of the quality of mammography devices.

Keywords: Image Detector; Mammography Devices; Quality Control.

Autor para correspondência: Letícia Teixeira Pedra. E-mail: leticia.pedra@sou.unifeb.edu.br; ou leticiateixeira98@hotmail.com (19) 99519-9559

Recebido em: 15 de dezembro de 2021

Aceito para publicação em: 30 de março de 2023

Introdução

Nos últimos anos, esforços têm sido feitos para melhorar a tecnologia e a qualidade das imagens mamografias. Dessa forma, os equipamentos de mamografia devem ser constantemente verificados para avaliar e realizar seu objetivo principal, que é melhorar a imagem com a menor dose de radiação possível. Algumas publicações, como Protocolo Español de Control de Calidad (Sociedad Española de Física Médica, 2011), European Commission (Commission of the European Communities, 2006) e a (Brasil, 2022), fazem indicações para o controle de qualidade, especialmente a mamografia de radiografia digital (DR), e orientam e exigem a execução dos testes a serem realizados. Ao utilizar imagens obtidas a partir da interação da radiação ionizante com o paciente, supõe-se que sejam de qualidade suficiente, o que minimiza a imprecisão na detecção de estruturas e permite um diagnóstico mais preciso com menor dose de radiação. Uma imagem de baixa qualidade deve ser refeita, o que acarreta mais custos evitáveis, além da reexposição do paciente (Freitas et al., 2006; Furquim & Costa, 2009; Brasil, 2021, 2022).

Os sistemas que produzem imagens digitais possuem um gerador e emissor de raios X semelhante aos sistemas de exibição, a diferença está em como a imagem é obtida. Na mamografia DR, os filmes são substituídos por detectores que capturam uma imagem e a enviam para um computador para visualização em uma tela de imagem médica de alta resolução, que pode ser diagnosticada e impressa em filme. A vantagem destes sistemas é a capacidade de manipular imagens para melhorar a imagem da mamografia usando recursos como zoom, variação de contraste, medição de lesões e a capacidade de transmiti-las a outros especialistas para avaliação (Furquim & Costa, 2009; Ministério da Saúde, 2014).

A mamografia DR pode ser classificada como indireta e direta, e possui uma camada de material cintilante que transforma fótons de raios X em fótons espectrais visíveis, que são então coletados por transistores de filme fino (TFTs) ou dispositivos de carga acoplado (CCD ou charge-coupled device), convertendo-os em um sinal elétrico onde formarão imagens digitais (Furquim & Costa, 2009; Ministério da Saúde, 2014).

A qualidade de um exame de mamografia de rastreamento depende diretamente da possibilidade de detectar uma alteração. Embora um teste com

acurácia de qualidade insuficiente possa dar uma sensibilidade de 66,0%, um perfil mais preciso em relação ao padrão de qualidade pode aumentar a acurácia diagnóstica para 85,0% a 90,0% dos casos em mulheres com mais de 50 anos de idade, possibilitando a detecção do tumor até dois anos antes de ocorrer acometimento linfonodal (Instituto Nacional de Câncer, 2022). As possíveis causas de uma mamografia falso-negativa incluem parênquima denso obscurecendo a lesão, posicionamento ou técnica de exame falha, erro de percepção, interpretação incorreta de um achado suspeito, características sutis de malignidade ou crescimento lento da lesão. Assim, o bom posicionamento e adequado contraste são absolutamente necessários na obtenção da imagem mamográfica (Sabino, 2014; Wertheimer, 2016; Brasil, 2022).

A dosagem e o desempenho das unidades de mamografia são avaliados anualmente pelas Vigilâncias Sanitárias, que aceitam certificados emitidos por empresas terceirizadas. A perfeita qualidade das imagens mamográficas é essencial para o sucesso do diagnóstico do câncer de mama, pois critérios técnicos e clínicos afetam a acurácia da mamografia (Sabino, 2014).

O controle de qualidade técnico é realizado no Brasil e inclui a avaliação dos mamógrafos através de testes periódicos. O controle de qualidade clínico envolve a revisão do posicionamento mamográfico, compressão, exposição, artefatos e definição de imagem (Brasil, 2021, 2022). Na tentativa de criar um sistema padronizado rigoroso, diversos modelos foram propostos, sendo atualmente preponderantes os do Colégio Americano de Radiologia (ACR) e o da Comissão Europeia (European Guidelines), ambos incluindo critérios de posicionamento e exposição à radiação. Assim, é necessário realizar testes de uniformidade do detector e Efeito Ghost, para o controle de qualidade dos mamógrafos, além de comparar os resultados obtidos com valores de controle estabelecidos nacional e internacionalmente.

Materiais e métodos

Para a realização deste estudo foram utilizados quatro mamógrafos digitais GE (Figura 1), sendo três do modelo Senographe Essential (SE1, SE2, SE3) e um do modelo da marca Senographe Crystal Nova (SCN), juntamente com duas placas de acrílico de polimetilmetacrilato (PMMA), uma com dimensões de (30 x 24 x 4,5) cm (PMMA1),

juntamente com um objeto de alumínio com dimensões de (2,0 x 2,0 x 0,01) cm para o teste de Efeito Ghost e uma com dimensões de (38,5 x 30,5 x 2,5) cm (PMMA2), para o teste de uniformidade. Para melhor avaliação dos mamógrafos, cada teste foi realizado por quatro dias seguidos.

Efeito Ghost

Com o objetivo de avaliar o Efeito Ghost do detector, no modo manual, foi posicionada a placa de PMMA1 de modo que metade do detector estivesse coberta (Figura 2), assim adquirindo a primeira imagem. Para a segunda imagem, a placa de PMMA1 cobriu o detector por completo, e o objeto de alumínio foi posicionado exatamente no centro da placa a 4,0 cm da borda (Figura 2).

As duas imagens foram feitas com um intervalo de até um minuto, com o controle automático de

exposição, a fim de detectar se os resíduos de carga elétrica não coletados ficaram no detector formando a imagem residual. Em seguida, as imagens foram analisadas utilizando o *software Image J*, delimitando três áreas, uma sem sobreposição da placa de PMMA1 fora do alumínio (região 1), outra ainda sem sobreposição da placa de PMMA1, mas dentro do alumínio (região 2), e outra na sobreposição da placa de PMMA1 ainda dentro do alumínio (região 3), assim obtendo os valores de cada região. Para obter o valor do fator de imagem Ghost, calculou-se a razão entre a diferença das medidas das regiões 3 e 2 e a diferença das medidas das regiões 1 e 2, conforme a Equação 1. Os valores de fator de imagem obtidos devem estar de acordo com as recomendações internacionais, sendo menor ou igual a 0,3 (Commission of the European Communities, 2006).



Figura 1. Mamógrafos (SE1, SE2, SE3, SCN respectivamente).



Figura 2. Primeiro e segundo posicionamentos do teste Efeito Ghost (respectivamente).

$$Fator\ imagem = \frac{\text{valor médio de pixel}(\text{região 3}) - \text{valor médio de pixel}(\text{região 2})}{\text{valor médio de pixel}(\text{região 1}) - \text{valor médio de pixel}(\text{região 2})} \quad (1)$$

Uniformidade

Com o objetivo de avaliar a uniformidade do detector, foi retirado o *bucky* dos mamógrafos e posicionada a placa de PMMA2 cobrindo o detector por completo, como mostra a Figura 3. A técnica radiográfica manual utilizada foi de 26 kV, 36 mAs e combinação ânodo/filtro de Mo/Mo nos três mamógrafos Senographe Essential. Para o mamógrafo Senographe Crystal Nova, a combinação ânodo/filtro foi alterada para W/Rh, única combinação disponível neste modelo.

Duas imagens foram adquiridas para cada mamógrafo em sequência, sendo que na segunda, a placa de PMMA2 foi rotacionada em 180°, a fim de identificar possíveis artefatos nas imagens provenientes de danos no acrílico. Em seguida, as imagens foram analisadas utilizando o *software Image J*, delimitando cinco áreas, sendo quatro delas uma em cada ponta da borda (A, B, C e D), e uma na área central (E) das imagens, assim obtendo os valores médios dos pixels (VPM). Para obter o valor de uniformidade do teste, calculou-se a variação dos VPM de cada área (VPMn) em relação ao valor médio (VPMm), conforme a Equação 2. Foram analisados também os gráficos de superfícies de cada imagem, determinando o valor de pixel máximo (VPMm) e o valor de pixel mínimo (VPMn), além da variação percentual. Os valores de variação obtidos devem estar de acordo com as recomendações internacionais,

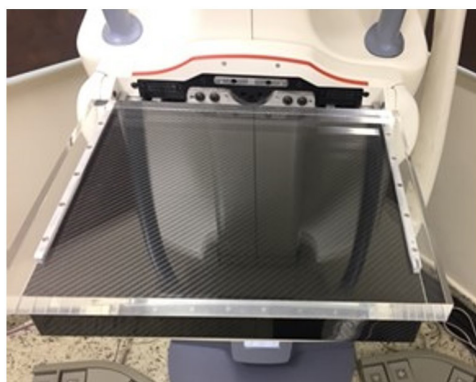


Figura 3. Teste de Uniformidade da imagem.

sendo menor ou igual a 15% (Commission of the European Communities, 2006; Sociedad Española de Física Médica, 2011).

$$Variação(\%) = 100 \left(\frac{VPMn - VPMm}{VPMm} \right) \quad (2)$$

Resultados e Discussão

Efeito Ghost

O teste de Efeito Ghost tem como finalidade avaliar se há imagens residuais de exposições anteriores. Esses resíduos podem ser causados por inúmeros motivos, dentre eles a ineficácia do sistema em apagar essas imagens entre uma exposição e outra, podendo também ser causado pelo tempo de exposição e uso do equipamento. A Tabela 1 mostra os valores médios de fator de imagem Ghost, obtidos a partir da razão entre a diferença das medidas das regiões 3 e 2 e a diferença das medidas das regiões 1 e 2. Assim, os quatro mamógrafos estão de acordo com as recomendações dos principais protocolos internacionais (Commission of the European Communities, 2006; Sociedad Española de Física Médica, 2011).

Uniformidade

O teste de uniformidade tem como propósito garantir que a imagem seja uniforme em relação ao nível de sinal e o ruído. As Tabelas 2, 3, 4 e 5 mostram os valores das variações em relação à média dos cinco pontos obtidos a partir das medições realizadas, onde quatro deles estão localizados um em cada borda da imagem (A, B, C e D), e um se encontra área central (E) da mesma. Os gráficos de superfícies obtidos a partir das imagens adquiridas (Figuras 4, 5, 6 e 7), como podemos observar os três primeiros (SE1, SE2 e SE3), se encontram em simetria, ou seja, mantendo-se quase sempre na mesma cor (azul), estando assim de acordo com os principais protocolos internacionais (Commission of the European Communities, 2006; Sociedad Española de Física Médica, 2011). Já no quarto gráfico (SCN), podemos observar maior variação de cor, onde nos mostra uma alteração. Como se pode observar nas Tabelas 2, 3 e 4, os três mamógrafos Senographe Essential estão de acordo com as recomendações (Commission of the European Communities, 2006; Sociedad Española

Tabela 1. Variação dos valores médios e desvio-padrão do fator de imagem Ghost.

DIA	SE1	SE2	SE3	SCN	Referência*
1	-0,002 ± 0,004	-0,006 ± 0,004	-0,003 ± 0,004	0,005 ± 0,008	≤ 0,3
2	-0,016 ± 0,004	0,011 ± 0,004	-0,010 ± 0,004	0,003 ± 0,008	
3	-0,003 ± 0,004	-0,011 ± 0,004	-0,018 ± 0,004	0,006 ± 0,008	
4	-0,002 ± 0,004	0,009 ± 0,004	-0,009 ± 0,004	0,004 ± 0,008	

*Fonte: (Commission of the European Communities, 2006).

Tabela 2. Variação em relação à média e desvio-padrão (%), além de uniformidade do detector via gráfico do detector SE1.

Pontos	Variação em relação à média (%)			
	SE1-1	SE1-2	SE1-3	SE1-4
A	0,24 ± 0,04	-0,30 ± 0,04	-0,15 ± 0,04	-0,22 ± 0,04
B	-0,18 ± 0,04	0,46 ± 0,04	0,26 ± 0,04	0,78 ± 0,04
C	0,31 ± 0,04	-0,50 ± 0,04	-0,27 ± 0,04	-0,61 ± 0,04
D	0,09 ± 0,04	0,34 ± 0,04	0,24 ± 0,04	0,23 ± 0,04
E	-0,46 ± 0,04	0,00 ± 0,04	-0,10 ± 0,04	-0,19 ± 0,04
Gráfico (%)	4,3	5,2	4,4	4,4

Tabela 3. Variação em relação à média e desvio-padrão (%), além de uniformidade do detector via gráfico SE2.

Pontos	Variação em relação à média (%)			
	SE2-1	SE2-2	SE2-3	SE2-4
A	0,39 ± 0,04	-1,06 ± 0,04	-0,98 ± 0,04	0,00 ± 0,04
B	-0,48 ± 0,04	1,03 ± 0,04	1,03 ± 0,04	2,24 ± 0,04
C	0,37 ± 0,04	-0,73 ± 0,04	-0,69 ± 0,04	0,41 ± 0,04
D	-0,40 ± 0,04	1,01 ± 0,04	0,83 ± 0,04	2,38 ± 0,04
E	0,13 ± 0,04	-0,25 ± 0,04	-0,19 ± 0,04	0,68 ± 0,04
Gráfico (%)	7,0	6,5	6,0	7,0

Tabela 4. Variação em relação à média e desvio-padrão (%), além de uniformidade do detector via gráfico SE3.

Pontos	Variação em relação à média (%)			
	SE3-1	SE3-2	SE3-3	SE3-4
A	0,93 ± 0,04	-2,03 ± 0,04	-1,98 ± 0,04	-2,00 ± 0,04
B	-0,34 ± 0,04	0,80 ± 0,04	0,80 ± 0,04	1,17 ± 0,04
C	0,93 ± 0,04	-2,00 ± 0,04	-1,99 ± 0,04	-2,23 ± 0,04
D	-0,48 ± 0,04	1,05 ± 0,04	1,07 ± 0,04	1,27 ± 0,04
E	-1,05 ± 0,04	2,18 ± 0,04	2,10 ± 0,04	1,8 ± 0,04
Gráfico (%)	4,7	7,5	7,0	7,0

Tabela 5. Variação em relação à média e desvio-padrão (%), além de uniformidade do detector via gráfico SCN.

Pontos	Variação em relação à média (%)			
	SCN-1	SCN-2	SCN-3	SCN-4
A	1,27 ± 0,08	-2,03 ± 0,08	-2,87 ± 0,08	-3,03 ± 0,08
B	0,05 ± 0,08	0,80 ± 0,08	-0,05 ± 0,08	0,07 ± 0,08
C	1,25 ± 0,08	-2,00 ± 0,08	-2,96 ± 0,08	-2,94 ± 0,08
D	0,70 ± 0,08	1,05 ± 0,08	-1,71 ± 0,08	-1,45 ± 0,08
E	-3,27 ± 0,08	2,18 ± 0,08	7,60 ± 0,08	7,36 ± 0,08
Gráfico (%)	22,7	21,2	7,5	22,7

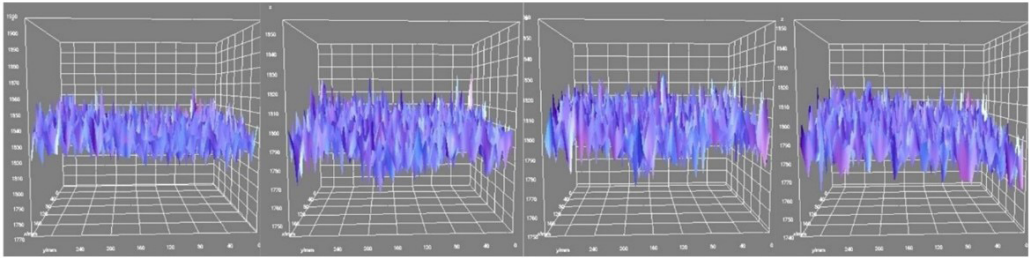


Figura 4. Gráfico da uniformidade do detector SE1.

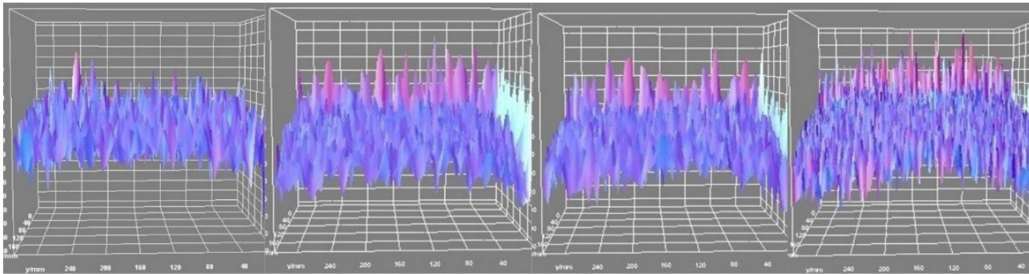


Figura 5. Gráfico da uniformidade do detector SE2.

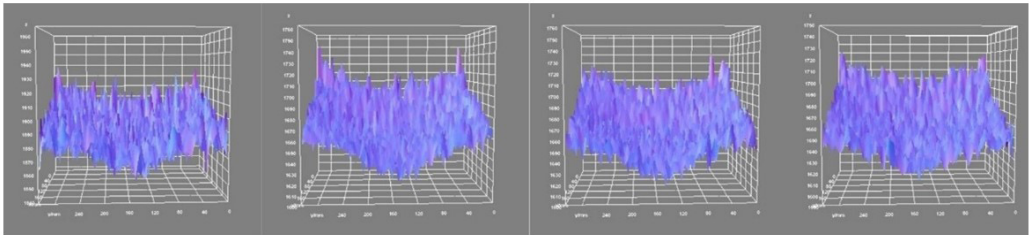


Figura 6. Gráfico da uniformidade do detector SE3.

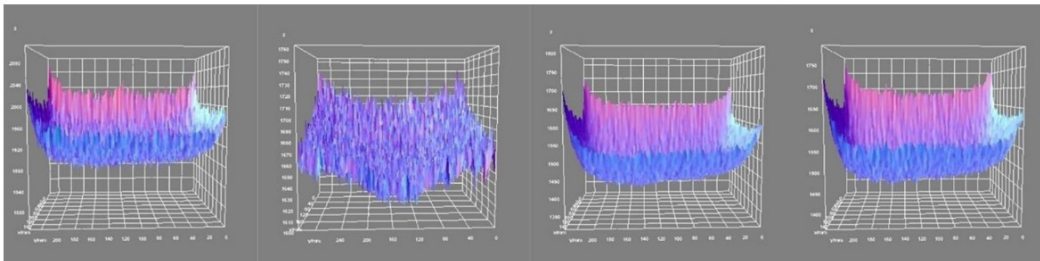


Figura 7. Gráfico da uniformidade do detector SCN.

de Física Médica, 2011). O mamógrafo Senographe Crystal Nova apresentou uma variação de 7,7% a mais do valor recomendado pelos principais protocolos internacionais (Tabela 5) (Commission

of the European Communities, 2006; Sociedad Española de Física Médica, 2011).

As áreas de não uniformidade possivelmente foram causadas pelos danos dos detectores, não

aparente visivelmente, ou devido às falhas nos pixels, sendo necessária uma calibração de ganho, principalmente no mamógrafo Senographe Crystal Nova, a fim de minimizar o valor de uniformidade acima do estipulado. É descartado um possível dano no acrílico devido à investigação utilizando a rotação do mesmo, e apenas um mamógrafo não apresentou resultados em conformidade. O gráfico de superfície é extremamente importante porque permite uma avaliação melhor e mais completa da integridade do detector e abrange toda a sua extensão (Commission of the European Communities, 2006; Sociedad Española de Física Médica, 2011).

Conclusão

A utilização de imagens feitas a partir da interação de radiação ionizante com o paciente é essencial. Uma imagem sem qualidade precisa ser refeita, desse modo acaba gerando mais custos que podem ser evitados, além de expor o paciente novamente à radiação.

Com isso, pode-se concluir que, no geral, resultados interessantes foram obtidos, atingindo o objetivo do trabalho e verificando a qualidade dos equipamentos em relação aos testes observados. As irregularidades deverão ser investigadas, após novas calibrações, para melhorar os resultados em testes futuros.

Referências

- Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária e Diretoria Colegiada. (2021, 27 de maio). Instrução Normativa N° 92. *Diário Oficial da União*, Brasília.
- Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA. (2022, 16 de março). Resolução RDC. n° 611, de 9 de março de 2022. *Diário Oficial da União*, Brasília.
- Commission of the European Communities – CEC. (2006). *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*. (4th ed.) Luxembourg: CEC.
- Freitas, A. G., Kemp, C., Louveira, M. H., Fujiwara, S. M., & Campos, L. F. (2006). *Mamografia digital: perspectiva atual e aplicações futuras*. *Radiologia Brasileira*, 39, 287-296.
- Furquim, T. A. C., & Costa, P. R. (2009). Garantia de qualidade em radiologia diagnóstica. *Revista Brasileira de Física Médica*, 3(1), 91-9. Recuperado em 17 de março de 2020, de <http://www.iee.usp.br/sites/default/files/biblioteca/producao/2009/Artigos%20de%20Periodicos/furquimgarantia.pdf>
- Instituto Nacional de Câncer – INCA. (2022). *Qualidade da mamografia: apresenta dados sobre a qualidade da mamografia no Brasil*. Rio de Janeiro: INCA. Recuperado em 2 de dezembro de 2022, de <https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/gestor-e-profissional-de-saude/controle-do-cancer-de-mama/dados-e-numeros/qualidade-da-mamografia>.
- Ministério da Saúde. (2014). *Curso de atualização em mamografia para técnicos e tecnólogos em radiologia*. Brasília, DF: Departamento de Gestão da Educação na Saúde.
- Sabino, S. M. P. S. (2014). *Implantação de programa de controle de qualidade clínico da mamografia: análise da efetividade em um programa de rastreamento mamográfico* (Dissertação de mestrado em Ciências da Saúde). Fundação Pio XII – Hospital de Câncer de Barretos, Barretos, p. 53. 2014.
- Sociedad Española de Física Médica – SEFM. Sociedad Española de Protección Radiológica. (2011). *Protocolo Español de Control de Calidad en radiodiagnóstico*. Madrid: Senda Editorial.
- Wertheimer, G. (2016). *Diagnósticos mamográfico e ultrassonográfico falsos negativos: relato de caso*. Campinas: Dr Pixel. Recuperado em 02 de dezembro de 2022, de <https://drpixel.fcm.unicamp.br/conteudo/diagnosticos-mamografico-e-ultrassonografico-falsos-negativos-relato-de-caso>