

AVALIAÇÃO DE CURVAS CARACTERÍSTICAS DE SISTEMAS ELETRÔNICOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS DIGITAIS EM MAMOGRAFIA

Data de submissão: 12/07/2023

Data de aceite: 01/09/2023

Carolina Paiva Santos

Escola de Engenharia de São Carlos
São Carlos – São Paulo
<http://lattes.cnpq.br/5470811921828297>

Homero Schiabel

Escola de Engenharia de São Carlos
São Carlos – São Paulo
ORCID: 0000-0002-7014-948X

RESUMO: Entre os principais fatores que interferem na detecção e classificação das lesões mamárias em uma imagem mamográfica, destaca-se o contraste que, dependendo de características da aquisição da imagem durante a exposição, pode afetar a visualização e interpretação de estruturas, como, por exemplo, nódulos, principalmente em mamas classificadas como densas. Como o processo de aquisição da imagem mamográfica digital tem influência decisiva, então, na precisão do diagnóstico, obter informações relevantes de qualidade sobre esse processo é fundamental para possibilitar a elaboração de ferramentas computacionais que auxiliem na melhoria da qualidade da imagem. Logo, o conhecimento de como se comporta a curva característica do sistema

de registro – gráfico que proporciona obter a relação da resposta desse sistema em função da intensidade de radiação incidente – é fator relevante para análise do contraste da imagem digital. Por isso, este artigo apresenta uma investigação dos atuais sistemas eletrônicos de registro para a imagem mamográfica digital a fim de determinar suas curvas características e estabelecer um comparativo entre curvas para imagens do tipo *raw* e pós-processadas para diferentes equipamentos mamográficos digitais do tipo DR.

PALAVRAS-CHAVE: mamografia digital, contraste, curva característica, sistema de registro da imagem.

EVALUATION OF CHARACTERISTIC CURVES OF ELETRONIC SYSTEMS FOR DIGITAL IMAGE ACQUISITION IN MAMMOGRAPHY

ABSTRACT: Among the main factors that interfere with the detection and classification of breast lesions in a mammographic image, contrast stands out. Depending on the image acquisition characteristics during exposure, it can affect the visualization and interpretation of structures, such as nodules, especially in breasts classified

as dense. Since the process of acquiring digital mammographic images has a decisive influence on the accuracy of the diagnosis, obtaining relevant and high-quality information about this process is essential to enable the development of computational tools that assist in improving image quality. Therefore, understanding the behavior of the characteristic curve of the registration system, which provides the relationship between the system's response and the incident radiation intensity, is a relevant factor for analyzing the contrast of the digital image. Thus, this study describes an investigation on current electronic recording systems for digital mammographic imaging in order to determine their characteristic curves and establish a comparison between curves for raw and post-processed images for different DR-type digital mammography equipment.

KEYWORDS: digital mammography, contrast, characteristic curve, imaging system.

1 | INTRODUÇÃO

Estatísticas da Organização Mundial da Saúde (WORLD HEALTH ORGANIZATION) mostram que o número de novos casos de câncer de mama no mundo em 2018 estava na faixa de 18 milhões, sendo 23% na Europa e 21% deles nas Américas – já superando uma estimativa da mesma OMS de dez anos atrás para 2030. No Brasil, segundo o INCA (Instituto Nacional do Câncer) (INCA, 2021), essa estimativa é de pouco mais de 66 mil casos novos por ano para o período 2020-2022, com mais de 18 mil óbitos anuais em decorrência da doença. O câncer de mama está entre os mais comuns em países desenvolvidos e, certamente, é uma das causas principais das altas taxas de mortalidade feminina em todo o mundo, tanto em países desenvolvidos quanto nos países em desenvolvimento. A maioria das mortes por câncer de mama ocorre em países de baixa e média renda, onde os diagnósticos têm maior chance de ocorrer em estágios avançados, devido principalmente à falta de consciência e às barreiras de acesso aos serviços de saúde.

Em diversas instituições de saúde, programas de rastreamento mamográfico têm sido postos em prática a fim de aumentar a detecção precoce dessa doença, sendo esta a única forma de prevenção. Estima-se que aproximadamente 30% dos cânceres podem ser curados se detectados em estágio inicial e tratados de maneira adequada (BOYLE; LEVIN, 2008). Logo, a principal estratégia de rastreamento populacional é o exame de mamografia (SILVA; HORTALE, 2012), que deve ser realizado, conforme recomenda o Ministério da Saúde, ao menos uma vez a cada dois anos em mulheres entre 50 e 60 anos de idade, e o exame clínico anual das mamas, para mulheres com faixa etária inferior.

No entanto, a acurácia da mamografia depende de vários fatores relacionados ao processo de formação da imagem. Tais fatores devem ser devidamente monitorados para que seja possível a reprodução de uma imagem de boa qualidade, garantindo que a informação contida no tecido mamário seja transferida ao radiologista da maneira mais fiel possível.

Um desses importantes fatores atualmente está no sistema de registro da imagem, cuja característica corresponde a uma das mais fundamentais mudanças tecnológicas

ocorridas no sistema mamográfico nos últimos anos: a substituição do filme radiográfico por uma placa eletrônica constituída por uma matriz de sensores capazes de registrar as variações de intensidade do feixe de raios X em função das diferentes absorções do tecido mamário (RODRIGUES ALVES, 2014). Esse sistema de registro eletrônico, que permitiu o surgimento do que hoje é conhecido como mamografia digital de campo inteiro, foi a principal alteração no processo de registro e visibilização da imagem mamográfica na virada do século XXI, substituindo o registro pelo filme sensibilizado e revelado, de modo que é o padrão atual para os procedimentos relativos ao exame mamográfico de diagnóstico por imagem.

A formação da imagem na mamografia consiste na projeção dos raios X sobre a mama, com a finalidade de identificar lesões e/ou alterações patológicas. No entanto, na mamografia convencional, a partir da exposição gerava-se uma imagem latente no filme radiológico o qual, por ser relativamente insensível aos raios X, era usado com uma tela intensificadora para transformar os fótons de raios X em luz visível (RODRIGUES ALVES; MEDEIROS; SOUZA, 1998). Desde 2000, porém, esses sistemas de aquisição de imagem têm sido substituídos por placas de matrizes de sensores eletrônicos que permitem o registro da imagem em formato digital. Em mamografia, há dois tipos de técnicas neste sistema de sensoriamento eletrônico: (a) os chamados sistemas CR (de *Computed Radiography*), que utilizam uma placa de material fosfórico fotoestimável mantida num chassi durante a exposição e “descarregada” num digitalizador a laser (BUNCH; HUFF; METTER, 1987); (b) os sistemas compostos por outros tipos de detector, esses formados por uma matriz de foto-sensores integrada no equipamento de mamografia, conhecidos como sistemas DR (de *Digital Radiography*), os quais, de acordo com o método de captura, são classificados como diretos ou indiretos (IAEA, 2011).

O sistema indireto apresenta uma camada de material cintilador em seu detector, responsável pela conversão dos fótons de raios X em fótons do espectro visível, os quais são coletados por transistores de filmes finos (Thin-Film Transistor – TFT), permitindo, desta forma, que esses fótons sejam convertidos em sinal elétrico para produzir a imagem digital. Já o sistema direto se diferencia do outro pela ausência da etapa intermediária de conversão, ou seja, os fótons de raios X interagem diretamente com o material da placa eletrônica, a qual é formada geralmente por um substrato à base de Selênio amorfo (a-Se), acoplado à matriz de TFT onde os elétrons são liberados (PISANO; YAFFE, 2005).

Os fatores técnicos que envolvem a aquisição desses sistemas, os valores das doses recebidas pela paciente e a qualidade da imagem não são parâmetros de fácil entendimento para a maioria dos usuários (WILLIAMS; KRUPINSKI; STRAUSS, 2007). Estudos mostram o potencial dos sistemas digitais, tanto na detecção dos achados mamográficos, como na diminuição das doses. Em 2011, Pagliari et al (PAGLIARI; HOANG; REDDY, 2012) citaram que o sistema CR não possui o mesmo potencial de evolução que a do sistema DR. E também não possibilitam manter uma dose média glandular mais baixa e

nem são capazes de se igualarem à resolução espacial do sistema DR. Uma das vantagens é possibilitar o uso de um maior intervalo útil de exposição (*dynamic range*), permitindo ajustes da imagem e evitando repetições, embora isso possa, às vezes, expor a paciente a doses desnecessárias.

Já os sistemas do tipo DR convertem os fótons de raios X em carga elétrica pelo processo de leitura direta usando os dispositivos TFT. A classificação do detector está relacionada ao processo de conversão dos fótons de raios X em carga elétrica. Existem três componentes no detector digital: de captura do elemento, o elemento de transformação e o de leitura. A conversão indireta é produzida pelo cintilador de CsI (iodeto de Césio), que converte raios X em luz visível e, em seguida, essa luz é convertida em cargas elétricas em uma fileira de fotodiodos de silício amorfo (a-Si). A conversão direta é feita no detector por um fotocondutor de raios X geralmente de a-Se (selênio amorfo) (BERGKVIST L.; TÁBAR,1987).

A resposta de um sistema de aquisição de imagem à exposição incidente é descrita geralmente por meio de uma curva conhecida como curva característica, ou curva sensitométrica. Para o antigo filme radiográfico, era o que permitia identificar o seu grau de escurecimento em função da intensidade e energia da radiação incidente, dado pela relação entre a densidade óptica (DO) em função do logaritmo da exposição relativa (PINA et al., 2004). O valor de DO medido em função da dose de exposição utilizada traduz as características de transferência de qualquer sistema receptor de imagens (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983). Para o sistema eletrônico de detecção nas placas dos sistemas digitais de mamografia, constitui-se na variação dos níveis de intensidade (ou de cinza) da imagem digital em função dessa variação de exposição.

A curva característica pode ser obtida a partir do método citado em (CHRISTENSEN E.E. AD CURRY; DOWDAY, 1990). Com base nesse gráfico, verifica-se que aquela curva típica tem uma resposta não-linear e tende a ser saturada nos pontos em que a exposição é mínima ou máxima (saturação e inclinação estas que dependem de cada tipo de sistema de registro). A curva característica provê informações do contraste, latitude e velocidade (sensibilidade) do sistema écran-filme. O registro de uma imagem radiográfica com alcance significativo de tons de cinza refere-se ao parâmetro latitude (MAGALHÃES; AZEVEDO; CARVALHO, 2002), dado pela relação entre a DO e a exposição na parte linear da curva e corresponde à faixa que abrange as densidades ópticas úteis ao diagnóstico (SPRAWLS P., 1995).

Já os sistemas eletrônicos digitais, diferentemente dos sistemas écran-filme, apresentam resposta linear à intensidade de radiação incidente sobre o detector, obtendo assim, uma vasta faixa de exposição que possibilita produzir uma representação mais fiel da transmissão dos raios X para todas as partes da mama (PISANO; YAFFE, 2005). Ao contrário do que é observado nos sistemas de detecção por filme, a curva característica para estes detectores eletrônicos é muito menos dependente do nível de radiação ao qual

foi exposto o detector.

Trabalho prévio desenvolvido no grupo (GOES & SCHIABEL, 2008) investigou o efeito que o processo da digitalização da imagem originalmente registrada em filme exerce num esquema de processamento de imagens em mamografia, verificando, então, comparativamente, as características das imagens mamográficas adquiridas por diferentes sistemas de digitalização de filmes. Dele resultou um modelo computacional para possibilitar compensar eventuais degradações introduzidas no processo de digitalização, por uma espécie de “correção” do contraste das imagens em função da curva característica do digitalizador utilizado comparação com uma curva padrão “ideal” (GOES; SCHIABEL; SOUSA, 2013).

Todavia, os atuais mamógrafos digitais possuem um sistema de registro diferente de como era na versão combinação filme/écran, em que ele é formado por detectores semicondutores sensíveis aos raios X, através das placas de matrizes de sensores eletrônicos que permite o registro da imagem em formato digital. Por isso, esse trabalho utiliza técnicas que permitem o reconhecimento da curva característica destes sistemas novos de registro eletrônico da imagem mamográfica em equipamentos do tipo DR, analogamente ao que foi realizado no trabalho de (GOES; SCHIABEL; SOUSA, 2013). Para tanto, foram considerados os aspectos das imagens *raw* e das pós-processadas, no caso dos equipamentos DR investigados.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

A parte experimental consistiu na exposição de um simulador antropomórfico de mama modelo 18-226 da Nuclear Associates (também conhecido como phantom Rachel), o qual simula a atenuação e imagem detalhada de uma mama comprimida de 5,0cm de espessura, sendo 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo (CALDWELL; YAFFE, 1990), conforme Figura 1.



Figura 1: Simulador antropomórfico de mama Nuclear Associates modelo 18-226 (Rachel).

Um aspecto importante é que ele possui, ao lado da mama simulada, uma pequena estrutura baseada em uma escada de alumínio, conforme Figura 2, para obtenção de uma escala de graus de escurecimento que funciona como escala de níveis de intensidade de cinza variados e que foi usada para produzir a curva característica do sistema de registro.

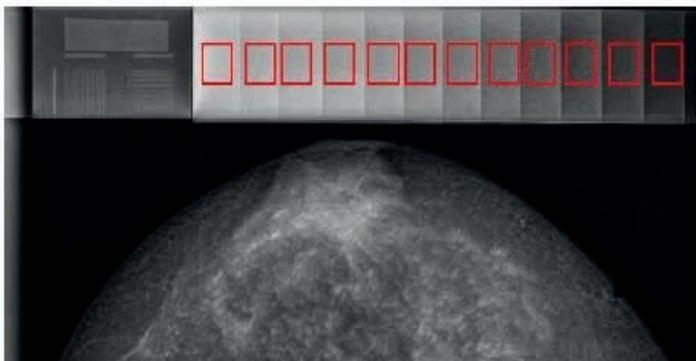


Figura 2: Imagem radiográfica do simulador, destacando 12 “degraus” da escala de cinza.

Os testes foram feitos em equipamentos DR da GE – um Senographe 2000D, e um Essential, ambos de hospitais públicos de São Paulo –, e da Hologic – um Selenia localizado em clínica privada, em São Paulo, um Selenia Dimensions em hospital público do Estado. No total foram adquiridas 25 imagens do simulador variando-se a técnica radiográfica na faixa de 29 a 32 kV e de 60 a 100 mAs.

Uma vez identificado cada degrau da escala de cinza, para cada imagem adquirida, foi calculada a média do valor do pixel da área selecionada de cada degrau que compõe a escada sensitométrica inserida no simulador, como mostrado em destaque na Figura 2. Esse cálculo produziu gráficos relacionando os níveis de cinza de cada imagem em função dos “degraus” da escada sensitométrica. Para o cálculo, foi utilizado o software ImageJ que proporciona também informações correspondente à imagem, como média dos valores de pixels da região selecionada, quantidade de pixels e desvio padrão.

Posteriormente, o mesmo procedimento foi realizado para as imagens *raw*, com resolução de contraste máxima de 14 bits e resoluções espaciais com tamanho de pixel de $100\mu\text{m}$ (para os sistemas da GE), e de $70\mu\text{m}$ (para os da Hologic). Com este levantamento da curva característica das imagens *raw* foi possível também observar o comportamento das curvas obtidas em diferentes sistemas eletrônicos de registro de mamógrafos do tipo DR. Além disso, foi feita a comparação com as curvas características das imagens processadas, com resolução de contraste de 12 bits, juntamente com as curvas características das imagens *raw* convertidas para resolução de contraste também de 12 bits. Vale salientar que a normalização de 12 bits para as curvas *raw* só foi realizada para fins de análise comparativa.

Cabe lembrar que, na formação das imagens radiológicas digitais, as imagens que chamamos de *raw* aqui são as imagens que registram as variações de radiação efetivas recebidas pela placa sensora no interior da mesa do mamógrafo, chamadas no registro digital de imagens *for processing*, enquanto as imagens que estamos chamando de pós-processadas, correspondem àquelas que efetivamente serão apresentadas ao radiologista para análise visual e elaboração do laudo, conhecidas no registro como imagens *for presentation*. Esse último tipo corresponde a uma imagem resultante de um processamento digital básico embutido no sistema de registro de cada equipamento de modo a produzir, no final, uma imagem mais adequada em termos de contraste para a percepção visual humana – similar ao tipo de contraste presente na imagem registrada antigamente no filme radiográfico.

O processo de transformação de bits foi realizado multiplicando-se os valores correspondentes a cada valor de pixel por 0,25 que corresponde a:

$$I = \frac{4095}{16383} \quad (I)$$

A fim de analisar as alterações provocadas na imagem *raw* para obter a imagem processada, foi feito o equacionamento de ambas as curvas (imagens *raws* e pós processadas) através de interpolação matemática, a fim de encontrar o polinômio que melhor representa os pontos amostrados nas curvas características.

3 | RESULTADOS

Para cada imagem adquirida, foi calculada a média dos valores de pixels de cada degrau que compõe a escada sensitométrica inserida no simulador. A partir destes valores, foram levantadas as curvas características das imagens pós processadas, ilustradas na Figura 3, relacionando os níveis de cinza em função dos “degraus”.

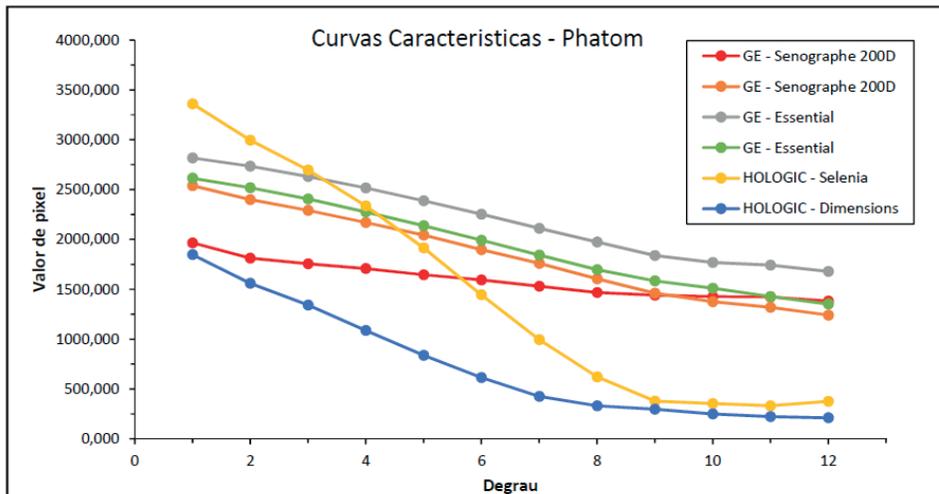


Figura 3: Curvas características das imagens pós processadas de diversos sistemas eletrônicos de registro.

A título de comparação entre as curvas obtidas para as imagens pós-processadas e as imagens raw, na Figura 4 ilustram-se as curvas características dos equipamentos da GE - Essential e HOLOGIC – Dimensions.

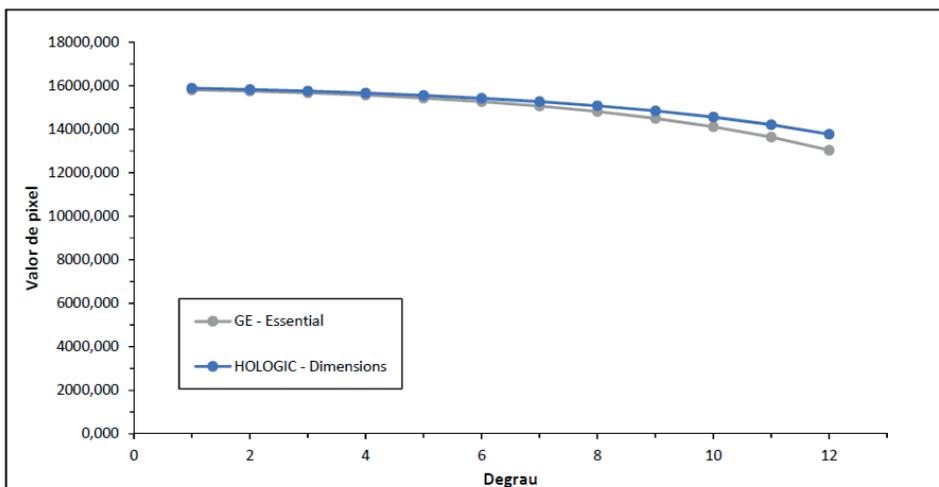


Figura 4: Curvas características das imagens raw da GE – Essential e HOLOGIC - Dimensions.

Uma forma mais ilustrativa de analisar o gráfico da Figura 3 é comparar as imagens do simulador obtidas em dois equipamentos diferentes, apresentadas na Figura 5.

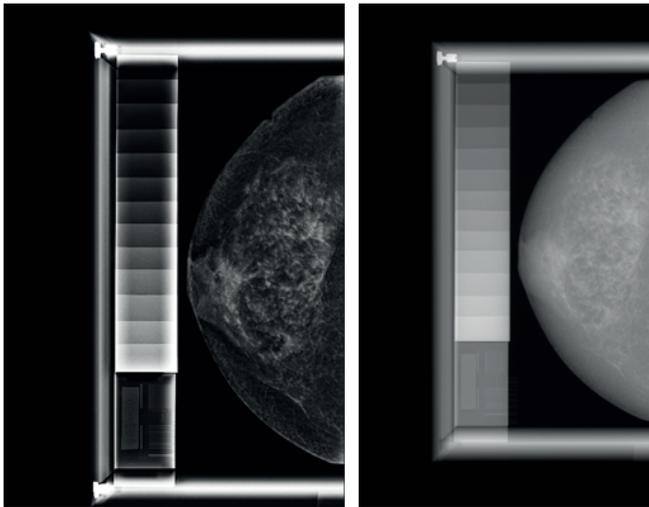


Figura 5: Imagens do simulador obtidas no (a) GE-Essential; (b) HOLOGIC Dimensions.

Uma curva característica obtida para o equipamento mamográfico GE Essential com sistema DR é apresentada no gráfico da Figura 6, juntamente com a respectiva curva da imagem *raw* de 14-bits de resolução e da *raw* de 12-bits, isto é, após a conversão das imagens *raw* de 14 para 12 bits (assim como ocorre com a imagem pós-processada). Para esse comparativo, deve-se frisar que todas as imagens foram obtidas nas mesmas condições operacionais (30kV, 100mAs).

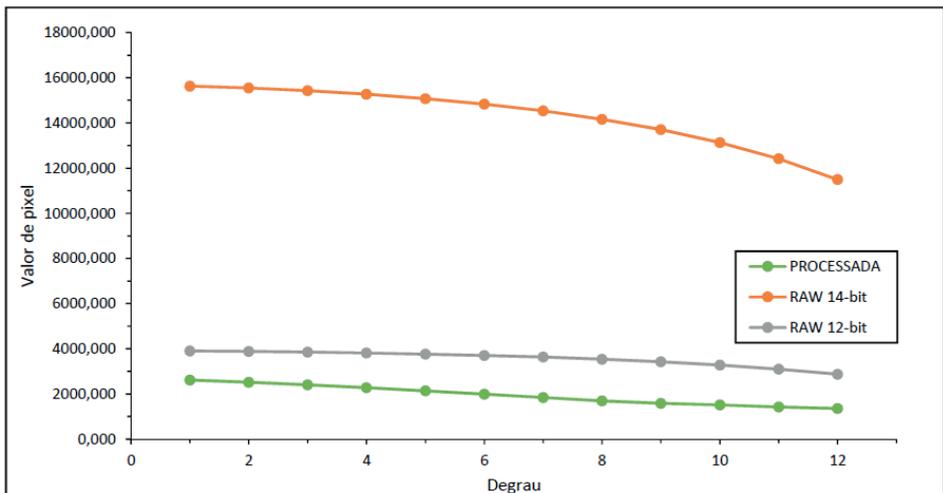


Figura 6: Curvas características relativas a um equipamento GE-Essential.

Então, obtida experimentalmente a curva característica de cada equipamento, foi possível calcular a função que representa a equação de cada uma. Através de interpolação

matemática, obteve-se o polinômio que melhor representa a curva característica. Na Tabela I são apresentadas as equações polinomiais de 4º grau das curvas ilustradas na Figura 6.

PROCESSADA	$Y = -0,0615x^4 + 2,5137x^3 - 29,183x^2 - 13,146x + 2649,5$
RAW 14 - BIT	$Y = -0,2078x^4 + 2,7557x^3 - 32,144x^2 + 1,1342x + 15657$
RAW 12 - BIT	$Y = -0,0519x^4 + 0,6888x^3 + 8,0345x^2 + 0,2835x + 3913,5$

Tabela I. EQUAÇÕES DAS CURVAS CARACTERÍSTICAS ILUSTRADAS NA FIGURA 6

4 | DISCUSSÃO

A investigação dos atuais sistemas eletrônicos de registro para a imagem mamográfica digital abordada neste trabalho, permite observar por meio do levantamento das curvas características de diferentes equipamentos de sistema do tipo DR, que as curvas das imagens pós-processadas possuem comportamentos diferentes, e até mesmo em equipamentos do mesmo fabricante. No entanto, o mesmo não ocorre na observação das curvas características das imagens *raw*: equipamentos de diferentes fabricantes possuem comportamentos similares, como pode ser visto na Figura 4. Isso indica que os comportamentos de resposta das placas sensoras são equivalentes.

É possível notar também na Figura 3, que a curva característica relacionada ao equipamento GE-Essencial representa uma variação de contraste – isto é, variação de níveis de cinza em função dos degraus – menor que a representada pela curva do HOLOGIC-Dimensions, por exemplo. Uma maneira mais ilustrativa de verificar isso é observar as diferenças de contraste e brilho nas imagens pós-processadas destes mesmos equipamentos mostradas na Figura 5. Isso é resultante de diferentes tipos de pós-processamento embutidos por cada fabricante no sistema de registro de cada equipamento.

Além disso, pode-se averiguar a discrepância de valores e de comportamento das curvas características das imagens processadas e *raw*, na ilustração da Figura 6, em que é notável uma grande diferença de valores de intensidade de cinza para cada degrau. Ela revela que para a obtenção da imagem processada não é feita apenas a conversão da resolução de contraste de 14- bits (*raw*) para 12-bits (processada), mas confirma que a reconhecida aplicação de técnica de processamento digital sobre a imagem *raw* para permitir configurações de brilho e contraste que tornem mais adequada a imagem a ser visualizada pelo médico radiologista (como era a antiga imagem em filme).

Sabe-se ainda que essas técnicas variam de acordo com o equipamento e a versão do software e com os algoritmos de processamento utilizados, que são intrinsecamente dependentes do fabricante do equipamento/sistema de aquisição. Esse trabalho mostra, porém, que podemos identificar essas variações, através da comparação gráfica entre as figuras 3 e 6 e também pela análise do equacionamento mostrado na Tabela I, por exemplo.

5 | CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos é possível notar que os sistemas eletrônicos de registro para a imagem mamográfica digital possuem curvas características de imagens pós-processadas com comportamentos diferentes, tanto para diferentes equipamentos quanto entre modelos do mesmo fabricante, instalados em diferentes locais. Isso nos permite observar as diferenças de qualidade de contraste na imagem apresentada para o laudo radiológico, o que pode afetar inclusive o diagnóstico, pois a confiabilidade da resposta dada pelo sistema está diretamente relacionada com a qualidade da imagem digital final.

Além disso, as técnicas permitiram o conhecimento das curvas características dos sistemas atuais de registro eletrônico da imagem mamográfica e, com base nos resultados mostrados na Figura 3, por exemplo, pode-se inferir a possibilidade de reproduzir a abordagem descrita em trabalho prévio (GOES & SCHIABEL, 2008) no desenvolvimento de uma ferramenta computacional que possibilite transformar o contraste da imagem mamográfica digital com base numa curva de característica de referência.

REFERÊNCIAS

BERGKVIST, L.; TÁBAR, L.; BERGSTRÖM, R.H.A. **Epidemiologic Determinants of the mammographic Parenchymal Pattern: a Population-Based Study Within a Mammographic Screening Program**. American Journal of Epidemiology 126(6), p. 1075-1081, 1987.

BOYLE, P.; LEVIN, B. **World cancer report 2008**. Lyon: IARC Press, 510 p., 2008.

BUNCH, P.C.; HUFF, K.E.; VAN METTER, R. **Analysis of the detective quantum efficiency of a radiographic screen-film combination**. J Opt Soc Am A.4(5), p. 902-909, 1987.

CALDWELL, C. B.; YAFFE, M. J. **Development of an anthropomorphic breast phantom**. Medical Physics, v.17, n.2, 1990.

CHRISTENSEN, E.E.; CURRY, T.S.; DOWDAY, J.E.; **An Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology**, 4th Edition, Lea & Febiger, Philadelphia, USA; 1990.

GOES, R. F.; SCHIABEL, H.; - **Computational adjust technique to digital mammographic images based on digitizer characteristic curve** – Journal of Electronic Imaging, v. 17, n. 4, p. 043012-1 – 043012-9, 2008. DOI:10.1117/1.3013544.

GOES, R.F.; SCHIABEL, H.; SOUSA, M.A.Z. **Automatic scanning software based on the characteristic curve of mammograms digitizers**. Journal of Electronic Imaging, v. 22, n. 1, p. 013024-1 – 013024-9, 2013. (doi: 10.1117/1.JEI.22.1.013024).

IAEA. IAEA Human Health Series No. 17: **Quality assurance programme for digital mammography**. Vienna. International Atomic Energy Agency. 2011.

INCA Instituto Nacional de Câncer. [Internet] Lyon: INCA; 2021; Available from: <http://www1.inca.gov.br/estimativa/2018/sintese-de-resultadoscomentarios.asp>.

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J.R. **The Physics of Radiology**. Springfield: Charles C. Thomas, 1983.

MAGALHÃES, L.A.G.; AZEVEDO, A.C.P. de; CARVALHO, A.C.P. **A Importância do Controle de Qualidade de Processadoras Automáticas**. Radiologia Brasileira, v.35; p.357-363, 2002.

PAGLIARI, C.M.; HOANG, T.; REDDY, M. et al. **Diagnostic quality of 50 and 100 µm computed radiography compared with screen-film mammography in operative breast specimens**. Br J Radiol. 85(1015), p. :910-916, 2012.

PINA, D. R.; DUARTE,, S. B.; GHILARDI NETTO, T.; TRAD, C. S.; BROCHI, M. A. C. ; Oliveira, S.C. de. **Optimization of Standard Patient Radiographic Images for Chest, Skull and pelvis Exams in conventional X-Ray Equipment**. Phys. Med. Biol.; 49, N215-N226; 2004.

PISANO, E. D.; YAFFE, M. J. **Digital mammography**. Radiology, v. 234, n. 2, p. 353–362, 2005.

RODRIGUES ALVES, F.F. **Estudo longitudinal da qualidade da imagem mamográfica em sistemas digitais associado ao processo de otimização da dose média glandular**. Tese, EPM/UNIFESP, São Paulo (SP), 129 p., 2014.

RODRIGUES ALVES, F.F.R.; MEDEIROS, R.B.; SOUZA, D. **Estudo das propriedades sensitométricas dos filmes radiológicos submetidos a diferentes condições de processamento**. Radiol Bras. 31(5), p. 293-303, 1998.

SILVA, R. C. F.; HORTALE, V. A. **Rastreamento do Câncer de Mama no Brasil: Quem, Como e Por quê?**, Revista Brasileira de Cancerologia. v. 58(1), p. 67-71, 2012.

SPRAWLS P. **Physical Principles of Medical Imaging**. 2nd Edition. Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin, 1995.

WILLIAMS, M.B.; KRUPINSKI, E.A.; STRAUSS, K.J. et al. **Digital Radiography Image Quality: Image Acquisition**. J Am Coll Radiol. 4(6), p. 371-388, 2007.