

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS

CAROLINA PAIVA SANTOS

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

São Carlos
2023

CAROLINA PAIVA SANTOS

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

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia Elétrica com Ênfase em Eletrônica, da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Engenheira Eletricista.

Orientador: Prof. Dr. Homero Schiabel

São Carlos
2023

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da
EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

P142a Paiva Santos, Carolina
Avaliação de curvas características de sistemas eletrônicos de aquisição de imagens em mamografia digital / Carolina Paiva Santos; orientador Homero Schiabel. São Carlos, 2023.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2023.

1. mamografia digital. 2. contraste. 3. curva característica. 4. sistema de registro da imagem. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Carolina Paiva Santos

Título: "Avaliação de curvas características de sistemas eletrônicos de aquisição de imagens em mamografia digital"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 07/12/23,

com NOTA 10,0 (Dez, zero), pela Comissão Julgadora:

Prof. Associado Homero Schiabel - Orientador - SEL/EESC/USP

Prof. Associado Dennis Brandão - SEL/EESC/USP

Profa. Associada Renata de Freitas Góis - FATEC/Araçatuba

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:
Professor Associado José Carlos de Melo Vieira Júnior

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, Professor Homero Schiabel, pela oportunidade de trabalhar nessa área, pelo apoio constante e pelo compartilhamento de conhecimentos que desenvolvo para o meu crescimento pessoal e desenvolvimento como pesquisadora.

Agradeço aos meus pais, especialmente à minha mãe, Vitória, pelo seu apoio contínuo, por sempre acreditar em mim e ser meu porto seguro. Agradeço ao meu pai, Antonio Sérgio, que é um exemplo tanto como profissional quanto como pai, sempre apoiando minhas escolhas e oferecendo suporte.

Agradeço aos meus irmãos, Augusto e Danielle, que são verdadeiros conselheiros tanto em aspecto pessoais quanto técnicos, e que assim como toda a família sempre acreditaram e me incentivaram, obrigada por sempre celebrar minhas conquistas, isso reforça meu compromisso em buscar constantemente mais resultados.

Ao meu amor, Vitor, obrigada pelos momentos de paciência e conselhos ao longo desses últimos semestres, e pelo pequenos gestos que por diversas vezes melhoraram meu dia e me motivaram a enfrentar novos desafios.

Agradeço às minhas colegas Gabriela e Fernanda, por todo o apoio, discussão e amizade ao longo desses cinco anos.

Por fim, estendo meus agradecimentos aos professores do curso de Engenharia Elétrica, que através de seus ensinamentos permitiram que eu pudesse hoje estar concluindo este trabalho.

RESUMO

SANTOS, C. P. **Avaliação de curvas características de sistemas eletrônicos de aquisição de imagens em mamografia digital**. 2023. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2023.

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 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. 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. O objetivo deste trabalho foi, em sua etapa inicial, desenvolver técnicas destinadas ao reconhecimento da curva característica nos sistemas atuais de registro eletrônico de imagens mamográficas em equipamentos do tipo DR. Uma vez que as etapas de processamento se baseiam na imagem *raw*, a variedade de equipamentos, tecnologias, *software* de aquisição e características do processo contribui para gerar diferentes resultados na imagem pós-processada. Assim, esta pesquisa concentra-se na realização de uma avaliação comparativa entre as curvas de imagens no formato *raw* e pós-processadas, provenientes de diferentes equipamentos mamográficos digitais do tipo DR, para tanto foi utilizado o *software* ImageJ que permitiu obter informações correspondente à imagem, e posteriormente o levantamento das curvas e suas respectivas aproximações equacionais. Posteriormente, a partir destes resultados, foi possível, desenvolver uma técnica de processamento que permite "corrigir" potenciais deficiências identificadas no contraste da imagem mamográfica digital gerada por tais equipamentos, visando uma padronização de contraste, independentemente do equipamento ou fabricante.

Palavras-chave: mamografia digital. contraste. curva característica. sistema de registro da imagem.

ABSTRACT

SANTOS, C. P. **Evaluation of characteristic curves of electronic systems for image acquisitions in digital mamography**. 2023. Monograph (Course Completion Work) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2023.

Among the main factors influencing the detection and classification of breast lesions in a mammographic image, contrast stands out. Depending on the image acquisition characteristics during exposure, it can impact the visualization and interpretation of structures. As the digital mammographic image acquisition process plays a decisive role in diagnostic accuracy, obtaining relevant and high-quality information about this process is crucial. Therefore, understanding the behavior of the characteristic curve of the registration system – a graph that allows obtaining the relationship of the system's response to the incident radiation intensity – is a relevant factor for analyzing digital image contrast. The primary objective of this work was, in its initial stage, to develop techniques aimed at recognizing the characteristic curve in current electronic registration systems for mammographic images in DR-type equipment. Since the processing stages are based on the raw image, the variety of equipment, technologies, acquisition software, and process characteristics contribute to generating different results in the post-processed image. Thus, this research focuses on conducting a comparative evaluation between the curves of images in raw and post-processed formats, originating from different digital mammographic DR-type equipment. For this purpose, the ImageJ software was used, allowing the acquisition of information corresponding to the image, followed by the compilation of the curves and their respective equation approximations. Subsequently, based on these results, it was possible to develop a processing technique that allows "correcting" potential deficiencies identified in the contrast of the digital mammographic image generated by such equipment, aiming for standardized contrast, regardless of the equipment or manufacturer.

Keywords: digital mamography. contrast. characteristic curve. imaging system.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Esquema de um aparelho mamográfico durante a realização de um exame.	21
Figura 2 – Ilustração de um exame mamográfico real (a) Incidência Crânio-Caudal (b) Incidência Médio-Lateral-Oblíqua (MLO).	22
Figura 3 – (a) Estruturas mamárias na incidência MLO e (b) Imagem radiográfica da mama na incidência MLO; (c) Estruturas mamárias na incidência CC e (d) Imagem radiográfica na incidência CC.	22
Figura 4 – Exemplo de um aparelho mamográfico convencional.	23
Figura 5 – Processo de geração de imagens de mamografia CR.	24
Figura 6 – Esquema de um sistema de aquisição DR, captura indireta.	25
Figura 7 – Esquema do sistema de selênio com o transistor filme fino, utilizado no sistema DR.	25
Figura 8 – Curva sensitométrica H&D.	26
Figura 9 – Comparação das curvas sensitométricas dos sistema de tela-filme (a) e do sistema digital (b). A faixa dinâmica da curva (a) é bem menor do que a da curva (b).	28
Figura 10 – (a) Imagem de mama em formato jpeg com 8bits; (b) Ampliação da matriz de 9x9 pixels; (c) Valores dos níveis de cinza de cada pixel.	29
Figura 11 – Gráfico mostrando a faixa dinâmica dos detectores digitais e do sistema tela-filme juntamente com a influência na imagem.	33
Figura 12 – Exemplo da matriz de desvios padrão resultantes (mapa) entre uma imagem original e uma imagem processada.	37
Figura 13 – Esquema resumido do Índice Carneiro de Contraste.	38
Figura 14 – Simulador antropomórfico de mama Nuclear Associates modelo 18-226 (Rachel).	39
Figura 15 – Imagem radiográfica do simulador, destacando 12 “degraus” da escala de cinza.	40
Figura 16 – Representação da aplicação da ferramenta Measure em uma imagem e os resultados obtidos na região selecionada.	43
Figura 17 – Gráfico apresentado a curva característica juntamente com a aproximação polinomial.	44
Figura 18 – Comportamento gráfico do polinômio de ajuste de contraste.	45
Figura 19 – Curvas características das imagens pós processadas de diversos sistemas eletrônicos de registro.	47
Figura 20 – Curvas características das imagens <i>raw</i> de diversos sistemas eletrônicos de registro.	47
Figura 21 – Imagens do <i>phantom</i> obtidas em um (a) HOLOGIC Dimensions; (b) GE-Essential.	48

Figura 22 – Curvas características relativas a um equipamento GE-Essential.	49
Figura 23 – Curva característica da imagem pós-processada de GE- Senographe 2000D (teste 1) com a respectiva equação.	49
Figura 24 – Curva característica da imagem pós-processada de GE- Senographe 2000D (teste 2) com a respectiva equação.	50
Figura 25 – Curva característica da imagem pós-processada de GE- Essential (teste 1) com a respectiva equação.	50
Figura 26 – Curva característica da imagem pós-processada de GE- Essential (teste 2) com a respectiva equação.	51
Figura 27 – Curva característica da imagem pós-processada de HOLOGIC- Selenia com a respectiva equação.	51
Figura 28 – Curva característica da imagem pós-processada de HOLOGIC - Dimensions (teste 1) com a respectiva equação.	52
Figura 29 – Curva característica da imagem pós-processada de HOLOGIC - Dimensions (teste 2) com a respectiva equação.	52
Figura 30 – Comparação da função 3.2 aplicada à imagem <i>raw</i> Hologic-Dimension(teste 1). (a) Imagem <i>raw</i> . (b) Imagem pós processada. (b) Imagem com transformação de contraste.	54
Figura 31 – Comparação da função 3.2 aplicada à imagem <i>raw</i> Hologic-Dimension(teste 2). (a) Imagem <i>raw</i> . (b) Imagem pós processada. (b) Imagem com transformação de contraste.	54
Figura 32 – Comparação da função 3.2 aplicada à imagem <i>raw</i> GE- Essential(teste 1). (a) Imagem <i>raw</i> . (b) Imagem pós processada. (b) Imagem com transformação de contraste.	55
Figura 33 – Comparação da função 3.2 aplicada à imagem <i>raw</i> GE- Essential(teste 2). (a) Imagem <i>raw</i> . (b) Imagem pós-processada. (b) Imagem com transformação de contraste.	55
Figura 34 – Resultados gráficos da aplicação da métrica ICC aplicada nas imagens pós-processadas original e processadas a partir da função 3.2.	57
Figura 35 – Matriz de desvios padrões (mapas) da imagem pós processada original (HOLOGIC -Dimensions).	57
Figura 36 – Matriz de desvios padrões (mapas) da imagem com a transformação de contraste (HOLOGIC -Dimensions).	58
Figura 37 – Matriz de desvios padrões (mapas) da imagem pós processada original (GE -Essential).	58
Figura 38 – Matriz de desvios padrões (mapas) da imagem com transformação de contraste (GE -Essential).	59

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Número de bits de resolução de contraste por sistema de mamografia disponíveis no mercado.	30
Tabela 2 – Valores de exposição utilizados no Mamógrafo GE- Senographe 2000D (teste 1)	40
Tabela 3 – Valores de exposição utilizados no Mamógrafo GE- Senographe 2000D (teste 2)	41
Tabela 4 – Valores de exposição utilizados no Mamógrafo GE- Essential (teste 1) .	41
Tabela 5 – Valores de exposição utilizados no Mamógrafo GE- Essential (teste 2) .	41
Tabela 6 – Valores de exposição utilizados no Mamógrafo Hologic- Selenia	41
Tabela 7 – Valores de exposição utilizados no Mamógrafo Hologic- Dimensions (teste 1)	42
Tabela 8 – Valores de exposição utilizados no Mamógrafo Hologic- Dimensions (teste 2)	42
Tabela 9 – Equações das curvas características das imagens pós processadas . .	53
Tabela 10 – Equações das curvas características das imagens <i>raws</i>	53
Tabela 11 – Resultados da aplicação do SSIM em imagens de diferentes equipamentos.	56
Tabela 12 – Resultados da aplicação do ICC nas imagens pós-processada original e as imagens processada com a função 3.2 de diferentes equipamentos. .	56

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CR	Computed Radiography/ Radiologia Computadorizada
DO	Densidade Ótica
DR	Radiografia Digital
DICOM	Comunicação de Imagens Médicas digitais em medicina
IAEA	Agência Internacional de Energia Atomica
ICC	Índice Carneiro de Contraste
INCA	Instituto Nacional do Câncer
IP	Placa de fósforo/ Imaging Plate
OSL	Optically Stimulated Luminescence (Luminescência Opticamente Estimulada)
Pixel	Picture Element
SSIM	Medida do índice de similaridade estrutural
TFT	Thin Film Transistor/ Transistor de Filme Fino

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	Contextualização	17
1.2	Motivação	18
1.3	Objetivo	18
2	CONCEITOS E BASE TEÓRICA	21
2.1	Mamografia e o Equipamento Mamográfico	21
2.1.1	Mamografia Digital a partir de um sistema digital CR (<i>Computed Radiography</i>)	21
2.1.2	Mamografia Digital a partir de um sistema digital DR (<i>Digital Radiography</i>)	24
2.2	Curva sensitométrica ou Curva Hurter & Driffield (H & D)	26
2.3	Curva Sensitométrica do Sistema Digital de Mamografia x Curva H&D	27
2.4	Imagem Digital	28
2.4.1	Imagem <i>Raw</i> e Imagem Processada	30
2.4.2	Qualidade da imagem	31
2.4.3	Resolução de Contraste	32
2.5	Métricas para avaliação da qualidade de imagens	32
2.5.1	SIMILARIDADE ESTRUTURAL (SSIM)	32
2.5.2	ÍNDICE CARNEIRO DE CONTRASTE (ICC)	36
3	MATERIAIS E MÉTODOS	39
3.1	<i>Phantom</i>: objeto simulador radiográfico de mama	39
3.1.1	Imagens	40
3.1.2	<i>Softwares</i> utilizados	41
3.2	Metodologia	42
3.2.1	Levantamento das curvas características	42
3.2.2	Comparação das curvas características <i>Raw</i> x Processadas	43
3.2.3	Equacionamento das curvas características	44
3.2.4	Desenvolvimento da técnica de processamento	44
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	47
4.1	Resultados do levantamento das curvas características	47
4.2	Resultados dos testes com a função de padronização de contraste	53
5	CONCLUSÃO	61
5.1	Desenvolvimentos Futuros	62
	REFERÊNCIAS	63

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização

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 P.; 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 (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.

1.2 Motivação

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; CURRY; DOWDAY, 1990). Com base no gráfico da curva característica para o filme radiográfico apresentado em (CHRISTENSEN; CURRY; DOWDAY, 1990), 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, 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.

Por esse motivo, seria útil ter uma compreensão do comportamento da curva característica dos atuais sistemas de registro – gráfico que proporciona obter a relação da resposta desse sistema em função da intensidade de radiação incidente, visto que é fator relevante para análise do contraste da imagem digital.

1.3 Objetivo

Trabalho prévio desenvolvido no grupo (GÓIS; 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” (GÓIS; SCHIABEL, 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 (GÓIS; SCHIABEL, 2013). Para tanto, foram considerados os aspectos das imagens raw e das pós-processadas, no caso dos equipamentos DR investigados.

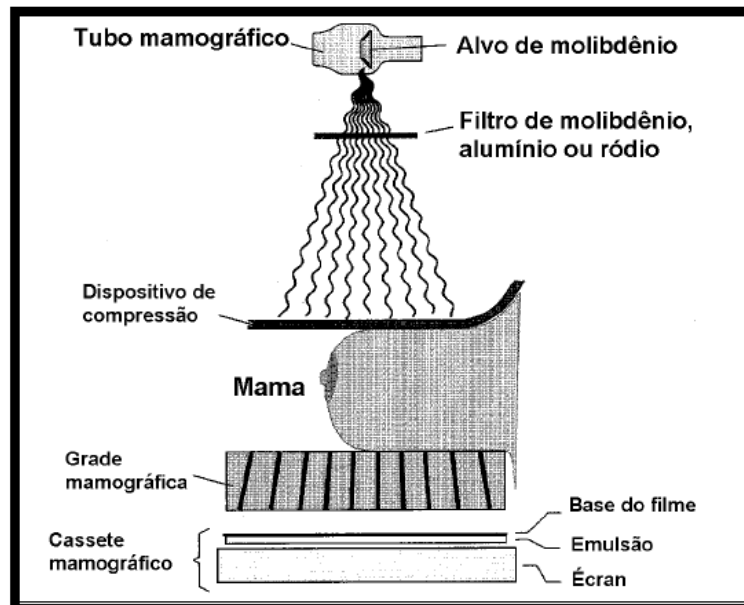
2 CONCEITOS E BASE TEÓRICA

2.1 Mamografia e o Equipamento Mamográfico

A mamografia é atualmente a forma mais eficaz para a detecção precoce do câncer de mama, pois permite identificar lesões pequenas e assintomáticas. O equipamento dedicado a mamografia não é o mesmo que o utilizado pelo sistemas de raios X convencionais, possuindo características próprias, pois a imagem gerada deve ter alta resolução para que possam visualizar as estruturas mamárias que, por sua vez, são compostas de tecido mole cuja diferença nos níveis de absorção de raios X é pequena entre si (BRASSALOTTI; CARVALHO, 2003)

Na figura 1 é apresentado um esquema do do aparelho mamográfico durante a realização de um exame. Em mamografia, duas incidências de cada mama são indispensáveis: uma visão lateral ou oblíqua e uma crânio-caudal, conforme demonstrado na figuras 2 e 3. No entanto, a incidência médio-lateral-oblíqua é a mais eficaz, pois ela mostra uma quantidade maior de tecido mamário e inclui estruturas mais profundas do quadrante súpero-externo e do prolongamento axilar, enquanto a crânio-caudal tem como objetivo incluir todo o material póstero-medial, complementando a médio-lateral-oblíqua (MITCHELL; BASSET, 1988).

Figura 1 – Esquema de um aparelho mamográfico durante a realização de um exame.

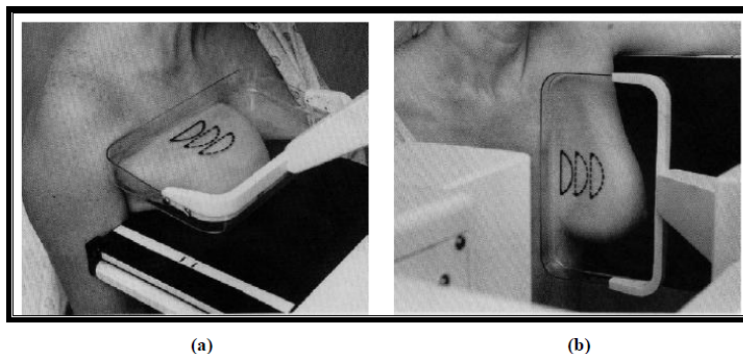


Fonte: (WOLBARST, 1993)

2.1.1 Mamografia Digital a partir de um sistema digital CR (*Computed Radiography*)

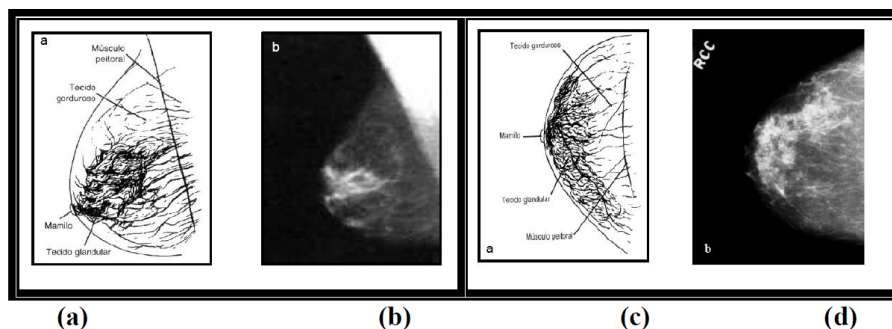
Um importante avanço na mamografia foi o desenvolvimento dos mamógrafos digitais utilizando um sistema digital conhecidos como CR (*Computed Radiography*) termo usual

Figura 2 – Ilustração de um exame mamográfico real (a) Incidência Crânio-Caudal (b) Incidência Médio-Lateral-Oblíqua (MLO).



Fonte: (GÓIS, 2010)

Figura 3 – (a) Estruturas mamárias na incidência MLO e (b) Imagem radiográfica da mama na incidência MLO; (c) Estruturas mamárias na incidência CC e (d) Imagem radiográfica na incidência CC.

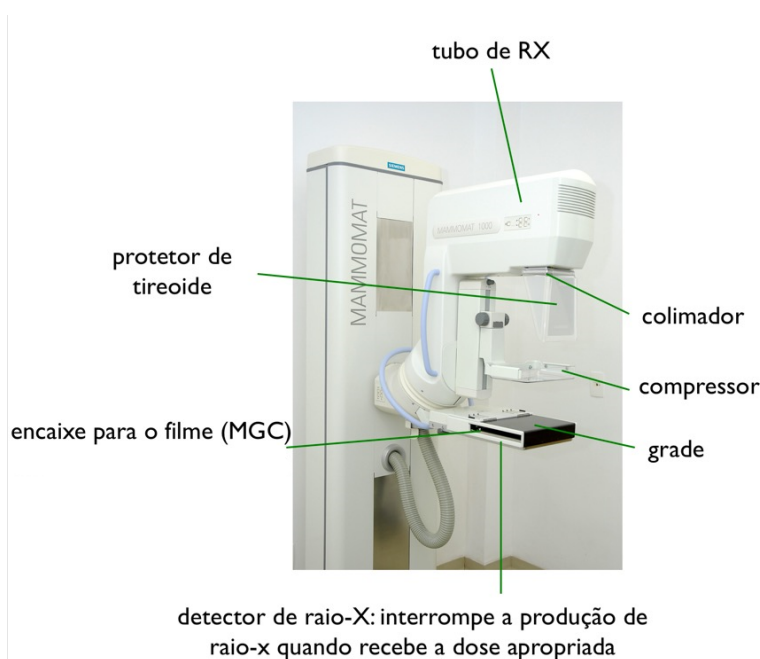


Fonte: (GÓIS, 2010)

em radiologia, que utilizam uma placa de material fosfórico foto-estimulável (*Photostimulable Phosphors - PSP*) mantida num chassi durante a exposição e “descarregada” num digitalizador a laser (BUNCH; HUFF; METTER, 1987) para a obtenção da imagem. O sistema CR utiliza placas PSP também chamadas de *Imaging Plates (IPs)* como detectores. Nelas, grãos de material fosfórico são combinados com um polímero ligante e depositados sobre uma base plástica. O desenvolvimento das IP's busca materiais que proporcionem propriedades ópticas de absorção do laser e reflexão da luz. A eficiência da tela é medida pelo número de fótons de luz liberado por unidade de energia absorvida. Nesse processo, um par elétron-lacuna é criado pelo efeito fotoelétrico interno, no qual um elétron é excitado da banda de valência para a banda de condução. A partir da energia mínima necessária para criar esse par, pode ser gerado o éxciton – um estado ligado de um elétron e sua respectiva lacuna que são atraídos pela força coulombiana. É uma quase partícula eletricamente neutra que existe em isolantes, semicondutores e alguns líquidos, e pode transportar energia sem transportar carga elétrica. Também pode ser formado em isolantes de forma cristalina após

a ionização criada pela interação com a radiação X, podendo mover-se livremente no cristal até ser capturado. Após a captura ocorre a estabilização de modo que haja eficiência da emissão da luz fotoestimulada, o que ocorre na varredura da IP pela luz laser no sistema de formação da imagem digital (digitalizador)(ROWLAND, 2002).

Figura 4 – Exemplo de um aparelho mamográfico convencional.

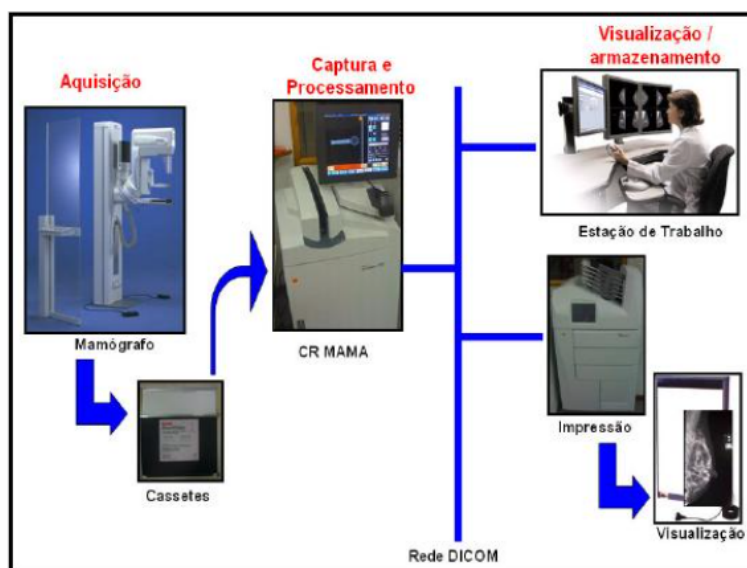


Fonte: (JALES, 2015)

A transformação da imagem latente em imagem radiográfica é feita pela estimulação com laser vermelho (aproximadamente 700 nm), o centro F (BUSHBERG et al., 2002) absorve a energia e a transfere para o elétron, que se recombina com o íon Eu^{3+} , esse então é convertido novamente em íon Eu^{2+} e ocorre a emissão de luz visível na faixa do azul-verde, fenômeno esse conhecido como OSL (Luminescência Opticamente Estimulada).

O cassete é aberto ao ser colocado na leitora do CR, e o IP é mecanicamente removido e varrido pelo feixe do laser vermelho. A leitura é feita linha a linha e no final de cada linha o feixe retorna ao começo da próxima linha. A luz do laser estimula a emissão de luz visível(azul/verde) que é coletada por uma fibra óptica e guiada até a fotomultiplicadora, onde produz um sinal eletrônico. Para evitar detecção de luz vermelha pela fotomultiplicadora, um filtro que transmite luz azul/verde e atenua a luz vermelha é colocado na entrada da fotomultiplicadora. O sinal eletrônico é digitalizado, armazenado e convertido para níveis de cinza. O IP então é exposto á luz intensa que apagará sinais residuais. o IP retorna para o cassete e está pronto para o reuso (SILVA, 2012). Na figura 5 é apresentado a cadeia de formação da imagem a partir de um sistema CR.

Figura 5 – Processo de geração de imagens de mamografia CR.



Fonte: (JALES, 2015)

2.1.2 Mamografia Digital a partir de um sistema digital DR (*Digital Radiography*)

No sistema DR (de *Digital Radiography*), o detector eletrônico absorve os raios X que conseguem atravessar a mama, armazenando parte da energia destes em sua estrutura. Automaticamente, a imagem já será reproduzida, pois o processo de leitura é acoplado ao da produção da imagem.

Existem dois tipos de detectores, os de captura direta e o de captura indireta, tratados separadamente a seguir:

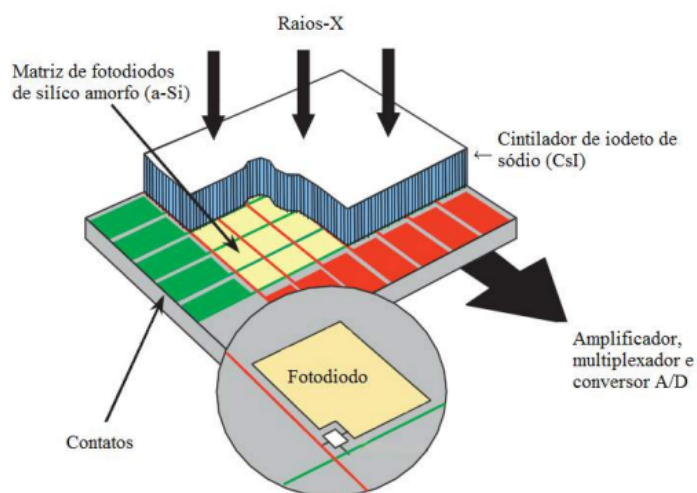
a) Captura Indireta

O sistema de captura indireta usa um processo de duas etapas para a aquisição da imagem. Na primeira etapa, um cintilador, ex.:iodeto de céσιο (CsI), absorve os raios X e produz uma cintilação luminosa, semelhante ao que ocorre com a tela intensificadora do sistema analógico (NOEAL; THIBAULT, 2004). Em seguida, a luz produzida pelo cintilador pode ser captada de duas maneiras (a) por dispositivos de carga acoplada (CCD, do inglês, *charge coupled device*), que possuem sensor sensível a luz e transformam esta luz em carga elétrica; ou (b) por um detector de painel plano com uma matriz de fotodiodo feito de silício amorfo (a-Si) que também convertem a luz em carga elétrica, que, por sua vez, será captada por um transistor de filme fino (TFT) (KORNER, 2007). Esse transistor tem a função de interruptor, ele permite a passagem das cargas elétricas para serem amplificadas e convertidas em sinal elétrico coluna por coluna (BICK; DIEKMANN, 2010).

b) Captura Direta

No método de captura direta, os fótons de raios X interagem com uma placa de material fotocondutor que produz pares elétron-lacuna. Um campo elétrico é aplicado nos eletrodos

Figura 6 – Esquema de um sistema de aquisição DR, captura indireta.

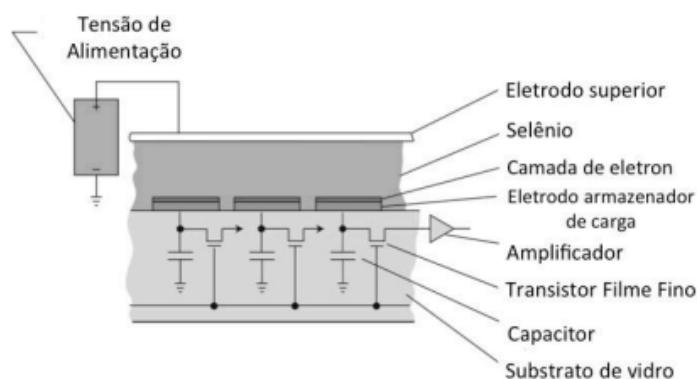


Fonte: (IAEA, 2011)

colocados em cima e abaixo do material fotocondutor para atrair os elétrons e, deste modo, gerar o sinal (BICK; DIEKMANN, 2010). Os fotocondutores típicos são: selênio amorfo (a-Se); óxido de chumbo; iodeto de chumbo; brometo de tálio; e compostos de gadolínio (KORNER, 2007). O mais utilizado é o selênio amorfo, que tem uma boa resolução espacial, chegando a $70 \mu\text{m}$ em um tamanho de campo 24 por 29 cm (NOEAL; THIBAUT, 2004).

Esse detector é equipado com um tambor de selênio (*selenium drum*) ou com um detector de tela plana. No caso de utilizar o tambor de selênio, usa-se um conversor analógico-digital para converter sinal elétrico analógico gerado pelo selênio amorfo em sinal digital. Já o detector de tela plana utiliza uma matriz de TFT, que acumula a energia do elétron e transmite o sinal por coluna, amplificando e convertendo o mesmo em sinal digital, como pode ser visto no esquema da figura 7 (KORNER, 2007).

Figura 7 – Esquema do sistema de selênio com o transistor filme fino, utilizado no sistema DR.



Fonte: (BICK; DIEKMANN, 2010)

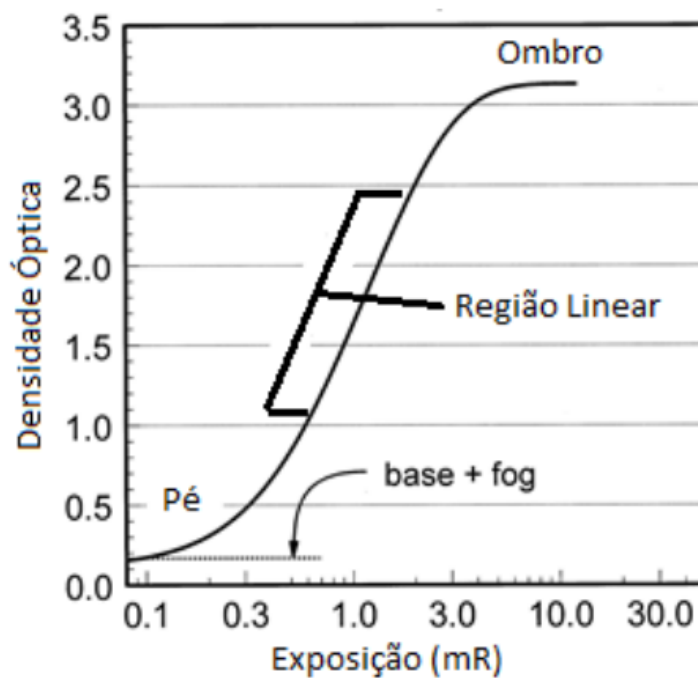
2.2 Curva sensitométrica ou Curva Hurter & Driffield (H & D)

Em 1890, Hurter e Driffield conduziram um estudo sobre a resposta do filme à luz, analisando a curva que descreve a densidade óptica (DO), também conhecida como grau de enegrecimento do filme, em relação ao logaritmo na base 10 da exposição ($\log_{10}E$). A exposição E foi medida em unidades de Roentgen (R) [(BUSHBERG; BONNE, 2011) (BUSHING, 1975) (CURRY; DOWDEY; MURRAY, 1984)].

Essa curva pode ser obtida a partir do método sensitométrico de tempo escalonado e de intensidade escalonada (CHRISTENSEN; CURRY; DOWDAY, 1990). No primeiro, são feitas várias exposições, com kVp e distância do ponto focal ao plano imagem mantidos constantes, variando-se somente o tempo de exposição de raios X; no segundo, aquelas várias exposições são feitas com kVp e mAs constantes, mas com variação na distância fonte-plano imagem.

As características da curva H & D são apresentadas na Figura 8. A curva tem um formato sigmoidal e através dela, é possível também avaliar o contraste, a latitude, o gradiente, a velocidade e o valor de base+fog (filme sem exposição). Regiões de baixa densidade encontram-se na base da curva, enquanto as altas densidades encontram-se no patamar (superior). As densidades úteis ao diagnóstico encontram-se na região linear da curva da figura 8, doravante denominada "zona útil".

Figura 8 – Curva sensitométrica H&D.



Fonte: (GRANADO, 2015)

A velocidade do filme corresponde ao inverso da exposição necessária para produzir

uma $DO = 1,0$. Um filme era considerado rápido quando necessitava de menos exposição para obter a mesma DO (MAGALHÃES; AZEVEDO; CARVALHO, 2002) em comparação a outro. Se a velocidade do sistema écran- filme fosse maior, a quantidade de exposição aos raios-X necessária para atingir o mesmo nível de DO , era menor. A base da curva representa as regiões com baixa exposição, e é uma região que se estende até abaixo de zero, o que não pode ser plotado em um eixo logarítmico. Já as regiões com alta exposição são localizadas no patamar superior da curva. A faixa de densidade útil ao diagnóstico encontra-se, porém, na região linear da curva, ou zona útil (BUSHBERG et al., 2003). A determinação da zona útil não se refere a um valor máximo ou mínimo de DO , mas é simplesmente caracterizada pela região em que a curva assume um comportamento linear (HOFF., 2007). A zona útil também é comumente denominada latitude do filme, a qual compreende toda a escala de cinza do filme (MAGALHÃES; AZEVEDO; CARVALHO, 2002).

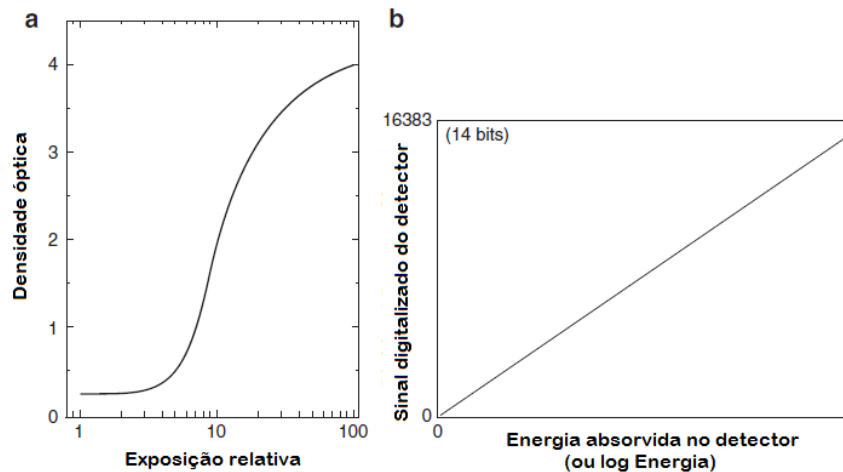
2.3 Curva Sensitométrica do Sistema Digital de Mamografia x Curva H&D

Existem diferenças fundamentais entre o sistema digital e o de écran-filme, quanto ao modo no qual a informação transportadas pelos raios-X é detectada e transferida até que se forme a imagem. Em um sistema de écran-filme, a tela intensificadora produz uma quantidade de luz que é diretamente proporcional à quantidade de energia depositada pelos raios X. Esta etapa chama-se exposição do filme, que posteriormente é quimicamente processado para produzir um padrão de densidade óptica, que compreende a imagem. Já no sistema digital, a quantidade de fótons de raios X captada pelo detector, é convertida em corrente elétrica e então em sinal digital por um conversor analógico-digital.

A principal diferença entre os dois tipos de sistema é a largura da faixa dinâmica. A faixa dinâmica pode ser definida como a gama de exposições sobre as quais o detector fornece um sinal mensurável de forma confiável (PISANO; YAFFE; KUZMIAK, 2004). A Figura 9a repete o gráfico (não linear) de densidade óptica - ou grau de enegrecimento -, por exposição relativa do filme, mostrando que o intervalo útil para diagnóstico fica bastante restrito. O valor da densidade óptica determina o brilho com o qual a imagem será representada. Quando a curva fica plana, o contraste visualizado será abaixo do ideal (PISANO; YAFFE; KUZMIAK, 2004). Uma vez que um filme foi exposto, as características de exibição de contraste são fixas, e se a imagem apresenta brilho e contraste inadequado, deve ser re-exposto, fazendo com que o paciente receba uma dose extra de radiação, desnecessariamente (MAHADEVAPPA, 2004).

Já a parte (b) da Figura 9 mostra o gráfico do sistema digital de aquisição da imagem. Seu detector produz um sinal que possui uma linearidade aproximada, que é proporcional com a intensidade dos raios X transmitida através da mama. Como sua faixa dinâmica é bem maior, é possível produzir uma representação fiel da transmissão de raios X para todas as partes da mama. Além disso, ao contrário do filme, a forma da curva característica

Figura 9 – Comparação das curvas sensitométricas dos sistema de tela-filme (a) e do sistema digital (b). A faixa dinâmica da curva (a) é bem menor do que a da curva (b).



Fonte: (GRANADO, 2015)

destes detectores é muito menos dependente do nível de exposição do detector á radiação (PISANO; YAFFE; KUZMIAK, 2004). Embora o sistema digital seja capaz de produzir imagens com escala de cinza adequada em altos e baixos níveis de exposição, deve-se ter muito cuidado com os níveis de exposição, para se garantir a qualidade da imagem. Quando as imagens do sistema digital são expostas a níveis baixos de exposição, mantendo-se a escala de cinza adequada, elas ficam expostas a níveis mais elevados de ruído quântico. E quando essas são produzidas com altos níveis de exposição, possuem baixo nível de ruído, porém resultam em doses maiores de raios X para o paciente (BUSHBERG; BONNE, 2011).

2.4 Imagem Digital

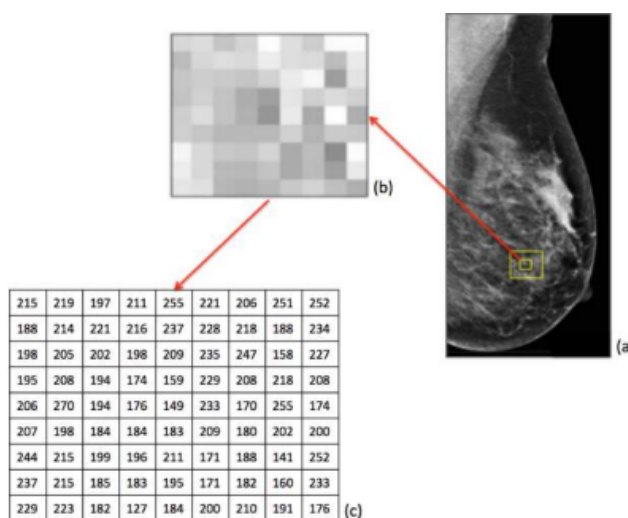
Para a formação da imagem digital, os elementos detectores nos sistemas CR e DR produzem um sinal na forma de uma matriz bidimensional, que é convertido em uma imagem digital. A imagem digital pode ser considerada uma matriz cujos índices de linhas e colunas identificam um ponto na imagem e cujo valor do elemento da matriz identifica o nível de cinza naquele ponto. Cada elemento possui uma localização e um valor específico, o que caracteriza um pixel. O tamanho do pixel na imagem é um dos parâmetros sobre sua qualidade: quanto menor o pixel ou quanto mais pixels essa imagem tiver, considerando uma área fixa, mais informação a mesma possuirá (GONZALEZ; WOODS, 2000).

A quantidade de níveis de cinza existentes na imagem vai depender do número de bits que essa imagem possui. Uma imagem que possui 8 bits possuirá 256 níveis de cinza. Ou seja, os valores são divididos em uma escala de 0 a 255, onde 0 representará por

convenção a cor preta e 255 a cor branca (GONZALEZ; WOODS, 2000).

A Figura 10 mostra como a imagem é formada por vários pixels, com um valor de cinza associado a cada um. A Figura 10a mostra a imagem de uma mama no formato JPEG, com apenas oito bits. Aplicando-se uma ampliação, obtém-se a Figura 10b, que corresponde a uma matriz de 9x9 pixels, e a Figura 10c mostra o valor correspondente dos tons de cinza de cada pixel da matriz da Figura 10b.

Figura 10 – (a) Imagem de mama em formato jpeg com 8bits; (b) Ampliação da matriz de 9x9 pixels; (c) Valores dos níveis de cinza de cada pixel.



Fonte: (XAVIER, 2015)

O padrão no qual a imagem de mamografia é obtida é o DICOM (do inglês, digital imaging and communication in medicine), que é o padrão global para transferência de arquivos de imagens radiológicas com outras informações médicas entre computadores e que permite um modo rápido para ter acesso a uma grande quantidade de dados, requerendo, porém, uma grande quantidade de memória do computador (HASHIMOTO, 2008).

Equipamentos de aquisição de imagem em mamografia digital trabalham, geralmente, com um valor alto de número de bits, entre 12 e 16. A quantidade de bits dos sistemas digitais disponíveis no mercado se encontra na Tabela 1. Na mamografia digital, o sinal armazenado é proporcional à intensidade de radiação que atinge os detectores, para toda a faixa de intensidade, conforme mostrado na figura 9b. Portanto, a imagem digital reflete com muito mais precisão o contraste subjetivo presente nas estruturas internas da mama (HAUS; YAFFE, 2000).

Na mamografia digital os processos de aquisição exibição da imagem são tratados separadamente: a aquisição tem resposta linear em relação à intensidade de radiação, enquanto a exibição pode ser ajustada pelo usuário. Outras vantagens também são seus recursos de pós-processamento, permitindo ao radiologista manipular a imagem, ampliar uma região

Tabela 1 – Número de bits de resolução de contraste por sistema de mamografia disponíveis no mercado.

Marca/Modelo	Sistema de imagem	Bits
GE senographe 2000D	DR	14
GE senographe DS	DR	14
GE senographe Essential	DR	14
LORAD Hologic selenia	DR	14
Siemens Mammomat novation	DR	14
Siemens Inspiration	DR	13
Planmed Nuance	DR	13
IMS Gioto	DR	13
Fujifilm AMULET	DR	14
Sectra MDM L30	Slot-Scan	16
Xcounter	Slot-Scan	16
Fuji Profect	CR	12
Carestream Directview CR950	CR	12
Agfa CR85/35X	CR	12
Konica Pureview	CR	12
Konica Regius 190	CR	12
Philips Cosima X eleva	CR	12

Fonte: (BICK; DIEKMANN, 2010).

desejada e inverter, alterar o brilho e o contraste, de acordo com a sua necessidade, o que leva a um ganho importante para o diagnóstico.

2.4.1 Imagem *Raw* e Imagem Processada

Nesse contexto, uma abordagem importante a ser considerada nos atuais processos de aquisição da imagem médica digital pelos diversos tipos de equipamentos da área de diagnóstico por imagem é a relação entre o que se chama imagem *raw* e imagem processada (ou pós-processada, como alguns chamam). E aqui, o que se chama de processamento de imagem ganha uma nova semântica, ainda que inserido tecnicamente nos conceitos apresentados adiante.

Imagem *raw* (ou crua, na tradução literal) é aquela que não foi submetida a qualquer tipo de processamento digital (também chamada de imagem para processamento). Na aquisição, por exemplo, de imagem médica por exposição a equipamento de raios X, a imagem *raw* é obtida diretamente dos dados de atenuação do feixe de raios X. O alcance da radiação é muito amplo e torna-se difícil para o olho humano captar muitas das informações de diferenças de contraste necessárias para a adequada interpretação. Trata-se de aspecto associado ao fato de que a resposta do olho humano à variação de contraste é logarítmica (EVANS, 1981).

A partir do processo físico de aquisição que gera a imagem *raw*, obtém-se a chamada

imagem processada que, na verdade, é a imagem que será apresentada ao médico. Trata-se da imagem final a partir da qual será feita a análise diagnóstica e que corresponde a um arquivo digital resultante da aplicação de alguma(s) técnica(s) de processamento digital sobre a imagem *raw*. A finalidade é deixar essa imagem a mais próxima possível da que seria obtida com filme, por exemplo, ou para evidenciar uma área de interesse. As suas características dependem da(s) técnica(s) utilizada(s), variando de acordo com o equipamento e a versão do software, e com um detalhe importante: são intrinsecamente dependentes do fabricante do equipamento/sistema de aquisição. Apesar disso, em geral, os algoritmos de processamento utilizados atuam para modificar/adaptar a curva de atenuação dos raios X.

A qualidade da imagem *raw* é dependente do detector utilizado na aquisição da imagem. Ela geralmente está estruturada em resolução de contraste de 14 bits por pixel (enquanto as processadas apresentam 12 bits). Mas, apesar de ser a processada a que é apresentada ao médico para a avaliação diagnóstica, é na imagem *raw* que deve ser realizada qualquer avaliação de qualidade do processo de aquisição para evitar a diferença da utilização de diferentes métodos de processamento.

A diversidade de métodos de processamento torna difícil a comparação entre imagens. Na transformação da imagem *raw* para a processada ocorrem dois tipos de processamento: pré-processamento: usado para correções mais básicas da imagem, como pixels defeituosos; e pós-processamento: utilizado para melhorar a apresentação da imagem, com o uso de técnicas para diminuição do ruído e aumento de contraste (BORG; BADR; ROYLE, 2014).

2.4.2 Qualidade da imagem

A detecção precoce de calcificações e massas mamárias não palpáveis malignas requer imagens de muito alta qualidade (JAKUBIAK et al., 2013). A avaliação da qualidade de imagens clínicas é usada a fim de garantir que um nível ótimo de qualidade de imagem seja alcançado sistematicamente (LI et al., 2010).

Para a avaliação da qualidade de uma imagem radiográfica, é necessário avaliar a cadeia de formação da imagem, desde a aquisição, formação da imagem e apresentação, bem como os parâmetros de contraste, resolução espacial, ruído, densidade ótica, valor médio de pixel, distorção, processamento analógico ou digital, artefatos, tipo do arquivo, forma de apresentação.

O interesse pelo método de processamento de imagem decorre pelo fato de buscar sempre uma melhoria da informação visual para a interpretação humana e também pelo fato do processamento de dados da imagem para percepção automatizada (GONZALEZ; WOODS, 2000).

A capacidade de interpretação e visualização da imagem radiográfica depende da qualidade de conversão (meio físico - meio digital) utilizada, sendo este processo um dos

principais itens determinantes da qualidade final da imagem obtida.

A qualidade da imagem em mamografia, é afetada pela forma, tamanho e propriedade de absorção de raios X do tecido mamário, além da qualidade do feixe de raios X, da penumbra geométrica e das propriedades de contraste, resolução espacial e ruído do sistema de detecção (TOROI et al., 2007).

2.4.3 Resolução de Contraste

A resolução de contraste é definida como a capacidade de distinguir tons de cinza, entre os valores correspondentes a preto e branco. Na mamografia a resolução de contraste é o que permite observar diferença de atenuação dos tecidos que compõem a mama (glandular, adiposo, fibroso), que têm densidades muito semelhantes e possuem números atômicos muito próximos, o que dificulta muito a obtenção de imagens mamográficas com bom contraste para diferenciação de tons de cinza.

A escala de cinza é conhecida como faixa dinâmica, que mede a resposta do detector à exposição. A figura 11 ilustra comparativamente, com exemplos de imagens, a faixa dinâmica dos detectores digitais e do sistema écran-filme. A faixa dinâmica de sistemas digitais é identificada pela quantidade de bit de cada pixel. Por exemplo, imagens de tomografia computadorizada e ressonância magnética, geralmente, possuem 12 bits ($2^{12} = 4096$ tons de cinza). Imagens de mamografia, chegam a ter 16 bits, devido a importância na resolução de contraste para este exame (BUSHONG, 2010).

Ainda, como pode ser observado na figura 11, o sistema écran-filme só apresenta uma pequena faixa útil para a produção do contraste da imagem, enquanto que a faixa dinâmica dos detectores digitais é ampla. Logo, em sistemas digitais, uma imagem suficiente para diagnóstico é obtida tanto para doses abaixo quanto acima das normalmente utilizadas em sistemas analógicos.

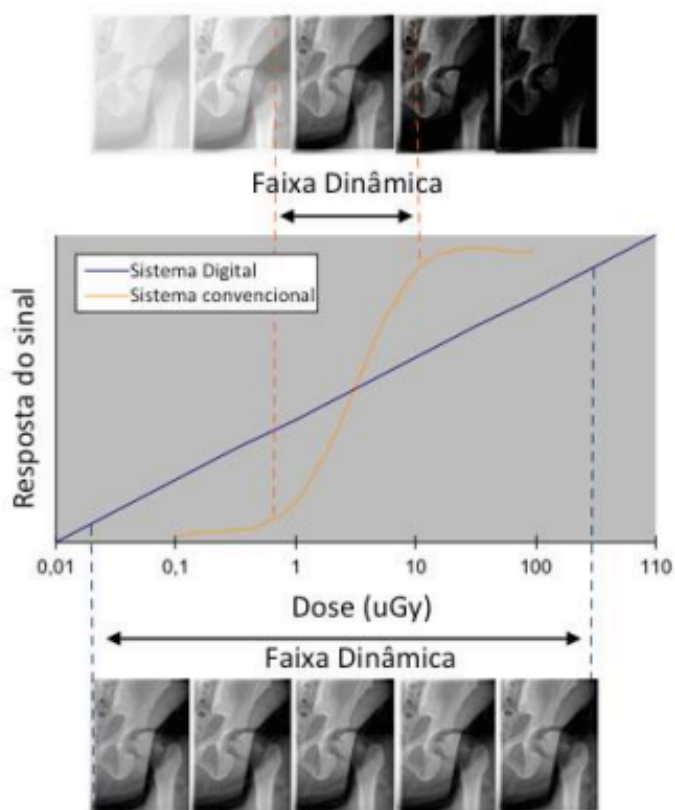
2.5 Métricas para avaliação da qualidade de imagens

Uma das maneiras de avaliar a eficácia de determinada técnica de realce de contraste em imagens é através da inspeção visual, embora essa avaliação qualitativa seja intrinsecamente subjetiva. Neste capítulo, serão selecionadas algumas métricas quantitativas de desempenho de contraste. Estas análises serão calculadas nas imagens após o processamento digital, utilizando a técnica de processamento desenvolvida neste trabalho, para fins de comparação com a imagem original.

2.5.1 SIMILARIDADE ESTRUTURAL (SSIM)

Conforme descrito por (WANG et al., 2004), nas últimas décadas, uma ação específica tem sido direcionada ao avanço de métodos para avaliar a qualidade de imagens, explorando características reconhecidas do sistema visual humano. A maioria das abordagens propõe

Figura 11 – Gráfico mostrando a faixa dinâmica dos detectores digitais e do sistema tela-filme juntamente com a influência na imagem.



Fonte: (LANÇA; SILVA, 2008)

uma estratégia de adaptação do erro quadrático médio, conhecido na literatura pela sigla MSE, de modo a penalizar os erros na imagem distorcida com base em sua visibilidade.

Nesse sentido, uma suposição amplamente adotada é a de que a perda da qualidade de uma imagem está diretamente relacionada à visibilidade do erro (o erro entre a imagem distorcida e a imagem de referência pode ser entendido como a subtração entre as duas). Há, ainda, uma série de outros fatores pelos quais a ideia de penalizar a perda de qualidade de uma imagem de acordo com a visibilidade do erro não é a mais adequada quando se quer uma métrica que se assemelhe à avaliação subjetiva (SOUZA, 2021).

Levando em consideração essas questões e também que, de maneira geral, as imagens apresentam uma estrutura significativa, ou seja, seus pixels mostram dependências marcantes, especialmente quando estão próximos, essas dependências carregam informações cruciais sobre a estrutura dos objetos presentes na imagem. Por isso, (WANG et al., 2004) propôs uma abordagem inovadora para avaliação da qualidade de imagens. Conhecida na literatura como Similaridade Estrutural, abreviada como SSIM (Structural Similarity em inglês), essa métrica visa emular a avaliação realizada pelo Sistema Visual Humano (SVH),

dada a sua alta adaptação para extrair informações estruturais do campo de visualização de uma imagem.

Uma vez que existem elementos em uma imagem que não fazem parte de sua informação estrutural, o índice SSIM leva em conta a estrutura dos objetos na imagem, além de utilizar informações sobre luminância e contraste nas imagens, resultando em uma métrica que depende de três funções: luminância (l), contraste (c) e estrutura (s). Assim, considerando duas imagens x e y , temos

$$SSIM(x, y) = f(l(x, y), c(x, y), s(x, y)) \quad (2.1)$$

Sejam

$$\mu_x = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_i \quad (2.2)$$

e

$$\mu_y = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N y_i \quad (2.3)$$

as intensidades médias das imagens \mathbf{x} e \mathbf{y} , respectivamente, conforme eq. 2.2 e 2.3. A média dos pixels de uma imagem pode ser interpretada como luminância de uma imagem, já que, à medida que os valores dos pixels se aproximam de 255 (branco) para uma imagem de resolução de contraste de 8 bits, o valor da média dos pixels também aumenta. Da mesma forma, se temos uma imagem em que seus pixels têm valores próximos de 0 (preto), o valor da média deles também será próximo de 0. Assim, temos que a função que compara a luminância entre duas imagens usa a média dos pixels de cada imagem em seu cálculo e é definida como

$$l(x, y) = \frac{2\mu_x\mu_y + C_1}{(\mu_x + \mu_y)^2 + 2\mu_x\mu_y + C_1} \quad (2.4)$$

em que C_1 é uma constante usada para evitar instabilidade quando o denominador se aproxima de zero. Essa constante pode ser escolhida como

$$C_1 = (K_1L)^2 \quad (2.5)$$

em que L representa o valor máximo alcançado pela intensidade de um pixel nas imagens e K_1 uma constante pequena (WANG et al., 2004) tomam $K_1 = 0, 01$).

Primeira, veja que

$$(\mu_x + \mu_y)^2 + 2\mu_x\mu_y + C_1 \geq 2\mu_x\mu_y + C_1 \quad (2.6)$$

Agora, à medida em que a diferença dos valores de μ_x e μ_y diminui, a diferença entre o numerador e o denominador da fração na Equação 2.4 também diminui e, portanto, o valor

da função se aproxima de 1 (pela esquerda). Por outro lado, quanto maior for a diferença entre μ_x e μ_y , maior é a diferença entre o denominador e o numerador da fração e, portanto, o valor da função se aproxima de 0 (pela direita). Dessa forma, a função $l(x, y)$ atribui às imagens \mathbf{x} e \mathbf{y} um valor no intervalo real $(0, 1]$, no qual imagens que possuem a mesma luminância recebem 1 e imagens com luminância cada vez mais distintas recebem um valor cada vez mais próximo de 0.

Similarmente, pode-se definir a função que compara o contraste entre as duas imagens como

$$c(x, y) = \frac{2\sigma_x\sigma_y + C_2}{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2} \quad (2.7)$$

em que

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)^2} \quad (2.8)$$

e

$$\sigma_y = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (y_i - \mu_y)^2} \quad (2.9)$$

são os desvios padrões da imagens \mathbf{x} e \mathbf{y} , respectivamente, e

$$C_2 = (K_2L)^2 \quad (2.10)$$

com K_2 sendo uma constante pequena (WANG et al., 2004) tomam $K_2 = 0, 03$). Faz sentido usar o desvio padrão dos pixels de uma imagem para determinar seu contraste já que uma imagem com alto contraste possui, visualmente, mais discrepância entre regiões claras e regiões escuras. Isso implica em uma discrepância maior nos valores dos pixels também, ou seja, mais eles distam da média dos pixels e, portanto, seu desvio padrão é maior.

Para comparar as estruturas das imagens \mathbf{x} e \mathbf{y} , (WANG et al., 2004) usam o coeficiente de correlação de Person. Dessa forma, temos que

$$\rho(x, y) = \frac{\sum_{n=1}^N (x_i - \mu_x)(y_i - \mu_y)}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^N (y_i - \mu_y)^2}} = \frac{\sigma_{xy}}{\sigma_x\sigma_y} \quad (2.11)$$

em que

$$\sigma_{xy} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)(y_i - \mu_y) \quad (2.12)$$

De maneira semelhante ao que foi feito nas funções **l** e **c**, escolhe-se adicionar uma constante $C_3 = \frac{C_2}{2}$ ao numerador e ao denominador da função ρ para evitar instabilidades. Assim, a função que compara as estruturas das imagens x e y é

$$s(x, y) = \frac{\sigma_{xy} + C_3}{\sigma_x \sigma_y + C_3} \quad (2.13)$$

Finalmente, (WANG et al., 2004) escolhem utilizar a multiplicação de funções como a função f da Equação 2.1 e definem a nova métrica. Portanto, das Equações 2.1, 2.4, 2.7 e 2.13, temos que a métrica SSIM entre as imagens x e y pode ser calculada como:

$$SSIM(x, y) = l(x, y) \cdot c(x, y) \cdot s(x, y) = \frac{(2\mu_x \mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad (2.14)$$

2.5.2 ÍNDICE CARNEIRO DE CONTRASTE (ICC)

Em trabalho desenvolvido por (CARNEIRO, 2019), foi implementado um índice de contraste local médio baseado no cálculo de desvios padrões locais denominado Índice Carneiro de Contraste (ICC). Este índice calcula o desvio padrão de regiões dentro de um *kernel* 3x3 que varre todos os pixels da imagem, gerando uma nova matriz (mapa) com o desvio padrão entre o pixel central analisado e seus oito vizinhos. Dessa forma, após a janela varrer toda a imagem, calculando os desvios padrões locais em regiões de tamanho 3x3 da imagem, tem-se uma matriz resultante com valores de desvios padrões de mesmo tamanho que a imagem original.

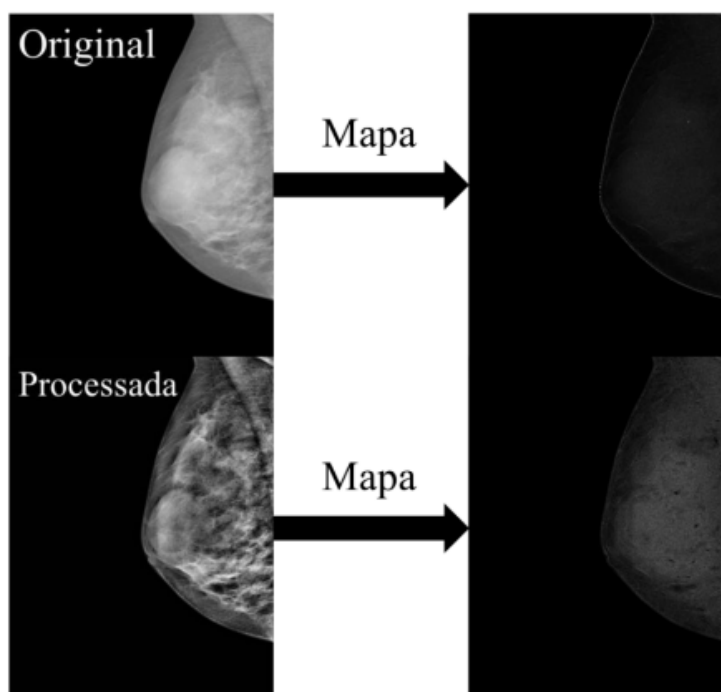
Essa matriz de desvios padrões resultantes já fornece um resultado qualitativo, visto que ele fornece o resultado visual da imagem a partir dos desvios padrões. Regiões mais claras, tendem a mostrar regiões com maior contraste (maior desvio padrão), enquanto que regiões escuras mostram regiões com menor desvio padrão e, portanto, menor contraste (CARNEIRO, 2019).

Na Figura 12 é ilustrado as matrizes de desvios padrões resultantes para duas imagens: uma original (sem processamento) e uma processada.

Pela Figura 12 pode-se verificar que o mapa para a imagem processada apresenta tons de cinza mais claros, indicando maior contraste em relação à imagem original, cujo mapa resultante apresenta tons de pixel mais escuros, isto é, com menor desvio padrão nas regiões. Notam-se, no mapa da imagem original, pixels mais claros apenas na região da borda da mama (interface fundo/mama).

A Equação 2.15 mostra o cálculo do índice de contraste criado em (CARNEIRO, 2019), levando em consideração que só entram para o cálculo final valores com desvio padrão maior que zero (regiões que de fato sofreram alteração de contraste),

Figura 12 – Exemplo da matriz de desvios padrão resultantes (mapa) entre uma imagem original e uma imagem processada.



Fonte: (CARNEIRO, 2019)

$$ICC(x, y) = \frac{1}{numel} \underbrace{\left[\sum_{m=-1}^1 \sum_{n=-1}^1 (f(+m, y+) - \mu_k)^2 \right]^{1/2}}_{=dp_i} \times 1000 \quad (2.15)$$

$$\text{Se } dp_i > 0; ICC(x, y) = \frac{1}{numel} dp_i$$

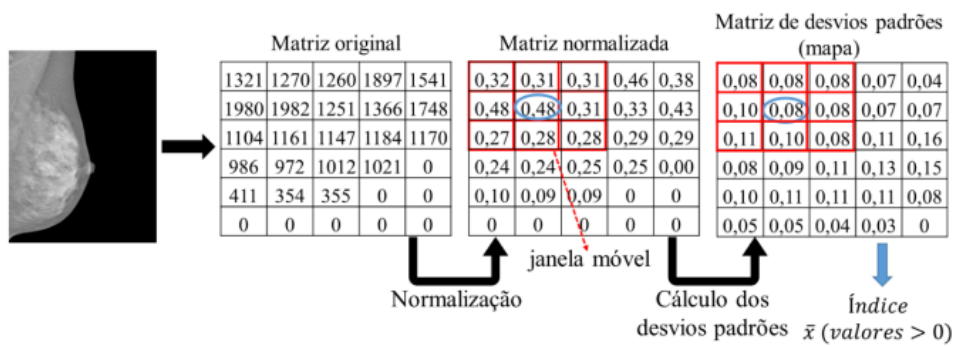
$$\text{Se } dp_i = 0; ICC(x, y) = 0$$

em que:

- $f(x, y)$ = a imagem de tamanho m x n pixels;
- $numel$ = número de elementos com resultados de desvio padrão maior que zero (para o cálculo da média aritmética da matriz de desvio padrões);
- μ_k = média aritmética dos pixels da janela em análise (usada para o cálculo de desvio padrão local);

A Figura 13 apresenta um esquema resumido de como o índice é calculado em uma imagem. Nesta ilustração é considerado apenas uma região da imagem (matriz), mas vale ressaltar que o índice é calculado na imagem como um todo.

Figura 13 – Esquema resumido do Índice Carneiro de Contraste.



Fonte: (CARNEIRO, 2019)

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 *Phantom*: objeto simulador radiográfico de mama

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 14.

Figura 14 – Simulador antropomórfico de mama Nuclear Associates modelo 18-226 (Rachel).



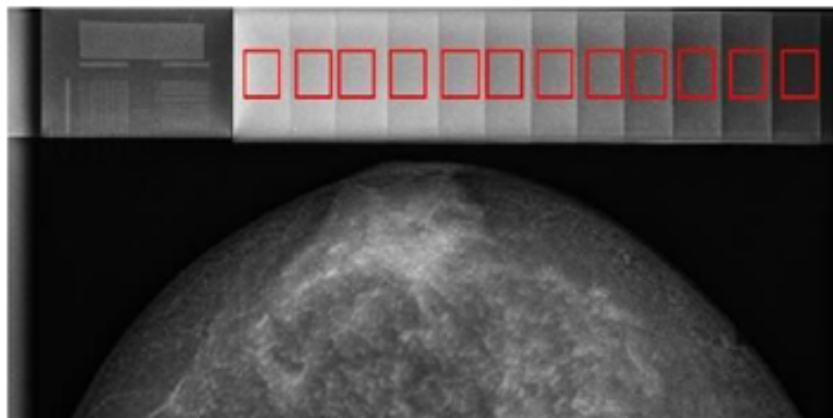
Fonte: Própria

O simulador consiste de um molde plástico de tecido mamário-equivalente e uma camada de alta resolução em detalhes (composta por um filme radiográfico contendo uma amálgama mercúrio-prata estável), anexados a um estojo acrílico protetor. Juntos, estes componentes produzem imagens radiográficas que são muito similares a uma mamografia verdadeira (FREITAS et al., 2004).

Um aspecto importante é que ele possui, ao lado da mama simulada, uma pequena estrutura baseada em uma escada de alumínio, conforme Figura 15, 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.

Uma vez identificado cada degrau da escala de cinza, para cada imagem *raw* e pós-processada adquirida, foi calculada a média do valor do pixel da área selecionada de cada degrau que compõe a escala sensitométrica inserida no simulador, como mostrado em destaque na Figura 15.

Figura 15 – Imagem radiográfica do simulador, destacando 12 “degraus” da escala de cinza.



Fonte: Própria

3.1.1 Imagens

Para os testes foram utilizadas imagens do *phantom* geradas por sistemas mamográficos digitais do tipo DR. Dois dos equipamentos utilizados foram da GE, sendo, um Senographe 2000D, e um Essential, ambos de hospitais públicos de São Paulo –, e outros dois equipamentos da Hologic – um Selenia localizado em clínica privada, em São Paulo, um Selenia Dimensions em hospital público do Estado.

As imagens foram adquiridas em padrão DICOM, com extensão .dcm; para as imagens *raw*, a resolução de contraste máxima foi de 14 bits e resoluções espaciais de $100\mu\text{m}$ (para os sistemas da GE), e de $70\mu\text{m}$ (para os da Hologic); e para as pós-processadas, 12 bits de resolução de contraste, e dimensões de 2560×3328 pixels.

Para os testes da presente pesquisa, foi avaliado um conjunto de aproximadamente 26 imagens mamográficas obtidas daquele *phantom*. As imagens foram obtidas utilizando-se os parâmetros de exposição abaixo descritos nas tabelas de 2 a 8.

Tabela 2 – Valores de exposição utilizados no Mamógrafo GE- Senographe 2000D (teste 1)

Nº imagem	Modo Operacional	kVp	mAs
1	AEC	30	118
2	AEC	31	86
3	AEC	30	79

Fonte: Própria

Tabela 3 – Valores de exposição utilizados no Mamógrafo GE- Senographe 2000D (teste 2)

Nº imagem	Modo Operacional	kVp	mAs
1	AEC	30	72
2	AEC	30	117
3	AEC	31	67

Fonte: Própria

Tabela 4 – Valores de exposição utilizados no Mamógrafo GE- Essencial (teste 1)

Nº imagem	Modo Operacional	kVp	mAs
1	AEC	30	141
2	AEC	31	68
3	AEC	31	55

Fonte: Própria

Tabela 5 – Valores de exposição utilizados no Mamógrafo GE- Essencial (teste 2)

Nº imagem	Modo Operacional	kVp	mAs
1	MANUAL	29	100
2	MANUAL	30	100
3	MANUAL	30	125
4	MANUAL	30	100
5	MANUAL	30	157

Fonte: Própria

Tabela 6 – Valores de exposição utilizados no Mamógrafo Hologic- Selenia

Nº imagem	Modo Operacional	kVp	mAs
1	Auto kV	32	89
2	Auto kV	30	147
3	Auto kV	32	88

Fonte: Própria

3.1.2 Softwares utilizados

Para o cálculo e visualização dos dados foi utilizado o *software* ImageJ que proporciona também informações correspondentes à imagem, como média dos valores de pixels da região selecionada, quantidade de pixels e desvio padrão. O ImageJ é um *software open source*, ou seja, o código fonte em java é de acesso público e permite a fácil manipulação,

Tabela 7 – Valores de exposição utilizados no Mamógrafo Hologic- Dimensions (teste 1)

Nº imagem	Modo Operacional	kVp	mAs
1	AEC	32	195
2	AEC	34	100

Fonte: Própria

Tabela 8 – Valores de exposição utilizados no Mamógrafo Hologic- Dimensions (teste 2)

Nº imagem	Modo Operacional	kVp	mAs
1	MANUAL	30	80
2	MANUAL	30	80
3	MANUAL	30	80
4	MANUAL	30	80
5	MANUAL	30	100
6	MANUAL	30	100
7	MANUAL	32	199
8	MANUAL	32	200

Fonte: Própria

edição e análise de imagens de 8, 16 e 32 bits em vários formatos (FERREIRA; RASBAND, 2011).

Para equacionamento das curvas características foi utilizado o *software* Excel que permitiu a plotagem dos dados e aproximação polinomial das curvas através de interpolação matemática.

O *software* Python foi utilizado para conversão de bits das imagens, aplicação da técnica de processamento desenvolvida neste trabalho e implementação das métricas SSIM e ICC. Esse *software* foi escolhido neste trabalho pela facilidade oferecida quando se trata de processamento de imagens.

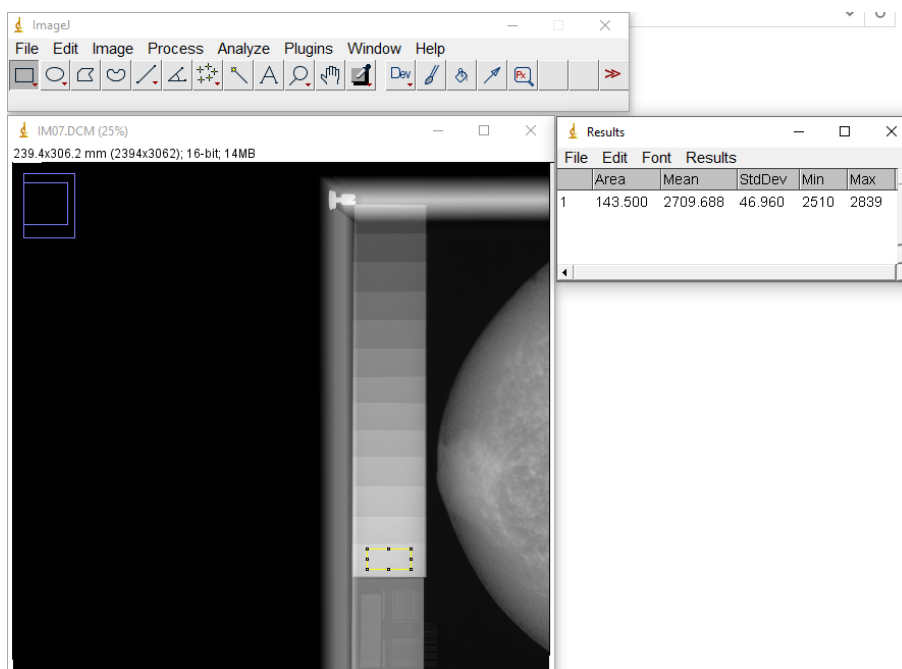
3.2 Metodologia

3.2.1 Levantamento das curvas características

A partir da ferramenta *Rectangle* localizado no canto superior esquerdo da janela principal do ImageJ foi identificado cada degrau da escala de cinza e selecionada a área central de cada degrau pressionando o mouse e arrastando até o tamanho desejado, para cada imagem adquirida, além disso, o software ImageJ foi configurado para extrair os dados desejados da região selecionada através da janela de configurações *set measurements*. Isso incluiu parâmetros como o tamanho da área, o valor médio de cinza, o desvio padrão e os valores máximo e mínimo da região selecionada. Essa abordagem permitiu a obtenção das

informações de cada degrau presente na escada sensitométrica inserida no simulador, como mostrado em destaque na Figura 16. Esse cálculo permitiu produzir gráficos relacionando os níveis de cinza de cada imagem em função dos “degraus” da escada sensitométrica.

Figura 16 – Representação da aplicação da ferramenta Measure em uma imagem e os resultados obtidos na região selecionada.



Fonte: Própria

3.2.2 Comparação das curvas características *Raw* x Processadas

No contexto do tópico 2.4.1, é reconhecido que as imagens no formato *raw* normalmente possuem uma resolução de contraste de 14 bits, diferentemente das imagens processadas, que normalmente possuem 12 bits de resolução. Isso implicou a representação gráfica das curvas características das imagens processadas em conjunto com as curvas das imagens *raw* convertidas para uma resolução de contraste também de 12 bits.

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

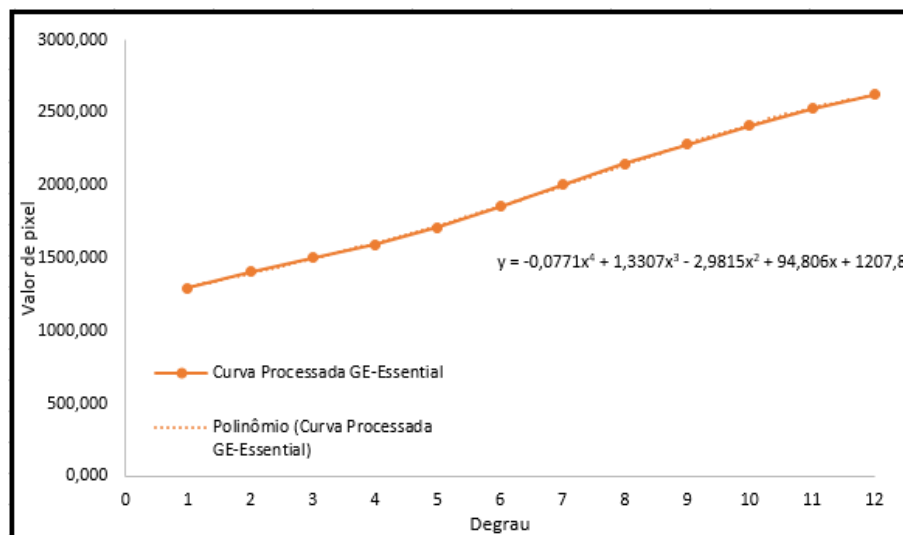
$$I = \frac{4095}{16383} \quad (3.1)$$

Vale salientar que a normalização de 12 bits para as curvas *raw* só foi realizada para fins de análise comparativa.

3.2.3 Equacionamento das curvas características

A fim de analisar as alterações provocadas na imagem *raw* para obter a imagem processada, foi feito o equacionamento das curvas de ambos tipos de imagens. Para isso, Microsoft Excel possibilitou a transferência das informações previamente obtidas no software ImageJ, conforme descrito na seção 3.2.1, para uma planilha. Em seguida, procedeu-se à representação gráfica dos pontos da curva característica. Utilizando a ferramenta 'Linha de tendência', foi possível identificar o polinômio que melhor se ajustava aos pontos amostrados nas curvas características, com a flexibilidade de ajustar a ordem do polinômio e exibir a equação no gráfico, conforme ilustrado na Figura 17.

Figura 17 – Gráfico apresentado a curva característica juntamente com a aproximação polinomial.



Fonte: Própria

3.2.4 Desenvolvimento da técnica de processamento

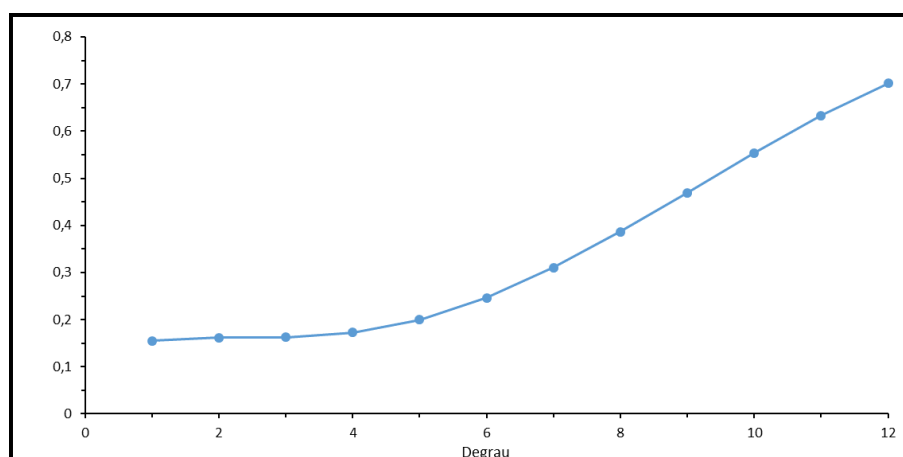
Em busca de uma técnica de processamento que permita, quando necessário, o estabelecimento de uma “correção” para eventuais falhas identificadas no registro dos níveis de intensidade na imagem gerada pelos sistemas de mamografia digital, visando à padronização de contraste, independentemente do equipamento ou fabricante, foi desenvolvida uma técnica a partir dos resultados obtidos anteriormente, utilizando as curvas características dos fabricantes GE e Hologic.

Para tanto foram utilizadas as curvas relativas aos modelos GE- Essential e a um Hologic- Dimensions, determinando-se a razão das equações das curvas características das imagens pós-processadas da Hologic pela da GE. Como resultado, obteve-se uma função de 4º grau, mostrada na equação 3.2:

$$y = -9E - 05x^4 + 0,002x^3 - 0,008x^2 + 0,0114x + 0,1522 \quad (3.2)$$

O perfil gráfico da função obtida, é apresentado na figura 18. É possível observar na figura 18 que o comportamento gráfico do função encontrada é muito semelhante ao de uma função sigmoidal. A função sigmoidal é uma função não-linear normalmente utilizada para aumento de contraste de imagens, de forma a gerar uma imagem final (ImOut(x; y)) com valores de 0 a 1.

Figura 18 – Comportamento gráfico do polinômio de ajuste de contraste.



Fonte: Própria

O Algoritmo apresentado após a figura detalha como foi feita a implementação da função encontrada através do software Python. O teste foi feito para obtenção de resultados visuais, ou seja, uma busca da padronização de contraste na visualização das imagens mamográficas de diferentes equipamentos.

Algoritmo para implementação da função 3.2.

1 Recebe a imagem *raw* $Im_raw(x, y)$

2 Recebe a imagem pós-processada original $Im_proc(x, y)$

Transforma a $Im_raw(x, y)$ para 12 bits

Aplica a curva característica da imagem *raw* em $Im_raw(x, y)$

Encontra os valores de x (degrau correspondente)

Entra no laço de repetição para aplicar a função 3.2 com todos os valores de x encontrados

Multiplica ponto a ponto os valores encontrados da função 3.2 com a $Im_raw(x, y)$

Sai do laço

Obtem-se $ImOut(x, y)$

Transforma a imagem $ImOut(x, y)$ para uint12

Visualiza $ImOut(x, y)$ transformada com função 3.2

Salva a imagem em formato .tif

Calcula o SSIM entre a imagem $ImOut(x, y)$ e $Im_proc(x, y)$

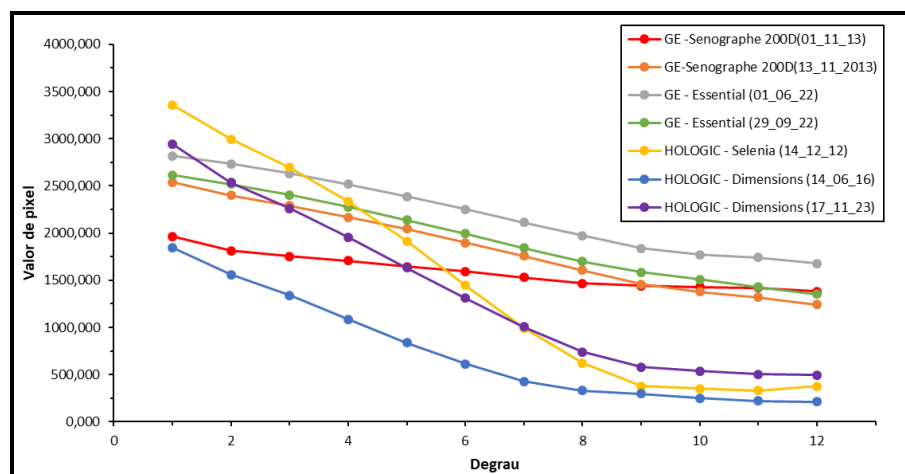
Calcula o ICC das imagens $ImOut(x, y)$ e $Im_proc(x, y)$

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Resultados do levantamento das curvas características

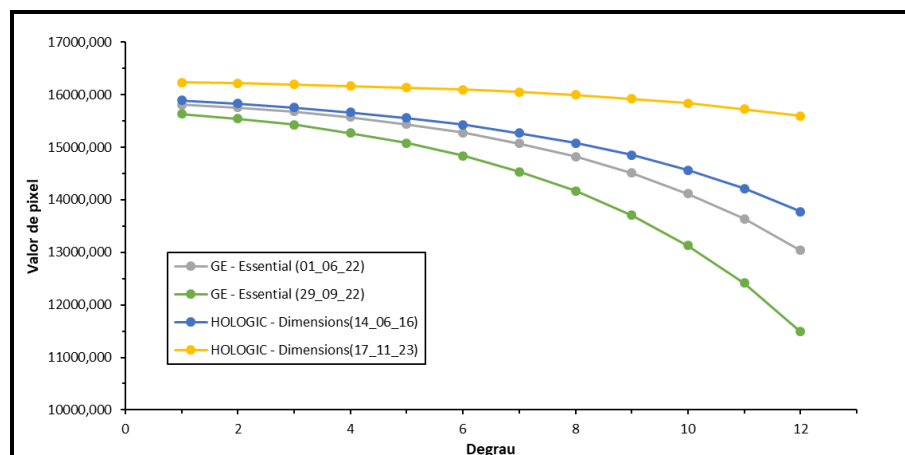
Para cada imagem adquirida, foi calculada a média dos valores de pixels de cada degrau que compõe a escada sensitométrica inserida no simulador. A partir destes valores, foram levantadas as curvas características das imagens pós processadas e *raws*, ilustradas nas Figuras 19 e 20, relacionando os níveis de cinza em função dos “degraus”.

Figura 19 – Curvas características das imagens pós processadas de diversos sistemas eletrônicos de registro.



Fonte: Própria

Figura 20 – Curvas características das imagens *raw* de diversos sistemas eletrônicos de registro.



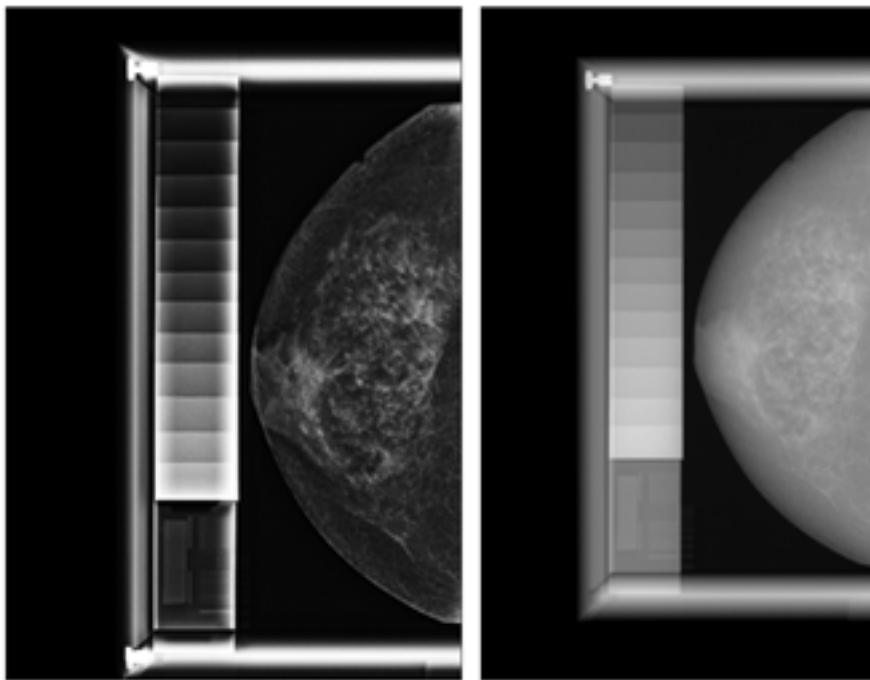
Fonte: Própria

É possível observar por meio do levantamento das curvas características de diferentes equipamentos de sistemas 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 20. Isso indica que os comportamentos de resposta das placas sensoras são equivalentes.

É possível notar também na Figura 19, 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 21. Isso é resultante de diferentes tipos de pós-processamento embutidos por cada fabricante no sistema de registro de cada equipamento.

Figura 21 – Imagens do *phantom* obtidas em um (a) HOLOGIC Dimensions; (b) GE-Essential.

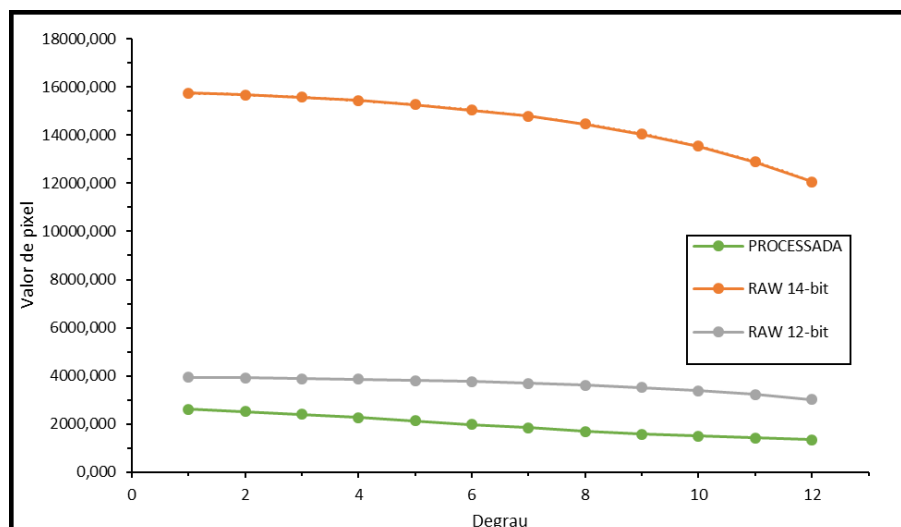


Fonte: Própria

Além disso, pode-se averiguar a discrepância de valores e de comportamento das curvas características das imagens pós-processadas e *raw*, na ilustração da Figura 22, 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

Figura 22 – Curvas características relativas a um equipamento GE-Essential.



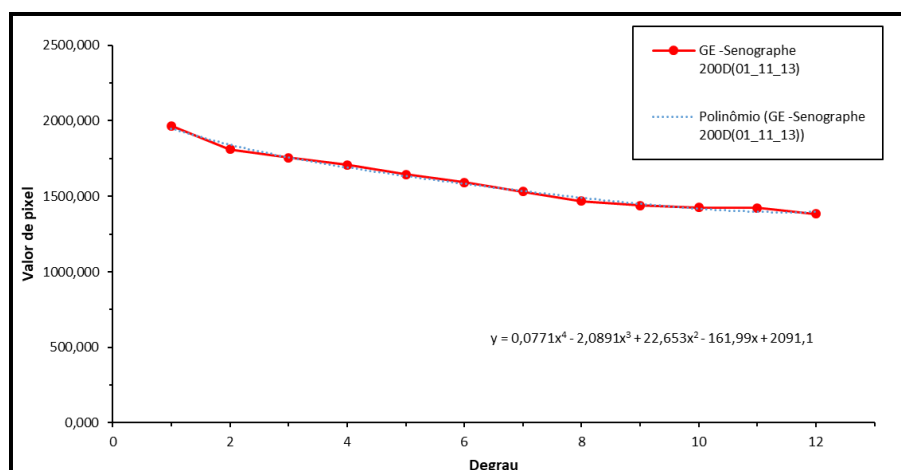
Fonte: Própria

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.

A seguir é apresentado as curvas características e as respectivas equações obtidas para as imagens pós-processada de cada equipamento investigado, ilustrados da figura 23 a 29.

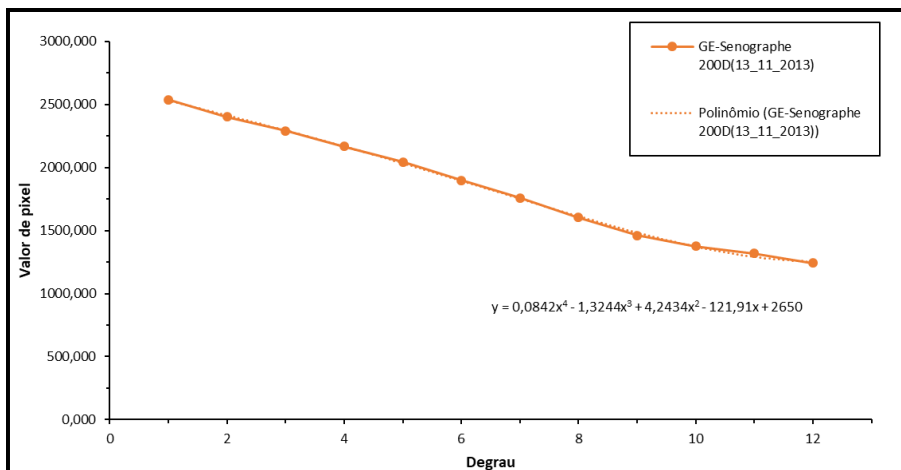
Figura 23 – Curva característica da imagem pós-processada de GE- Senographe 2000D (teste 1) com a respectiva equação.



Fonte: Própria

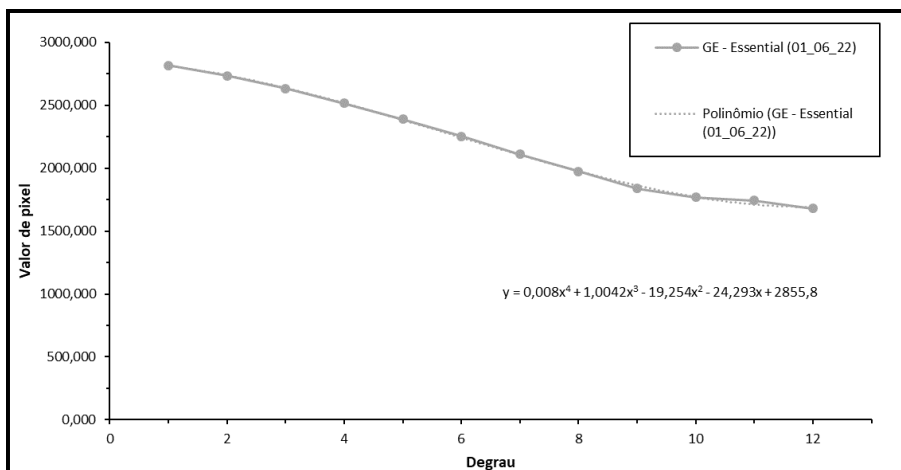
Então, obtida experimentalmente a curva característica de cada equipamento, foi possível calcular a função que representa a equação de cada uma. Através de interpolação

Figura 24 – Curva característica da imagem pós-processada de GE- Senographe 2000D (teste 2) com a respectiva equação.



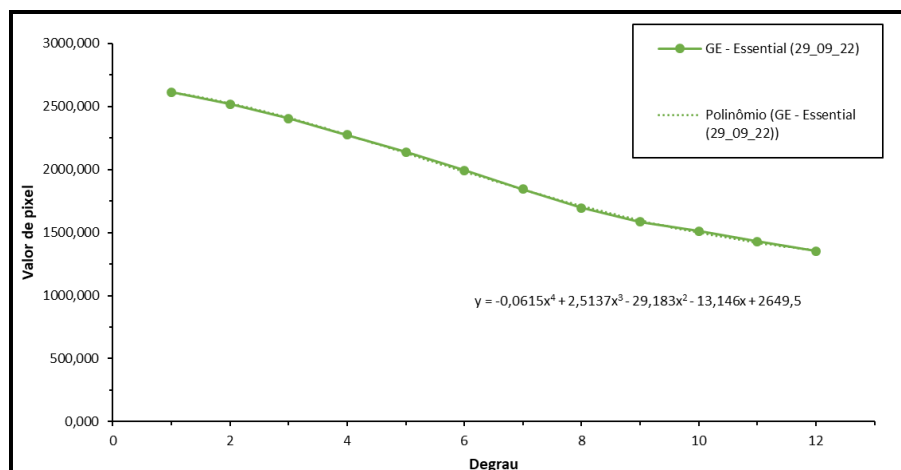
Fonte: Própria

Figura 25 – Curva característica da imagem pós-processada de GE- Essential (teste 1) com a respectiva equação.



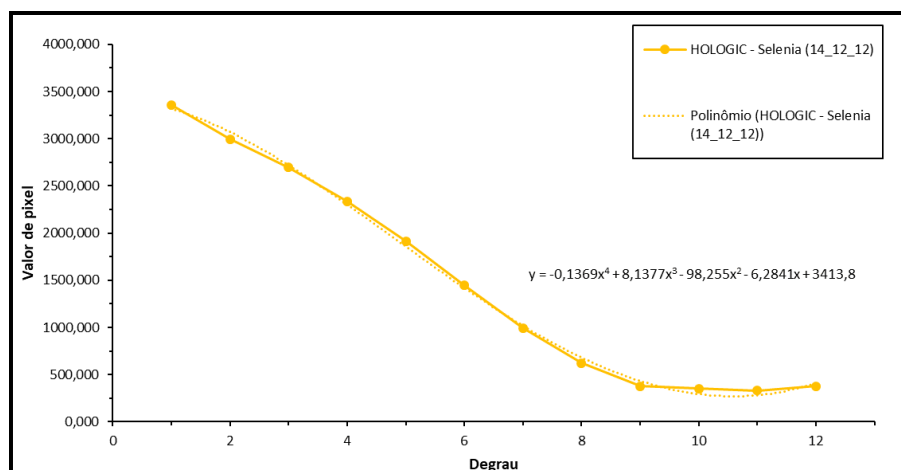
Fonte: Própria

Figura 26 – Curva característica da imagem pós-processada de GE- Essencial (teste 2) com a respectiva equação.



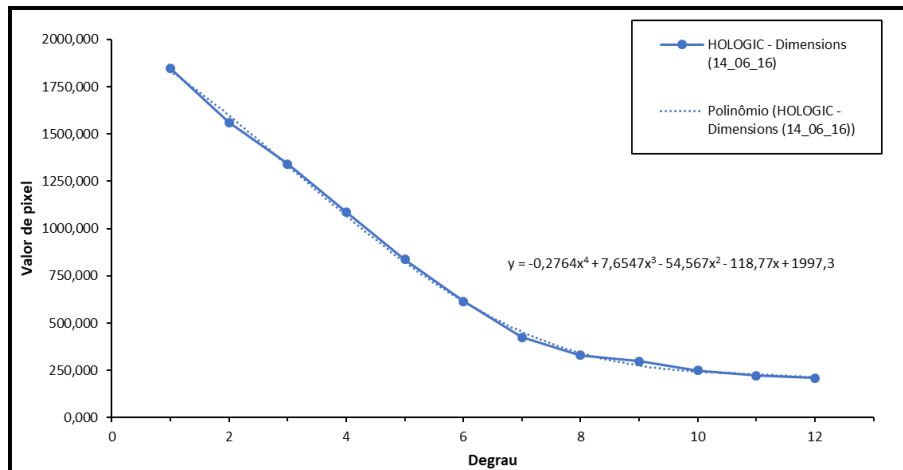
Fonte: Própria

Figura 27 – Curva característica da imagem pós-processada de HOLOGIC- Selenia com a respectiva equação.



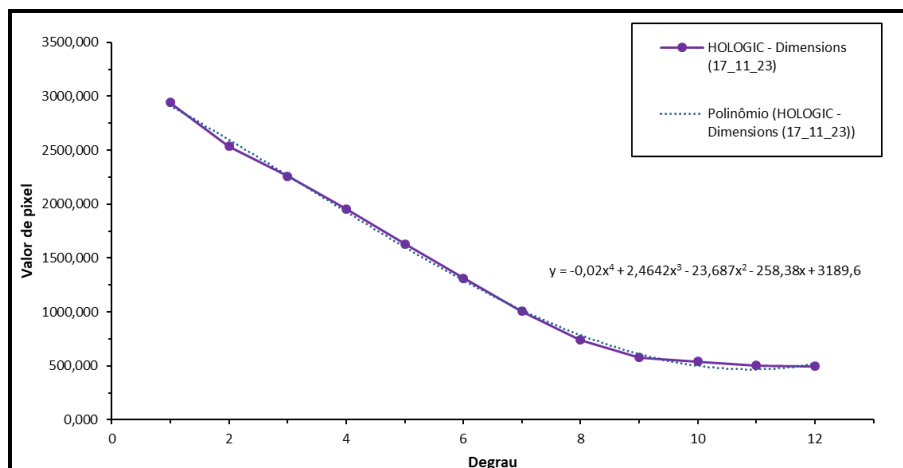
Fonte: Própria

Figura 28 – Curva característica da imagem pós-processada de HOLOGIC - Dimensions (teste 1) com a respectiva equação.



Fonte: Própria

Figura 29 – Curva característica da imagem pós-processada de HOLOGIC - Dimensions (teste 2) com a respectiva equação.



Fonte: Própria

matemática, obteve-se o polinômio que melhor representa a curva característica. Nas Tabelas 9 e 10 são apresentadas as equações polinomiais de 4º grau das curvas ilustradas nas Figuras 19 e 20.

Tabela 9 – Equações das curvas características das imagens pós processadas

Equipamento	Equação
GE- Senographe 2000D(01/11/13)	$0,0771x^4 - 2,0891x^3 + 22,653x^2 - 161,99x + 2091,1$
GE-Senographe 200D(13/11/2013)	$0,0842x^4 - 1,3244x^3 + 4,2434x^2 - 121,91x + 2650$
GE - Essencial (01/06/22)	$0,008x^4 + 1,0042x^3 - 19,254x^2 - 24,293x + 2855,8$
GE - Essencial (29/09/22)	$-0,0615x^4 + 2,5137x^3 - 29,183x^2 - 13,146x + 2649,5$
HOLOGIC - Selenia (14/12/12)	$-0,1369x^4 + 8,1377x^3 - 98,255x^2 - 6,2841x + 3413,8$
HOLOGIC - Dimensions (14/06/16)	$-0,2764x^4 + 7,6547x^3 - 54,567x^2 - 118,77x + 1997,3$
HOLOGIC - Dimensions (17/11/23)	$-0,02x^4 - 1,4234x^3 + 52,121x^2 - 199,23x + 669,88$

Fonte: Própria

Tabela 10 – Equações das curvas características das imagens *raws*

Equipamento	Equação
GE - Essencial (01/06/22)	$-0,1166x^4 + 1,4041x^3 - 19,127x^2 - 3,8303x + 15832$
GE - Essencial (29/09/22)	$-0,2078x^4 + 2,7557x^3 - 32,144x^2 + 1,1342x + 15657$
HOLOGIC - Dimensions (14/06/16)	$-0,0801x^4 + 0,8712x^3 - 11,456x^2 - 29,062x + 15930$
HOLOGIC - Dimensions (17/11/23)	$-0,0207x^4 + 0,1645x^3 - 2,75x^2 - 8,8308x + 16242$

Fonte: Própria

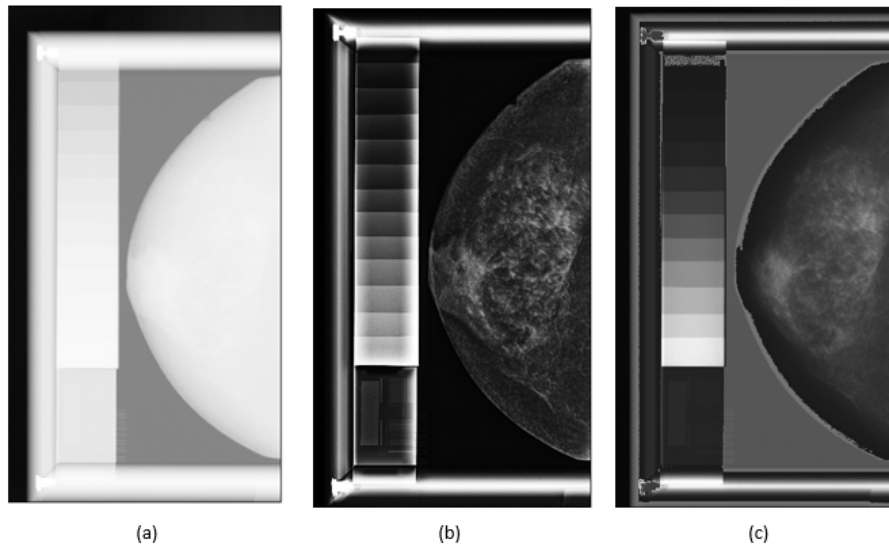
Esse trabalho mostra, porém, que podemos identificar essas variações, através da comparação gráfica entre as figuras 19 e 20 e também pela análise do equacionamento mostrado nas tabelas 9 e 10, por exemplo.

4.2 Resultados dos testes com a função de padronização de contraste

Os resultados do processamento nas imagens *raws* utilizando a função 3.2, mostraram que a função atuou de forma similar para o realce de contraste em todas imagens testadas. Isso significa que a função conseguiu padronizar o contraste para imagens obtidas por diferentes fabricantes, quando aplicada em todos os pixels da imagem. Os resultados são apresentados a seguir nas figuras 30, 31, 32 e 33:

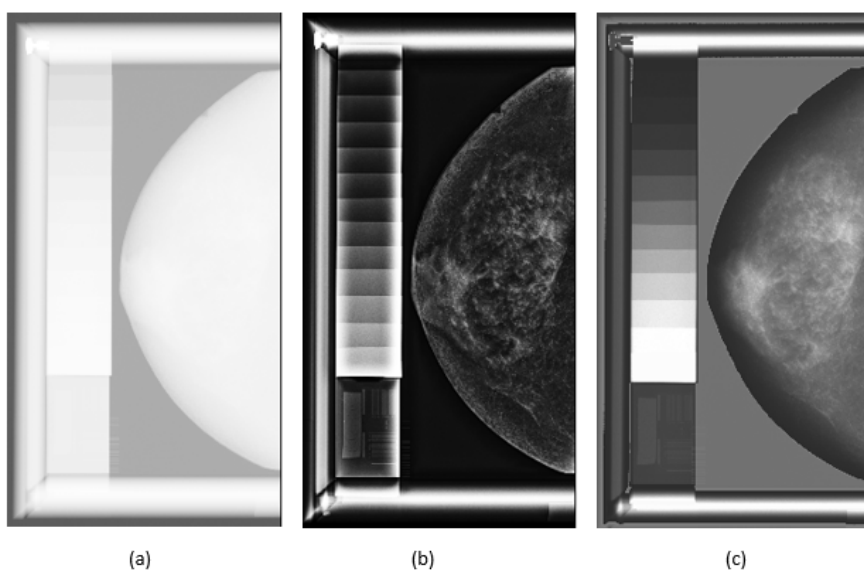
Para verificar a qualidade da imagem processada com a aplicação função 3.2 em relação a imagem pós-processada original de cada equipamento, foi calculado o SSIM de diferentes imagens obtidas por diferentes equipamentos, os resultados são apresentados na tabela 11:

Figura 30 – Comparação da função 3.2 aplicada à imagem *raw* Hologic-Dimension(teste 1). (a) Imagem *raw*. (b) Imagem pós processada. (b) Imagem com transformação de contraste.



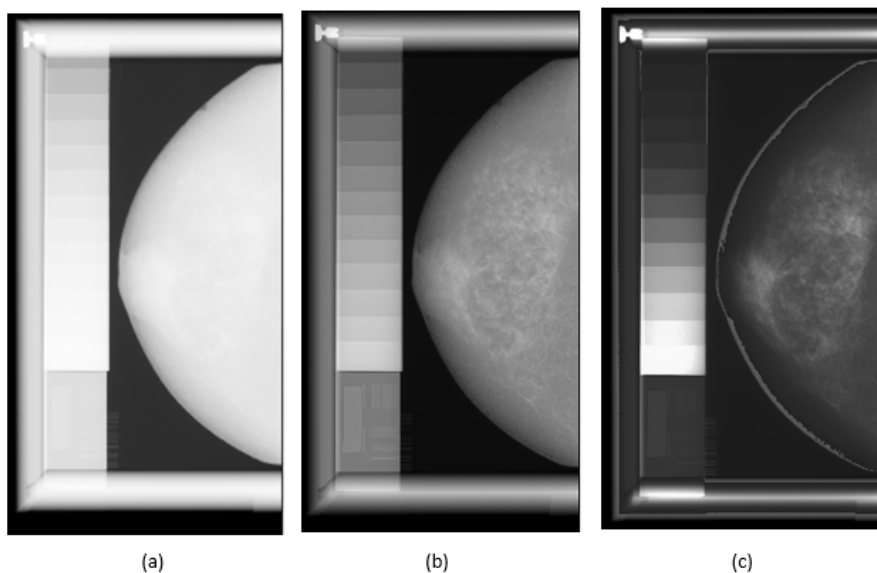
Fonte: Própria

Figura 31 – Comparação da função 3.2 aplicada à imagem *raw* Hologic-Dimension(teste 2). (a) Imagem *raw*. (b) Imagem pós processada. (b) Imagem com transformação de contraste.



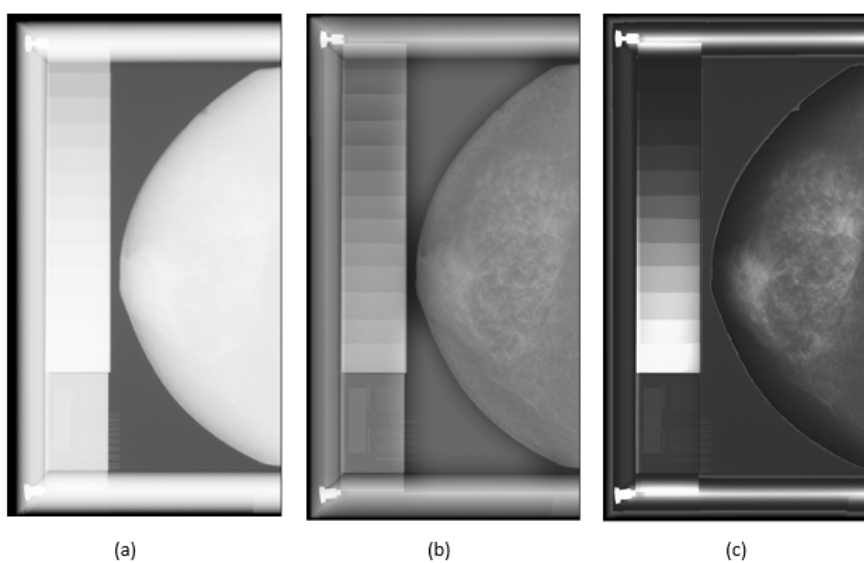
Fonte: Própria

Figura 32 – Comparação da função 3.2 aplicada à imagem *raw* GE- Essential(teste 1). (a) Imagem *raw*. (b) Imagem pós processada. (b) Imagem com transformação de contraste.



Fonte: Própria

Figura 33 – Comparação da função 3.2 aplicada à imagem *raw* GE- Essential(teste 2). (a) Imagem *raw*. (b) Imagem pós-processada. (b) Imagem com transformação de contraste.



Fonte: Própria

Tabela 11 – Resultados da aplicação do SSIM em imagens de diferentes equipamentos.

Fabricante	Modelo	Teste	SSIM
HOLOGIC	Dimensions	teste 1	0,771232980645838
HOLOGIC	Dimensions	teste 2	0.5577930400948078
GE	Essential	teste 1	0.87723437426513
GE	Essential	teste 2	0.9467746494383588

Fonte: Própria

A partir das ilustrações apresentadas nas figuras 30 a 33, é possível visualizar que as imagens processadas obtidas a partir da função 3.2, são semelhantes independentemente do equipamento utilizado, e que estas imagens possuem contraste alto, similar ao que é visto nas imagens pós-processada da Hologic, por exemplo. Entretanto, é notável a perda de detalhes em certas partes da imagem processada, o que era de se esperar, visto que, a função utilizada foi obtida a partir da média de uma região de pixels o que faz com que detalhamentos da imagem sejam perdidos.

Além disso, os resultados apresentados na Tabela 11, nos permitem observar alguns aspectos úteis desse trabalho, como por exemplo: que o valores obtidos de SSIM para as imagens processadas com a função 3.2 adquiridas em diferentes equipamentos apresentam valores acima de 0,5, isto é, possuem Índice de Similaridade Estrutural muito próximos da imagem pós-processada original, e que a aplicação da ferramenta de processamento a partir da função 3.2, retorna imagens com maior similaridade com imagens obtidas em equipamentos da GE do que da Hologic.

A Tabela 12 apresenta os resultados obtidos de ICC calculado para as imagens pós-processadas (Original) de cada fabricante e das imagens com transformação de contraste.

Tabela 12 – Resultados da aplicação do ICC nas imagens pós-processada original e as imagens processada com a função 3.2 de diferentes equipamentos.

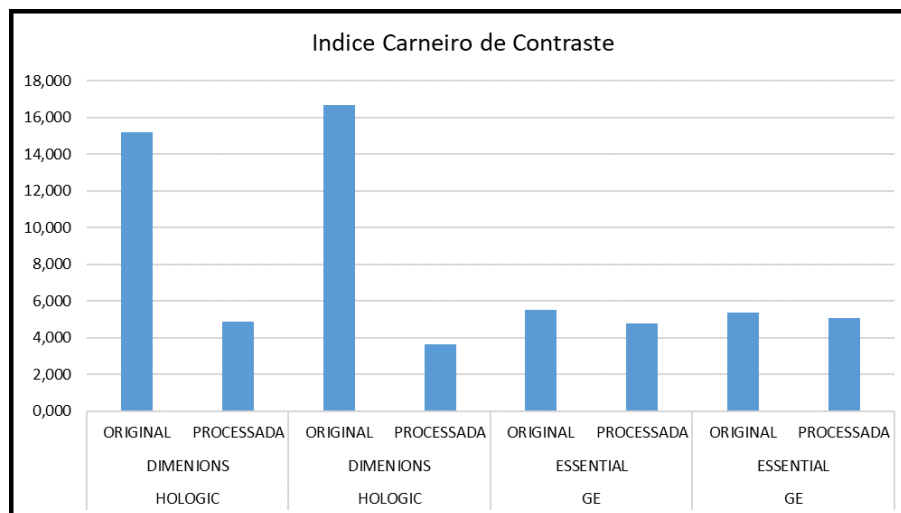
Fabricante	Modelo	Data do teste	Imagem	ICC
HOLOGIC	Dimensions	14/06/16	Original	15.223762505915051
			Processada	4.872020363623941
HOLOGIC	Dimensions	17/11/23	Original	16.685730846970884
			Processada	3.616307515271346
GE	Essential	29/09/22	Original	5.529341557638052
			Processada	4.754291501057101
GE	Essential	01/06/22	Original	5.377314402072324
			Processada	5.066271449561937

Fonte: Própria

No gráfico 34 é apresentado os resultados do ICC apresentados na tabela 12 calcu-

lado para as imagens pós-processadas (Original) de cada fabricante e das imagens com transformação de contraste, a fim de deixar mais explícitas as diferenças de valores obtidos.

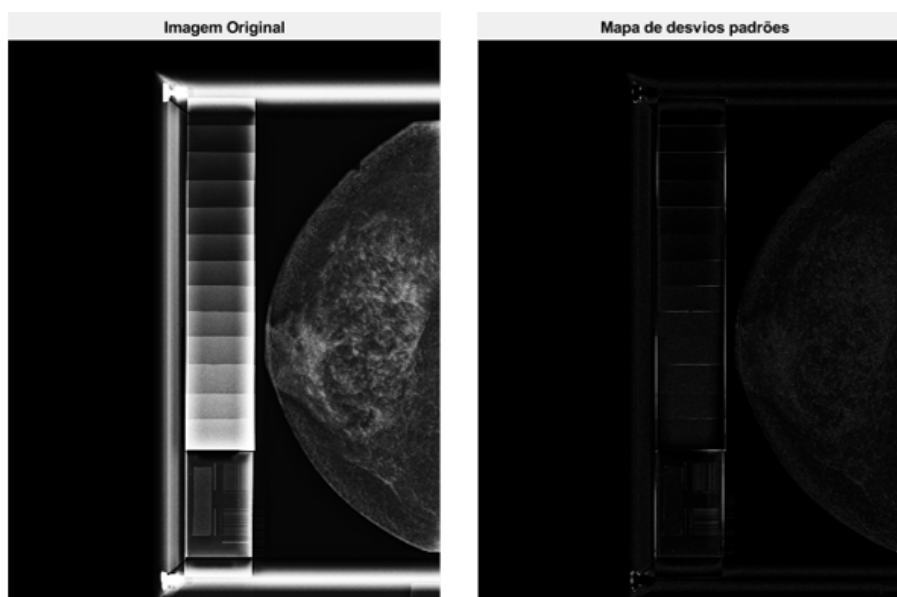
Figura 34 – Resultados gráficos da aplicação da métrica ICC aplicada nas imagens pós-processadas original e processadas a partir da função 3.2.



Fonte: Própria

Em seguida é ilustrado das figuras 35 a 38 as imagens pós processadas e a imagem com a transformação de contraste juntamente com os mapas de desvios padrões correspondente.

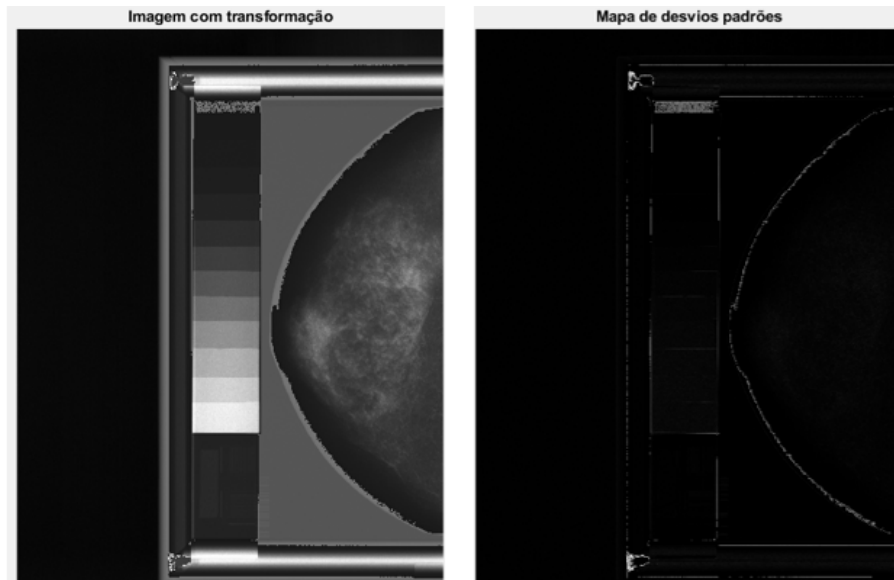
Figura 35 – Matriz de desvios padrões (mapas) da imagem pós processada original (HOLOGIC -Dimensions).



Fonte: Própria

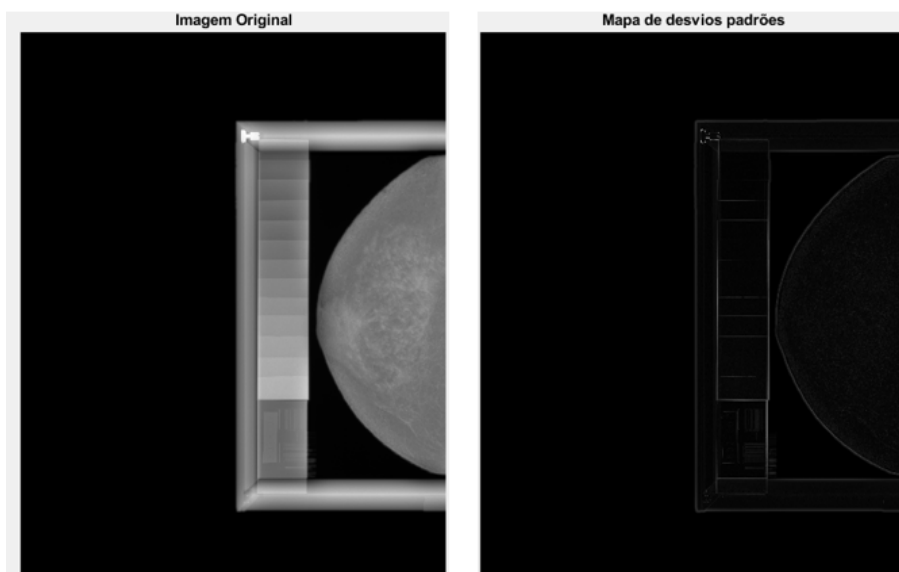
É possível notar a partir dos valores apresentados na tabela 12 e no gráfico 34 que o índice de contraste local médio é bem maior nas imagens pós-processadas da Hologic

Figura 36 – Matriz de desvios padrões (mapas) da imagem com a transformação de contraste (HOLOGIC -Dimensions).



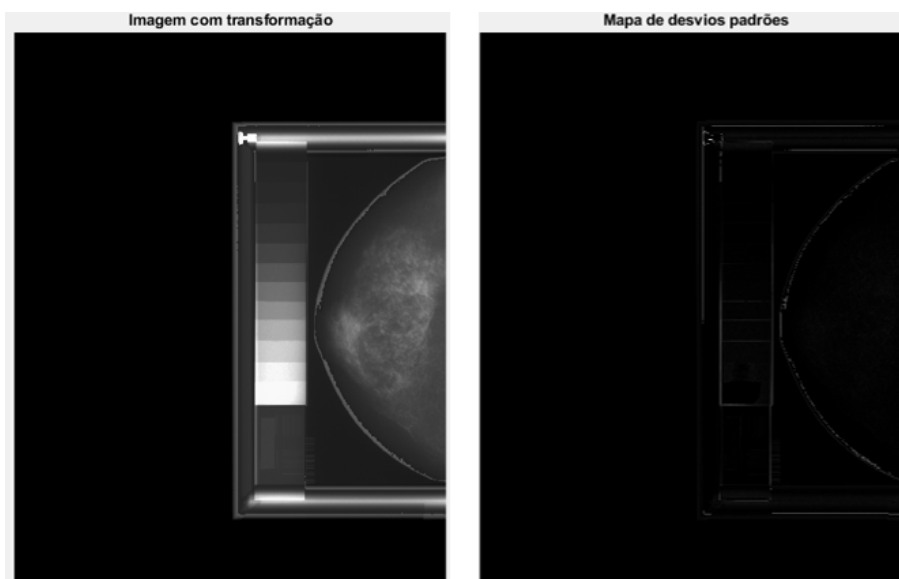
Fonte: Própria

Figura 37 – Matriz de desvios padrões (mapas) da imagem pós processada original (GE -Essential).



Fonte: Própria

Figura 38 – Matriz de desvios padrões (mapas) da imagem com transformação de contraste (GE -Essential).



Fonte: Própria

do que nas obtidas em equipamentos da GE, além disso, é possível verificar que o ICC obtido para as imagens com transformação de contraste apresentou valores menores que os das imagens pós-processadas, indicando que a técnica de processamento utilizada para a transformação de contraste resultou em imagens com contraste menor ou semelhante ao que já era obtido na imagem pós processada, como é o caso das imagens do fabricante da GE.

5 CONCLUSÃO

O objetivo inicial deste trabalho consistiu em desenvolver técnicas destinadas ao reconhecimento da curva característica de imagens *raws* e pós-processadas provenientes de diferentes equipamentos mamográficos digitais do tipo DR, e a partir destas curvas realizar uma avaliação comparativa entre as curvas de imagens no formato *raw* e pós-processadas, com o objetivo subsequente de criar uma técnica de processamento capaz de "corrigir" possíveis deficiências no contraste da imagem, com o objetivo final de padronizar o contraste, independentemente do equipamento ou fabricante utilizado.

As técnicas empregadas permitiram o conhecimento gráfico e as funções das curvas características das imagens *raws* e pós-processada dos atuais sistemas de registro eletrônico da imagem mamográfica. Os resultados apresentados no Capítulo 4.1 evidenciam que os sistemas eletrônicos de registro para a imagem mamográfica digital apresentam comportamentos distintos nas curvas características de imagens pós-processadas, tanto entre diferentes equipamentos quanto entre modelos do mesmo fabricante instalados em locais diferentes. Essas variações têm implicações na qualidade do contraste na imagem radiológica final, influenciando até mesmo o diagnóstico, pois a confiabilidade da resposta do sistema está diretamente relacionada à qualidade da imagem digital final.

Contudo, note-se que tal discrepância não é observada nas curvas características das imagens *raws*, indicando que os equipamentos de diferentes fabricantes possuem comportamentos semelhantes, sinalizando uma equivalência no comportamento de resposta das placas sensoras.

Além disso, os resultados possibilitaram a criação de uma técnica de processamento, conforme descrito na seção 3.2.4, que atingiu seu objetivo ao padronizar o contraste em imagens mamográficas obtidas de diferentes equipamentos digitais, resultando em imagens visualmente mais semelhantes às originalmente obtidas pelo equipamento da Hologic e visualmente aumentando o contraste das imagens obtidas em equipamentos da GE.

Observa-se ainda que a técnica de processamento desenvolvida neste trabalho, resultou em imagens com boa qualidade, pois a métrica SSIM utilizada para a avaliação da qualidade da imagem final, permitiu visualizar que os valores obtidos foram superiores a 0,5, indicando que a imagem processada com a função 3.2 é semelhante à imagem pós-processada de cada fabricante. No entanto, a métrica de avaliação ICC utilizada para avaliar o índice de contraste das imagens com transformação de contraste mostrou que a técnica de processamento desenvolvida neste trabalho não resultou em imagens com maior contraste do que as imagens pós-processadas originais, mas em imagens com valores de contraste menores que os obtidos originalmente em imagens pós-processadas da Hologic e próximo aos valores obtidos nas imagens pós-processadas da GE.

Dessa forma, em um contexto geral, os objetivos deste trabalho foram atingidos. As técnicas utilizadas permitiram o conhecimento da curva características de diferentes equipa-

mentos mamográficos digitais do tipo DR, possibilitando o conhecimento deste parâmetro para melhor entendimento do comportamento de cada sistema em termos do pós processamento para apresentação da imagem a ser visualizada pelo médico, e viabilizou o desenvolvimento de uma técnica de processamento que busca padronizar o contraste da imagem digital independentemente do equipamento ou fabricante, mesmo que a ferramenta desenvolvida ainda careça de melhorias. Além disso, abre-se espaço para o desenvolvimento futuro de novas técnicas e aplicações a partir das curvas levantadas, para melhoria de contraste da imagem digital.

5.1 Desenvolvimentos Futuros

- Aplicação da técnica desenvolvida em imagens obtidas em outros equipamentos.
- Ampliar o estudo com um conjunto de imagens de mamografias reais.
- Encontrar uma possível curva de referência para comparar com as curvas obtidas.

REFERÊNCIAS

- ALVES, F. F. R. *Estudo longitudinal da qualidade da imagem mamográfica em sistemas digitais associado ao processo de otimização da dose média glandular*. 129 p. Tese — EPM/UNIFESP, São Paulo (SP), 2014.
- BICK, U.; DIEKMANN, F. Digital mammography. *Springer*, Alemanha, p. 219, 2010. ISBN: 978-35-407-8449-4.
- BORG, M.; BADR, I.; ROYLE, G. *Should processed or raw image data be used in mammographic image quality analyses? A comparative study of three full-field digital mammography systems*. [s.n.], 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1093/rpd/ncu046>. Acesso em: 25 de outubro 2023.
- BOYLE P.; LEVIN, B. *World cancer report 2008*. [S.l.]: IARC Press, 2008. 510 p.
- BRASSALOTTI, A.; CARVALHO, A. *Metrologia para a vida*. Recife, Pernambuco. BRASIL: Sociedade Brasileira de Metrologia (SBM), 2003.
- BUNCH, P.; HUFF, K.; METTER, R. V. Analysis of the detective quantum efficiency of a radiographic screen-film combination. *J Opt Soc Am A.4(5)*, p. 902–909, 1987.
- BUSHBERG, J.; BONNE, J. *The essential physics of medical imaging*. *Lippincott Williams & Wilkins*, 2011.
- BUSHBERG, J. et al. "the essential physics of medical imaging". *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, v. 30, p. 1713, 2003.
- BUSHBERG, J. et al. *The essential physics of medical imaging*. *Lippincott Williams & Wilkins*, Philadelphia, 2002.
- BUSHING, S. *Radiologic science for technologist*. *Mosby*, 1975.
- BUSHONG, S. *Ciência radiologica para tecnólogos: Física, biologia e proteção*. *Elsevier*, Brasil, p. 728, 2010. ISBN: 978-85-352-3732-0.
- CALDWELL, C.; YAFFE, M. Developed of an anthropomorphic reast phantom. *Medical Physics*, v. 17, n. 2, 1990.
- CARNEIRO, P. C. *Proposta de metodologia para realce de contraste em imagens de mamas densas utilizando decomposição multiescala com transformada discreta wavelet*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2019. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?tp=&arnumber=5976134&queryText=%3Dcontactless+measurement+of+lightning>. Acesso em: 11 nov. 2023.
- CHRISTENSEN, E.; CURRY, T.; DOWDAY, J. *An Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology*. 4th. ed. Philadelphia, USA: Lea & Febiger, 1990.
- CURRY, J.; DOWDEY, J.; MURRAY, R. "introduction to the physics f diagnostic radiology". 1984.
- EVANS, A. *The evaluation of medical images*. *Bristol: Hilger*, 1981.
- FERREIRA, T.; RASBAND, W. *The imagej user guide*. *USA:National Intitute of Health*, 2011.

FREITAS, A. et al. Estudo comparativo entre mamografia convencional e mamografia digital de campo total com imuladores de objetos. São Paulo, SP- Brasil, p. 728, 2004.

GONZALEZ, R.; WOODS, R. Processamento de imagens digitais. *Blucher*, Brasil, p. 509, 2000. ISBN: 85-212-0264-4. Tradução de: Digital Image Processing.

GRANADO, T. C. *Transformação de intensidade para realce de contraste em mamografias digitais*. Tese (Trabalho de Conclusão de Curso) — Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia, MG, 2015.

GÓIS, R. D. F. *Investigações sobre digitalização de imagens mamográficas: Padroização da qualidade da imagem e seu efeito no desempenho de esquemas de processamento*. Tese (DOUTORADO) — EESCS/USP, São Carlos, 2010.

GÓIS, 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.

GÓIS, R. F.; SCHIABEL, H. Automatic scanning software based on the characteristic curve of mammograms digitizers. *Journal of Electronic Imaging*, v. 22, n. 4, p. 013024–1 – 013024–9, 2013. Doi: 10.1117/1.JEI.22.1.013024.

HASHIMOTO, B. *Practical digital mammography*. *Thieme*, Nova York, 2008. ISBN: 978-3-13-148041-5.

HAUS, A.; YAFFE, M. Screen-film and digital mammography: image quality and radiation dose considerations. *Radiologic Clinics of North America*, v. 38, n. 4, p. 871–898, 2000.

HOFF, V. C. and G. Desenvolvimento de um programa computacional para avaliar e controlar a características senitometrica em processamento automático. *Radiol. Bras*, v. 40, n. 2, p. 123–6, 2007.

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

INCA, I. N. de C. *[internet]*. [s.n.], 2021. Disponível em: <http://www1.inca.gov.br/estimativa/2018/sintese-de-resultadoscomentarios.asp>. Acesso em: 31 de março 2022.

JAKUBIAK, R. et al. Image quality, threshold constrast and mean glandular doe in cr mammography. *Phys Med Biol*, 2013. 58:6565-83.

JALES, R. M. *Bases físicas da mamografia*. Campinas: Dr Pixel: Dr Pixel, 2015. Disponível em: <https://drpixel.fcm.unicamp.br/conteudo/bases-fisicas-da-mamografia>. Acesso em: 30 de outubro 2023.

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. *The physics of radiology*. *Springfield: Charles C. Thomas*, 1983.

KORNER, M. e. a. Advances in digital radiography: Physical principles and system overview. *RadioGraphics*, v. 27, n. 3, p. 675–686, 2007.

LANÇA, L.; SILVA, A. Digital radiography detectors – a technical overview: Part 2. *Radiography* 15(2), p. 134–138, 2008.

- LI, Y. et al. A review of methods of clinical image quality evaluation in mammography. *Eur J Radiol*, 2010. 74:122-31.
- MAGALHÃES, L.; AZEVEDO, A. d.; CARVALHO, A. A importância do controle de qualidade de processadoras automáticas. *Radiologia Brasileira*, v. 35, p. 357–363, 2002.
- MAHADEVAPPA, M. Aapm rsna, physics tutorial for residents: Digital mammography: An overview. *RadioGraphics*, v. 24, p. 1747–1760, 2004.
- MITCHELL, J. G.; BASSET, L. *MASTOLOGIA Prática*. Rio de Janeiro: Revinter, 1988.
- NOEAL, A.; THIBAUT, F. Digital detectors for mammography: the technical challenges. *European Radiology*, v. 14, p. 1990–1998, 2004.
- PINA, D. R. et al. 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.; YAFFE, M.; KUZMIAK, C. Digital mammography. *Lippincott Williams Wilkins*, Filadélfia, 2004.
- ROWLAND, J. The physics of computed radiography. *Phys Med Biol*. 47, p. 123–166, 2002.
- SILVA, R. C. F.; HORTALE, V. A. *Rastreamento do Câncer de Mama no Brasil: Quem, Como e Por quê?* [S.l.]: Revista Brasileira de Cancerologia, 2012. v. 58(1). 67-71, p.
- SILVA, T. R. D. *Dosimetria em radiologia diagnóstica digital: Uso dos indicadores de exposição de sistemas digitais como estimadores de dose absorvida*. Tese (MESTRADO) — IFUSP, São Paulo, 2012.
- SOUZA, R. B. de. *Métricas em Processamento de Imagens*. Tese (Trabalho de conclusão de curso) — Departamento de Matemática (CFM/UFSC), Florianópolis, 2021.
- SPRAWLS, P. *Physical Principles of Medical Imaging*. 2nd. ed. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, 1995.
- TOROI, P. et al. Experimental investigation on the choice of the tungsten/rhodium anode/filter combinations for an amorphous selenium-based digital mammography system. *Eur Radiol*, 2007. 17:2368-75.
- WANG, Z. et al. Image quality assessment: from error visibility to structural similarity. *IEEE Transactions on Image Processing*, v. 13, n. 4, 2004.
- WOLBARST, A. *Physics of Radiology*. [S.l.]: Appleton & Lange, 1993.
- XAVIER, A. C. D. S. *DOSIMETRIA E QUALIDADE DE IMAGEM EM MAMOGRAFIA DIGITAL*. Tese (MESTRADO) — Departamento de Energia Nuclear (DEN), RECIFE, PERNAMBUCO, 2015.