

Parecer técnico-científico da Comissão Nacional de Mamografia do Colégio Brasileiro de Radiologia

Sistemas de aquisição de imagem em mamografia: tecnologia analógica, digital e tomossíntese

Introdução

Nas últimas décadas, a mamografia tornou-se o principal método de rastreamento do câncer de mama, inicialmente baseada na tecnologia analógica, que embasou os grandes ensaios clínicos responsáveis por demonstrar impacto significativo na redução da mortalidade (Lauby-Secretan et al., 2015). O advento da imagem digital na Radiologia, aliado aos avanços tecnológicos dos mamógrafos e das técnicas radiográficas, melhorou significativamente a prática do diagnóstico das patologias mamárias (Bick et al., 2007). Em todo o mundo, os sistemas convencionais de mamografia estão sendo rapidamente substituídos pelos digitais. As diferenças entre a tecnologia analógica e digital exigiram o desenvolvimento de estratégias específicas voltadas à otimização simultânea da qualidade da imagem e da dose de radiação recebida pelas pacientes (IAEA, 2011).

A imagem digital superou certas limitações técnicas da mamografia tela- filme, como a latitude de exposição limitada do filme; a resposta insuficiente dos filmes em exposições altas ou baixas; a impossibilidade em ajustar os tons de cinza e o contraste da imagem produzida e a rígida relação desses parâmetros com o nível de exposição aos raios X (EUREF, 2006).

As características da mamografia digital trouxeram outras potenciais vantagens, que incluem, de acordo com a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2011): melhor desempenho no diagnóstico em mamas densas; incremento no número de exames realizados; possível redução da dose de radiação recebida pela paciente; eliminação de problemas associados ao processamento químico (com impacto positivo direto sobre a saúde ambiental e ocupacional); eliminação dos custos relacionados ao filme e aos produtos químicos do processamento; redução dos artefatos de imagem; melhoria de arquivamento e capacidade de recuperação das imagens; reprodução e compartilhamento de imagens através da telerradiologia, (tanto para fins diagnósticos quanto educacionais); possibilidade de introdução de detecção

assistidas por computador (CAD) baseadas em inteligência artificial, além da implementação da tomossíntese mamária.

Este parecer tem por finalidade apresentar, de forma técnica e fundamentada, as diferenças entre os sistemas de mamografia analógica (sistema tela-filme - STF), radiografia computadorizada (CR), mamografia digital de conversão direta e indireta (DR) e tomossíntese, com ênfase nos aspectos físicos de formação de imagem, qualidade diagnóstica, controle de qualidade e otimização de dose. Entende-se que esses subsídios técnicos e científicos podem ajudar a orientar práticas assistenciais e decisões institucionais.

1. Mamografia Analógica

A mamografia analógica utiliza como receptor de imagem um sistema tela-filme no qual a imagem é formada a partir de um processo fotoquímico. É uma tecnologia com custo inicial tradicionalmente inferior aos dos sistemas digitais e com menor dependência de infraestrutura computacional.

Entretanto, a mamografia analógica apresenta algumas limitações técnicas relevantes em comparação com o sistema digital. O intervalo dinâmico restrito do sistema tela-filme reduz a capacidade de compensar variações na densidade mamária, podendo comprometer a adequada visualização de lesões, especialmente em mamas densas (Pisano et al., 2005).

Além disso, as imagens obtidas em filme não permitem pós- processamento digital, como ajustes de brilho e contraste, o que pode levar a repetição do exame em situações de exposição inadequada, com potencial impacto no aumento da dose de radiação absorvida pela paciente.

O processamento químico para revelação da imagem requer rigoroso controle de qualidade para garantir estabilidade densitométrica, e assim contraste adequado, permanecendo, ainda, sujeito a variabilidade operacional (Skaane, 2009). A taxa de rejeição de imagens por erros de processamento pode alcançar até 20%, também impactando diretamente na dose de radiação recebida pela paciente, produtividade e custo operacional (Magalhães, 2002)

Somam-se a essas limitações a progressiva obsolescência tecnológica desses equipamentos analógicos, com descontinuação do suporte técnico e da disponibilidade de peças de reposição por parte dos fabricantes, o que pode comprometer a manutenção preventiva e corretiva e impactar na segurança e na continuidade assistencial.

2. Mamografia digital

Existem dois principais sistemas de detecção de imagem digital disponíveis no mercado: a radiologia computadorizada (CR) e a radiologia digital (DR), ambos baseados nos mesmos princípios de formação de imagem. A imagem digital é constituída por uma matriz definida pelo número de linhas e colunas que a compõem. Cada elemento da matriz corresponde a um pixel (picture element). O tamanho do pixel é o principal fator relacionado à resolução espacial da imagem; de modo geral, imagens formadas por maior número de pixels de menores dimensões representam com maior fidelidade os tecidos de interesse em comparação àquelas compostas por menor número de pixels maiores.

As imagens médicas digitais são armazenadas e visualizadas no padrão internacional Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), viabilizando os sistemas Picture Archiving and Communication System (PACS), que permitem ao radiologista analisar as imagens local ou remotamente (Sikchi, 2021; Larobina, 2023).

A adoção do formato digital também impactou os processos de controle de qualidade (CQ). A disponibilidade de imagens em meio eletrônico favoreceu a introdução de testes baseados em medições objetivas e quantitativas do desempenho dos equipamentos, substituindo métodos previamente dependentes de avaliação subjetiva, como nos sistemas tela-filme. Como consequência, os resultados tornaram-se mais reprodutíveis e menos suscetíveis à variabilidade interobservador, além de permitir maior padronização dos procedimentos e registro automatizado dos resultados. Contudo, os testes de CQ em mamografia digital devem ser validados pelo físico médico, considerando sensibilidade, especificidade e relevância para a adequada avaliação do desempenho dos equipamentos (IAEA, 2011; Dance et al., 2000).

A mamografia digital (CR e DR) também possibilitou o uso de algoritmos de pós-processamento capazes de compensar parcialmente o ruído e ajustar brilho e contraste. Além disso, apresenta maior escala dinâmica que a imagem analógica tela-filme, permitindo ao detector registrar e representar, na mesma imagem, uma faixa mais ampla de exposições resultantes da interação dos raios X com a mama. Na prática, isso favorece a visualização simultânea de tecidos com diferentes graus de atenuação, reduzindo a perda de informação em áreas muito claras, como o parênquima fibroglandular, ou muito escuras, como o tecido adiposo. Essas características contribuem para melhor identificação de achados com baixo contraste intrínseco, como nódulos em mamas densas (Mahadevappa, 2004; IAEA, 2011)

Quanto ao desempenho diagnóstico, a avaliação comparativa entre mamografia digital e mamografia analógica tela-filme apresenta heterogeneidade metodológica nas metanálises disponíveis, decorrente de diferenças no desenho dos estudos (ensaios randomizados, estudos pareados e coortes), nos critérios de inclusão populacional, nos protocolos de rastreamento e nos desfechos avaliados. A maioria dos estudos incluiu predominantemente exames de rastreamento populacional, enquanto alguns excluíram populações de alto risco ou não especificaram a inclusão de exames diagnósticos. Além disso, há variações quanto à faixa etária das participantes, densidade mamária e definição de reconvocação (Iared et al., 2011; Souza et al., 2013; Farber et al., 2024; Bluekens et al., 2010).

No rastreamento populacional, a mamografia digital apresenta sensibilidade, especificidade e área sob a curva comparáveis às da mamografia analógica tela-filme, sem diferenças nas taxas de reconvocação ou na incidência de câncer intervalar (Farber et al., 2024; Vinnicombe et al., 2009; Iared et al., 2011; Pisano et al., 2005). Entretanto, em subgrupos específicos, especialmente mulheres com mamas densas, com menos de 50 anos ou na pré ou perimenopausa, a mamografia digital demonstrou maior acurácia em relação à tecnologia analógica (Souza et al., 2013; Song et al., 2019; Pisano et al., 2005). Esses resultados frequentemente fundamentam a indicação preferencial da tecnologia digital para mulheres mais jovens, que apresentam maior prevalência de mamas densas, incluindo aquelas que iniciam o rastreamento antes dos 40 anos em razão de risco aumentado para câncer de mama.

Entretanto, a densidade mamária é determinada por múltiplas variáveis além da idade e do status hormonal, sendo influenciada por fatores ambientais e genéticos, com parcela significativa de mulheres acima dos 50 anos também apresentando mamas densas (Bick, 2007). Assim, a adoção da tecnologia digital deve ser considerada não apenas pelo desempenho clínico, mas também por outras vantagens, como a possibilidade de pós-processamento de imagem, facilidade de armazenamento e recuperação dos exames, viabilidade de leitura remota e benefício ambiental decorrente da redução do uso de filmes e insumos químicos.

2.1 Sistemas de Radiologia Computadorizada (CR)

O sistema denominado radiografia computadorizada (CR), utiliza um mamógrafo convencional analógico e o conjunto chassi tela-filme, que é substituído por um conjunto chassi placa de imagem (PI). Essa PI contém uma

camada de suporte e é recoberta por uma camada de fósforo fotoestimulável, na qual o detector é o fluorobromido de bário (BaFBr) ou Iodeto de Césio (CsI). A imagem digital é obtida após a inserção do chassi em um leitor chamado de Unidade Digitalizadora, específico para cada fabricante. No interior desse equipamento, a PI é removida do chassi, submetida a um processo de leitura e, em seguida, reinserida, representando um processo completamente automatizado.

As potenciais vantagens do sistema CR incluem a possibilidade de utilização dos cassetes com a PI em substituição aos sistemas tela-filme em mamógrafos convencionais já instalados, sem a necessidade de substituição integral do equipamento, bem como seu custo relativamente inferior (Seibert, 2004; Freitas,2006). Essa característica configura, simultaneamente, um aspecto positivo e uma limitação.

Por um lado, permite a implementação da mamografia digital em unidades essencialmente analógicas convencionais, nas quais múltiplos mamógrafos podem compartilhar um único leitor, reduzindo de forma significativa o investimento inicial.

Por outro, a necessidade de manipulação física dos cassetes torna o fluxo de trabalho mais laborioso e, em geral, associa-se à redução da produtividade. Além disso, sistemas baseados em cassete apresentam maior suscetibilidade à ocorrência de artefatos relacionados à poeira. Ademais, a maioria dos sistemas CR não dispõe de mecanismos eficazes para correção da não uniformidade de sensibilidade da placa de imagem ou de variações no campo de raios X (IAEA 2011)

Também devem ser consideradas as questões relacionadas à vida útil da placa de imagem (PI), uma vez que pode ocorrer desgaste mecânico ao longo do tempo. Sistemas que, durante o processo de leitura, provocam dobras ou deformações na PI tendem, provavelmente, a apresentar menor durabilidade quando comparados àqueles que utilizam placas rígidas (Jakubiak *et al*, 2023). Alguns fabricantes estabelecem um número máximo de ciclos de utilização para as PIs, desde que sejam respeitadas as condições adequadas de manuseio, conforme suas recomendações. De acordo com determinados fornecedores, a PI mantém propriedades adequadas de fosforescência por aproximadamente 40.000 a 50.000 ciclos de uso (Seibert, 2004). Esse quantitativo pode ser alcançado em 1,5 a 2 anos em serviços com grande volume de exames.

A substituição da PI deve seguir as orientações do fabricante e também ser realizada sempre que forem identificados artefatos, como manchas ou riscos permanentes. O uso de PIs com fósforos exauridos compromete a qualidade da imagem, produzindo áreas excessivamente claras e com baixo contraste, mesmo quando há ajuste das técnicas de exposição, o que pode ser observado ao se compararem exames de diferentes pacientes. Não se deve tentar compensar a perda de contraste decorrente do desgaste do fósforo da PI por meio do aumento da técnica de exposição. A dose ao paciente não deve ser elevada como forma de compensação da perda de qualidade da imagem decorrente do uso de PIs além do tempo recomendado.

Uma alternativa ao sistema CR baseado em cassete é a utilização de placas digitalizadoras do tipo flat panel (placa DR). Nesse modelo, o cassete com placa de imagem é substituído por um detector digital inserido diretamente no compartimento do bucky do mamógrafo. Em comparação aos sistemas CR, esses detectores tendem a apresentar melhor relação sinal-ruído e menor suscetibilidade a artefatos relacionados ao manuseio ou ao desgaste das placas de fósforo dos cassetes, contribuindo para maior estabilidade da qualidade da imagem ao longo do tempo. Além disso, costumam apresentar melhor relação entre qualidade de imagem e dose de radiação (Wontaek *et al*, 2019).

Entretanto, algumas limitações devem ser consideradas. A instalação dessas placas em mamógrafos originalmente analógicos exige recalibração do sistema de controle automático de exposição (CAE) e adequada integração entre detector e equipamento, podendo haver restrições relacionadas às características do mamógrafo ou às condições de exposição, especialmente em mamas mais densas ou espessas. Apesar de representarem um avanço em relação aos sistemas CR com cassete, as evidências disponíveis indicam que a melhor qualidade de imagem e desempenho diagnóstico ainda são obtidos nos sistemas de mamografia digital DR dedicados.

2.2 Radiografia Digital (DR)

O segundo sistema de detecção da imagem, denominado Radiografia Digital (DR), utiliza uma tecnologia específica, desenvolvida com detectores integrados ao bucky dos mamógrafos.

No sistema DR de captura direta, os fótons de raios X que foram transmitidos através da mama interagem diretamente com uma placa de material fotocondutor (que produz elétrons quando atingido pelos raios X) de selênio amorfo (a-Se). Nesse processo, os raios X absorvidos são convertidos em um sinal elétrico em um dos elementos da matriz de detectores, gerando um sinal digital.

Já o sistema DR de captura indireta usa um processo de duas etapas para a aquisição da imagem. Normalmente, há um tipo de fósforo que interage com o feixe de raios X incidente, convertendo a radiação em luz visível. Nesse sistema uma tela plana única (*single flat-panel scintillator*) composto de Iodeto de Césio dopado com tálio (CSI(Tl)) é utilizado como detector dos raios X e uma matriz de fotodiodos converte a luz gerada em sinal elétrico (conversão indireta).

Do ponto de vista físico, a conversão direta tende a oferecer melhor preservação da resolução espacial, o que pode favorecer a visualização de microcalcificações, ao reduzir o espalhamento lateral do sinal. Já a conversão indireta apresenta elevada eficiência quântica (DQE) e excelente desempenho em baixas doses de radiação, sendo amplamente difundida e tecnologicamente consolidada (Mahadevappa, 2004) Na prática clínica, ambas as tecnologias proporcionam alta qualidade diagnóstica quando adequadamente calibradas e submetidas a rigoroso controle de qualidade, sendo as diferenças mais relevantes em contextos técnicos específicos do que no desempenho global do exame.

Nos sistemas DR, tanto de conversão direta quanto indireta, pequenas variações na dose de radiação comprometem menos a qualidade diagnóstica da imagem quando comparadas à mamografia analógica, em razão de sua maior latitude de exposição. Essa característica possibilita melhor otimização dos protocolos de aquisição, com potencial redução da dose de radiação recebida pela paciente, desde que haja monitoramento adequado dos indicadores dosimétricos.

Adicionalmente, os mamógrafos digitais DR dispõem de CAEs mais sofisticados e precisos do que aqueles presentes nos equipamentos analógicos, contribuindo para maior padronização técnica e para um equilíbrio mais adequado entre qualidade de imagem e dose de radiação.

Outro avanço relevante refere-se à evolução dos tubos de raios X, com a substituição das combinações tradicionais de alvo de molibdênio (Mo) e ródio (Rh) por configurações envolvendo tungstênio associado a diferentes filtros, como tungstênio/ródio (W/Rh), tungstênio/prata (W/Ag) e tungstênio/alumínio (W/Al). Essas combinações ampliam as possibilidades de modulação espectral do feixe, favorecendo a obtenção de imagens com doses reduzidas e alinhadas ao princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) (Thilander-Klang et al., 1997).

3. Tomossíntese

O desenvolvimento dos sistemas de radiografia digital (DR) forneceu a base tecnológica para a aquisição sequencial de múltiplas projeções em baixa dose e para o processamento computacional necessário à reconstrução das imagens que compõem a tomossíntese mamária. Nessa técnica, projeções obtidas em diferentes ângulos são reconstruídas em cortes finos do parênquima mamário, permitindo análise em múltiplos planos. Esse método reduz o efeito da sobreposição de estruturas e favorece melhor caracterização de lesões e identificação de achados previamente obscurecidos pelo parênquima fibroglandular (Roth, 2014; Chong, 2019; Gao, 2021).

A tomossíntese tem sido associada ao aumento da taxa de detecção de câncer, particularmente de tumores invasivos de pequeno tamanho, além de redução das taxas de reconvocação em programas de rastreamento populacional. (Ciatto 2013; McDonald, 2016).

Como a tomossíntese é interpretada em conjunto com a mamografia digital, ocorre um aumento adicional da dose total de radiação, embora ainda dentro dos limites de segurança estabelecidos para este exame. Nesse contexto, a mamografia sintetizada, reconstruída a partir dos dados da tomossíntese, pode substituir a aquisição adicional da mamografia digital, contribuindo para a redução da dose total de radiação do exame (Skaane, 2014; Gao, 2021).

4. Mamografia digital e impacto na dose de radiação

Programas de rastreamento mamográfico em vários países mantêm bancos de dados para o monitoramento da dose glandular média (DGM). Esses registros fundamentam estudos sobre doses e tecnologias, estimativas de câncer radioinduzido e análises de risco-benefício do rastreamento. Consequentemente, a maior parte da literatura sobre o tema provém de países desenvolvidos (Lauby-Secretan, 2015).

No Brasil, o Sistema de Informação sobre a Qualidade de Imagem e Interpretação Diagnóstica do Instituto Nacional de Câncer (QIID/INCA) armazena registros de doses de milhares de serviços de mamografia (INCA/MS, 2012). Esses dados são obtidos por meio de avaliações do Programa de Qualidade em Mamografia do INCA em parceria com o Programa de Certificação da Qualidade em Mamografia do Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem no âmbito do Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM). As doses são estimadas mediante a exposição de um objeto simulador composto por um bloco de polimetilmetacrilato (PMMA), representando uma mama comprimida de 4,5 cm de espessura, com um dosímetro opticamente estimulado (OSL) fixado em sua superfície para a medição do Ka,i .

Baseando-se nos registros do QIID/INCA, Valverde et al. (2024) conduziram um estudo abrangente sobre doses em mamografia digital no Brasil. A análise incluiu registros de DGM entre 2012 e 2023 provenientes de 1.687 mamógrafos (tecnologias CR e DR) distribuídos em 1.399 serviços de todas as regiões do país. Foram analisadas 2.356 avaliações, sendo 1.660 (70,5%) em unidades CR e 696 (29,5%) em unidades DR.

A DGM média global foi de $1,60 \pm 0,80$ mGy, sendo $1,68 \pm 0,83$ mGy para a tecnologia CR e $1,42 \pm 0,68$ mGy para a tecnologia DR. A comparação da DGM entre os períodos de 2012-2018 e 2019-2023 revelou uma redução de dose de 8,6% para sistemas CR e de 26,0% para sistemas DR ($p=0,000$).

Visto que os sistemas CR utilizam mamógrafos analógicos que não sofreram alterações tecnológicas significativas no período, a redução observada pode ser atribuída às ações dos programas de certificação, à introdução de placas de imagem de dupla leitura (leitura dos dois lados) e ao uso de placas de imagem com cristais em forma de agulha. Já a redução nos sistemas DR decorre tanto dos programas de qualidade quanto dos avanços tecnológicos, principalmente a introdução de tubos de raios X com alvos de tungstênio, que geram feixes de radiação de energias mais altas e, portanto, com maior penetrabilidade na mama.

Conclusão

A transição da mamografia analógica para os sistemas digitais representa uma evolução tecnológica consolidada e sustentada por fundamentos físicos, operacionais e clínicos. Embora a mamografia tela-filme tenha desempenhado papel histórico fundamental na redução da mortalidade por câncer de mama, os sistemas digitais, nas modalidades CR e, sobretudo, DR, oferecem vantagens relacionadas à latitude dinâmica, possibilidade de pós-processamento, integração a sistemas PACS, padronização de controle de qualidade e potencial otimização de dose. A tomossíntese mamária representa um avanço adicional ao reduzir a sobreposição de estruturas e melhorar o desempenho diagnóstico.

Os dados nacionais de monitoramento da dose glandular média demonstram tendência consistente de redução da exposição, particularmente nos sistemas DR, refletindo tanto os avanços tecnológicos quanto o impacto positivo dos programas de certificação e controle de qualidade.

Dessa forma, a incorporação e adequada utilização das tecnologias digitais devem ser compreendidas não apenas como modernização tecnológica, mas como estratégia alinhada à qualificação assistencial, à segurança radiológica e à sustentabilidade operacional dos serviços de mamografia no Brasil.

Tabela comparativa entre as tecnologias de mamografia e tomossíntese

Parâmetro	Analógica Tela-filme	CR	DR	Tomossíntese
Formação da imagem	Fotoquímica	Conversão indireta	Conversão direta/indireta	Projeções múltiplas reconstruídas
Detector	Tela-filme	Placa de imagem com fósforos fotoestimuláveis	Detector DR direto ou indireto	Detector DR direto ou indireto
Resolução espacial	Alta	Boa	Alta	Alta
Resolução de contraste	Baixa	Alta mas dependente da qualidade da placa de imagem	Alta	Alta
Latitude de exposição	Restrita	Ampla	Ampla	Ampla
Pós-processamento	Não	Sim	Sim	Avançado
Mamas densas	Limitado	Melhor	Superior	Muito superior
Artefatos	Processamento	Poeira desgaste da placa de imagem	Menores	Reconstrução
PACS	Não	Sim	Sim	Sim
Dose*	Variável, mas geralmente baixas	Maiores que as outras modalidades	Similar a sistema tela filme	Geralmente maiores que sistemas DR**
Custo	Baixo	Intermediário	Alto	Alto
Infraestrutura digital	Baixa	Alta	Alta	Alta
CAD/IA	Não	Limitado	Amplo	Amplo

* **Sistema tela filme:** método tradicional com menor exposição à radiação, porém com sensibilidade e qualidade de imagem limitadas. **Mamografia CR:** oferece imagens de alta resolução, mas com uma dose de radiação significativamente maior. **Mamografia Digital:** fornece imagens de melhor qualidade com uma dose similar ou ligeiramente superior à dos sistemas filme- tela, frequentemente permitindo doses menores. **Tomossíntese:** Aumenta ligeiramente a exposição à radiação devido às múltiplas capturas angulares, mas melhora significativamente a precisão da detecção em tecido mamário denso. **A dose final do combo tomossíntese e mamografia 2D pode ser menor com uso da mamografia sintetizada ao invés da mamografia digital.

Referências Bibliográficas

Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Radiodiagnóstico médico: desempenho de equipamentos e segurança. Brasília: Ministério da Saúde; 2005.

Bick U, Diekmann F. Digital mammography: what do we and what don't we know? *Eur Radiol.* 2007;17:1931–1942.

Ciatto S, Houssami N, Bernardi D, Caumo F, Pellegrini M, Brunelli S, Tuttobene P, Bricolo P, Fantò C, Valentini M, Montemezzi S, Macaskill P. Integration of 3D digital mammography with tomosynthesis for population breast-cancer screening (STORM): a prospective comparison study. *Lancet Oncol.* 2013;14(7):583–589. doi:10.1016/S1470-2045(13)70134-7

Chong A, Weinstein SP, McDonald ES, Conant EF. Digital breast tomosynthesis: concepts and clinical practice. *Radiology.* 2019;292(1):1–14. doi:10.1148/radiol.2019180760

Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR, Kotre CJ. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys Med Biol.* 2000;45(11):3225–3240. doi:10.1088/0031-9155/45/11/308

European Communities. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. 4th ed. Perry N, et al., editors. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities; 2006.

Freitas AG, Kemp C, Louveira MH, Fujiwara SM, Campos LF. Mamografia digital: perspectiva atual e aplicações futuras. *Radiol Bras.* 2006;39(4):287–296.

Gao Y, Moy L, Heller SL. Digital breast tomosynthesis: update on technology, evidence, and clinical practice. *Radiographics.* 2021;41(2):321–337. doi:10.1148/rg.2021200101

Instituto Nacional de Câncer (INCA). QIID – Sistema de Informação da Qualidade da Imagem e Interpretação Diagnóstica. Rio de Janeiro: INCA; 2012.

International Atomic Energy Agency. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. IAEA Technical Reports Series No. 457. Vienna: IAEA; 2007.

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

Jakubiak RR, Gamba HR, Neves EB, Peixoto JE. Image quality, threshold contrast and mean glandular dose in CR mammography. *Phys Med Biol.* 2013;58:6565–6583.

Larobina M. Thirty years of the DICOM standard. *Tomography.* 2023;9(5):1829–1838. doi:10.3390/tomography9050145

Lauby-Secretan B, Scoccianti C, Loomis D, Benbrahim-Tallaa L, Bouvard V, Bianchini F, Straif K. Breast-cancer screening: viewpoint of the IARC Working Group. *N Engl J Med*. 2015;372(24):2353–2358. doi:10.1056/NEJMs1504363

Magalhães LAG, Azevedo ACP, Carvalho ACP. A importância do controle de qualidade de processadoras automáticas. *Radiol Bras.* 2002;35(2):139–144.

Mahadevappa M. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: digital mammography—an overview. *Radiographics.* 2004;24(6):1747–1760.

Pisano ED, Cole EB, Hemminger BM, Yaffe MJ, Aylward SR, Maidment ADA, Johnston RE, Williams MB, Niklason LT, Conant EF, Fajardo LL, Kopans DB, Brown ME, Pizer SM. Image processing algorithms for digital mammography: a pictorial essay. *Radiographics.* 2000;20(5):1479–1491.

Roth RG, Maidment AD, Weinstein SP, Roth SO, Conant EF. Digital breast tomosynthesis: lessons learned from early clinical implementation. *Radiographics.* 2014;34(4):E89–102. doi:10.1148/rg.344130087

Seibert JA. Computed radiography. Davis: University of California; 2004.

Sikchi SJ. Evolution in breast imaging. *Int J Med Biomed Stud.* 2021;5(1):169–174. doi:10.32553/ijmbs.v5i1.1606

Skaane P, Bandos AI, Eben EB, Jepsen IN, Krager M, Haakenaasen U, Ekseth U, Izadi M, Hofvind S, Gullien R. Two-view digital breast tomosynthesis screening with synthetically reconstructed projection images: comparison with digital breast tomosynthesis with full-field digital mammographic images. *Radiology.* 2014;271(3):655–663. doi:10.1148/radiol.13131391

Thilander-Klang AC, Ackerholm PH, Berlin IC, Bjurstam NG, Mattsson SL, Månsson LG, von Schéele C, Thunberg SJ. Influence of anode-filter combinations on image quality and radiation dose in 965 women undergoing mammography. *Radiology.* 1997;203(2):348–354. doi:10.1148/radiology.203.2.9114087

Valverde MAS, Peixoto JE, et al. Is digital mammography reducing radiation doses to women? *Braz J Radiat Sci.* 2024;12(3):1–26. doi:10.15392/2319-0612.2024.2479

Zuckerman SP, Conant EF, Keller BM, Maidment AD, Barufaldi B, Weinstein SP, Synnestvedt M, McDonald ES. Implementation of synthesized two-dimensional mammography in a population-based digital breast tomosynthesis screening program. *Radiology.* 2016;281(3):730–736. doi:10.1148/radiol.2016160366