

Avaliação da Qualidade da Imagem em Tomossíntese Digital Mamária

Evaluation of Image Quality in Digital Breast Tomosynthesis

Bianca F. S. Santos¹, Marcela C. A. Estácio^{1,2}, Karoline F. Batista¹, Márcia R. P. Attie³

¹ Programa de Residência em Área Profissional de Física Médica da Universidade Federal de Sergipe, Aracaju, Brasil

² Hospital Universitário de Sergipe, Universidade Federal de Sergipe, Aracaju, Brasil

³ Departamento de Física, Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, Brasil

Resumo

A modalidade de imagem mais utilizada para detecção precoce do câncer de mama é a mamografia. No entanto, ela apresenta limitações, pois obtém imagens bidimensionais de uma estrutura tridimensional, gerando sobreposição de tecidos. A implementação da tomossíntese digital mamária (TDM), possibilita minimizar essa condição, permitindo diagnósticos mais precisos. Porém, para garantir que sejam adquiridas imagens com qualidade diagnóstica, é importante que sejam realizadas avaliações periódicas no equipamento. No Brasil, há poucos estudos sobre o controle de qualidade em TDM, e ainda não foram estabelecidos limites específicos em normas nacionais. Dessa forma, os testes realizados nesse estudo foram baseados em protocolos internacionais, como os da Sociedade Espanhola de Física Médica (SEFM), da *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services* (EUREF) e do *National Health Service Breast Screening Programme* (NHSBSP), a fim de estabelecer uma linha de base local. Foram realizadas avaliações quantitativas, através da razão sinal-ruído (RSR) e razão contraste-ruído (RCR), e avaliações qualitativas, por meio da inspeção visual em busca de artefatos e não-homogeneidades; e da capacidade do sistema em identificar os grupos de microcalcificações, massas e fibras, através do *Phantom ACR* (*American College of Radiology*). Observou-se uma variação na uniformidade devido a contribuição do efeito anódico, embora dentro dos limites recomendados, enfatiza a necessidade de estudos adicionais sobre impactos clínicos. A RCR foi menor nos volumes reconstruídos em comparação aos dados brutos, possivelmente devido ao algoritmo de reconstrução. A RSR apresentou variação inferior a 6% com o aumento da espessura, valor significativamente abaixo do limite estabelecido de 20%, demonstrando a capacidade do equipamento em lidar com diferentes áreas densas. Nos testes de repetibilidade e DGM, os resultados ficaram abaixo dos limites de referência, e o número de estruturas visualizadas no simulador ACR encontram-se iguais ou superior ao limite recomendado pelo fabricante.

Palavras-chave: Tomossíntese digital mamária; Controle de qualidade; Qualidade da imagem reconstruída.

Abstract

The most widely used imaging method for early detection of breast cancer is mammography. However, it has limitations, as it obtains two-dimensional images of a three-dimensional structure, generating tissue overlap. The implementation of digital breast tomosynthesis (DBT) makes it possible to minimize this condition, allowing for more accurate diagnoses. However, to ensure that images with diagnostic quality are acquired, it is important to perform periodic evaluations on the equipment. In Brazil, there are few studies on quality control in DBT, and specific limits have not yet been established in national standards. Therefore, the tests performed in this study were based on international protocols, such as those of the Spanish Society of Medical Physics (SEFM), the European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF) and the National Health Service Breast Screening Programme (NHSBSP), in order to establish a local baseline. Quantitative evaluations were performed using the signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR), and qualitative evaluations were performed using visual inspection for artifacts and inhomogeneities; and the system's ability to identify groups of microcalcifications, masses, and fibers using the Phantom ACR (American College of Radiology). A variation in uniformity was observed due to the contribution of the anodic effect, although within the recommended limits, emphasizing the need for additional studies on clinical impacts. The CNR was lower in the reconstructed volumes compared to the raw data, possibly due to the reconstruction algorithm. The SNR showed a variation of less than 6% with increasing thickness, a value significantly below the established limit of 20%, demonstrating the equipment's ability to handle different dense areas. In the repeatability and DGM tests, the results were below the reference limits, and the number of structures visualized in the ACR simulator was equal to or greater than the limit recommended by the manufacturer.

Keywords: Digital breast tomosynthesis; Quality control; Quality of the reconstructed image.

1. Introdução

O câncer de mama está entre o mais incidente entre as mulheres no Brasil. De acordo com o Instituto Nacional do Câncer (INCA), no ano de 2023 houve uma incidência estimada de mais de 70 mil novos casos, sendo este valor responsável por 30% dos casos em relação as demais neoplasias. Além disso, o câncer de mama está entre as principais causas de morte entre as mulheres no Brasil, com taxas em 2021 de 11,71/100 mil mulheres (18.139 óbitos) (1).

Dentre as técnicas de imagem para detecção do câncer de mama, a mamografia é um método de imagem muito eficaz para detectar alterações precocemente. Porém, apesar de sua eficácia, assim como em outras modalidades de diagnóstico por imagem, podem ocorrer falsos negativos e falsos positivos dado que, na mamografia convencional são obtidas imagens bidimensionais de uma estrutura que é tridimensional. Logo, a sobreposição de tecidos com diferentes densidades pode resultar em imagens

suspeitas ou com falso positivo, o que pode levar à necessidade de reconvocar as pacientes para uma nova exposição. Além disso, essas sobreposições teciduais podem dificultar a detecção de pequenas lesões malignas, gerando falsos negativos e, conseqüentemente, impedindo o diagnóstico precoce. (2)

Com os avanços tecnológicos, surgiu no mercado a Tomossíntese Digital Mamária (TDM). Esse sistema fornece uma visualização quase tridimensional da mama, reduzindo a sobreposição do tecido mamário, complementando e auxiliando no diagnóstico (3). O sistema de TDM possui um detector de tela plana, conforme o utilizado na mamografia digital 2D e um tubo de raios X que se move sobre este detector realizando uma série de imagens de projeções, em diferentes ângulos, com exposições de baixa dose, sendo essas imagens reconstruídas em cortes tridimensionais (3D) com alta resolução (4).

Com a introdução da TDM na rotina clínica, se faz necessário implementar um procedimento de Controle de Qualidade (CQ), a fim de caracterizar o sistema, testar sua estabilidade ao longo do tempo, bem como detectar alterações em seu desempenho (5). No Brasil os testes de CQ para mamografia são bem estabelecidos pelo Ministério da Saúde através da Instrução Normativa (IN) N° 92 da RDC 611, onde trata sobre os requisitos para garantia da qualidade e segurança nesse sistema (6). No entanto, são poucos os estudos relacionados ao CQ em TDM em âmbito nacional e não existem valores limites específicos estabelecidos em normativa.

Com base nisso, o presente estudo teve como base alguns protocolos internacionais como, Protocolo da Sociedade Espanhola de Física Médica (SEFM) (7), Protocolo para o Controle de Qualidade dos aspectos físicos e técnicos de sistemas digitais de Tomossíntese Mamária da *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services* (EUREF) (5) e os utilizados pela *National Health Service Breast Screening Programme* (NHSBSP) (8,9,10). Estes protocolos trazem algumas avaliações a respeito da qualidade da imagem, sendo algumas dessas avaliações qualitativas, nas quais é realizada a inspeção visual em busca de não homogeneidades e artefatos na imagem; e quantitativas através das métricas de razão sinal-ruído (RSR) e razão contraste-ruído (RCR).

A razão sinal-ruído descreve a intensidade do sinal em relação ao ruído de fundo. Por outro lado, a razão contraste-ruído é uma boa métrica para mensurar diferenças de contraste entre duas regiões em relação ao ruído de fundo, mostrando a capacidade do sistema em diferenciar objetos de baixo contraste (11, 12). Ambas as métricas são importantes para avaliação da qualidade da imagem do sistema. Com base nelas, pode-se obter informações a respeito da uniformidade da imagem e da capacidade do sistema em compensar os parâmetros técnicos por meio do controle automático de exposição (CAE) diante do aumento da densidade local na região mamária,

utilizando a RSR. Além de demonstrar a sensibilidade do sistema em detectar estruturas com densidades próximas, através da RCR.

Com a aquisição do mamógrafo com sistema TDM pelo Hospital Universitário de Sergipe (HU-SE) e considerando a relevância da TDM na rotina clínica, seu grande uso no serviço e a importância de se adquirir imagens com qualidade diagnóstica, este trabalho tem como motivação realizar testes de CQ para avaliar o desempenho do sistema, construir uma linha de base para avaliações ao longo do tempo e determinar os parâmetros de CQ para TDM que influenciam na qualidade da imagem. Como ainda não foram estabelecidos limites em normas nacionais, devido à necessidade de mais estudos, os resultados obtidos neste trabalho podem contribuir na definição futura de limites específicos para esta modalidade. Além disso, podem ser usados como referência por outras instituições, possibilitando uma maior compreensão do desempenho dos sistemas de TDM de diferentes fabricantes a fim de estabelecer critérios técnicos mais adequados e padronizados para essa modalidade.

2. Materiais e Métodos

As avaliações de controle de qualidade foram realizadas no mamógrafo fabricado pela GE, modelo Senographe Pristina 3D, alocado no Hospital Universitário de Sergipe (HU-UFS). Este modelo adquire imagens nos modos 2D, 3D e 2D + 3D. No modo 3D são adquiridas nove imagens de projeção uniformemente espaçadas, utilizando o método de movimento de tubo *step and shoot* sobre um ângulo de varredura de aproximadamente 23° no plano da imagem, sendo cada uma dessas nove projeções imagens de baixa dose no paciente, a fim de manter uma dose total no exame 3D equivalente à do exame 2D. O equipamento contém duas combinações alvo/filtro: alvo molibdênio (Mo) / filtro de molibdênio (Mo) e alvo ródio (Rh) / filtro prata (Ag), além de dispor de uma filtração inerente equivalente a 0,69 mm de berílio (Be).

Para a realização deste teste, foram utilizadas placas de PMMA de 10 mm e 2 mm de espessura, espaçadores de 10 mm de espessura, uma placa de alumínio (Al tipo 1145, 99,9% de pureza) com uma área quadrada de 10 mm e 0,2 mm de espessura, e o simulador ACR (KONEX, modelo MAM-ACR-FF) de 42 mm, o qual possui em seu interior grupos de objetos que simulam microcalcificações, massas e fibras.

Para o teste de qualidade da imagem, a iluminação da sala de laudos foi mantida nas condições clínicas usuais. Além disso, buscou-se manter os parâmetros de avaliação, como brilho, contraste e zoom, constantes para garantir uma avaliação mais precisa ao longo do tempo.

Os testes realizados para o controle de qualidade no modo tomossíntese foram: uniformidade e visualização de artefatos, razão contraste-ruído (RCR), área densa local e qualidade da imagem. Foram realizadas avaliações nas imagens brutas,

sem processamento, e nas imagens clínicas, com processamento dos algoritmos de reconstrução.

2.1. Uniformidade e Visualização de Artefatos

Para avaliação da uniformidade, calculada através da RSR, foram utilizadas 40 mm de placas PMMA (polimetilmetacrilato), as quais foram posicionadas sobre o suporte da mama. Foi realizada uma inspeção visual a fim de garantir que as placas de PMMA e a bandeja de compressão não apresentassem degradações, como marcas ou manchas que interferissem na avaliação. Em seguida, foi realizada a compressão e exposição no modo tomossíntese, utilizando o controle automático de exposição, e obtida a imagem processada para avaliação na estação de trabalho.

Foram selecionados três planos reconstruídos, situados respectivamente a 5 mm de altura, na meia altura e 10 mm por baixo do último plano, para maiores espessuras de corte (blocos) e menores espessuras (planos), como representado na Figura 1. Para cada plano selecionado, utilizando as ferramentas de medição, foram inseridas 5 ROI's (*region of interest*) com dimensões 10 mm por 10 mm, uma posicionada na região central da imagem e as demais nas extremidades, a 3 cm das bordas. Foram obtidos os valores médios de pixel em cada ponto da imagem (VMP_n) e os respectivos desvios padrão (σ_n), como ilustrado na Figura 2. A uniformidade de resposta do detector foi então calculada através da RSR, conforme a equação (1). É permitida uma variação $< \pm 15\%$ da RSR média para se obter a conformidade do equipamento neste teste (5)

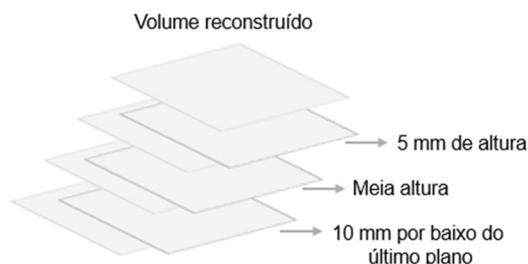


Figura 1. Ilustração da posição dos planos reconstruídos selecionados

$$RSR = \left(\frac{VMP_n}{\sigma_n} \right) \times 100 \quad (1)$$

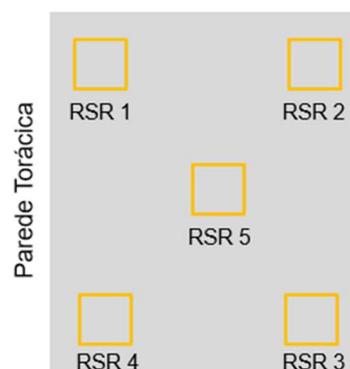


Figura 2. Ilustração do posicionamento das ROI's nos planos reconstruídos.

Os demais planos reconstruídos foram analisados visualmente. Para a avaliação quanto a presença de artefatos, foi realizada uma inspeção nas imagens de projeção e em todos os planos reconstruídos.

2.2. Razão Contraste-Ruído (RCR)

Para a realização deste teste, foram utilizadas placas de PMMA de formato triangular com espessuras variando de 20 a 60 mm, a fim de simular diversas espessuras de mama e um objeto de contraste (alumínio). Inicialmente realizou-se uma exposição utilizando o CAE para cada espessura de PMMA (20 a 60 mm), incrementando 10 mm de PMMA a cada nova exposição e registrou-se os parâmetros de exposição tensão de pico (kVp), produto corrente-tempo (mAs) e combinação alvo/filtro.

Em seguida, posicionou-se a folha de alumínio sempre no topo de uma camada de 10 mm de PMMA, ao lado direito da linha média da bandeja de suporte da mama e a 40 mm da parede torácica, conforme a Figura 3, e realizou-se as exposições no modo tomossíntese manual reproduzindo os parâmetros obtidos no CAE.

Após aquisição das imagens, realizou-se a avaliação posicionando uma ROI de 5 mm por 5 mm, no centro da imagem do alumínio (Al) e outras duas na região de fundo, em ambos os lados do alumínio. As ROI's foram avaliadas no plano em foco do objeto.

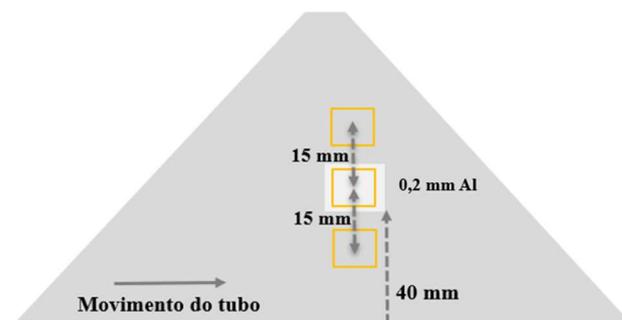


Figura 3. Ilustração do posicionamento das regiões a serem analisadas.

Através das equações (2), (3) e (4) calculou-se os valores médios e desvios (σ) relacionados as ROI's

das regiões de fundo e a RCR para cada espessura de PMMA.

$$VMP_{fundo} = \frac{\sum_{i=1}^2 VMP(ROI_i)}{2} \quad (2)$$

$$\sigma_{fundo} = \frac{\sum_{i=1}^2 \sigma(ROI_i)}{2} \quad (3)$$

$$RCR = \frac{|VMP_{fundo} - VMP_{Al}|}{\sqrt{\frac{\sigma_{fundo}^2 + \sigma_{Al}^2}{2}}} \quad (4)$$

Calculou-se a partir da equação 5, a variância para a RCR.

$$S^2 = \frac{\sum (X_i - \bar{X})^2}{n - 1} \quad (5)$$

Os protocolos não trazem valores de referência para RCR, no entanto de acordo com o NHSBSP 2020 (10), alterações na RCR $\pm 20\%$ em relação a linha de base para qualquer espessura requerem um nível de ação corretivo.

Foram ainda realizadas as avaliações de repetibilidade dos parâmetros técnicos fornecidos pelo CAE, dos valores de dose glandular média (DGM) indicados pelo equipamento e RCR. Para realizar a avaliação, posicionou-se uma placa de 10 mm de PMMA sobre o suporte da mama, alinhado com a borda correspondente a parede torácica, adicionou-se uma folha de alumínio sobre a placa de 10 mm de PMMA, conforme a Figura 3, e em seguida acrescentou-se 35 mm de PMMA. Realizou-se a compressão e foram realizadas as 5 aquisições no modo tomossíntese utilizando o CAE.

Em seguida, registrou-se os valores de mAs e DGM indicados no cabeçalho DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). A RCR foi calculada para cada uma das aquisições, tanto nos planos quanto nos blocos, através da equação (4). Calculou-se então a valor médio do mAs, DGM e RCR e seus respectivos desvios em relação à média.

2.3. Área Densa Local

Foram posicionadas 40 mm de PMMA sobre o suporte da mama, com espaçadores no topo das placas, de modo que a bandeja de compressão fique a uma altura de 50 mm acima do suporte da mama, conforme indicado na Figura 4. Essa configuração simula a atenuação de uma mama gordurosa de 50 mm de espessura. Os espaçadores devem ficar fora da região do detector onde os fatores de exposição são determinados.

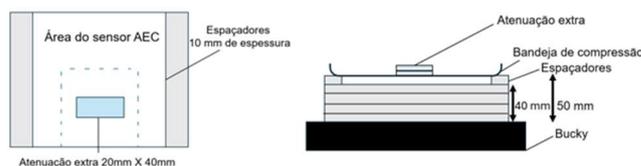


Figura 4. Esquema do posicionamento das placas de PMMA. Fonte: adaptado do EUREF 2018.

Sobre a bandeja de compressão, uma pequena placa de PMMA, com dimensões de 20 mm x 40 mm, é posicionada na parte central do detector caracterizando regiões com maior glandularidade, de modo que esteja dentro da região do sensor de CAE. Uma exposição é realizada e os fatores de exposição são registrados. Uma outra pequena placa de PMMA, com mesma espessura, é adicionada sobre a anterior e o procedimento é repetido até que se atinja uma espessura total de 14 mm de placas pequenas de PMMA, equivalendo a uma mama padrão de 50 mm de espessura com 100 % de glandularidade na região central. O mesmo passo a passo é repetido, utilizando 20 mm de PMMA sobre o suporte da mama, com espaçadores de 10 mm de modo que a bandeja de compressão fique a uma altura de 30 mm, a fim de verificar o comportamento do CAE para as duas combinações alvo/filtro.

Na projeção central são medidos os valores médios de pixel (VMP) e seus respectivos desvios padrão (σ) através de uma ROI 5 mm x 5 mm, posicionada na região de atenuação extra. A razão sinal-ruído (RSR) é calculada para todas as projeções centrais, através da equação (1). De acordo com o EUREF 2018 a RSR de cada projeção central deve estar dentro de 20% da RSR média.

2.4. Qualidade da Imagem

Para evitar erros nos resultados é importante certificar-se de que o objeto simulador está limpo e sem avarias que interfiram na avaliação. Em seguida o simulador deve ser posicionado com uma de suas bordas alinhadas com a posição da parede torácica como mostrado na Figura 5.

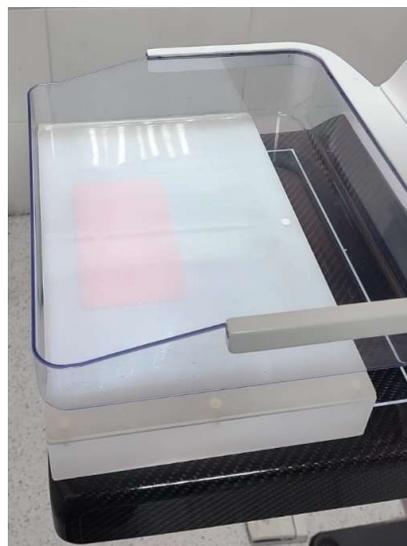


Figura 5. Posicionamento do simulador ACR.

Foi realizada a aquisição de tomossíntese no modo CAE e o volume reconstruído foi enviado para a estação de trabalho, onde foi realizada a avaliação. As imagens foram analisadas em um monitor com resolução de 5 megapixel e a iluminação da sala foi mantida nas condições clínicas usuais. Além disso, buscou-se manter os parâmetros de avaliação como, brilho, contraste, zoom, para uma avaliação mais precisa com o passar do tempo. A avaliação foi realizada tanto nos planos quanto nos blocos reconstruídos. Ao identificar uma estrutura, foi selecionado o plano que oferecesse a melhor visualização dela, plano em foco, e, dessa forma, esse plano foi utilizado para realizar sua contagem. Deste modo, foi realizada a contagem das fibras, microcalcificações e massas visualizadas.

De acordo com a Instrução Normativa (IN) nº 92 da RDC 611, os sistemas mamográficos devem ser capazes de identificar no mínimo, fibras de 0,75 mm, microcalcificação de 0,32 mm e massas de 0,75 mm, o equivalente a 2 fibras, 1 microcalcificação e 2 massas. No entanto, de acordo com o fabricante do mamógrafo (13), a quantidade mínima de grupos visualizados para os blocos e planos devem ser, 4 fibras, 3 microcalcificações e 3 massas.

3. Resultados e Discussão

3.1. Uniformidade e Visualização de Artefatos

A partir das Figura 6 e 7, onde as posições RSR 1 a RSR 5 estão indicadas na Figura 2, observa-se que os valores de RSR obtidos para as diferentes alturas dos planos e blocos reconstruídos são próximos entre si, com uma diferença máxima de 4%, mostrando assim uma uniformidade ao longo do volume 3D. No entanto, para uma mesma altura, tanto nos planos quanto nos blocos, pode-se observar que na RSR 2 e RSR 3 houve uma queda devido ao fato dessa região corresponder ao lado oposto da parede torácica, onde ocorrem as contribuições do efeito anódico, gerando ruído e pouca informação. Embora os valores se mantenham dentro dos limites recomendados pelo EUREF 2018 (5), a região afetada pelo efeito anódico sofreu uma queda máxima na RSR de 20% quando analisada em relação a região central, mesmo quando analisadas a 3 cm das bordas. Esses resultados evidenciam uma limitação importante, a sensibilidade do sistema em diferentes regiões do detector, que pode comprometer a uniformidade da resposta do detector em situações clínicas específicas, como em casos de mamas volumosas com lesões periféricas sutis.

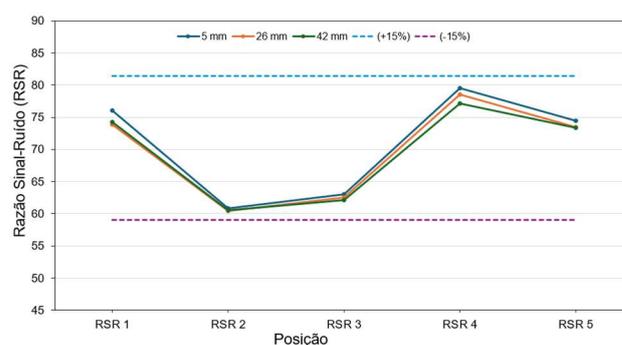


Figura 6. Uniformidade com base na RSR para os planos.

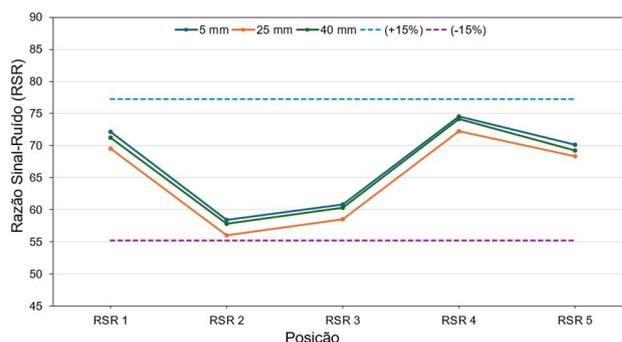


Figura 7. Uniformidade com base na RSR para os blocos.

Os planos reconstruídos possuem uma RSR levemente maior que os blocos, e isso pode ser atribuído ao fato de que os blocos são uma sobreposição de múltiplos planos a fim de produzir uma determinada espessura, oferecendo uma profundidade de campo maior e dessa forma aumentando a contribuição do ruído (14).

A avaliação de artefatos foi realizada tanto a partir das imagens de projeção, visto que esses artefatos presentes nas projeções podem se propagar para o volume reconstruído, quanto nos próprios volumes reconstruídos, a fim de observar a influência dos algoritmos de reconstrução. Para ambos não foram encontrados artefatos que impactassem na rotina clínica, como linhas de pixels faltantes ou pixels mortos visíveis, imagens remanescentes, linhas de grade ou falhas de reconstrução.

3.2. Razão Contraste-Ruído (RCR)

Na Figura 8 e 9 estão registrados os valores da RCR calculados a partir da projeção central bruta e dos planos e blocos em foco dentro do volume reconstruído.

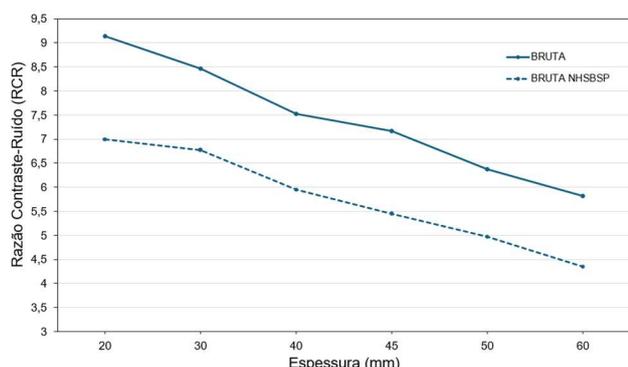


Figura 8. RCR avaliada na imagem bruta, comparado com os dados do NHSBSP 2019.

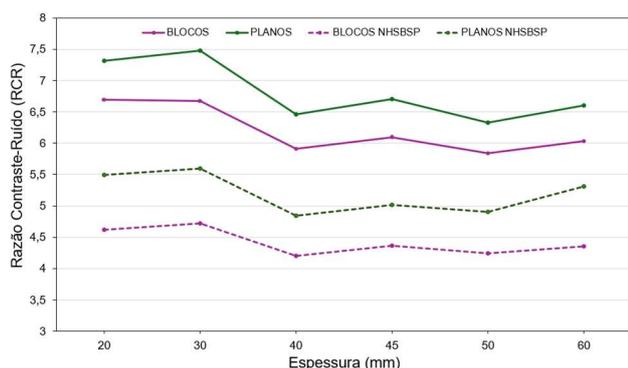


Figura 9. RCR avaliada nas imagens processadas, comparado com os dados do NHSBSP 2019.

A razão contraste-ruído é uma métrica para avaliação da qualidade de imagem, que demonstra a capacidade do sistema em distinguir diferentes tons de cinza. Uma vez que não se tem estabelecido limites para a RCR em tomossíntese, nesse trabalho foi realizada uma comparação dos valores obtidos com os valores presentes no documento NHSBSP 2019 (8), dado que utiliza o mesmo equipamento e as mesmas espessuras. Observou-se que as curvas apresentam um perfil de variação semelhante, porém, o equipamento avaliado nesse trabalho apresenta valores de RCR superiores. Este resultado pode estar relacionado ao rendimento de cada equipamento e à versão do software do sistema.

Além disso, nota-se que a RCR é maior para as projeções brutas e sofre uma redução nos planos e blocos. Isso pode ser resultado dos algoritmos de reconstrução, dado que são utilizados filtros que podem modificar as características das imagens reconstruídas, reduzindo o ruído (15), mas também suavizando detalhes e modificando os níveis de cinza ocasionando uma perda no contraste. Os resultados da RCR calculada nos planos e blocos permanecem relativamente constantes com o aumento da espessura, enquanto, para as imagens de projeção, é reduzida com o aumento da espessura. Em comparação com os valores do NHSBSP para cada espessura, a RCR calculada apresentou uma variância média de 7% em relação à imagem bruta 5% em relação aos planos e 3% em relação aos blocos.

A Tabela 1 mostra que os parâmetros técnicos selecionados pelo CAE, os valores de DGM e RCR

forneem resultados constantes ao serem realizados repetidas vezes.

Tabela 1. Repetibilidade do CAE para 45 mm de espessura

Razão Contraste-Ruído (RCR)					
Produto corrente-tempo (mAs)	DGM	RCR Planos	Desvio em relação à média	RCR Blocos	Desvio em relação à média
34,5	1,40	6,55	1,98%	5,91	0,06%
34,5	1,40	6,40	0,37%	5,89	0,39%
34,6	1,40	6,37	0,84%	5,93	0,30%
34,5	1,40	6,40	0,38%	5,93	0,31%
34,5	1,39	6,40	0,40%	5,90	0,16%

Fonte: O autor (2025).

A variação da RCR é mínima, podendo estar associada ao posicionamento da ROI ou a flutuações inerentes do sistema de aquisição, como o ruído eletrônico, componente intrínseco ao funcionamento dos circuitos, que contribui para o aumento do ruído de fundo, variações na resposta do detector durante a conversão da radiação em sinal elétrico, ou ainda a influência da temperatura ambiente, que pode afetar o desempenho dos componentes eletrônicos. Apesar dessas pequenas variações, os resultados observados evidenciam a estabilidade do algoritmo durante o processamento dos dados e reconstrução do volume 3D. Além disso, ambos os desvios estão significativamente abaixo do limite de 5% para o mAs e 10% para RCR (7).

Pode-se verificar ainda, a partir da Figura 10 que os valores de DGM, obtidos através do cabeçalho DICOM, incluindo a dose da pré-exposição no modo tomossíntese, ficaram abaixo dos valores limites listados no protocolo da SEFM 2020 (7).

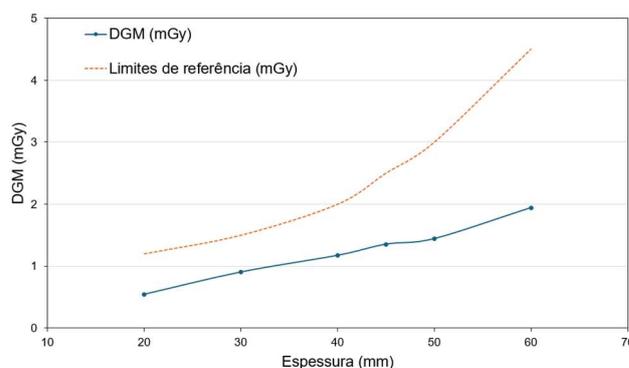


Figura 10. Dose Glandular Média (DGM) para tomossíntese utilizando o CAE para diferentes espessuras de PMMA.

3.3. Área Densa Local

O sistema estudado utiliza um algoritmo que busca durante uma pré-exposição as regiões mais densas do objeto exposto, e a partir disso são determinados os parâmetros de exposição para obtenção das imagens. Baseado nisso, espera-se que a RSR nas imagens de projeção não sofra alterações significativas com o aumento da espessura de PMMA. Na Figura 11 e 12 são registrados os valores de RSR obtidos para as imagens brutas e volume reconstruído.

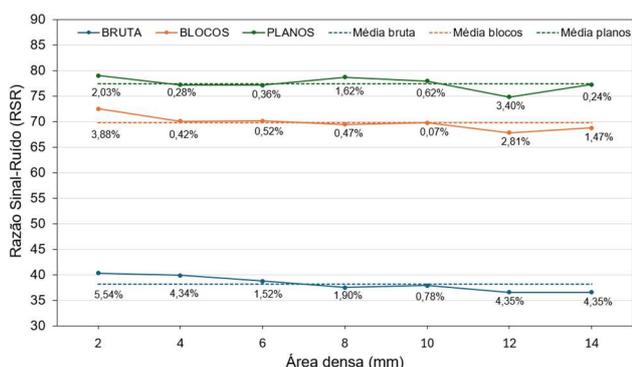


Figura 11. RSR da área densa para mama de 40 mm e seus respectivos desvios (%) em relação à média, utilizando a combinação Rh/Ag.

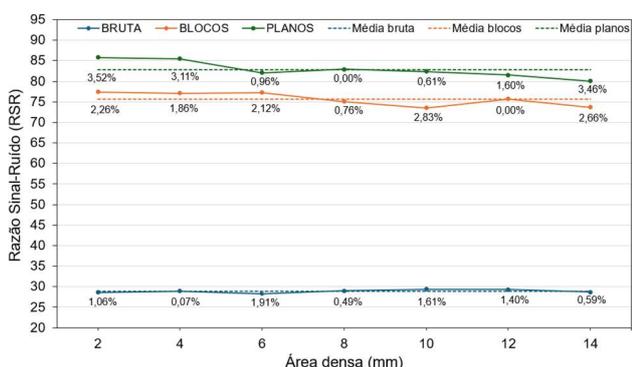


Figura 12. RSR da área densa para mama de 30 mm e seus respectivos desvios (%) em relação à média, utilizando a combinação Mo/Mo.

Pode-se observar que a RSR é maior para os dados processados, visto que são utilizados alguns métodos que aumentam o sinal e suavizam o ruído das imagens de projeção de baixa dose, através de algoritmos de reconstrução, melhorando a qualidade da imagem (15). A intensidade do sinal bruto está entre 10% e 32% do sinal processado e o ruído dos dados brutos entre 29% e 63% em relação ao dos dados processados para ambos os espectros. Como o equipamento possui espectros distintos, foi realizado o desvio em relação à média para os respectivos espectros. Observou-se também que com o aumento da espessura, a RSR apresentou um desvio em relação à média inferior a 6%, valor significativamente abaixo do limite de 20% para ambos os espectros (5), mostrando a capacidade do sistema em identificar áreas com maior densidade e compensar os parâmetros técnicos a fim de preservar a qualidade da imagem.

3.4. Qualidade da Imagem

Foi realizada uma avaliação semanal da qualidade da imagem segundo recomendação do fabricante (13), conforme pode ser visto nas Figuras 13 e 14. Os objetos visualizados nas imagens encontram-se iguais ou superior ao limite recomendado pelo fabricante de 4 fibras, 3 massas e 3 microcalcificações, tanto para os blocos como para os planos. O número de microcalcificações visualizadas sofreu pouca variação, oscilando entre 3,5 e 4 para ambos os volumes reconstruídos. Para as fibras e massas, objetos de baixo contraste, houve

flutuações entre 4 e 6, sendo melhor visualizadas nos planos. Essas oscilações podem estar associadas a subjetividade do teste, evidenciando a limitação inerente do método de avaliação qualitativa. Contudo, o sistema apresentou uma boa sensibilidade em registrar as fibras, grupos de microcalcificações e massas, ou seja, a qualidade da imagem não foi comprometida, apresentando um nível de ruído aceitável com doses glandulares média em torno de 1,35 mGy, dentro dos limites de referência, inferior a 2 mGy (7), para uma espessura de aproximadamente 40 mm.

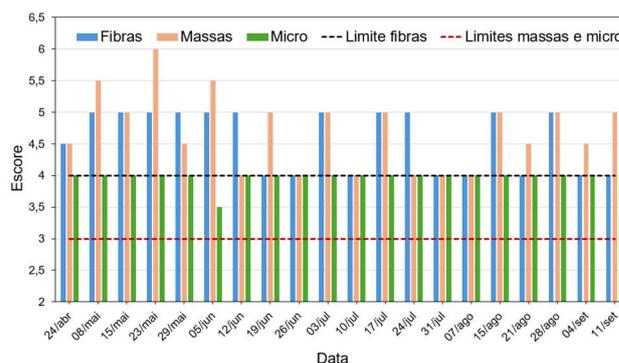


Figura 13. Quantidade de microcalcificações, massas e fibras do simulador ACR (42 mm) visualizadas nos planos

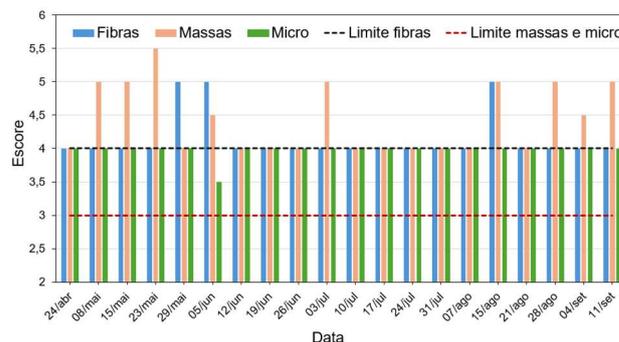


Figura 14. Quantidade de microcalcificações, massas e fibras do simulador ACR (42 mm) visualizadas nos blocos.

4. Conclusões

Os resultados obtidos demonstram concordância entre os testes quantitativos e qualitativos. Ainda são necessários mais estudos a fim de estabelecer limites de referência que indiquem o desempenho técnico aceitável para a TDM. No entanto, a partir dos testes realizados pode-se concluir previamente a respeito da uniformidade da imagem que embora o sistema sofra uma redução da RSR na região correspondente a parede torácica, encontra-se dentro dos limites estabelecidos. Entretanto, os resultados evidenciam uma variação na sensibilidade da resposta do detector, que podem comprometer a uniformidade da imagem em situações clínicas específicas. Dessa forma, se faz necessário estudos complementares a fim de verificar os impactos dessas variações em determinados cenários clínicos. Por outro lado, não foram constatados artefatos, linhas de grade ou pixels mortos que interferissem na rotina clínica.

A RCR é reduzida quando os volumes reconstruídos são gerados, podendo isto está

relacionado ao processamento do algoritmo de reconstrução, e apresenta um comportamento relativamente constante com o aumento da espessura, sendo superior para os planos. Como não existem limites de referência, apenas a partir da linha de base, se faz necessário um acompanhamento ao longo do tempo para observar esse comportamento e seus impactos na qualidade da imagem.

O sistema apresentou resultados satisfatórios nos testes de repetibilidade e DGM, com valores abaixo dos limites de referência.

A variação da RSR com o aumento da espessura apresentou um comportamento satisfatório, ficando abaixo do limite de 20%. Esse resultado demonstra a capacidade do equipamento em manter a RSR para mamas com diferentes áreas densas.

No teste de qualidade da imagem, utilizando o simulador ACR, o sistema apresentou um bom desempenho ao longo do período analisado, mantendo-se dentro dos limites estabelecidos pelo fabricante.

Dessa forma, os testes realizados neste estudo refletem a qualidade da imagem do sistema TDM e traçam uma linha de base afim de compreender seu funcionamento e auxiliar nas avaliações de variações ao longo do tempo. Além disso, os resultados obtidos podem servir como referência por outras instituições, favorecendo a comparação entre diferentes sistemas e fabricantes, ampliando o conhecimento técnico acerca dos sistemas de TDM, a fim de estabelecer limites mais adequados para esta modalidade.

Agradecimentos

Ao programa de Residência Multiprofissional do HU-SE, ao MS e MEC pela bolsa de residência, à Empresa Brasileira de Serviços Hospitalares (EBSERH) e ao Departamento de Física da Universidade Federal de Sergipe (DFI-UFS).

Referências

1. Instituto Nacional De Câncer José Alencar Gomes Da Silva. Estatística de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA, 2023. [acesso em 30 de novembro de 2023]. Disponível em: <https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/cancer/numeros>.
2. Conant, E. F. Clinical implementation of digital breast tomosynthesis. *Radiologic Clinics*. 2014; 52(3): 499-518.
3. da Silva Sobrinho, M. Tomossíntese Mamária: Tecnologia Complementar no Diagnóstico Precoce do Câncer de Mama. *Atas de Ciências da Saúde (ISSN 2448-3753)*. 2023; 11(6).
4. EFOMP. European Federation of Organisations for Medical Physic. Quality Control in Digital Breast Tomosynthesis. Version 02, 2024. Disponível em: <https://www.efomp.org/>.
5. EUREF. European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Service. Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis. Version 1.03, 2018. Disponível em: <https://euref.org/download/euref-tomosynthesis-protocol-version-1-03/>.
6. ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Instrução Normativa IN nº92. 2021. Disponível em: <https://cevs.rs.gov.br/upload/arquivos/202107/08070254-in92-2021mamografia.pdf>.
7. SEFM. Sociedad Española de Física Médica. Protocolo de Control de Calidad de Sistemas de Tomosíntesis de Mama. (ISBN: 978-84-944186-9-3). 2020.
8. NHSBSP. National Health Service Breast Screening Programme Equipment Report. Technical evaluation of GE Healthcare Senographe Pristina digital breast tomosynthesis

system. Public Health England, London. 2019. Disponível em: https://assets.publishing.service.gov.uk/media/60dda553d3bf7f7c31bc605f/GE_Pristina_Tomo.pdf.

9. Burch, A., Loader, R., Rowberry, B., Strudley, C., Whitwam, D. Routine Quality Control Tests for Breast Tomosynthesis (Physicists), (NHSBSP Equipment Report 1407). Public Health England, London. 2015. Disponível em: https://assets.publishing.service.gov.uk/media/5a80242bed915d74e622cb5e/Breast_screening_1407_Physics_Tomo_QC_Protocol_Final_291215.pdf.
10. NHSBSP. National Health Service Breast Screening Programme Equipment Report. Practical evaluation of GE Healthcare Senographe Pristina: digital breast tomosynthesis system. Public Health England, London. 2020. Disponível em: https://medphys.royalsurrey.nhs.uk/nccpm/files/other/Practical_evaluation_of_GE_Seno_Pristina_DBT-system.pdf.
11. Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt Jr., E. M., & Boone, J. M. The essential physics of medical imaging. 3ª ed, (ISBN 978-0-7817-8057-5); 2012. Lippincott Williams & Wilkins.
12. Neczypor, M. R., Real, J. V., & Doro, R. B. Avaliação da qualidade da imagem através da análise da relação sinal-ruído e contraste-ruído em um sistema de mamografia digital. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2021; 15, 622-622.
13. Senographe Pristina 3D, Manual de Controle de Qualidade. General Electric Company. Revisão 3. 2018. 5762783-8PT-BR. Disponível em: <https://www.gehealthcare.com.br/support/manuals>.
14. Senographe Pristina 3D, Manual do Operador. General Electric Company. Revisão 1. 2020; 5844387-8PT-BR. Disponível em: <https://www.gehealthcare.com.br/support/manuals>.
15. Scarparo, D. C., Salvadeo, D. H. P., Pedronette, D. C. G., Barufaldi, B., & Maidment, A. D. A. Evaluation of denoising digital breast tomosynthesis data in both projection and image domains and a study of noise model on digital breast tomosynthesis image domain. *Journal of Medical Imaging*. 2019; 6(3), 031410-031410.

Contato:

Bianca Franciele Santana dos Santos
Universidade Federal de Sergipe (UFS)
Avenida Marechal Rondon, Cidade Universitária,
Rosa Elze, São Cristóvão – Se. CEP:49100-000
biafranciele@academico.ufs.br