

OS DESAFIOS PARA A ESCOLHA DA INSTRUMENTAÇÃO NA ÁREA DE RADIOLOGIA



Renato Dimenstein

linha de 1 mm, com espaçamento de 1 mm, teremos uma distância de 2 mm, ou seja, 0,5 pares de linha/mm.

1. CARACTERÍSTICAS DAS IMAGENS

Para cada modalidade diagnóstica, existem simuladores específicos para a realização de testes de controle da qualidade. Esses objetos simuladores mimetizam os parâmetros de resolução, contraste e ruído. A escolha do simulador irá depender do tipo de aquisição de imagens, do sistema de detecção e do algoritmo de processamento.

Para a seleção do simulador de imagens, é necessário que as características das imagens sejam diferenciadas. Por exemplo, a habilidade de um sistema em distinguir dois objetos como elementos distintos é referida como resolução espacial. Esse parâmetro descreve o nível de detalhes que podemos visualizar na imagem. Para a simulação da resolução, utilizamos padrões com diferentes geometrias, tais como barras, estrelas, fendas ou pinhole (Figura 1). Por exemplo, a ferramenta de barras utiliza pares de linhas, com espaçamentos decrescentes. Quanto maior for o número de linhas visualizadas na imagem de simulação, maior será o valor da resolução espacial. Se conseguirmos diferenciar uma

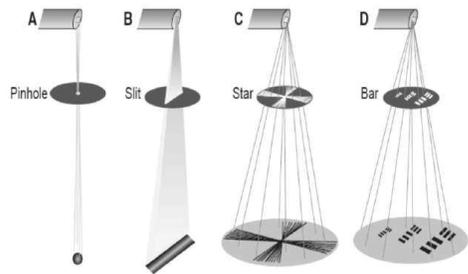


Figura 1 – Tipos de simuladores para avaliação da resolução espacial.

Fonte: Bushberg (2020).

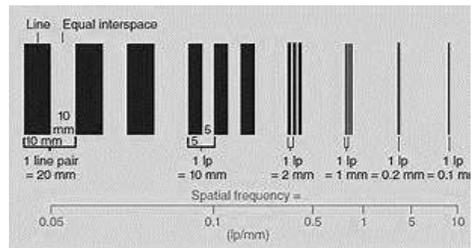


Figura 2 – Limite de resolução espacial em pares por linha/mm.

Fonte: Bushberg (2020).

A quantificação da resolução também pode determinada em função da dispersão do sinal, seja de um ponto (PSF), de uma borda (ESF) ou de uma linha (LSF). Nesses

casos, estima-se a amplitude do sinal em relação a sua posição e determina-se o valor da metade da amplitude do sinal em relação a sua meia largura (FWHM). Outra maneira de avaliação da qualidade é pela degradação da imagem em relação ao seu objeto, através da Função de Modulação de Transferência (MTF) e do uso da Transformada de Fourier. A amostragem do sinal é realizada em termos amplitude e ciclos/cm. O limite de resolução é determinado pela Frequência de Nyquist (Figura 3).

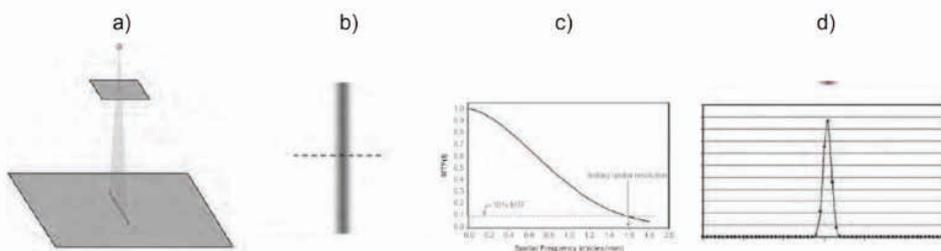


Figura 3 – (a) simulador de fenda, (b) projeção de dados, (c) FWHM e (d) MTF.

Fonte: Bushberg (2020).

O parâmetro de *contrast* corresponde à capacidade de um sistema de imagem de diferenciar os objetos de tamanhos distintos em relação a sua vizinhança. Uma imagem preta e branca, sem níveis intermediários de cinza, apresenta alto contraste. Entretanto, se na imagem estiverem predominando diferentes níveis de cinza, ela apresenta baixo contraste. As ferramentas de contraste são constituídas de pequenos objetos com densidades ligeiramente diferentes, de forma a ser possível visualizar uma escala com níveis de cinza. A detectibilidade em termos do contraste depende das características do sistema detector, do paciente, do algoritmo de processamento e da visualização no monitor de imagem.

As variações de detecção da imagem são referidas como *ruído*, o qual depende das características do paciente, da energia do feixe, da quantidade de fótons, dos protocolos de aquisição e do processamento do sinal. A predominância do ruído afeta a detectibilidade de lesões de baixo contraste. A quantificação do sinal que é corrompido pelo ruído é expressa através da razão sinal-ruído (SNR) e corresponde às diferenças entre os sinais médios do objeto e do plano de fundo, divididos pelo desvio padrão na ROI do plano de fundo. Outra forma de analisar a imagem é pela razão contraste-ruído (CNR), conforme a Figura 4.

$$CNR = \frac{ROI_{organ} - ROI_{background}}{\sqrt{\frac{1}{2} \times (SD_{organ}^2 + SD_{background}^2)}} \quad SNR = \sum_i (x_i - \bar{x}) \quad (1)$$

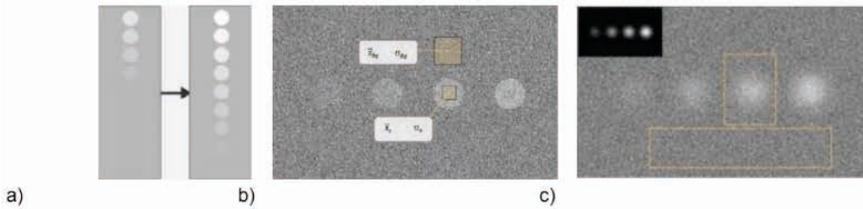


Figura 4 – (a) alto e baixo contraste, (b) CNR e (c) SNR. a

Fonte: Sprawls (1995).

2. SIMULADORES DE CONTROLE DA QUALIDADE

Para cada modalidade diagnóstica, são preconizados um tipo de simulador e uma metodologia de controle da qualidade. Os protocolos de avaliação estabelecem os parâmetros de testes, a periodicidades e os limites de tolerância. A escolha do simulador depende do método de aquisição de imagens, do tipo de receptor, da faixa de energia, do algoritmo de reconstrução e do processamento digital. A seleção do equipamento de teste também deve levar em conta a finalidade da avaliação, seja para fins regulatórios, de acreditação, ou validação de novas tecnologias.

Quando da escolha do simulador de teste de resolução espacial, deve-se levar em conta as características dos diferentes sistemas de imagens. A seleção da ferramenta de teste é limitada ao poder resolutivo do equipamento radiológico, seja pelo tamanho de ponto focal ou pelo pixel detector. Por exemplo, o limite de resolução espacial de uma imagem com raios X digital é de 0,17 mm. Portanto, o objeto simulador tem que ser compatível com a limitação da visualização de detalhes da imagem radiológica.

Em relação à determinação dos parâmetros de contraste e de ruído, avalia-se os valores em termos da razão contraste-ruído (CNR) e razão sinal-ruído (SNR). A escolha do simulador de qualidade deve ser baseada nas características do equipamento de imagem. A Figura 5 mostra um simulador padrão de resolução em termos de pares por linhas, uma ferramenta de detalhe, uma ferramenta de uniformidade e uma imagem de uma ferramenta contendo todos os parâmetros de testes.

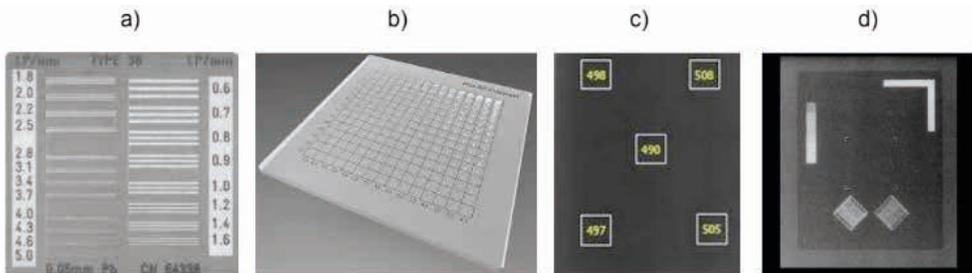


Figura 5 – (a) resolução, (b) detalhe, (c) ruído e (d) imagem de teste.

Fonte: Dimenstein (2021).

As avaliações dos equipamentos de fluoroscopia são aplicadas aos arcos cirúrgicos, telecomandados, de hemodinâmica e de radiologia intervencionista. A qualidade da imagem é obtida com o uso de simuladores de alto e baixo contraste. A determinação dos parâmetros de qualidade depende do modo de aquisição, seja em fluoro ou cine. Quando da realização de ensaios de qualidade, as imagens devem ser obtidas para diferentes parâmetros quanto a taxas de pulsos no modo contínuo e pulsado, tamanhos de campos e magnificação. Por exemplo, para as tecnologias de aquisição com intensificador de imagem (II) e FOV = 27 cm, a resolução é de 0,7 pares de linha/mm. No entanto, para detectores Flat Painel (FPD), a resolução é de 2,5 pl/mm. Na escolha do simulador de qualidade de imagem em fluoroscopia, deve-se considerar, que o limite de resolução espacial é de 0,125 mm.

Para a determinação do parâmetro de contraste de equipamentos com tecnologias com II, é possível ser utilizado simulador com placas espessas de alumínio contendo quatro furos. Entretanto, para os atuais equipamentos com sistemas de detecção do tipo FPD, o emprego das placas de alumínio apresenta limitações na determinação do parâmetro de contraste e sugerem-se simuladores dedicados na determinação dos parâmetros de CNR e SNR (Figura 6).

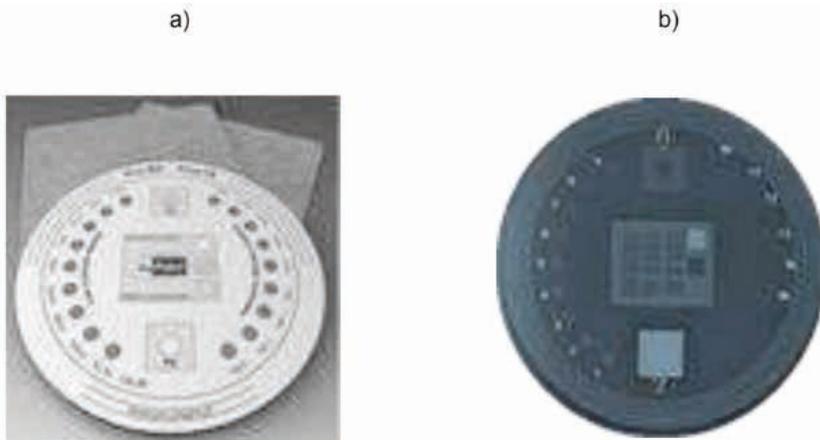


Figura 6 – (a) ferramentas de contraste e resolução e (b) imagem de teste em fluoroscopia.

Fonte: Dimenstein (2021).

Para a avaliação de equipamentos de mamografia, utiliza-se um simulador de controle da qualidade que mimetiza a atenuação de tecido com 4 cm de compressão. O simulador tem atenuação para a radiação característica equivalente a 50 % adiposo e 50 % glandular. Em seu interior, estão inseridas fibras de nylon, microcalcificações e discos de baixo contraste descritas na Figura 7.

Para sistemas digitais de campo total, sugere-se que o simulador tenha uma área de cobertura equivalente ao receptor de imagens. A resolução varia de 0,05 a 0,1 mm, dependendo do tipo de detector e do ponto focal. A quantificação é feita em termos de pares de linha por mm, sendo o limite de visualização de 10 a 20 pares linhas/mm. Outros simuladores requeridos são utilizados para avaliar o desempenho do controle de exposição automático, com placas de PMMA de diferentes espessuras.

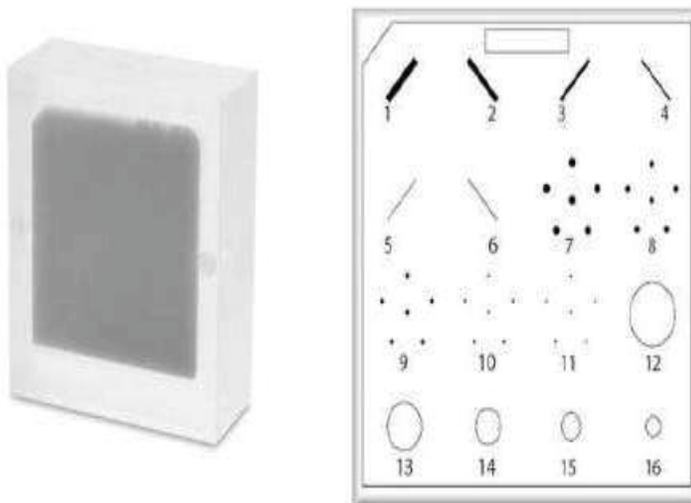


Figura 7 – Simulador de mamografia.

Fonte: Sprawls(1995).

Para avaliação dos equipamentos de tomografia é preconizada a avaliação dos parâmetros de contraste, ruído, resolução, alinhamento do laser, isocentro e movimentação da mesa. A resolução espacial deste método diagnóstico é limitada a 0,3 mm, o que corresponde à metade do valor do pixel do detector. A escolha do simulador de tomografia depende da finalidade da avaliação. Por exemplo, para os programas de acreditação do tipo ACR, é necessário o uso de um simulador comercializado pela empresa Sun Nuclear/ Gammex. Porém, para a realização dos testes de aceitação de novos equipamentos e de constância, recomenda-se a utilização dos simuladores Catphan, Gammex ou AAPM.

Para a realização de testes semanais quanto ao valor de HU de água, ar e uniformidade do ruído, utiliza-se o simulador do próprio equipamento de tomografia. Para a acurácia dos resultados, sugere-se substituir o líquido do interior do simulador a cada ano.

Um comentário importante é que estes simuladores disponibilizados junto ao equipamento fabricante não são indicados para a realização de testes anuais de constância, aceitação ou acreditação, em função de sua limitadíssima característica de

simulação, o que resulta em erros grosseiros de quantificação da qualidade da imagem em tomografia computadorizada.

O avanço tecnológico em tomografia requer simuladores na validação de novas tecnologias, tais como de contagem de fótons, espectral, reconstrução de iterativa, modulação de corrente e densidade eletrônica (Figura 8).

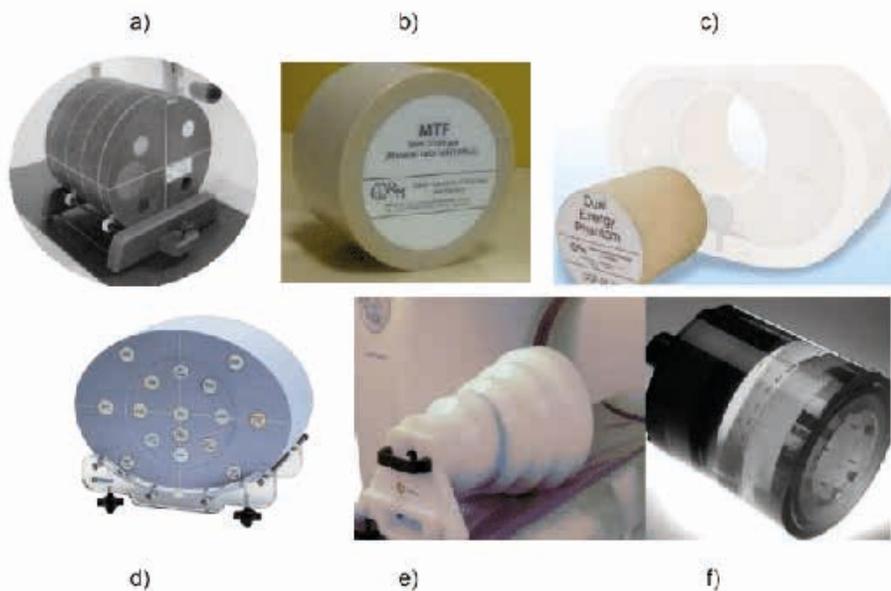


Figura 8 – (a) simulador Gammex ACR, (b) reconstrução QRM, (c) dupla energia QRM, (d) densidade eletrônica Sun, (e) modulação de corrente Sun e (f) Cathphan.

Fonte: Dimenstein (2021).

Os simuladores de ultrassom mimetizam as características de atenuação dos tecidos. Estes utilizam materiais como Zerdine ou Uretano, os quais apresentam velocidade de propagação e atenuação de: 1540 m/s e 05 dB/MHz, e 1450 ms/s e 0,7 dB/MHz, respectivamente (Figura 9). A borracha de Uretano é mais durável do que o gel de Zerdine, porém a borracha sofre mais com as variações de temperatura.

Os parâmetros de avaliação de equipamentos de US são realizados em termos da uniformidade, da zona morta, da profundidade, da precisão, da resolução, da visualização de objetos, da sensibilidade e do contraste. A partir da avaliação desses parâmetros, é possível a identificação da degradação das sondas, a comparação de desempenho entre diferentes fabricantes e a certificação de acreditação (*American College of Radiology* e Programa de Acreditação em Diagnóstico por Imagens).

Quanto à escolha do simulador de US, deve-se selecionar um equipamento que permita a visualização de imagens compatíveis com a frequência do transdutor e a geometria da sonda. A aquisição de simuladores de “segunda mão” é tentadora, no entanto o “barato sai caro”, pois a qualidade do teste fica comprometida.

Para o assentamento do desempenho do modo *Doppler*, é necessário um simulador de imagens acoplado a uma bomba de fluxo. No interior do simulador, existe um vaso de comprimento conhecido por onde um fluido será bombeado. As propriedades de atenuação do fluido são similares às do sangue humano. As aquisições e quantificações de imagens podem ser realizadas no modo contínuo ou pulsado.

Os parâmetros de desempenho do modo Doppler são quanto à velocidade, à profundidade, à precisão direcional, ao sentido de propagação e à coincidência do modo Doppler com o modo B. A quantificação da imagem utiliza o traçado espectral e pode identificar falhas em elementos do transdutor ilustrado na Figura 10.

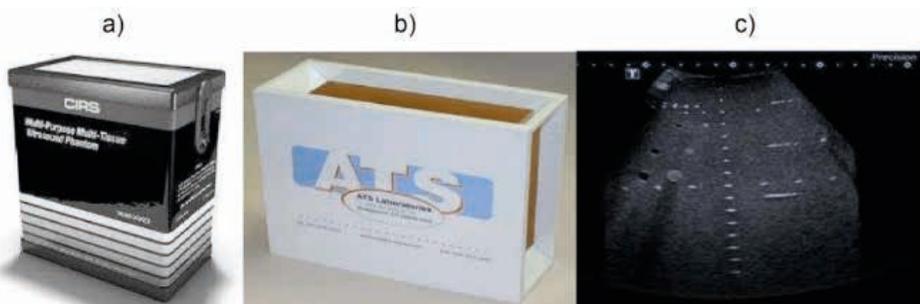


Figura 9 – (a) simulador de Zerdine, (b) simulador de Uretano (c) imagem de simulação de US.

Fonte: Dimenstein (2021).





Figura 10 - (a) Simulador Doppler Uretano Modo B/Doppler sUN, (b) simulador Doppler Zerdine, (c) simulador Doppler Zerdine CIRS, (d) bomba de fluxo, (e) teste de qualidade modo pulsado, (f) teste de qualidade modo contínuo.

Fonte: Dimenstein (2021).

Existem outras possibilidades de simuladores de US e Doppler para fins não regulatórios, como elastografia, biópsia, dentro outros, conforme ilustrado na Figura 11. A aquisição de simuladores usados não é recomendada, em função da perda da capacidade de visualização das estruturas mais profundas.



Figura 11 – (a) simulador Elastografia CIRS e (b) imagem de teste.

Fonte : Dimenstein (2021).

Para a avaliação dos equipamentos de ressonância magnética, devem ser determinados os parâmetros de homogeneidade, a distorção geométrica, o fantasma, a espessura de corte, a razão sinal-ruído, a uniformidade, a resolução espacial de alto contraste e a detectibilidade de baixo contraste, conforme ilustrado na Figura 12. Uma sugestão é a utilização do protocolo de qualidade ACR, conforme a aquisição de sequências de pulso ponderadas em T1 e T2. Os simuladores de qualidade em RM apresentam geometrias esféricas ou cilíndricas. Internamente são preenchidos com água e substâncias paramagnéticas mimetizando T1 e T2.

Para a realização dos testes semanais quanto à frequência central e à análise de artefatos em imagens clínicas, recomenda-se o uso do simulador do próprio equipamento de RM. Os fabricantes de equipamentos de ressonância magnética apenas disponibilizam

os simuladores para testes semanais de qualidade. Portanto, o físico especialista deve selecionar um simulador adequado para a aquisição das sequências de pulso, bem como treinar os operadores para a execução dos testes semanais.

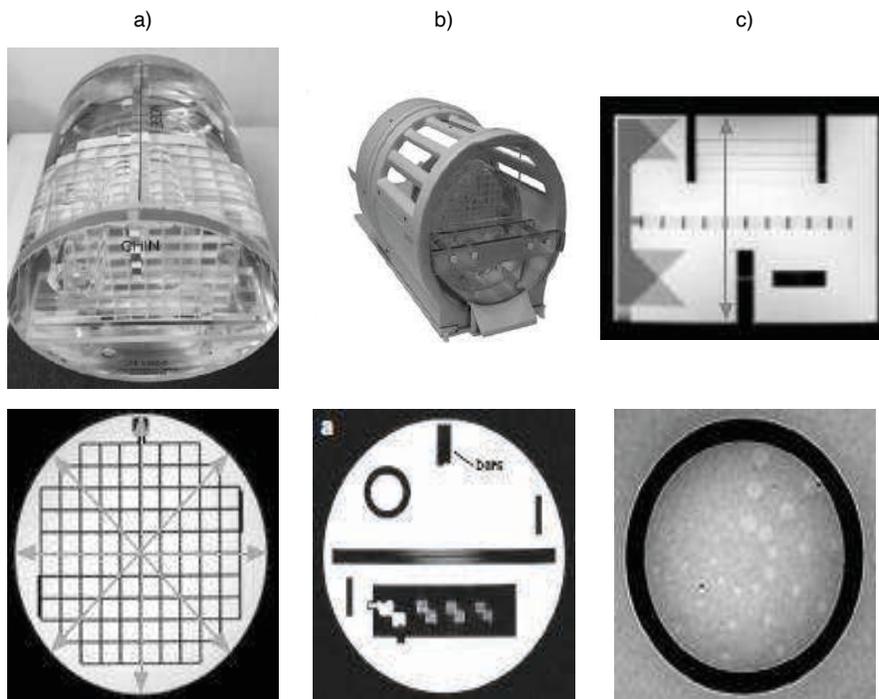


Figura 12 – (a) Phantom ACR, (b) bobina de teste, (c) scan localizador, (d) distorção, (e) resolução/espessura e (f) contraste.

Fonte: ACR (2011).

3. DETECTORES DE RADIAÇÃO

Além da qualidade da imagem, também é necessário aferir os parâmetros da tensão de operação, do tempo de exposição, do rendimento, do tubo, da taxa de kerma e da filtração dos equipamentos radiológicos. Para cada modalidade, existe uma metodologia apropriada de avaliação, bem como um sistema de detecção. O desempenho do equipamento é realizado em termos de reprodutibilidade, exatidão e linearidade, para geradores, tubos de raios X e controles automáticos de exposição.

d) e) f)

Os instrumentos de aferição são constituídos por dispositivos eletrônicos, via de regra, de múltiplos usos e que permitem avaliar separadamente os equipamentos de raios X, fluoroscopia, mamografia e tomografia. Para cada faixa de energia, existem sensores

acoplados aos medidores não invasivos. Os sistemas de aferição são constituídos por detectores de estado sólido ou câmaras de ionização (Figura 13).

Para a tomografia, as medições de dose podem ser realizadas com um detector com uma câmara de ionização de 100 mm ou com um fotodiodo associado a um eletrômetro. A estimativa de dose é realizada com o detector na forma “lápis” inserido no interior de um simulador cilíndrico de PMMA, com diâmetro de 16 cm (crânio) ou 32 cm (corpo). Para as novas tecnologias de tomografia com feixes largos, os simuladores devem apresentar maiores dimensões, em função do espalhamento da radiação.

Antes da aquisição do medidor não invasivo, verifique quais as curvas de calibração estão disponíveis em função do espectro de energia. Por exemplo, os medidores de testes de qualidade em mamografia devem possuir calibrações para as diferentes combinações alvo e filtros (Mo/Rh/Ag). Alguns fabricantes de equipamentos de controle da qualidade possibilitam a atualização de diferentes combinações via software, não sendo requerido, portanto, o envio do equipamento de controle da qualidade para a recalibração. O critério de escolha do instrumental de teste irá depender das características do sensor em termos respostas quanto à taxa de dose, à acuracidade e à dependência energética. Outros fatores que devem ser considerados na seleção do instrumental são: a capacidade de acoplamento de outras sondas de detecção, a exportação dos dados de leituras para planilhas, a possibilidade de uso de *wireless* e a calibração das sondas pelos laboratórios de metrologias.



Figura 13 – (a) detector RTI, (b) fluke, (c) radical e (d) câmara de Ionização.

Fonte: Dimenstein (2021).

Quando for escolher um detector de radiação, verifique a capacidade de acoplamento de outras sondas de detecção. Isso pode ser útil para demandas futuras, tais como medições em equipamentos panorâmicos, avaliação de feixes cônicos e medições de dose para largos feixes tomográficos. Antes da compra de sensores, é importante verificar a possibilidade da calibração das sondas pelos laboratórios de metrologias, os quais devem possuir padrões de referência para a aferição.

A importação dos equipamentos detectores utilizados em proteção radiológica e em controle da qualidade tem alíquotas de taxas de importação, o que impacta no preço do equipamento. Além disso, a maioria dos fabricantes somente efetiva a compra via representante comercial, o que dobra o preço da compra dos equipamentos de controle da qualidade. Trazer os sensores com bagagem pessoal pode ser um problema, seja devido à ausência de guias de importação, o que dificulta o retorno ao fabricante em caso de reparos e calibrações, seja devido à contratação de seguros e remessas ou ao terrestre dos equipamentos.

Em resumo, o desafio na escolha dos equipamentos de controle da qualidade e dos detectores de radiação está relacionado à grande diversidade dos métodos de diagnóstico por imagens. Isso requer que os físicos especialistas em diagnóstico por imagens saibam identificar os fatores que afetam a qualidade de cada modalidade e tenham a habilidade de operar os equipamentos diagnósticos. Para tanto, a formação do especialista em física médica em diagnóstico é essencial, e neste cenário os programas de residência são o caminho mais seguro para a entrada pela “porta da frente” da área do diagnóstico por imagens.

4. KEY POINTS

1. Resolução; capacidade do sistema de imagem de separar dois pontos como entidades distintas;
2. Contraste; refere-se à distinção de dois pontos com níveis similares de atenuação, e visualizados dentro de uma estrutura ou órgão;
3. Ruído; corresponde à dispersão do sinal no sistema receptor de imagem;
4. Pixel; elemento de pintura relacionado ao poder resolutivo do detector e do monitor;
5. Função de Modulação de Transferência (MTF); representa a degradação do objeto em relação à representação da imagem;
6. Razão Contraste-Ruído (CNR); indica a degradação da diferenciação em separar dois objetos com similares atenuações;
7. Razão Sinal-Ruído (SNR); indica a degradação da detecção do sinal em decorrência da dispersão na detecção;
8. Full Width Half Maximum (FWHM); medição da resolução do sinal em relação a sua meia altura e meia largura;

9. Line Spread Function (LSF); corresponde à função matemática da dispersão de uma linha;
10. Point Spread Function (PDF); corresponde à função matemática da dispersão de um ponto;
11. Line Spread Function (BSF); corresponde à função matemática da dispersão de uma borda.

REFERÊNCIAS

ACR. *American College of Radiology Quality Control in CT*. 2011. ACR. *American College of Radiology Safe MR Practices*. 2007.

BUSHBERG, J. T. *The Essential Physics of Medical Imaging*. - 3. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2020

BUSHONG, S. C. *Radiologic Science for technologists*. Amsterdam: Elsevier, 2013

DIMENSTEIN, R. Como escolher os simuladores de controle da qualidade. Anais da Jornada Paulista de Radiologia, 2021.

HUDA, W. *Review of Radiology Physics*. 3. ed. Philadelphia: Willians & Wilkins, 2016.

SPRAWLS, P. *Physical Principles of Medical Imaging Medical*. Madison: Physics Publishing, 1995.