

Aplicação de um protocolo de controle de qualidade em um sistema de radiografia digital

Application of a quality control protocol in a digital radiography system

Janine H. Dias^{1,2}, Alexandre Bacelar^{1,2}, Alexandre S. Capaverde^{1,2}.

¹Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Porto Alegre, Brasil

²Serviço de Física Médica e Radioproteção, HCPA, Porto Alegre, Brasil

Resumo

O controle de qualidade dos receptores de imagens radiográficas é fundamental para a garantia da qualidade do exame. Nos sistemas digitais, os parâmetros de avaliação e procedimentos de controle de qualidade ainda não estão bem definidos em âmbito nacional. Neste trabalho foi aplicado o “*Protocolo Espanhol de Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico*” na avaliação de detectores de radiologia digital. Foram realizados testes de ruído de fundo do detector, permanência da imagem anterior, uniformidade da imagem e razão sinal-ruído, função resposta do detector, verificação do indicador de dose, ruído, resolução espacial, limiar de sensibilidade de detalhe-contraste e verificação dos elementos defeituosos do detector. Os testes de desempenho foram aplicados periodicamente em cada detector analisado. Em geral, os resultados obtidos indicaram desempenho satisfatório dos detectores analisados e ainda foi possível estabelecer valores de referência para avaliações ao longo do tempo. O *Protocolo Espanhol* mostrou-se uma boa referência para a elaboração de um padrão nacional de avaliação destes equipamentos.

Palavras-chave: radiologia digital; detectores; controle de qualidade.

Abstract

The quality control of radiographic imaging receivers is fundamental to guarantee the quality of the examination. In digital systems, the parameters for evaluation and quality control procedures are still not well defined nationally. In this work, it was applied the “Spanish Protocol for Quality Control in Diagnostic Radiology” for the evaluation of digital radiology detectors. Tests of dark noise, previous image permanence, image uniformity and signal-to-noise ratio, detector response function, dose indicator test, noise, spatial resolution, contrast-detail sensitivity and verification of defective elements of the detector were performed. The performance tests were applied periodically in each detector analyzed. In general, the results indicated a satisfactory performance of the detectors and it was possible to establish reference values to evaluate them over time. The Spanish Protocol was a good reference for the elaboration of a national standard of evaluation of these equipments.

Keywords: digital radiology; detectors; quality control.

1. Introdução

A tecnologia digital que vem substituindo os sistemas radiográficos tela-filme traz desafios no que diz respeito ao controle de qualidade. No Brasil, ainda não há padronização dos procedimentos de avaliação de desempenho desses equipamentos e respectivos limites de aceitação.

Os detectores de radiologia digital DR (do inglês, *digital radiology*) convertem a energia proveniente de uma fonte de raios X em cargas elétricas através de um processo direto ou indireto. As cargas elétricas são armazenadas, digitalizadas e quantificadas em uma escala de cinza que representa a quantidade de energia da radiação X depositada em cada *locus* de digitalização¹.

Para o médico radiologista, as imagens radiológicas, tanto em sistemas tela-filme quanto digitais, devem ter qualidade suficiente para permitir que sejam obtidas informações de diagnóstico confiáveis. Os receptores de imagens radiográficas também são responsáveis pela qualidade dessas

informações. Por isso, é importante avaliar seu desempenho ao longo do tempo de uso, de modo a se certificar que o detector se mantém dentro de um padrão de qualidade, garantindo a segurança na avaliação dos resultados pelo médico radiologista e evitando prejuízos aos pacientes.

Este trabalho se propõe a explorar a aplicação de um protocolo internacional para a avaliação de desempenho de detectores DR. O protocolo aplicado para essa avaliação foi o *Protocolo Espanhol de Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico*². Este trabalho apresenta, além da aplicação dos testes de controle de qualidade recomendados *Protocolo Espanhol*², o acompanhamento do desempenho de detectores DR ao longo do tempo.

2. Materiais e Métodos

Foram avaliados 6 detectores DR do fabricante *Carestream Health*, modelo DRX-1. Estes detectores são indiretos e utilizam Oxissulfureto de

Gadólíneo (GOS) como cristal de cintilação³; possuem dimensões 35 cm x 43 cm e tamanho de pixel de 0,139 mm.

Foram aplicados testes conforme metodologia e critérios de aceitação descritos no *Protocolo Espanhol*². Os testes descritos a seguir possuem periodicidade anual recomendada pelo *Protocolo Espanhol*², no entanto, para este trabalho, os testes foram aplicados em dezembro/2016, março/2017 e junho/2017 em cada detector, totalizando três avaliações por detector, para o acompanhamento do desempenho dos detectores ao longo do tempo. O desempenho dos equipamentos de raios X utilizados para avaliação dos detectores foi previamente analisado através de testes de controle de qualidade apropriados e apresentaram resultados em conformidade com o programa de garantia da qualidade da instituição ao qual pertencem, sendo este baseado no guia de Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança/ANVISA⁴, atendendo aos critérios da Portaria 453 do Ministério da Saúde⁵.

As imagens foram obtidas sem filtros de pós-processamento e analisadas com o *software ImageJ* (versão 1.50 i)⁶; as medidas de kerma no ar foram realizadas com uma câmara de ionização modelo 10X6-60 do fabricante *Radcal*, devidamente calibrada em laboratório credenciado por órgão competente.

2.1. Ruído de fundo do detector²

Avalia o ruído inerente do sistema. É realizada uma exposição à baixa dose (40 kV e 0,5 mAs) com os colimadores fechados e o detector afastado da fonte de raios X (ex.: atrás do biombo). Registra-se o índice de exposição (IE) dado pelo sistema e se mede o valor médio do pixel (VMP) em uma ROI (do inglês, *region of interest*) no centro da imagem. Em controles posteriores, o VMP não deve variar mais que 50% do valor de referência.

2.2. Permanência da imagem anterior²

Detectores digitais podem apresentar artefatos de imagem devido à alteração na sensibilidade ou ganho do detector devido às exposições anteriores aos raios X⁷. Para avaliar a presença desse artefato, além da inspeção visual, é realizada uma exposição à baixa dose com uma lâmina de chumbo sobre uma região do detector. A seguir, remove-se a lâmina e adquire-se nova imagem com o detector afastado da fonte de raios X (ex.: atrás do biombo). A Figura 1 mostra um exemplo das imagens obtidas para essa avaliação. Mede-se o VMP na segunda imagem em duas ROIs, uma localizada onde estava o chumbo anteriormente (ROI 1) e outra fora desta região (ROI 2), conforme a Figura 1. A diferença do VMP das regiões ($VMP_{ROI1} - VMP_{ROI2}$) deve ser inferior a 5% do valor do ruído de fundo (seção 2.1).



Figura 1. Imagem com a placa de chumbo sobre o detector (esq.) e após a retirada da placa (dir.) com as ROIs.

2.3. Uniformidade da imagem e razão sinal-ruído²

É importante que um sistema de imagens radiográficas apresente uniformidade, isto é, sensibilidade constante em toda a área da imagem⁸. Para essa avaliação, realiza-se uma exposição com 6 cm de acrílico na saída do colimador. Na imagem gerada, mede-se o VMP e o desvio padrão do pixel (DP) em cinco ROIs localizadas no centro da imagem e no centro dos quatro quadrantes (Figura 2). Calcula-se o desvio do VMP de cada ROI em relação à média total dos VMP das 5 ROIs. A razão sinal-ruído (RSR) é calculada em cada ROI dividindo o VMP pelo DP. Faz-se uma média total das RSR e se calcula um desvio da RSR de cada ROI em relação à média total. Os critérios de aceitação são um desvio máximo de 10% para VMP e de 20% para RSR.

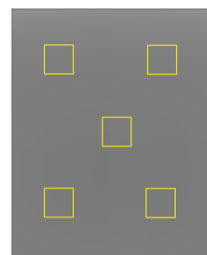


Figura 2. Imagem para o teste de uniformidade e RSR. Em amarelo, a posição das ROIs para as medidas.

2.4. Função resposta do detector²

Para esse teste, realizam-se exposições no detector mantendo a tensão (kVp) constante e variando a corrente elétrica no tempo (mAs). Para cada valor de mAs selecionado, foi gerada uma imagem e também foi medido o kerma no ar com a câmara de ionização (Figura 3) posicionada a uma determinada distância do detector DR. As medidas do kerma foram corrigidas pela regra do quadrado da distância para determinar o kerma na superfície do detector (kerma no ar corrigido, K). A tensão e distância foco-detector foram mantidas a 81 kV e 182 cm, respectivamente, conforme a configuração de calibração do fabricante dos detectores DR, já os valores de mAs foram definidos de modo que fossem produzidos valores de kerma no ar na entrada do detector entre 1 e 50 μGy , conforme recomendação do *Protocolo Espanhol*². Foi utilizada filtração adicional de 0,5 mm Cu + 1,0 mm Al.

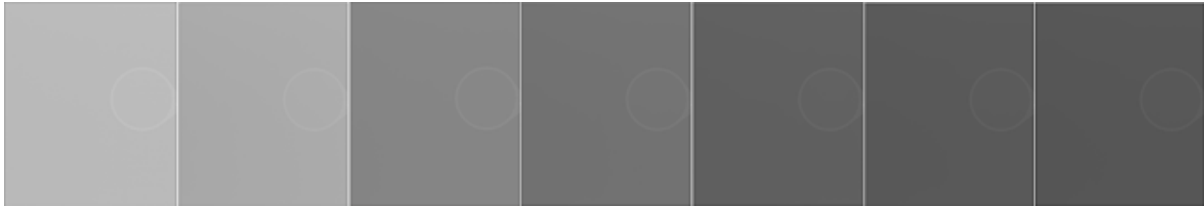


Figura 3. Imagens adquiridas com diferentes mAs para os testes de função resposta e verificação do indicador de dose. À direita das imagens pode ser visualizada a câmara de ionização.

Em cada imagem obtida foi medido o VMP em uma ROI central. Nos detectores analisados, a relação entre a exposição e o VMP é logarítmica⁹. Conforme o *Protocolo Espanhol*⁹, a resposta do detector pode ser representada pelo ajuste de regressão linear entre o VMP e o logaritmo do kerma no ar corrigido, a partir do qual é obtido o coeficiente de determinação R². O critério de aceitação é R² > 0,95.

2.5. Verificação do indicador de dose²

Em cada exposição realizada no teste de função resposta do detector (Figura 3) foi calculado o valor do kerma no ar corrigido (*K*) a partir da medida com a câmara de ionização e registrado o respectivo IE indicado pelo sistema DRX-1. Para validar o indicador de dose, o valor do kerma no ar foi calculado a partir da expressão (1)⁹ do valor do pixel (*P*), específica para sistemas DR *Carestream* (*Kodak*):

$$P = 1000 \cdot \log_{10} \left(\frac{K}{K_0} \right) + 1059 \quad (1)$$

onde *K*₀ é 1,0 µGy. Para o sistema *Carestream*, o IE de cada imagem é o VMP de uma ROI da imagem não processada⁹ (sem filtros de pós-processamento). Sendo assim, substitui-se o valor do pixel (*P*) na expressão (1) pelo valor do IE dado pelo equipamento e resolve-se a equação para calcular o valor do kerma correspondente (*K*). O valor do kerma calculado é comparado com o valor do kerma corrigido para cada exposição. O resultado deve coincidir dentro de ± 20 %.

2.6. Ruído²

O ruído da imagem pode ser proveniente de fatores como o ruído intrínseco da eletrônica do detector e também devido à natureza randomizada de produção de raios X, o ruído quântico¹⁰. Para esse teste são utilizados os valores de VMP, DP e kerma no ar corrigido (*K*) obtidos no teste de função resposta do detector (seção 2.4). Em sistemas que não apresentam dependência linear com a dose, como é o caso dos detectores avaliados, é necessário calcular valores de VMP e DP linearizados (VMPL e DPL) para avaliação do ruído², conforme as equações (2) e (3). É gerado um gráfico de DPL (desvio padrão linearizado) versus kerma no ar corrigido, no qual é ajustada uma curva do tipo DPL = c.(kerma)^d. Os critérios de aceitação

são coeficiente *d* ≈ 0,5 e coeficiente de determinação R² > 0,9.

$$VMPL = 10^{\left(\frac{VMP-b}{a} \right)}, \quad (2)$$

$$DPL = \frac{DP}{a} VMPL \quad (3)$$

onde *a* é o coeficiente angular da reta obtida pelo ajuste de regressão linear entre o VMP e log(*K*) no teste descrito na seção 2.4 e *b* é o coeficiente linear dessa mesma reta.

O coeficiente *d* deve ser aproximadamente 0,5 para demonstrar que o ruído quântico é a maior componente do ruído (o ruído se comporta de acordo com a distribuição de Poisson¹¹). A presença de outras fontes de ruído faz com que o coeficiente *d* desvie do valor de 0,5.

2.7. Limiar de sensibilidade de detalhe-contraste²

Avalia a qualidade da imagem e a capacidade do sistema de reproduzir estruturas de baixo contraste. Foi utilizado o simulador de acrílico CDRAD *Artinis*¹² que consiste em uma placa de acrílico de 1 cm de espessura, contendo 225 quadrados arranjados em 15 linhas e 15 colunas. Os quadrados contêm objetos de baixo contraste, cujos diâmetros e profundidades variam de 0,3 a 8,0 mm. A imagem obtida com o CDRAD (Figura 4) foi analisada pelo *software* CDRAD *Analysers Artinis* (versão 2.1)¹². O *software* calcula um parâmetro denominado *Figura de Qualidade de Imagem Invertida* (*IQF_{inv}*), de acordo com a equação (4):

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} C_i \cdot D_{i,th}} \quad (4)$$

onde *D_{i,th}* denota o menor diâmetro identificado na coluna de contraste *C_i*. Quanto maior o valor do *IQF_{inv}* melhor a qualidade da imagem. Além de calcular esse parâmetro, o *software* também ajusta uma curva de detalhe de contraste, que pode ser comparada ao longo do tempo de uso do detector. Esse teste não possui limite de aceitação. O resultado obtido serve como referência para controles posteriores.

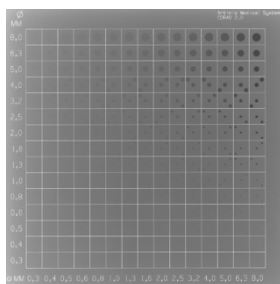


Figura 4. Imagem obtida com o objeto de teste CDRAD. O objeto possui diversas estruturas de baixo contraste com diferentes diâmetros e profundidades.

2.8. Resolução espacial²

Foram obtidas imagens utilizando um padrão de barras posicionado no centro do detector e no centro dos quatro quadrantes. A análise das imagens foi realizada por inspeção visual. A resolução espacial do detector é limitada pelo tamanho do pixel. Conforme o *Teorema de Nyquist*², a máxima resolução espacial alcançável nos detectores analisados seria de $3,597 \text{ mm}^{-1}$. A resolução observada deve ser superior a 80% da frequência de Nyquist.

2.9. Verificação dos elementos defeituosos do detector²

Os detectores podem conter regiões de elementos de detecção defeituosos que podem ser compensadas atribuindo ao valor do pixel defeituoso a média ou mediana do sinal de pixels adjacentes¹⁰. Para avaliar a conformidade da correção dos pixels defeituosos, realiza-se uma exposição cobrindo toda a área do detector com uma dose de aproximadamente $10 \mu\text{Gy}$ na superfície. A imagem obtida foi analisada com o *plugin COQ*¹³ do *software ImageJ*, que define ROIs de $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ na imagem e contabiliza o número de pixels na região cujos valores desviam mais de 20% do VMP da ROI

(considerados elementos defeituosos). Não há critérios de aceitação para esse teste.

3. Resultados

Na Tabela 1 estão apresentados os resultados obtidos em cada avaliação nos testes de ruído de fundo (seção 2.1); permanência da imagem anterior, representado pela diferença percentual do VMP das duas ROIs ($\text{VMP}_{\text{ROI1}} - \text{VMP}_{\text{ROI2}}$) em relação ao VMP do teste de ruído de fundo do detector, conforme descrito na seção 2.2; uniformidade da imagem e razão sinal-ruído (seção 2.3). A uniformidade está representada pelo maior desvio do VMP de uma das ROIs em relação à média total dos VMP das 5 ROIs da imagem do teste de uniformidade, conforme descrito na seção 2.3. A mesma representação foi adotada para a RSR.

Na Tabela 2 estão apresentados os resultados dos testes de função resposta do detector (seção 2.4); verificação do indicador de dose, representado pela maior variação obtida, dentre todas as exposições, entre o valor do kerma medido e o calculado (seção 2.5); ruído, representado pelo coeficiente d e R^2 , conforme descrito na seção 2.6; limiar de sensibilidade de detalhe-contraste, representado pelo índice IQF_{inv} (seção 2.7).

As Figuras 5 e 6 apresentam, respectivamente, os ajustes de regressão linear do teste de função resposta (seção 2.4) e de potência do teste de ruído (seção 2.6), ambos para o Detector 1. A partir destes ajustes foram obtidos os coeficientes apresentados na Tabela 2 para cada detector. Cada ajuste de regressão nas Figuras 5 e 6 corresponde a uma avaliação realizada em cada período.

Em todos os detectores, a menor resolução espacial observada foi de $2,58 \text{ pl/mm}$ (seção 2.8). Apenas um detector apresentou elementos defeituosos (seção 2.9) em uma das avaliações, que foram corrigidos após a execução da calibração recomendada pelo fabricante.

Tabela 1. Resultado dos testes de ruído de fundo, imagem anterior, uniformidade e RSR executados em cada detector.

| Detector | Período | Ruído de fundo | | Imagem anterior | Uniformidade | Razão Sinal-Ruído |
|----------|----------|----------------|-----|--------------------------|--|--|
| | | VMP | IE | Diferença percentual VMP | Maior desvio do VMP em relação à média | Maior desvio da RSR em relação à média |
| 1 | Dezembro | 305,043 | 302 | 0,30% | 3% | -61% |
| | Março | 301,500 | 302 | 4,77% | 3% | 68% |
| | Junho | 286,433 | 303 | 3,26% | 4% | -67% |
| 2 | Dezembro | 302,576 | 301 | 0,38% | 2% | -74% |
| | Março | 313,388 | 314 | 4,30% | 3% | -91% |
| | Junho | 331,442 | 321 | 2,79% | 3% | -77% |
| 3 | Dezembro | 323,285 | 317 | 4,30% | 3% | 69% |
| | Março | 306,149 | 304 | 3,61% | 4% | 66% |
| | Junho | 321,892 | 317 | 4,71% | 3% | -69% |
| 4 | Dezembro | 295,818 | 298 | 0,70% | 3% | 69% |
| | Março | 297,482 | 292 | 0,34% | 7% | 47% |
| | Junho | 294,102 | 295 | 2,16% | 2% | -69% |

| | | | | | | | |
|-----------------------------|----------|--|-----|-----------|--------------|----------------|----------------|
| 5 | Dezembro | 292,024 | 291 | 1,27% | 3% | 66% | |
| | Março | 312,860 | 310 | 4,14% | 3% | 63% | |
| | Junho | 296,637 | 292 | 4,18% | 3% | 76% | |
| 6 | Dezembro | 300,645 | 305 | 2,89% | 3% | -63% | |
| | Março | 311,142 | 302 | 3,07% | 3% | 59% | |
| | Junho | 318,453 | 314 | 4,34% | 2% | 55% | |
| Limite de aceitação: | | 50% do valor de referência a ser definido | | NA | 5,00% | ≤ ± 10% | ≤ ± 20% |

NA: Não Aplicável.

Tabela 2. Resultados dos testes de função resposta, verificação do indicador de dose, ruído e limiar de sensibilidade de detalhe-contraste de cada detector.

| Detector | Período | Função resposta | Verificação do indicador de dose | Ruído | | Limiar de sensibilidade de detalhe-contraste |
|-----------------------------|----------|--------------------------------|----------------------------------|----------------|-------------------------------|--|
| | | R ² | Maior Variação | Coef. d | R ² | IQFInv |
| 1 | Dezembro | 0,9999 | 7,63% | 0,6301 | 0,9830 | 8,50 |
| | Março | 0,9998 | 6,92% | 0,5809 | 0,9792 | 8,71 |
| | Junho | 1 | 3,79% | 0,6067 | 0,9801 | 8,37 |
| 2 | Dezembro | 0,9998 | 9,44% | 0,4508 | 0,9924 | 8,22 |
| | Março | 0,9988 | 9,73% | 0,5736 | 0,9889 | 8,88 |
| | Junho | 0,9998 | 5,41% | 0,5597 | 0,9872 | 8,44 |
| 3 | Dezembro | 0,9999 | 6,83% | 0,6670 | 0,9878 | 9,06 |
| | Março | 0,9997 | 5,14% | 0,6563 | 0,9769 | 8,87 |
| | Junho | 0,9999 | 5,58% | 0,5947 | 0,9840 | 8,90 |
| 4 | Dezembro | 0,9999 | 13,34% | 0,4683 | 0,9904 | 9,15 |
| | Março | 0,9995 | 14,20% | 0,5650 | 0,9841 | 8,85 |
| | Junho | 0,9999 | 9,77% | 0,4801 | 0,9898 | 8,81 |
| 5 | Dezembro | 0,9999 | 8,23% | 0,6059 | 0,9897 | 8,48 |
| | Março | 0,9999 | 9,81% | 0,6009 | 0,9840 | 8,69 |
| | Junho | 0,9999 | 6,50% | 0,5179 | 0,9825 | 8,29 |
| 6 | Dezembro | 1 | 1,98% | 0,6673 | 0,9838 | 8,63 |
| | Março | 1 | 3,14% | 0,5692 | 0,9892 | 8,98 |
| | Junho | 0,9999 | 7,33% | 0,5711 | 0,9755 | 8,84 |
| Limite de aceitação: | | R² > 0,95 | 20% | d ≈ 0,5 | R² > 0,9 | NA |

NA: Não Aplicável.

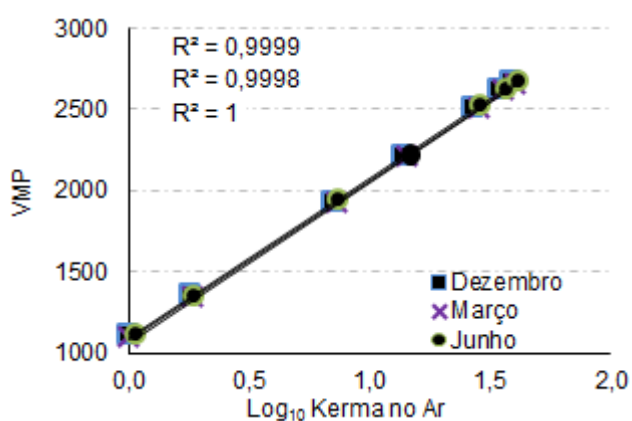


Figura 5. Teste de função resposta. Avaliações do Detector 1.

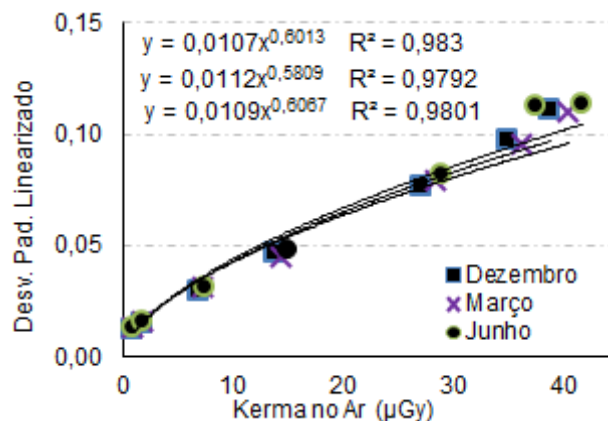


Figura 6. Teste de ruído. Avaliações do Detector 1.

4. Discussão

Com os resultados obtidos para o teste de ruído de fundo, é possível definir um valor de referência do VMP para cada detector, que pode ser obtido a partir da média aritmética das avaliações realizadas. Em avaliações posteriores, o resultado do VMP das imagens desse teste deve variar no máximo 50% do valor de referência obtido para cada detector.

Não foram observados artefatos de permanência de imagem anterior visualmente em nenhum detector. A avaliação visual da imagem é a mais importante para esse teste, uma vez que foi verificado que a avaliação quantitativa leva em consideração diversas flutuações inerentes à metodologia, como o posicionamento da ROI na imagem, por exemplo, causando variações nos resultados a cada avaliação.

Nos testes 2.1. *Ruído de fundo do detector* e 2.2. *Permanência da imagem anterior*, a metodologia descreve a necessidade do afastamento do detector da fonte de raios X, o que pode ser inviável para equipamentos de radiologia digital que não possuem detectores que possam ser removidos. Nestes casos, uma alternativa é fechar o colimador e cobrir o detector com material atenuante.

A metodologia proposta pelo *Protocolo Espanhol*² para avaliar a uniformidade e RSR sugere que, caso os resultados obtidos fiquem fora do limite de tolerância, deve-se identificar a causa e realizar um “aplainamento” do feixe de raios X para eliminar inhomogeneidades. Foi identificado que os resultados do teste de RSR apresentados na Tabela 1 foram fortemente comprometidos devido ao efeito anódico, mesmo com a adição de acrílico na saída do colimador na tentativa de uniformizar o feixe. A ação do efeito anódico foi identificada devido ao alto desvio padrão das ROIs na imagem correspondentes à região do detector que ficou posicionada para o lado do ânodo do tubo de raios X. O desvio padrão destas ROIs era até 5 vezes superior aos medidos no centro da imagem. Foram executadas diversas tentativas de reduzir a contribuição desse efeito. Foi verificado que dobrando a distância foco-detector a contribuição do efeito anódico reduziu significativamente. Todos os resultados apresentados na Tabela 1 foram obtidos com uma distância foco-detector de 1 m e ultrapassaram o limite de aceitação. Ao executar o mesmo teste com uma distância foco-detector de 2 m, o desvio padrão das ROIs correspondentes à região do efeito anódico se tornou muito próximo ao das demais ROIs da imagem, retornando uma variação máxima de RSR de 7%.

As imagens obtidas para os testes de função resposta e de verificação do indicador de dose são as mesmas, o que muda é o item a ser avaliado. O teste de função resposta caracteriza a relação entre o kerma no ar e o VMP em uma faixa do intervalo dinâmico do detector, já a verificação do indicador de dose permite identificar se o detector está devidamente calibrado, associando um IE adequado para cada valor de kerma na entrada da superfície.

O *Protocolo Espanhol*² recomenda calcular um desvio padrão linearizado (DPL) para o teste de ruído nos casos em que o sistema não apresenta uma dependência linear do VMP com a dose. Linearizando o desvio padrão, a relação entre o ruído e o kerma no ar muda, por isso observa-se na Figura 6 que quanto maior o kerma no ar, maior o DPL. Um bom ajuste de regressão ($R^2 > 0,9$), como os obtidos nas avaliações periódicas, demonstra que as flutuações estão principalmente associadas com uma fonte externa de ruído, possivelmente as flutuações nos fótons de raios X incidentes¹⁰. O *Protocolo Espanhol*² sugere o cálculo do espectro de potência de ruído (do inglês, *Noise Power Spectra* (NPS)) como opção para a caracterização do ruído do detector. O NPS fornece informações sobre a distribuição da frequência espacial do ruído do detector².

O uso do *software*¹² para avaliar a imagem do teste de limiar de sensibilidade de detalhe-contraste elimina a dependência do observador sobre o resultado final. Além disso, o IQF_{inv} é um parâmetro importante para acompanhar o desempenho do detector em termos de qualidade de imagem, pois demonstra a capacidade do sistema de detecção em distinguir com qualidade estruturas com diferentes tamanhos.

A menor resolução espacial observada em todos os detectores foi inferior à resolução que corresponde a 80% da frequência de *Nyquist* dos detectores avaliados, estando, portanto, em desacordo com o limite de aceitação sugerido pelo *Protocolo Espanhol*². A verificação da resolução espacial com o padrão de barras é uma das alternativas dadas pelo *Protocolo Espanhol*², outra é o uso do MTF (do inglês, *Modulation Transfer Function*). O método com o padrão de barras utilizado neste estudo tem como principal vantagem a sua fácil execução, a desvantagem é a sua subjetividade por ser dependente do observador, o que pode ter influenciado no resultado final desse teste. Outro parâmetro que influencia nessa avaliação é o tamanho do ponto focal da fonte de raios X. A resolução espacial determinada é a resolução do sistema como um todo, composto por fonte de raios X e receptor de imagem, não sendo possível com este método isolar parte do sistema e determinar a resolução espacial apenas do detector.

5. Conclusões

O *Protocolo Espanhol de Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico*² traz instruções referentes à metodologia para execução dos testes e interpretação de resultados, descrevendo os cálculos a serem feitos em cada avaliação e recomendando limites de aceitação para os resultados obtidos. A metodologia proposta por esse protocolo para os testes de controle de qualidade em detectores DR é simples e pôde ser aplicada, gerando resultados que não apresentaram variações significativas nos diferentes períodos de avaliação.

As desvantagens da metodologia proposta pelo *Protocolo Espanhol*² estão associadas

principalmente ao investimento financeiro necessário para aquisição de materiais como uma câmara de ionização e o simulador CDRAD. No entanto, a metodologia pode ser adaptada para utilização de outros materiais mais baratos para a avaliação de sensibilidade de detalhe-contraste.

Em complemento à metodologia descrita no *Protocolo Espanhol* para o teste de RSR, que não especifica um método para reduzir a contribuição do efeito anódico neste teste, sugere-se realizá-lo mantendo uma distância foco-detector de pelo menos 2 m para minimizar a influência desse efeito nos resultados.

A avaliação periódica revelou um comportamento estável dos detectores e permitiu estabelecer valores de referência para as próximas avaliações, que darão seguimento ao acompanhamento de desempenho dos detectores ao longo do tempo dentro de um programa de garantia da qualidade. Uma vez que cada detector foi avaliado com seu respectivo equipamento de raios X, isto é, fontes distintas de raios X, não é possível comparar os resultados dos detectores entre si, por esse motivo tal análise não foi proposta neste trabalho.

Agradecimentos

Ao Hospital de Clínicas de Porto Alegre e ao Serviço de Física Médica e Radioproteção pelo empenho em tornar realidade o Programa de Residência em Área Profissional da Saúde – Física Médica.

Referências

1. Körner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer KJ, Reiser MF, Treitl M. *Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview*. RadioGraphics 2007; 27(3): 675– 686.
2. SEFM, SEPR, SERAM. *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*. Madrid: Senda Editorial S. A.; 2011.
3. Carestream Health. *Detectores TDR/DRX. Comparativo técnico entre modelos*. Disponível em: [http://www4.anvisa.gov.br/base/visadoc/REL/REL\[42083-1-14702\].pdf](http://www4.anvisa.gov.br/base/visadoc/REL/REL[42083-1-14702].pdf).
4. Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. *Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança / Ministério da Saúde, Agência Nacional de Vigilância Sanitária*. – Brasília: Ministério da Saúde, 2005.
5. BRASIL. *Diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico*. Brasília: Diário Oficial da União. Portaria 453, 1998.
6. Rasband W. ImageJ. National Institutes of Health, USA. Disponível em: <https://imagej.net/ImageJ>.
7. Furquim TA, Costa PR. *Garantia da qualidade em radiologia diagnóstica*. Revista Brasileira de Física Médica. 2009; 3(1): 91-9.
8. IAEA. *Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2014.
9. AAPM. *An Exposure Indicator for Digital Radiography*. American Association of Physicists in Medicine; 2009.
10. Kumaszyńska DO. *Wide Spectra of Quality Control*. InTech; 2011.
11. Marshall NW, Monnin P, Bosmans H, Bochud FO, Verdun FR. *Image quality assessment in digital mammography: part I. Technical characterization of the systems*. Phys. Med. Biol. 2011; 56: 4201–4220.
12. Artinis Medical Systems CDRAD 2.1 Manual CDRAD Analyser

13. Donini B, Rivetti S, Lanconelli N, Bertolini M. Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography. *Med. Phys.* 2014; 41(5).

Contato:

Janine Hastenteufel Dias

Hospital de Clínicas de Porto Alegre.

R. Ramiro Barcelos, 2350, 90035-903, RS, Brasil.

E-mail: janinehd@yahoo.com.br