

# Estudo da função resposta e da influência de técnicas radiográficas e de processamento nas métricas de qualidade de imagem em radiologia digital

## Study of the response function and radiographic techniques and processing influence on digital radiology image quality

Breno de O. Feitosa<sup>1</sup>, Amanda F. Nascimento<sup>1</sup>, Denise Y. Nersissian<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Instituto de Física/Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

### Resumo

A implementação de um programa de garantia de qualidade para equipamentos de radiografia é fundamental não apenas para assegurar a qualidade de imagem, mas também, para proteção radiológica dos pacientes e profissionais envolvidos. A realidade é que muitos hospitais e clínicas que possuem equipamentos de raios X não contam com o suporte de profissionais especializados em física médica e instrumentos necessários para garantir o controle de qualidade adequado. Sendo assim, esse estudo tem os objetivos de estudar a função resposta de detectores digitais e a avaliação de parâmetros de qualidade da imagem, para equipamentos de radiologia digital do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InRad/HCFMUSP), utilizando o método descrito no documento nº 39 IAEA. A análise das funções resposta dos detectores de radiação estudados mostrou comportamentos distintos, com influência no valor de Sinal resultante. A tensão, a distância e o foco foram os parâmetros que mais influenciaram as métricas de qualidade de imagem, resultando em coeficiente de variação máximo de 14,2% para o contraste (SDNR) e de 12,2% para a relação sinal ruído (SNR). Verificou-se que os tipos de processamento exercem influência nos parâmetros de qualidade de imagem, bem como no Índice de Exposição (EI), com uma variação máxima de 87%. Foi possível concluir que o objeto simulador utilizado é adequado para a obtenção da função resposta de detectores digitais e que as métricas de qualidade de imagem se mostraram dependentes das configurações técnicas, geométricas e de processamento.

**Palavras-chave:** radiologia digital; qualidade de imagem; função resposta

### Abstract

*The implementation of a quality assurance program for radiography equipment is crucial not only to ensure image quality but also for the radiological protection of patients and involved professionals. The reality is that many hospitals and clinics equipped with X-ray unit lack the support of specialized professionals in medical physics and the necessary instruments to guarantee adequate quality control. Therefore, this study aims to investigate the response function of digital detectors and evaluate image quality parameters for digital radiology equipment at the Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InRad/HCFMUSP), using the method described in document No. 39 IAEA. The analysis of the response functions of the studied radiation detectors showed distinct behaviors, influencing the resulting signal value. Voltage, distance, and focus were the parameters that most influenced image quality metrics, resulting in a maximum coefficient of variation of 14.2% for contrast (SDNR) and 12.2% for signal-to-noise ratio (SNR). It was found that processing types influence image quality parameters as well as the Exposure Index (EI), with a maximum variation of 87%. It was possible to conclude that the simulator object used is suitable for obtaining the response function of digital detectors and that image quality metrics depend on technical, geometric, and processing configurations.*

**Keywords:** digital radiology; image quality; response function.

### 1. Introdução

A imagem radiográfica é a principal modalidade de imagens médicas utilizadas no mundo. Apesar da rápida evolução e adoção de técnicas avançadas de imagem, como tomografia computadorizada e ressonância magnética, a radiografia mantém seu papel fundamental no cuidado ao paciente (1).

Sendo assim, a verificação de desempenho desses equipamentos é fundamental para garantir a qualidade dos exames e a segurança radiológica de pacientes e indivíduos ocupacionalmente expostos. Entretanto, essa verificação está associada a equipamentos e profissionais qualificados, que não estão disponíveis em muitos locais (2).

Tendo em vista essa necessidade, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) publicou em 2021 o documento nº 39 (1) propondo um método para implementar o programa de garantia de qualidade em locais com pouco acesso a dispositivos de testes e profissionais de física médica. A proposta foi a utilização de um objeto simulador simples, de fácil aprendizado e barato, que permita o acompanhamento, à distância, da consistência de parâmetros de qualidade de imagem de instalações de radiografia e mamografia (1).

Atualmente, a maioria das instalações radiológicas utilizam detectores digitais (DR) para aquisição de imagens. Os DRs desempenham um papel importante na nessa área e substituem os tradicionais filmes radiográficos. Eles detectam a radiação ionizante e a converte em sinais digitais, permitindo uma captura rápida e eficiente das imagens (3). A função resposta desses detectores refere-se à capacidade do equipamento de radiografia em registrar com precisão a quantidade de radiação incidente. É a relação matemática que deve ser conhecida entre a resposta e o estímulo (4).

As imagens médicas precisam apresentar um nível de qualidade de imagem, com o objetivo de possibilitar o diagnóstico mais preciso. Entretanto, a qualidade dessas imagens que utilizam radiação ionizante está limitada pela dose depositada no paciente, sendo importante analisar esses dois fatores em conjunto para gerar imagens que cumpram sua função diagnóstica.

Para realizar essa análise, são utilizados métricas que quantificam de forma mais objetiva a qualidade das imagens médicas (5). Entre elas, estão o Sinal, o Ruído, a Razão Sinal Ruído (SNR), a Razão Sinal Ruído Diferencial (SDNR) e a Função de Transferência de Modulação (MTF).

A SNR é calculada pela a razão entre o sinal médio da região de interesse e o ruído calculado na mesma região. Um valor maior de SNR indica uma melhor qualidade de imagem pois demonstra que o sinal de interesse é mais intenso em comparação com o ruído (1).

A SDNR é uma métrica que avalia a capacidade do sistema de imagem de distinguir entre diferentes níveis de contraste na imagem. Uma SDNR alta indica que o sistema é capaz de distinguir pequenas diferenças de baixo contraste entre as estruturas na imagem (6).

A MTF é uma métrica utilizada para descrever a resolução espacial do dispositivo de imagem. Uma MTF alta indica que o sistema é capaz de reproduzir com precisão os detalhes finos da imagem, resultando em uma melhor resolução espacial. Uma das formas de calcular a MTF é através do método de bordas, onde se utiliza um objeto atenuante com borda bem definida, posicionado com uma pequena angulação em relação ao detector (7).

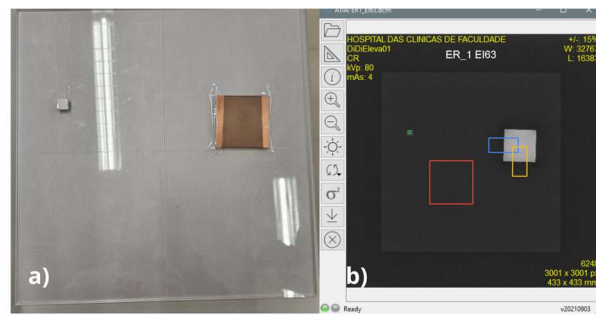
O índice de exposição ou indicador de exposição (EI) é um parâmetro que fornece uma aproximação sobre a quantidade de radiação que alcança o detector em um sistema de imagem digital (8,9).

Sendo assim, os objetivos deste trabalho foram o estudo da função resposta de detectores digitais e a avaliação de métricas de qualidade da imagem (Sinal, Ruído, SNR, SDNR, MTF e EI), para equipamentos de radiologia digital do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InRad/HCFMUSP), por meio do objeto simulador especificado na Publicação nº 39, *Human Health Series* da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) (1).

## 2. Materiais e Métodos

Foram utilizados dois equipamentos de radiologia, um *Digital Diagnost*® (Philips Healthcare, Amsterdã, Holanda), com detector digital integrado (EQ1), no qual só foi possível retirar imagens processadas. O EQ2 é o *Buck Diagnost*® Philips Healthcare, Amsterdã, Holanda), que utiliza um detector digital *wireless*, AeroDr P52® (Konica Minolta, Tóquio, Japão) e permite a extração das imagens processadas e sem processamento (*RAW*); isto é, com e sem aplicação de algoritmos matemáticos que alteram a matriz da imagem, consequentemente alterando a aparência e as métricas de qualidade da imagem.

Como objeto simulador, foi utilizada uma placa de acrílico (28 cm x 28 cm x 5 mm), onde estão posicionados um alvo de cobre (5 cm x 5 cm x 2 mm) e outro de alumínio (1 cm x 1 cm x 4 mm) posicionados como descrito no documento nº39 da IAEA (1) (Figura 1).



**Figura 1.** (a) Dispositivo construído conforme publicação nº 39, IAEA e (b) imagem radiográfica obtida.

Para esse estudo foi definida uma técnica padrão de aquisição de imagens, que foi utilizada como referência para as variações propostas.

A técnica padrão utilizada foi 80 kV de Tensão, 20 mAs de produto corrente tempo, distância de 1 m entre o tubo e a mesa, sem filtro adicional, sem grade anti-espalhamento e colimação de 43 x 43 cm<sup>2</sup>.

As análises foram feitas usando o *software* ATIA (10) (*Automated Tool for Image Analysis*), desenvolvido e disponibilizado pela IAEA, que realiza as medições de maneira automática e apresenta os resultados de SNR, SDNR e MTF. Além do ATIA, o *software* ImageJ (11) foi utilizado para quantificar o Sinal e o Ruído das imagens, bem como, para identificação do EI, por meio da TAG DICOM (0018,1411) ou (0018,1405).

### 2.1. Função Resposta

Foram obtidas as funções resposta de ambos os detectores utilizados neste estudo (EQ1 e EQ2). Para isto, foi utilizada a técnica padrão definida para a aquisição das imagens variando apenas o produto corrente-tempo (mAs).

O detector EQ2 permitiu a extração das imagens RAW, que é o mais indicado para o estudo da função resposta. No EQ1, foi possível escolher o tipo de algoritmo computacional, assim obteve-se imagens com processamento LINEAR e LOGARÍTMICO.

### 2.2. Métricas

O estudo das influências das técnicas radiográficas foi realizado no EQ2. Desta forma, verificou-se a dependência do Sinal, Ruído, SNR, SDNR e MTF com variações de mAs, kV, FA, DFD, colimação e tipo de foco, em imagens sem processamento. Além disso, avaliou-se a influência do tipo processamento computacional (abdômen, pelve, crânio, tórax, mão e coluna), utilizando uma técnica de aquisição fixa.

### 2.3. Índice de Exposição (EI)

A dependência no valor do EI com as técnicas radiográficas também foi avaliada no EQ2, verificando o comportamento do EI diante de variações de mAs, kV, FA, DFD, colimação, tipo de foco e processamento.

## 3. Resultados

### 3.1. Função Resposta

Os resultados obtidos para a função resposta de ambos os equipamentos estão apresentados na Figura 2. No EQ1, as imagens foram processadas usando algoritmo logaritmo (EQ1a) e linear (EQ1b), resultando na variação decrescente do sinal com o kerma. No EQ2, obteve-se imagens RAW para o estudo que apresentou comportamento logaritmo crescente do sinal com o kerma. Desta forma, se um valor de Kerma de 1000  $\mu\text{Gy}$  for utilizado para irradiar os detectores EQ1 e EQ2, por exemplo; serão obtidos resultados diferentes nos valores de Sinal, que dependem da forma de análise escolhida: com (EQ1) ou sem (EQ2) processamento e qual o tipo de processamento utilizado (EQ1a ou EQ1b).

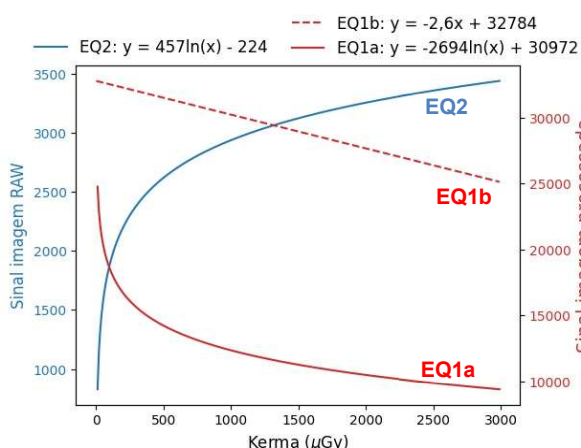


Figura 2. Gráfico da função resposta de EQ1 (Vermelho) e EQ2 (Azul).

### 3.2. Métricas

Os dados obtidos referentes às métricas de qualidade de imagem estão na Tabela 1.

A tensão (kV), a distância e o foco são os parâmetros que mais influenciam as métricas de qualidade de imagem. A SDNR é a grandeza que apresentou maior coeficiente de variação (CV), sendo 13,7%, 14,2% e 11,1% para estes fatores, respectivamente. A SNR, também foi mais influenciada pelos mesmos parâmetros, com CV igual a 9,7%, 8,7% e 12,2% para tensão, distância e foco, respectivamente. Sendo o Sinal mais influenciado pelas alterações técnicas que o Ruído.

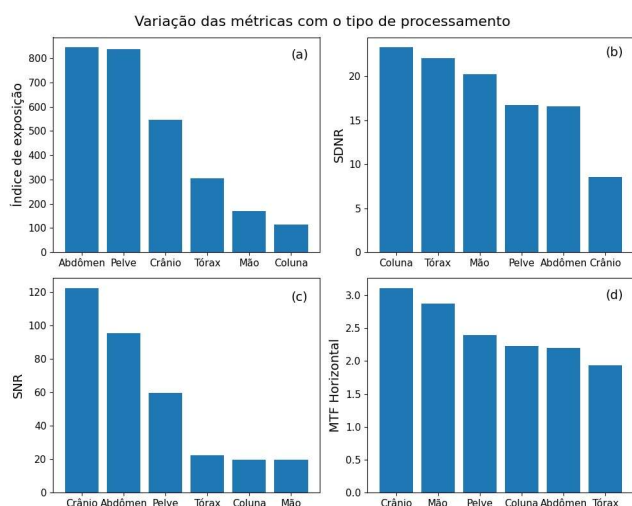
A MTF 50% e MTF 10% mostraram resultados menos dependentes das variações técnicas propostas. A MTF 50% apresentou 6,3% e 8,8% para tensão e distância, respectivamente.

Tabela 1. Estudo das métricas de qualidade de imagem com a variação de parâmetros de irradiação, comparados contra a aquisição padronizada

	Parâmetro variado	SDNR	SNR	MTF 50%	MTF 10%	Sinal	Ruído
Tensão (kV)	80	15,8	445,9	0,7	2,3	2954,2	11,0
	90	14,1	477,3	0,8	2,5	3287,0	11,7
	100	12,9	506,0	0,8	2,4	3545,4	12,2
	120	11,5	559,4	0,8	2,5	3905,0	12,8
	CV (%)	13,7%	9,7%	6,3%	2,7%	11,8%	6,1%
FILTRO ADICIONAL (mm)	0Al	15,8	445,9	0,7	2,4	2942,9	13,3
	2 Al	15,4	427,1	0,7	2,3	2883,4	13,5
	1Al + 0,1Cu	14,9	416,0	0,7	2,3	2860,9	13,4
	1Al + 0,2Cu	14,5	401,9	0,7	2,4	2811,0	13,5
	CV (%)	3,7%	4,4%	1,4%	2,6%	1,9%	0,7%
Distância (cm)	90	13,3	383,6	0,7	2,3	3035,9	12,0
	100	15,8	445,9	0,7	2,4	2954,2	11,0
	120	17,6	466,9	0,7	2,3	2768,0	11,2
	146	18,5	460,7	0,8	2,4	2585,2	11,1
	CV (%)	14,2%	8,7%	8,8%	1,6%	7,1%	4,0%
Colimação (cm <sup>2</sup> )	28 x 28	15,4	432,0	0,8	2,3	2936,6	10,1
	35 x 35	15,4	433,6	0,7	2,3	2941,9	10,5
	43 x 43	15,8	445,9	0,7	2,4	2954,2	11,0
	CV (%)	1,5%	1,7%	4,8%	2,5%	0,3%	4,3%
	Foco	fino	13,5	374,9	0,7	2,4	2915,7
grosso		15,8	445,9	0,7	2,4	2954,2	11,0
CV (%)		11,1%	12,2%	0,6%	0,6%	0,9%	8,5%

Fonte: O autor (2024).

A Figura 3 apresenta o comportamento das métricas de qualidade de imagem e do EI com relação ao tipo de processamento utilizado.



**Figura 3.** Gráficos de (a) EI, (b) SDNR, (c) SNR e (d) MTF em função do tipo de processamento utilizado.

O EI apresentou dependência com os processamentos estudados, mostrando uma variação máxima de 87% (Fig 3a).

A maior diferença na SDNR foi de 63% entre os processamentos de coluna e crânio (Fig 3b).

A SNR não apresentou variação significativa para processamentos de tórax, coluna e mão (CV = 7,4%). O crânio apresentou o maior valor de SNR entre os tipos de processamentos (Fig 3c).

A análise da MTF demonstra que o processamento de crânio tem a maior resolução espacial, que decresce em 38% para o processamento de tórax (Fig 3d).

### 3.3. Índice de Exposição

A Tabela 2 mostra a variação do EI com alguns parâmetros de aquisição. Verifica-se que o aumento da tensão resulta em um aumento quadrático do EI. Já o aumento da distância e filtração resultam em uma relação logarítmica decrescente do EI. O tipo de foco e a colimação utilizada não tem grande influência no EI associado a imagem.

**Tabela 2.** Estudo da dependência do EI com a variação de parâmetros de irradiação, comparados contra a aquisição padronizada

	Parâmetro variado	Índice de Exposição (EI)
Tensão (kV)	80	1590
	90	3393
	100	6095
	120	13739
	CV (%)	86,3%
$F(kV) = 3,98 \cdot kV^2 - 491,3 \cdot kV + 15430$ ( $R^2 = 1,00$ )		
FILTRO ADICIONAL (mm)	0Al	1590
	2 Al	1388
	1Al + 0,1Cu	1319
	1Al + 0,2Cu	1178
	CV (%)	12,5%
$F(filtro) = -282,1 \ln(filtro) + 1593$ ( $R^2 = 0,98$ )		
Distância (cm)	90	1872
	100	1590
	120	1074
	146	725

	CV (%)	39,0%
$F(distância) = -823,1 \ln(distância) + 1969$ ( $R^2 = 0,93$ )		
Colimação (cm <sup>2</sup> )	20 x 20	1529
	30 x 30	1544
	<b>43 x 43</b>	<b>1590</b>
	CV (%)	2,1%
Foco	fino	1473
	<b>grosso</b>	<b>1590</b>
	CV (%)	5,4%

Fonte: O autor (2024).

## 4. Discussão

Na Figura 2, é possível observar que ambos os detectores digitais possuem comportamentos distintos de Função Resposta, com diferenças significativas no valor do Sinal. O que mostra que a presença ou não de processamento, bem como, o tipo de algoritmo matemático utilizado irá resultar em valores de Sinal diferentes, mesmo considerando-se um valor de KERMA igual.

As métricas SDNR, SNR e Sinal foram as mais influenciadas pelas variações de tensão. Tensões mais baixas resultam em maiores valores de SDNR, como já esperado, o que indica que nuances no contraste podem ser melhor identificadas. Para diferentes faixas de tensão, o EI apresentou um CV de 86,3%, com comportamento quadrático crescente.

A variação da filtração exerceu pouca influência nas métricas analisadas, apresentando CVs menores que 5%.

A variação da distância resulta no leve crescimento da SDNR, com CV de 14,2%. Por outro lado, o EI se mostrou decrescente com a distância com um CV de 39%.

A colimação utilizada não apresentou influência significativa nos parâmetros de qualidade de imagem, com todos os coeficientes de variação abaixo de 5%.

Por fim, a variação do foco foi mais significativa para as grandezas SDNR e SNR, com CVs acima de 10%. Esperava-se que o foco fosse uma fonte significativa para a MTF, porém isso não foi observado dentro das avaliações realizadas.

Verificou-se que os tipos de processamento exercem influência nos parâmetros de qualidade de imagem, sendo estes resultados condizente com as aplicações clínicas/anatomias de cada algoritmo. Como no caso do crânio, onde é necessário a visualização de estruturas mais detalhadas, obteve-se a maior MTF. Em contrapartida, como a radiografia de crânio não tem como objetivo a avaliação de estruturas de baixo contraste, observou-se a menor SDNR.

## 5. Conclusão

Com o estudo dos detectores utilizados, concluiu-se que o objeto simulador proposto pelo IAEA também pode ser utilizado para o estudo de função resposta de detectores digitais, além das métricas de qualidade de imagem, obtidas com o software ATIA da IAEA.

O comportamento de cada métrica de qualidade de imagem se mostrou dependente dos parâmetros geométricos, elétricos e de processamento de

imagem, o que auxilia no entendimento de como os protocolos de radiologia podem ser adaptados, com a finalidade de relacionar a dose de radiação X de um determinado exame com sua qualidade na imagem radiográfica. Assim, o físico médico, respaldado por avaliações técnicas pode atuar com maior segurança nas alterações dos parâmetros radiográficos, depois submeter as imagens clínicas à avaliação de um radiologista que deverá validar se a qualidade diagnóstica foi atingida.

### Agradecimentos

Os autores agradecem a IAEA pelos recursos que viabilizaram a confecção das placas utilizadas neste trabalho. BOF agradeça a FUSP, pela Bolsa de IC.

### Referências

1. International Atomic Energy Agency. Implementation of a remote and automated quality control programme for radiography and mammography equipment, IAEA human health series, ISSN 2075-3772 ; no. 39; 2021.
2. World Health Organization. Quality Assurance in Diagnostic Radiology. Geneva: WHO; 1982.
3. Lança L, Silva A. Digital radiography detectors e A technical overview: Part 1. Elsevier. 2008; 15(1):58-62.
4. Yoshimura EM, Okuno E. Física das radiações. Brazil: Editora Oficina de Textos; 2010.
5. Bushberg JT, Seibert JA, et al. The essential physics of medical imaging. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2012.
6. Bourne R. Fundamentals of Digital Imaging in Medicine. New York, Springer, 2010.
7. Francisco MF. Método da avaliação de resolução espacial em sistemas digitais de mamografia através do uso da MTF. Revista Brasileira de Física Médica. 2018;12(3):26-29.
8. Braga LF, Pimentel RB, et al. Metodologia de análise e interpretação dos indicadores de exposição (EI) e seus desvios (DI) em radiologia computadorizada. Revista Brasileira de Física Médica. 2019; 13(3):33-37.
9. Shepard SJ, Wang J. An exposure indicator for digital radiography: AAPM Task Group 116 (Executive Summary). Medical Physics. 2009; 36(7):2898-2914.
10. International Atomic Energy Agency. ATIA. v20210903, IAEA, 2021. Available from: <https://humanhealth.iaea.org/HHW/MedicalPhysics/DiagnosticRadiology/PerformanceTesting/AutomatedQAinRadiology/index.html>.
11. National Institutes of Health. ImageJ. v1.53f, NIH, 2022. Available from: <https://imagej.nih.gov/ij/>.

### Contato:

Breno de Oliveira Feitosa  
 Instituto de Física/Universidade de São Paulo  
 R. do Matão, 1371 - Butantã,  
 São Paulo - SP, 05508-090  
 breooliveirafeitosa@usp.br