

Correlação da Dose de Radiação Ionizante entre os Sistemas CR e DR no estudo Radiológico do Tórax.

Correlation of the Ionizing Radiation Dose between the CR and DR Systems in the Chest X-ray study.

Prof. Ms. Ricardo Silva Simão¹

Prof. Ms. Oliveira Martins de Barros²

Prof. Esp. Ricardo Aparecido Saraiva Santos³

RESUMO

As imagens radiológicas apresentam informações relevantes que podem contribuir para o diagnóstico e tratamento do paciente. No processo de formação das imagens radiológicas, é importante a implementação de protocolos que permitam a aplicação da menor dose de radiação ionizante, sem a perda da qualidade da imagem radiológica. Nas últimas três décadas, houve grande avanço na formação da imagem radiológica, através de novos equipamentos e sistemas digitais, em substituição as telas filmes, utilizadas nos exames de raios X analógico. Atualmente existem dois sistemas que geram imagens digitais, o Computed Radiography (CR) e Digital Radiography (DR). Apesar dos sistemas CR e DR gerar imagens adequadas para interpretação médica, as doses de radiação ionizante necessárias para gerar as imagens resultantes, são variadas devido às diferentes sensibilidades das placas receptoras de radiação ionizante. A proposta deste estudo foi quantificar as doses de radiação ionizante independente entre os dois sistemas, utilizando um phatom antropomórfico de Tórax. Portanto, deve-se adotar um equilíbrio entre a Kilovtagem (kV) e miliamperagem por segundo (mAs) no qual a dose de radiação seja otimizada e a imagem seja adequada para o laudo médico.

Palavras-chaves: receptor de imagem; sistema CR; sistema DR; dose de radiação ionizante.

ABSTRACT

The radiological images present relevant information that can contribute to the diagnosis and treatment of the patient. In the process of formation of radiological images, it is important to implement protocols that allow the application of the lowest dose of ionizing radiation, without the loss of radiological image quality. In the last three decades, there has been a great advance in the formation of radiological images, through new equipment and digital systems, in substitution of film screens, used in analog X-ray exams. Currently there are two systems that generate digital images, Computed Radiography (CR) and Digital Radiography (DR). Although the CR and DR systems generate images suitable for medical interpretation, the doses of ionizing radiation needed to generate the resulting images, are varied due to the different sensitivities of the plates receiving ionizing radiation. The purpose of this study was to quantify the independent ionizing radiation doses between the two systems, using an anthropomorphic chest phantom. Therefore, a balance between Kilovoltage (kV) and milliamperage per second (mAs) must be adopted in which the radiation dose is optimized and the image is suitable for the medical report.

Keywords: image receptor; CR system; DR system; ionizing radiation dose.

¹²³ Docentes do Centro Universitário Senac – Unidade Tiradentes

1. INTRODUÇÃO

A Radiologia apresenta um papel importante para a Medicina Diagnóstica, por se tratar de uma especialidade em constante avanço tecnológico. Segundo (Soares, 2011) a utilização da radiação ionizante para fins de diagnósticos cresce aproximadamente 10% ao ano no Brasil, em razão do desenvolvimento tecnológico. A Integração das mídias que se agrupam para funcionar num mesmo ambiente é responsável pelo surgimento de equipamentos com tecnologias que entregam menor dose de radiação ao paciente. O primeiro equipamento, considerados analógico, atuavam com o registro da imagem radiológica em Tela Filme (TF), que possui uma faixa dinâmica pequena, o que impossibilita variações na dose de radiação ionizante, isso pode implicar no paciente receber dose de radiação em excesso. A faixa dinâmica pode ser definida como a proporção mínima e máxima de exposição que um dispositivo de imagem pode receber sem deteriorar ou distorcer a imagem (MARQUES *et al*, 2019). Em substituição ao equipamento de radiografia analógica com a TF, surgiram os sistemas digitais Computed Radiography (CR) e Digital Radiography (DR), para aquisição e formação de imagens digitais. Estes sistemas trazem vantagens oportunizando o armazenamento digital, o aumento na faixa dinâmica, os pós processamento da imagem digital, além da possibilidade da otimização da dose de radiação ionizante no paciente. Isso é possível porque a faixa dinâmica é ampla, permitindo uma variação, para mais ou para menos, na dose de radiação que será aplicada. Por outro lado, o desconhecimento desta tecnologia pelos profissionais que operam estes equipamentos, pode induzir a aplicação de dose superior ou inferior ao necessário para a formação da imagem. O uso dos raios X na medicina produz muitos benefícios, entretanto, para proteção radiológica usa-se o princípio da otimização a fim de diminuir os malefícios da radiação (CLAUS *et al*, 2019). O CR, foi o primeiro sistema digital, com acessório denominado de Image Plate (IP), o IP é inserido em uma leitora que fará a interpretação eletrônica armazenada e a conversão em imagem digital. O segundo sistema digital foi o DR, com a integração da interface do IP ao sistema, possibilitando a transmissão da imagem diretamente para o monitor de forma mais ágil. Para a utilização dos sistemas CR e DR durante os exames de raios X, é necessário aplicar parâmetros físicos de exposição para adequar a dose de radiação ao paciente (CHAN, 2015). Porém, está radiação ionizante utilizada em exames é prejudicial ao paciente, por isso deve-se evitar a exposição desnecessária (FURQUIM, 2009). Os sistemas CR e DR, com seus IP, possui diferentes sensibilidade em relação a radiação ionizante. De acordo com (LUZ, 2010), as diferentes tecnologias de sistemas digitalizados disponíveis possuem eficiências de conversão de sinal e resoluções muito diferenciadas e podem acarretar num aumento de dose na realização do exame (intrínseco a cada tecnologia), principalmente se comparadas a um sistema de filmes, ainda de acordo com o autor, a dose absorvida pelo paciente também é uma das características a ser controlada em cada sistema, visto que a manipulação da imagem gerada pode mascarar doses excessivas.. Este trabalho tem o propósito de utilizar os dois sistemas independentes, aplicando os mesmos parâmetros físicos de exposição e irradiar o mesmo simulador não antropomórfico de tórax (phantom), utilizando detector de radiação para registrar a dose efetiva, e a imagem radiológica resultante como parâmetro na formação da imagem (lembrando que este último, não é foco principal do estudo) e utilizar o padrões de doses determinados pelo Colégio Brasileiro de Radiologia, afim de identificar qual dos dois sistemas entrega a menor dose de radiação ionizante, com isso sugerir protocolos que proporcione a menor dose de radiação ionizante ao paciente. O objetivo é conhecer qual dos sistemas CR e DR utiliza a menor dose de radiação ionizante para a realização de raios X de tórax.

2. DESENVOLVIMENTO

O Sistema Único de Saúde (SUS) criou a Comissão Nacional de Incorporação de Tecnologias, através da lei 12.401/2011, segundo a qual devem ser considerados os aspectos clínicos, sociais e econômicos envolvidos nas decisões para a incorporação, alteração ou exclusão de tecnologias no sistema de saúde (CONTÓ, 2015). Para substituir o sistema convencional de formação de imagens radiológicas, surgiram os sistemas digitais, Computed Radiography (CR) e Digital Radiography (DR), que formam imagens radiológicas digitais. Segundo (LUCKEY, 1975), a concepção no desenvolvimento do sistema

CR, foi realizada pela Kodak que criou o armazenamento de uma imagem de raio X em uma tela de fósforo. De acordo com (KRUGER *et al*, 1977, apud KORNER *et al*, 2007), em 1977, foi realizado o primeiro experimento digital em um procedimento de angiografia e posteriormente em 1980, foi adotado para uso clínico, como o primeiro sistema digital de imagens radiológicas. O CR é baseado no uso de fósforos foto estimuláveis, que também são conhecidos como fósforos de armazenamento (SONODA *et al* 1983). Os fósforos mais utilizados é o flúor de haleto de bário, na forma de pó e depositados em um substrato para formar uma placa de imagem ou tela. Os mecanismos de absorção de raios X são idênticos aos das TF convencionais usadas com filme. A relação de diferença está no fato de que o sinal óptico útil não é derivado da luz emitida em resposta imediata à radiação incidente, mas sim da emissão subsequente quando a imagem latente, consistindo de carga aprisionada, é estimulada opticamente e liberada de armadilhas metaestáveis, (BARNES, 1993). De acordo com (FUJITA *et al* 1989), isso é possível porque inicia-se um processo chamado luminescência fotoestimulada (LFE), tendo como produto a emissão de luz de comprimento de onda mais curto (azul) em uma quantidade proporcional aos fótons de raios X original. No sistema RC, o IP, contendo o fósforo de armazenamento é posicionada em um invólucro à prova de luz, exposta à imagem de raio X, e então lido por varredura raster com laser para liberar a LFE. A luz LFE azul é coletada com um guia de luz e detectada com um Tubo Foto Multiplicador (TFM). O sinal TFM é digitalizado para formar a imagem ponto a ponto. Os sistemas digitais de placas planas (flat panel) foram introduzidos em meados da década de 1990 em imagens radiológicas. O surgimento da radiologia digital (Digital Radiology), trouxe a expectativa de reduzir a dose de radiação ionizante nos pacientes, minimizando a repetição de exames devido à qualidade de imagem insuficiente ao diagnóstico. Dois tipos de IP foram desenvolvidos: de silício amorfo (a-Si) e de selênio amorfo (a-Se). Esses IP podem ser classificados de acordo com o tipo de processo de conversão da energia de raios X em cargas elétricas (SIEBERT, 2011). O sistema DR são unidades seladas, e podem ser empregadas em nos exames de raios X, odontologia, mamografia ou fluoroscopia. Diferente do que acontece em sistemas écran filme e computadorizados, eles capturam raios X de forma direta e produzem uma imagem digital. Este sistema é classificado como aquisição direta: não precisam de uma etapa intermediária de conversão, os fótons de raios X liberam elétrons diretamente no material e estes são coletados pela matriz de TFT9. Estes detectores são compostos por um cristal de selênio amorfo (a-Se). Portanto o grande desafio do sistema DR é alcançar uma boa resolução em contraste radiológico em doses de radiação aceitável (LANÇA, 2009).

O contraste na radiografia é responsável pela imagem preta e branca, muito contraste significa uma imagem preta, chamada popularmente de “queimada”, e pouco contraste significa uma imagem branca; o mAs é responsável pela densidade. Densidade é aquela imagem referente ao contorno da estrutura do osso, ou seja, numa imagem de um exame radiográfico de uma perna, o contorno que aparece como sendo dos músculos e tudo o que não for osso, significa que houve pouca densidade. A densidade é responsável pela eliminação de partes moles, portanto, se o técnico quiser produzir uma imagem óssea com bastante detalhe e qualidade, deve colocar mais mAs e menos KV. O mAs é resultado da multiplicação do valor colocado no comando (a mA), pelo valor colocado no comando do S (tempo). Se o botão do mA estiver no 200 e o botão do S no 0,25 segundos, o mAs será igual a 50, se colocar o mA no 500 e o tempo no 0,10, também terei 50 mAs. Esse método é usado para diminuir o borramento da imagem, ou seja, a imagem não sai tremida. O princípio dessa técnica é diminuir o tempo sem alterar o valor do mAs, pois, quando maior o tempo mais chance o paciente tem para se mexer durante a produção da imagem (OKUNO, 1998)

Quando o exame é designado para partes moles – tudo o que não for osso – usa-se pouco mAs e muito KV, e quando a imagem ideal é a do osso, usa-se pouco KV e muito mAs. Alguns físicos defendem que o muito uso do mAs, gera uma forte radiação ao paciente. É verdade que a quantidade aumenta, mAs nada de tão exagerado a ponto de prejudicar a saúde do paciente, e a qualidade de imagem é compensadora (OKUNO, 1998)

Ao contrário do que alguns afirmam, a maneira de descobrir a quantidade de KV a ser colocada, é descoberta por uma ciência, a matemática. Para o cálculo do KV é usada a fórmula $KV = (e \cdot x \cdot 2) + K$, onde, e = espessura e K = constante. A espessura é medida através do espessômetro, que deve ser posicionado no ponto onde entra o RC. O K significa a constante, que é determinada por um conjunto de equipamento e acessórios de uma sala de RX, que compreende a capacidade da ampola, a

velocidade do écran, a DFoFi, o tipo da grade, a variação da voltagem do aparelho, a temperatura e o tempo da processadora e a marca do filme. A constante é extraída através da fórmula $K = KV - (e \times 2)$ (OKUNO, 1998).

O mAs é calculado através de outras fórmulas, cada uma a ser empregada de acordo com a região. Para descobrir o mAs de exames ortopédicos referentes a extremidades – regiões situadas nas pontas dos membros. A saber: MMSS: Falanges, mão, punho, antebraço e cotovelo. MMII: Ante-pé, pé, tornozelo e perna, feitos sem bucky. Deve-se usar o valor do KV dividindo por três. Para descobrir o valor do mAs para essas extremidades, incluindo o joelho, o crânio, o Hemitórax, o ombro, o úmero, a clavícula, esterno e fêmur, usa-se o valor do KV dividindo-o por dois, então temos: $mAs = KV/2$ (PERES, 2008).

Para descobrir o mAs de exames de regiões mais específicas como o tórax, as colunas e o abdome, usa-se outra fórmula:

- $mAs = KV \times CM$
C.M (Coeficiente Miliamperimétrico) é um valor pré determinado usado para determinar o mAs. Os seus valores são:
- Abdome = 0,70;
- Colunas = 0,80;
- Tórax = 0,15.

Essa fórmula foi elaborada para distância igual a 1 metro, mAs no exame de tórax, usamos a distância igual a 1,80m.

Quando afastamos a ampola, perdemos potência no aparelho. Esse fenômeno pode ser explicado se comparado a um carro encostado na parede com o farol ligado, quando ele começa a dar ré, a luz vai enfraquecendo, e a forma de manter a mesma intensidade de luz é aumentando a sua potência. O mesmo acontece com o KV. A cada 10 cm. que a ampola é afastada, deve-se aumentar 4 KV, então para o tórax aumenta-se 32 KV. Quando se abaixa a ampola, o efeito é ao contrário, fazendo com que o KV seja diminuído, na mesma proporção, a cada 10 cm. deve-se abaixar 4KV (PERES, 2008).

Todo o tórax deve ser feito no mínimo usando a mA 200. O mAs em alguns aparelhos o tempo começa com 0,02 s., resultando 6 mAs.

A proposta deste estudo é quantificar as doses de radiação ionizante utilizada nos sistemas CR e DR para realização de exames de Tórax e comparar os resultados, para se conhecer entre os dois sistemas, qual deles absorve a menor dose de radiação ionizante

A quantificação das doses de radiação ionizante utilizadas e a comparação entre as duas tecnologias, dará a possibilidade de realizar a escolha entre os sistemas CR e DR, assim como a redução da dose de radiação ionizante nas etapas de aquisição das imagens radiológicas do Tórax (PERES, 2008).

3. METODOLOGIA (MATERIAIS E MÉTODOS)

O método foi escolhido em função do estudo ser de caráter comparativo, alterando possíveis variáveis. “O estudo experimental ocorre quando se manipula diretamente as variáveis relacionadas com o objeto de estudo. A manipulação de variáveis proporciona o estudo da relação entre as causas e os efeitos de determinado fenômeno » (CERVO, 2007).

Para Gil (2010), “de modo geral, o experimento representa o melhor exemplo de pesquisa científica”. A pesquisa foi desenvolvida no Laboratório de Radiologia do Centro Universitário SENAC - unidade Tiradentes, utilizando-se de um equipamento de raios X, um sistema DR fabricado pela empresa General Electric, acoplada a um computador e um sistema CR com o dispositivo de leitor RI fabricado pela empresa Konica Minolta.

Os equipamentos estão calibrados e atendem aos requisitos de proteção radiológica. Neste estudo, será utilizado um simulador antropomórfico de Tórax que apresenta características de densidade e formato similar a anatomia humana, fabricado pela empresa CIRS. O simulador antropomórfico ficará disposto para exposição da radiação ionizante conforme orientações técnicas de posicionamentos do Colégio Brasileiro de Radiologia.

Para a realização das exposições, foram utilizados os sistemas CR e DR com as mesmas configurações, evitando variações de sensibilidade. Os cálculos de doses de radiação ionizante para

se obterem os parâmetros físicos de exposição nesses RIs, seguirão os critérios do Colégio Brasileiro de Radiologia. O estudo apresentou duas etapas: na primeira, foram realizados vinte disparos de radiação ionizante no simulador antropomórfico do Tórax utilizando o sistema DR, os parâmetros físicos de exposição (kVp, mA e tempo) gerados, serão registrados.

No DR o sistema informa os valores dos parâmetros físicos de exposição aplicados, assim como a dose de radiação ionizante absorvida.

Na segunda etapa, o procedimento foi reproduzido com vinte disparos de radiação ionizante no simulador antropomórfico de Tórax utilizando o sistema CR. Nesta etapa, os parâmetros físicos de exposição (kVp, mA e tempo) gerados, serão registrados.

Diferente do que ocorre na primeira etapa, o sistema CR não informa a dose de radiação absorvida. Para obtenção desses dados, foram realizados cálculos a partir dos parâmetros elétricos do aparelho de raios X.

4. RESULTADOS

Comparativo entre os resultados obtidos durante a exposição dos raios X do Tórax, para se obter uma otimização da dose de radiação entre os sistemas DR e CR.

Tabela 1- Radiologia Digital DR

FG	kV	mAs	mA	mGy dose	Nº
FG	90	18,3	200	3,188	01
FG	92	15,9	200	3,143	02
FG	95	15,1	200	3,112	03
FG	98	14,0	200	3,096	04
FG	100	13,2	200	3,041	05
FG	103	12,5	200	2,118	06
FG	105	12,1	200	2,098	07
FG	108	11,7	200	2,076	08
FG	110	9,2	200	2,044	09
FG	102	8,7	200	2,011	10
FG	104	8,2	200	1,099	11
FG	106	7,8	200	1,077	12
FG	108	6,9	200	1,045	13
FG	109	6,2	200	1,022	14
FG	110	5,8	200	1,016	15
FG	112	5,2	200	1,011	16
FG	115	4,9	200	1,008	17
FG	120	4,3	200	1,002	18
FG	120	4,1	200	0,010	19
FG	120	3,7	200	0,007	20

Tabela 2- Radiologia Digital CR

FG	kV	mAs	mA	mGy dose	Nº
FG	90	18,8	200	3,263	01
FG	92	15,9	200	3,155	02
FG	95	14,6	200	3,151	03
FG	98	13,5	200	3,144	04
FG	100	13,1	200	3,136	05
FG	103	12,2	200	2,122	06
FG	105	11,9	200	2,113	07
FG	108	11,2	200	2,099	08
FG	110	10,8	200	2,077	09
FG	102	10,1	200	2,056	10
FG	104	9,6	200	1,119	11
FG	106	9,2	200	1,080	12
FG	108	7,8	200	1,055	13
FG	109	7,2	200	1,049	14
FG	110	6,4	200	1,044	15
FG	112	6,1	200	1,039	16
FG	115	5,2	200	1,033	17
FG	120	4,8	200	1,028	18
FG	120	4,4	200	0,021	19
FG	120	3,9	200	1,011	20

5. ANÁLISE DOS RESULTADOS

O aumento do kV com a manutenção do mAs causa menor absorção dos raios X pelos tecidos e, conseqüentemente, uma redução na dose de radiação absorvida, sendo que em ambos os sistemas (CR e DR) isto é observado. Portanto, uma das técnicas radiológicas aplicadas para a redução de dose é aquela que utiliza altos kVs com baixos mAs, sem que cause grandes alterações na visualização das imagens.

Como consequência, as técnicas radiológicas aplicadas com alto mAs são consideradas importantes para o aumento da dose de radiação no paciente. Deve existir um equilíbrio na aplicação dos parâmetros de kV e mAs que depende das características teciduais e da espessura da estrutura anatômica.

6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Os resultados apresentados nas tabelas de 1 e 2 referem-se às medidas obtidas com as variações de kV, mAs, mA e mGy utilizando os sistemas de placas receptoras CR (Computed Radiography) e DR (Digital Radiography). As medidas de dose (mGy) obtidas variam conforme são aplicados valores diferentes de kV, mAs, mA e ms no phantom de tórax. Para a placa receptora DR, os valores de dose (mGy) foram obtidos através da leitura direta na tela do computador no qual o software faz o cálculo diretamente considerando que a placa está calibrada. Para a placa CR, os valores de dose (mGy) foram obtidos através de cálculos matemáticos que levam em consideração a espessura da estrutura, o kV, mAs e mA de cada exposição realizada.

Os valores de kV aplicados sofreram variações entre 90 e 110, o que afeta diretamente a energia dos fótons X e conseqüentemente a dose de radiação recebida. Outro valor que afeta diretamente a dose é o mAs (mA x s), no qual o aumento do mAs implica no aumento na dose de radiação.

7. CONCLUSÃO

As maiores doses de radiação são observadas em condições extremas no qual temos baixo kV e alto mAs aplicados simultaneamente. Em condições normais nas clínicas ou hospitais, os profissionais das técnicas radiológicas devem evitar tal situação que pode causar perda da imagem e repetição de exames. Por outro lado, utilizar baixos valores de mAs podem gerar ruídos na imagem pela baixa quantidade de raios X (ruído quântico) com a formação de imagem “fantasma” com consequência de perda da imagem e repetição de exames. Deve-se adotar um equilíbrio entre kV, mAs (mA x s) no qual a dose de radiação seja otimizada e a imagem seja adequada para o laudo médico.

8. Referências

BARNES, G. T. **Digital x-ray image capture with image intensifier and storage phosphor plates: imaging principles, performance and limitations**. Digital imaging, p. 23-48, 1993.

CERVO, Amado Luiz; BERVIAN, Pedro Alcino; DA SILVA, Roberto. **Metodologia científica**. 6. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2007.

CHAN, C. T. P.; FUNG, K. K. L. **Dose optimization in pelvic radiography by air gap method on CR and DR systems—A phantom study**. Radiography, v. 21, n. 3, p. 214-223, 2015.

CLAUS, Thiago Victorino et al. **Otimização de técnicas de exposição em sistema de radiologia computadorizada (RC)/Optimization of exposure techniques in computerized radiology (RC) system**. Brazilian Journal of Health Review, v. 2, n. 5, p. 4071-4087, 2019.

CONTÓ, Murilo; D'AGOSTINO, Carlo; PETRAMALE, Clarice Alegre. **Dispositivos médicos no Sistema Único de Saúde (SUS) – Avaliação e Incorporação Tecnológica**. Revista Eletrônica Gestão e Saúde, n. 4, p. 3016-3023, 2015.

FUJITA, Hiroshi *et al.* **Basic imaging properties of a computed radiographic system with photostimulable phosphors**. Medical physics, v. 16, n. 1, p. 52-59, 1989.

FURQUIM, T.A.C; COSTA, P. R. Garantia de qualidade em radiologia diagnóstica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 91-99, 3 out. 2015.

GIL, Antonio Carlos. Métodos e técnicas de pesquisa social. In: **Métodos e técnicas de pesquisa social**. Atlas, 2010.

KORNER, Markus *et al.* **Advances in digital radiography: physical principles and system overview**. Radiographics, v. 27, n. 3, p. 675-686, 2007.

LANÇA L, Silva A. **Digital radiography detectors: a technical overview: part 1.** Radiography. 2009;15(1):58-62.

LUCKEY, G. W. **Apparatus and method for producing images corresponding to patterns of high energy radiation.** U.S. Patent n. 3,859,527, 7 jan. 1975.

LUZ RM, Hoff G. **Estudo comparativo da qualidade da imagem e do kerma, de entrada e de saída, em simulador de tórax utilizando sistemas analógico e digitalizado CR de aquisição de imagens.** Radiol Bras. 2010;43:39-45.

MARQUES, Lillian Lettiere Bezerra Lemos et al. **Estudo Comparativo de Dose de Radiação Aplicada a Pacientes nos Sistemas Convencionais e Sistemas Digitais de Imagem.** Revista Eletrônica Gestão & Saúde, 2019.

OKUNO, Emico. **Radiação: Efeitos, riscos e benefícios.** Editora Harbra, 1998.

PERES, Leonardo. **Radiação ionizante: Princípios Físicos, Aplicações e riscos.** 1.ed. – Rio de Janeiro CELD, 2008.

SIEBERT, J. A., MORIN, R. L. The standardized exposure index for digital radiography: **an opportunity for optimization of radiation dose to the pediatric population.** Pediatr. Radiol., v. 41, p. 573- 581, 2011.

SOARES, Flávio Augusto Penna; PEREIRA, Aline Garcia; FLÔR, Rita de Cássia. **Utilização de vestimentas de proteção radiológica para redução de dose absorvida:** uma revisão integrativa da literatura. Radiol. Bras, v. 44, n. 2, p. 97-103, 2011.

SONODA, Minoru *et al.* **Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence.** Radiology, v. 148, n. 3, p. 833-838, 1983.

Endereço Eletrônico:

Ricardo Silva Simão
E-mail rsimaotnl2008@yahoo.com.br

Recebido em: 22 de Dezembro de 2022

Aceito em: 10 de Janeiro de 2022