

## Determinação da dose absorvida em exames radiográficos

Flávio Augusto Penna Soares<sup>1</sup>

Amanda Anastácio Soares<sup>2</sup>

Gabrielly Gomes Kahl<sup>3</sup>

### Resumo Expandido

<sup>(1)</sup> Professor do Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, Campus Florianópolis; prof.flavio@gmail.com

<sup>(2)</sup> Acadêmica do Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, Campus Florianópolis; gabriellygkahl@gmail.com

<sup>(3)</sup> Acadêmica do Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, Campus Florianópolis; gabriellygkahl@gmail.com

Trabalho executado com recursos do Edital nº 16/PROPPI/2013 - Programa de Apoio ao Fortalecimento dos Grupos de Pesquisa

**Resumo-**A preocupação com a dose de radiação absorvida pelo paciente está ganhando cada vez mais importância na área da radiologia. Para que este controle de dose seja efetivo desenvolveu-se uma equação com objetivo de determinar os parâmetros elétricos (tensão e exposição) personalizados para cada paciente, levando em consideração a massa corporal e a espessura da anatomia a ser irradiada, garantindo a obtenção de uma imagem de qualidade com a menor dose para o paciente. A equação da dose absorvida pelo paciente foi desenvolvida a partir da equação da Dose de Entrada na Pele (DEP) e a equação para o cálculo da atenuação da radiação no corpo humano. Para calcular a Dose Absorvida leva-se em consideração a espessura da anatomia no local do raio central da incidência e a área a ser irradiada. Realizou-se uma coleta de dados em um hospital de grande porte para a verificação da qualidade da imagem correlacionada com os parâmetros de exposição. Os dados mensurados do paciente, como peso, altura e espessura da anatomia a ser irradiada podem ser inseridos na equação desenvolvida para o cálculo da dose, dando ao tecnólogo o parâmetro exato para a obtenção da imagem personalizada para cada paciente. Desta forma, diminui as chances de reexposição do paciente ou superexposição do mesmo, mantendo a qualidade da imagem e a menor dose possível.

**Palavras-chave:** proteção radiológica. dose absorvida, KERMA, física médica

### INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, tem crescido o uso da radiação ionizante para obtenção de imagens para auxílio no diagnóstico de patologias. Além da centenária radiografia, a tomografia computadorizada, fluoroscopia, mamografia, cintilografia, entre outros exames, estão cada vez mais acessíveis a população. Isso tem aumentado e muito a dose absorvida que cada

um, seja como paciente, seja como indivíduo do público, tem recebido anualmente [1]. Desta forma, a preocupação em reduzir-se a dose absorvida pelo paciente em cada exame tem se tornado o grande paradigma da radiologia. Segundo a Portaria 453/98 do Ministério da Saúde [2], o conhecimento da dose de radiação recebida pelo paciente é importante para que haja o controle de exposição, para que a

mesma não se torne excessiva e desnecessária ao paciente.

Com o objetivo de estimar de acordo com os parâmetros elétricos de cada exame e ajustado ao tipo físico do paciente, desenvolveu-se uma equação para o cálculo da dose absorvida pelo paciente em exames radiográficos de tórax, coxa e mão. A equação permitirá ao profissional das técnicas radiológicas cumprir o preceito legal de registrar a dose do paciente nos assentamentos, bem como prever antes de realizar o exame se os parâmetros elétricos escolhidos estão adequados ao biotipo do paciente, e se necessário, realizar os devidos ajustes.

## METODOLOGIA

Por definição a grandeza dose absorvida é o quociente de  $d\epsilon / dm$ , onde  $d\epsilon$  é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa  $dm$ , num ponto de interesse. Consideram-se todos os tipos de energia (cinética, térmica, etc.), e possui como unidade  $J \cdot kg^{-1}$  [3]. De difícil cálculo e medição quase impossível, muitas vezes a dose absorvida é obtida por meio do KERMA no ar (acrônimo inglês para Energia Cinética Depositada no Meio) e possui a mesma unidade  $J \cdot kg^{-1}$  [4]. Embora também de difícil medição, o KERMA no ar pode ser facilmente obtido através da medição da grandeza Exposição, que por definição, é a carga elétrica, por unidade de massa, deixada pela radiação incidente. Contudo, não é fácil a medição da produção da radiação por ampolas radiográficas via Exposição, o que necessita de aparelho calibrado e pessoal especializado, além de ser necessário a repetição do procedimento para vários valores de tensão utilizados no equipamento. Portanto, para a estimativa de dose absorvida pelo paciente se faz necessário utilizar uma abordagem via equacionamento matemático semi-empírico, o que permite um auto-ajuste a qualquer equipamento e parâmetro elétrico.

Uma forma de se obter o valor da dose absorvida via valores de KERMA no ar é através do cálculo de outras grandezas intermediárias [5]. Assim, uma vez conhecida a taxa de KERMA no ar (por unidade de miliampere-segundo [mAs]) produzida pela ampola radiográfica [6], pode-se obter a grandeza INAK (acrônimo inglês para KERMA no ar incidente). Neste caso, trata-se do KERMA total incidente no ponto de interesse durante o exame, e obtêm-se através da multiplicação da taxa de KERMA pela corrente e tempo de

funcionamento da ampola, ajuste entre a distância medida e a de interesse. Determinado o KERMA incidente no ponto de interesse, a próxima etapa é o cálculo do ESAK (acrônimo inglês para KERMA no ar na superfície de entrada). Nesta grandeza, o valor de INAK é corrigido pela influência da radiação espalhada por meio do índice conhecido como BSF (fator de retroespalhamento). Até o momento, todos os valores calculados são definidos para o meio ar. Passamos, então, a definição de uma nova grandeza, conhecida como DEP (dose de entrada na pele), que é a conversão do ESAK para o meio pele. Neste caso, utiliza-se como fator de conversão a relação entre os coeficientes de atenuação em massa do ar e da pele [7].

A dose absorvida pelo paciente será então calculada pela multiplicação da DEP pelo que seria absorvida pela anatomia. Essa absorção será calculada por meio dos coeficientes de atenuação linear de cada tecido que compõem a anatomia irradiada, ajustados as suas espessuras [11,12,13,14].

Todos os cálculos matemáticos e análises das variáveis foram realizadas usando o programa MathCad 14 [15].

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A abordagem escolhida para estimativa de dose resultou num conjunto de equações que permitem adaptar-se ao processo físico de interação da radiação com a matéria. Inicialmente, temos a equação geral de dose na entrada da pele na região: área de incidência do feixe, dada pela equação 1:

### Equação 1: Dose de Entrada na Pele

Onde:  $t_n$ : tensão de pico [kVp]  
 $ct$ : corrente utilizada no exame [mA]  
 $tp$ : tempo utilizado no exame [s]  
 $ft$ : espessura da filtração do tubo [mmAl]  
 $dt$ : distância foco paciente utilizada no exame [cm]  
 $rp$ : ondulação de tensão (ripple) [%]  
 $ag$ : ângulo anódico [°]  
 $ar$ : área irradiada [cm<sup>2</sup>]

Sendo que a DEP é o resultado da combinação de equações anteriores, conforme descrito na metodologia.

$$\text{ESAK}(t_n, rp, ag, ct, tp, dt, ar) = \text{INAK}(t_n, rp, ag, ct, tp, dt) * \text{BSF}(ar, t_n)$$

$$\text{INAK}(tn, rp, ag, ct, tp, dt) = \text{KERMA}(tn, rp, ag) \cdot ct \cdot tp \cdot (75/dt)^2$$

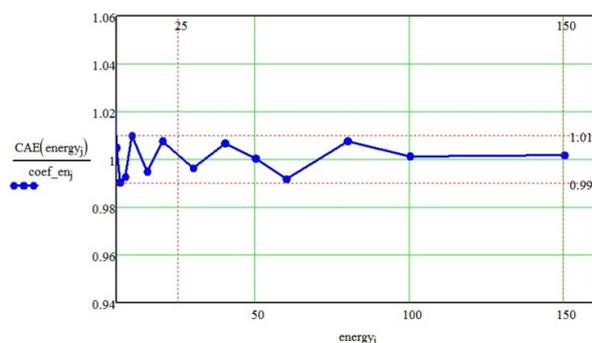
$$\text{KERMA}(tn, rp, ag) = 0,35 \cdot ag \cdot tn - 0,14 \cdot ag \cdot rp - 0,15 \cdot ag^{2,419} + 30,14$$

$$D_{ar/pele} = 1,05 \cdot e^{0,00033 V}$$

A partir dos dados retirados do NIST (2013), foi feito o ajuste da equação exponencial para coeficiente de atenuação de energia em massa (CAE) para o tecido ósseo, segundo a Eq. (2), fracionada em 5 faixas de tensão entre 0 e 150 kVp, reduzindo sua taxa de erro para menos de 2%, conforme apresentado na Fig. (1). O mesmo processo foi reproduzido para os demais três tecidos.

$$\text{CAE}(V) := \begin{cases} 13820 \cdot V^{-2,708} & \text{if } V \leq 12 \\ 21320 \cdot V^{-2,897} & \text{if } 12 < V \leq 25 \\ 25820 \cdot V^{-2,968} & \text{if } 25 < V \leq 50 \\ 0,00873 \cdot e^{\frac{166}{V}} & \text{if } 50 < V \leq 90 \\ 0,0153 \cdot e^{\frac{110}{V}} & \text{if } 90 < V \leq 150 \end{cases}$$

**Equação 2:** Cálculo do Coeficiente de Atenuação em Energia para o tecido ósseo.



**Figura 1:** – Taxa de erro da equação para CAE do osso em relação aos dados.

Utilizando a lei de Lambert-Beer gerou-se 4 exponenciais, uma para cada tecido, em função do seus respectivos CAE, representada genericamente pela Eq. (3).

**Equação 3:** Cálculo da Atenuação de uma determinada espessura de anatomia e para uma tensão escolhida.

Onde:  $At(V, d) = \text{Atenuação} [\%]$   
 $CAE(V) = \text{Coeficiente de Atenuação de Energia em massa} [cm^2/g]$

$\rho = \text{Densidade Média} [g/cm^3]$  do tecido  
 $d = \text{Espessura} [mm]$  do tecido  
 $V = \text{Tensão} [kV]$

As quatro equações de atenuação dos tecidos foram multiplicadas e simplificadas para formar a equação geral de cálculo da atenuação para cada uma das estruturas, demonstrada na Eq. (4).

**Equação 4:** Equação final da atenuação pelo paciente.

Onde:  $d(O, M, G, P) = \text{espessura para cada tecido}$   
 $\rho(O, M, G, P) = \text{densidade para cada tecido}$   
 $CAE(O, M, G, P) = \text{equação do coeficiente para cada tecido}$   
sendo O = osso; M = músculo; G = gordura; P = pele

Na Tabela 1 apresentamos os valores de densidade média para cada um dos tecidos.

Osso	Músculo	Gordura	Pele
1,50	1,03	0,92	1,09

Na Tabela 2 apresentamos os valores de espessura média para cada um dos tecidos nas respectivas estruturas selecionadas.

Estrutura	Osso	Músculo	Gordura	Pele
Tórax	50	250	10	2
Mão	10	9	4	2
Coxa	29	84	20	2

## CONCLUSÕES

A legislação brasileira determina que é necessário conhecer e registrar o valor de dose absorvida para cada exame. Com o uso da equação da Dose Absorvida é possível não só cumprir a lei, mas também dar o direito ao paciente de conhecer a dose a que está submetido durante a execução de exames radiográficos.

Com o uso da equações já desenvolvidas anteriormente pelo grupo, pode-se complementá-las para encontrar a estimativa de dose absorvida aplicada em cada incidência. Isso permite uma personalização dos parâmetros elétricos a cada exame, garantindo uma qualidade de imagem adequada ao diagnóstico bem como evita-se uma repetição de exame no caso de escolha indevida

dos parâmetros elétricos.

O presente estudo, embora restrito a algumas anatomias, apresenta uma metodologia que pode ser facilmente repetida para os demais exames radiográficos, possibilitando que no futuro exista uma forma segura de se determinar os parâmetros elétricos para cada exame e cada paciente de forma a se extinguir a escolha empírica realizada pelos profissionais das técnicas radiológicas, baseados apenas na sua experiência pessoal e profissional. Assim, pode-se assegurar sempre a execução de um exame que resultará em uma imagem de melhor qualidade com a menor dose possível ao paciente.

## REFERÊNCIAS

- [1] UNITED NATIONS. **Effects of Ionizing Radiation. Volume I: Report to the General Assembly, Scientific Annexes A and B.** United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2008 Report. United Nations, New York, 2010. 202 p.
- [2] BRASIL. Ministério da saúde. Agência nacional de vigilância sanitária. **Portaria 453/98 – Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico.** Brasília: Diário Oficial da União, 1998.
- [3] ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.** Weinheim: Wiley-vch Verlag GmbH & Co. KGaA, 2004.
- [4] SOARES, Flávio Augusto P; LOPES Henrique B. M.; **Radiodiagnóstico: fundamentos físicos,** Insular: Florianópolis, 2003, 88p.
- [5] ALBUQUERQUE, FABIO PEREIRA DE. **Cálculo dos coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente para feixes de raios X utilizados em radiodiagnósticos.** Rio de Janeiro, 2007, 82 p., Dissertação (MESTRADO) – COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro.
- [6] SOARES, Flávio A. P.; Borba, A. K. **KERMA-CALC: An Android application for air KERMA calculation from x-ray electrical paramaters.** In: 17th International Society of Radiographers and Radiological Technologists World Congress, 2012, Toronto. Journal, 2012.
- [7] NIST. **X Ray Attenuation and Absorption for materials of Dosimetric Interest.** Disponível em: <<http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm>> . Acesso em: 14 de jun. 2013
- [8] SOARES, Flávio A. P. ; [COSTA, M. E. F.](#) ; Borba, A. K. . **Direct Analytical Equation for Entrance Skin Dose Calculation from X-ray Beam Variables.** In: 57th HPS Meeting, 2012, Sacramento. Health Physics Journal, 2012.
- [9] ALVES, D. F. **Determinação das especificações de um fantoma de tórax,** 2011. Trabalho de Conclusão do Curso superior de Tecnologia em Radiologia, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, Florianópolis. 49p.
- [10] SOARES, Flávio Augusto P. **Produção de raios x em ampolas radiográficas: estudo do tomógrafo computadorizado do Hospital Regional de São José/SC.** Florianópolis, 2006. 102 f. Tese (Doutorado) – Centro de Ciências Físicas e Matemáticas, Universidade Federal de Santa Catarina.
- [11] BRAGAGNOLO, R. et al. **Espessura do músculo adutor do polegar: um método rápido e confiável na avaliação nutricional de pacientes cirúrgicos.** Rev. Col. Bras. Cir. [online]. 2009, vol.36, n.5, pp. 371-376.
- [12] CERQUEIRA, R. A. D. et al. **Construção de um objeto simulador antropomórfico de tórax para medidas de controle da qualidade da imagem em radiodiagnóstico.** Tese (Mestrado em Física) – Universidade Federal do Sergipe, São Cristóvão, 2010.
- [13] JONES, A. K.; HINTENLANG, D. E.; BOLCH, W. E. **Tissue-Equivalent Materials for Construction of Tomographic Dosimetry Phantoms In Pediatric Radiology.** Med. Phys. 2003; 30(8): 2072-81
- [14] RADAELLI, Regis et al. Espessura e qualidade musculares medidas a partir de ultrassonografia: influência de diferentes locais de mensuração. **SciELO,** Porto Alegre, n. , p.87-93, 05 dez. 2010.
- [15] PTC, MATHCAD 14 – The Industry Standard