

ESTIMATIVA DE DOSE ABSORVIDA PELO PACIENTE RELACIONADA À ANATOMIA IRRADIADA

Flávio Augusto Penna Soares Dr.¹, Amanda Anastácio Soares², Gabrielly Gomes Kahl³

¹Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina,
Campus Florianópolis;
prof.flavio@gmail.com

²Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina,
Campus Florianópolis;
amanda-a-soares@hotmail.com

³Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina,
Campus Florianópolis;
gabriellygkahl@gmail.com

ABSTRACT

Desenvolveu-se uma equação direta para estimar a dose absorvida pelo paciente em exames radiográficos, utilizando parâmetros elétricos, geométricos e de filtragem combinados com dados da anatomia irradiada. Para determinar a dose absorvida em cada exame, a Dose de Entrada na Pele (DEP) é ajustada à espessura da anatomia específica do paciente. A DEP é calculada a partir da estimativa da grandeza KERMA no ar. Equações de Lambert-Beer derivadas de dados de coeficientes de absorção de energia em massa obtidos do NIST/EUA, foram desenvolvidas para cada tecido: osso, músculo, gordura e pele. A espessura da pele foi fixada em 2 mm e a dos ossos foi estimada no local do raio central, na incidência ântero-posterior. Por serem similares em densidade e coeficientes de atenuação, músculo e gordura são tratados como um tecido único. Para avaliação das equações completas, escolheu-se 3 anatomias distintas: tórax, mão e coxa. Embora complexas em seu formato, as equações simplificam a determinação direta de dose absorvida a partir das características do equipamento e paciente. Os dados de entrada são inseridos em um único momento e a dose absorvida total (mGy) é calculada instantaneamente. O erro médio, ao comparar-se com dados disponíveis, é menor do que 5% em qualquer combinação de dados de aparelho e exames. Além do cálculo da dose para determinado exame e paciente, o operador pode escolher as variáveis que irão depositar menos radiação no paciente por meio da análise prévia de cada combinação de variáveis, empregando o princípio ALARA na rotina do setor de radiodiagnóstico.

1. 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 e 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 ajustar 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.

2. METODOLOGIA

Por definição a grandeza dose absorvida é o quociente de d_e / dm , onde d_e 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 escolhido.

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].

3. RESULTADOS E DISCUÇÃO

A abordagem escolhida para estimativa de dose resultou numa sequência de cálculos intermediários e um conjunto grande de variáveis conforme apresentado pela Figura 1. Esta sequência demonstra os processos de interação da radiação com a matéria e as transformações entre as grandezas.

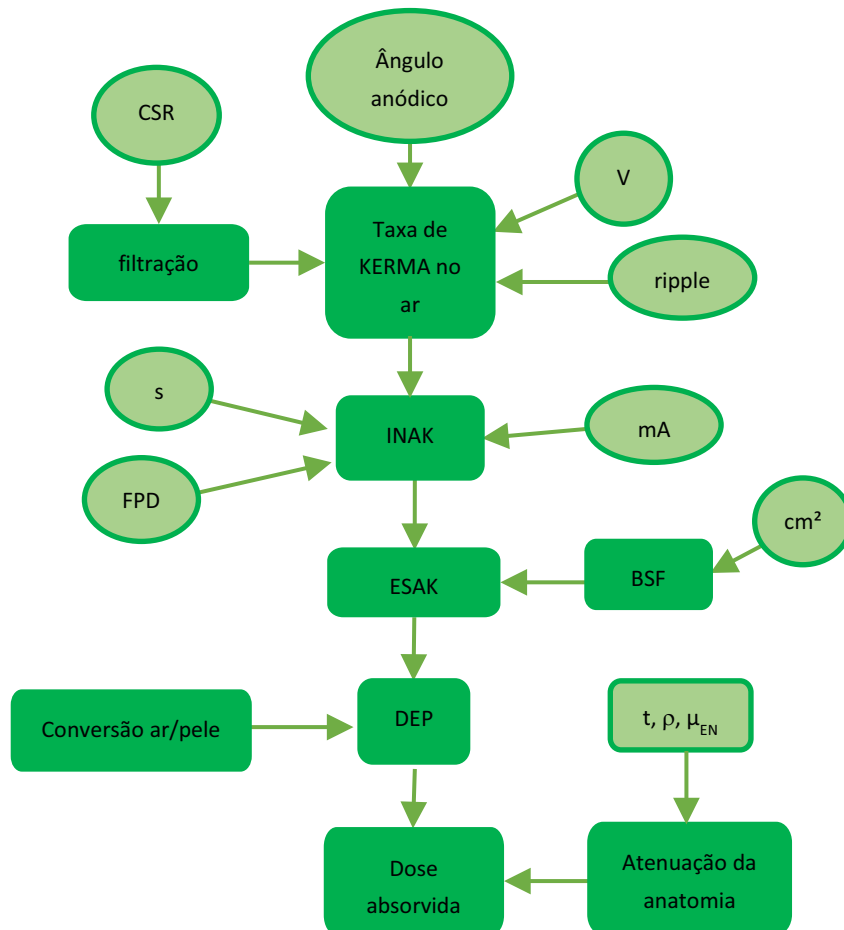


Figura 1. Fluxograma de calculo da estimativa de dose absorvida.

A equação da dose de entrada na pele, base para encontrar-se a dose absorvida, é descrita simplificada como apresentada na equação 1.

$$\text{DEP} (tn, rp, ft, ag, ct, tp, dt, ar) = \text{ESAK} (tn, rp, ag, ct, tp, dt, ar) * D_{ar/pele} (tn) \quad (1)$$

Onde: *tn*: 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 [cm²]

Sendo que:

$$\text{ESAK} (tn, rp, ag, ct, tp, dt, ar) = \text{INAK} (tn, rp, ag, ct, tp, dt) * \text{BSF}(ar, tn) \quad (2)$$

$$\text{INAK} (tn, rp, ag, ct, tp, dt) = \text{KERMA}(tn, rp, ag) * ct * tp * (75/dt)^2 \quad (3)$$

$$\text{KERMA}(tn, rp, ag) = 0,35 * ag * tn - 0,14 * ag * rp - 0,15 * ag^{2,419} + 30,14 \quad (4)$$

$$D_{ar/pele} (tn) = 1,05 e^{(0,00033 * tn)} \quad (5)$$

Por fim a DEP é convertida em dose absorvida pela interação da radiação com os tecidos humanos, através do coeficiente de atenuação linear de cada tecido e sua espessura. Utilizando a lei de Lambert-Beer gerou-se 4 exponenciais, uma para cada tecido, em função do seus respectivos CAE, representada genericamente pela Eq. (6).

$$At (tn, d) = e^{-CAE(tn) * d * \rho} \quad (6)$$

Onde: *At(V, d)* = Atenuação [%]

CAE(V) = Coeficiente de Atenuação de Energia em massa [cm²/g]

ρ = Densidade Média [g/cm³] do tecido

d = Espessura [mm] do tecido

tn = Tensão [kV]

Os coeficientes foram obtidos a partir dos dados retirados do NIST (2013). Ajustou-se uma equação exponencial para cada coeficiente de atenuação de energia em massa (CAE). Como exemplo, a equação do CAE para o tecido ósseo foi fracionada em 5 faixas de tensão entre 0 e 150 kVp, conforme apresentado na figura 2. Esta abordagem reduziu a taxa de erro para menos de 2% em relação aos dados tabulados, conforme apresentado na Fig. (3). O mesmo processo foi reproduzido para os demais três tecidos.

$$CAE(V) := \begin{cases} 13820 \cdot V^{-2.708} & \text{if } V \leq 12 \\ 21320 \cdot V^{-2.897} & \text{if } 12 < V \leq 25 \\ 25820 \cdot V^{-2.968} & \text{if } 25 < V \leq 50 \\ \frac{166}{V} & \text{if } 50 < V \leq 90 \\ \frac{110}{V} & \text{if } 90 < V \leq 150 \end{cases}$$

Figura 2. Equação para cálculo do coeficiente de atenuação linear do osso.

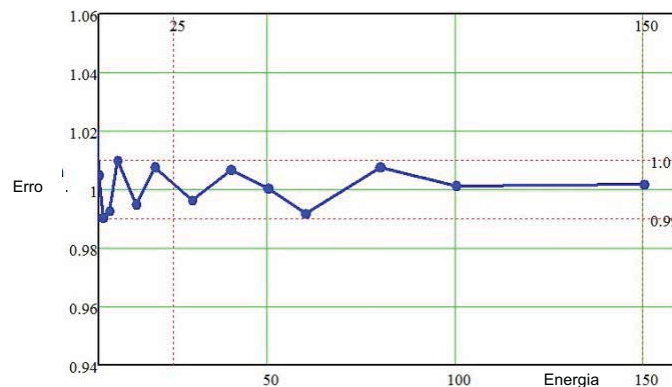


Figura 3. Taxa de erro da equação para CAE do osso em relação aos dados

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

Tabela 1 – Densidade média (g/cm³)

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

Fonte: CERQUEIRA, 2010

Na Tabela 2 apresentamos os valores de espessura média para cada um dos tecidos nas respectivas estruturas selecionadas. Esses valores servem de referência para o adulto padrão e deverão se ajustados para cada paciente no que diz respeito às espessuras de gordura e músculo.

Tabela 2 – Espessuras médias das estruturas (mm)

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

Fonte: ALVES, 2011; BRAGAGNOLO, 2009; JONES, 2003; RADAELLI, 2010; TOMIMASU, 2000

As 4 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. (7).

$$At(tn,dO,dM,dG,dP) = e^{-CAEO(tn)*dO*\rho O-CAEM(tn)*dM*\rho M-CAEG(tn)*dG*\rho G-CAEP(tn)*dP*\rho P} \quad (7)$$

Onde: d(O, M, G, P) = espessura para cada tecido
 ρ (O, M, G, P) = densidade para cada tecido
 CAE(O, M, G, P) = equação do coeficiente para cada tecido
 sendo O = osso; M = músculo; G = gordura; P = pele

Finalmente, obteve-se a equação final da dose absorvida, como apresentado na equação (8).

$$DOSE(tn,rp,ft,ag,ct,tp,dt,ar,dO,dM,dG,dP) = DEP(tn,rp,ft,ag,ct,tp,dt,ar) * [1 - At(tn,dO,dM,dG,dP)] \quad (8)$$

4. CONCLUSAO

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 cumprir-se a lei, além de dar o direito ao paciente de conhecer a dose a que está submetido durante a execução de exames radiográficos. Com o uso das equações já desenvolvidas pelo grupo anteriormente, 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. 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.

REFERENCIAS

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 parameters.** 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 V.14; 2007.