

# Determinação dos Coeficientes de Conversão Médios entre Kerma no Ar e $H^*(10)$ usando Feixes de Raios X Primários, Secundários e Transmitidos na Faixa de Energia da Radiologia Diagnóstica

## Determination of Mean Conversion Coefficients between Air-Kerma and $H^*(10)$ from Primary, Secondary and Transmitted X-ray Beams in Diagnostic Radiology Energy Range

Alejandro H.L. Gonzales<sup>1</sup>, Josilene C. Santos<sup>1</sup>, Paulo R. Costa<sup>1</sup>

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

### Resumo

A regulamentação brasileira adota o valor 1,14 Sv/Gy como coeficiente para converter o kerma no ar na grandeza operacional equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , desconsiderando a sua dependência com a qualidade do feixe de raios X. No presente estudo foram calculados coeficientes de conversão médios, a partir de feixes experimentais de raios X primários, secundários e transmitidos através de placas de argamassa baritada, comumente utilizadas em blindagens de instalações radiográficas, a fim de se obter uma estimativa mais realista de valores de  $H^*(10)$ . A ponderação dos coeficientes de conversão correspondentes a feixes monoenergéticos com a distribuição de energia do espectro em termos de kerma no ar foi usado para calcular os coeficientes de conversão médios. A diferença máxima entre os coeficientes de conversão obtidos e o valor constante recomendado na regulação nacional é de 53,4%. A conclusão, com base nestes resultados, é que um coeficiente de conversão constante não é adequado para derivar a grandeza  $H^*(10)$ .

**Palavras-chave:** Equivalente de dose ambiente, kerma no ar, espectros de raios X, coeficientes de conversão médios.

### Abstract

*Brazilian regulation establishes the value 1.14 Sv/Gy as the conversion coefficient to convert air-kerma into the operational quantity ambient dose equivalent  $H^*(10)$  disregarding its beam quality dependence. The present study computed mean conversion coefficients from primary, secondary and transmitted x-ray beams through barite mortar plates used in shielding of dedicated chest radiographic facilities in order to improve the current assessment of  $H^*(10)$ . To compute the mean conversion coefficients, the weighting of conversion coefficients corresponding to monoenergetic beams with the spectrum energy distribution in terms of air-kerma was considered. The maximum difference between the obtained conversion coefficients and the constant value recommended in national regulation is 53.4%. The conclusion based on these results is that a constant coefficient is not adequate for deriving the  $H^*(10)$  from air-kerma measurements.*

**Keywords:** ambient dose equivalent, air-kerma, x-ray spectra, conversion coefficients, radiation protection.

### 1. Introdução

A grandeza operacional equivalente de dose ambiente,  $H^*(10)$ , é adotada no Brasil como grandeza de referência para estabelecer limites de restrição de dose e para cálculo de blindagem em salas que utilizem equipamentos de diagnóstico por imagem com raios X [1]. A calibração de monitores de radiação para representar suas leituras na grandeza  $H^*(10)$ , por sua definição formal, deve fazer uso de feixes alinhados e expandidos [2], o que resulta em uma complexidade no processo de calibração. Para facilitar a determinação da grandeza  $H^*(10)$  usa-se a grandeza dosimétrica kerma no ar que pode ser correlacionada com o  $H^*(10)$  por meio de coeficiente de conversão. Coeficientes de conversão para feixes monoenergéticos foram publicados no *reporte* 57 da ICRU [3] os quais

apresentam uma dependência evidente com a energia do feixe.

Por outro lado, a regulamentação brasileira [1] estabelece o valor de 1,14 Sv/Gy como único coeficiente de conversão entre o kerma no ar e o  $H^*(10)$ , desconsiderando a dependência do coeficiente com a qualidade do feixe em consideração. O *report* 57 do ICRU recomenda que, para feixes polienergéticos, a correta estimativa do  $H^*(10)$  a partir do kerma no ar deve ser feita usando coeficientes de conversão médios, obtidos ponderando os coeficientes correspondentes a feixes monoenergéticos com a distribuição energética dos fótons do feixe em consideração. O trabalho prévio do Kharrati e Zarrad [4] determinou coeficientes de conversão médios para feixes de raios X primários obtidos a partir de modelos matemáticos polinomiais.

No presente trabalho, a metodologia usada por Kharrati e Zarrad foi ampliada para feixes experimentais primários, secundários e secundários transmitidos através de placas de argamassa baritada.

Foi desenvolvida uma metodologia experimental para as medições de espectros primários [5], secundários e transmitidos [6], visando determinar os respectivos coeficientes de conversão médios. A montagem experimental tentou reproduzir salas de radiologia convencional dedicadas a exames de tórax. A argamassa baritada foi escolhida por ser um material comumente usado no Brasil como material de blindagem em salas de radiologia convencional [7]. Para representar da melhor forma uma sala de radiodiagnóstico convencional, foi utilizado um objeto simulador antropomórfico, um feixe de raios X com energias na faixa do radiodiagnóstico e um tamanho do campo de radiação que cobrisse todo o tórax do objeto simulador. Esta região anatômica foi escolhida porque, no Brasil, o exame de tórax é o procedimento mais comum em salas de radiologia convencional [8]. Além disso, esta escolha serve para complementar os resultados obtidos em trabalhos realizados anteriormente no Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica do Instituto de Física da Universidade de São Paulo [5].

**2. Materiais e Métodos**

No presente trabalho, a formulação de Kharrati e Zarrad [4] foi adequada para determinar coeficientes de conversão médios, a partir de espectros experimentais expressados em termos do kerma no ar.

A equação (1) mostra a formulação usada.

$$\bar{C}_k = \frac{\int_0^{E_{max}} C_k(E)\Phi(E,\theta)E\left(\frac{\mu_{ab}(E)}{\rho}\right) \exp(-\mu(E)x) dE}{\int_0^{E_{max}} \Phi(E,\theta)E\left(\frac{\mu_{ab}(E)}{\rho}\right) \exp(-\mu(E)x) dE} \quad (1)$$

Na equação (1),  $C_k(E)$  são os coeficientes de conversão da Tabela A.21 do ICRU 57.  $\Phi(E,\theta)$  é o espectro de fluência de fótons definido como a fluência de fótons de energia  $E$  a um ângulo de espalhamento  $\theta$  por intervalo de energia. Para um espectro primário,  $\theta=0$ . O termo  $\mu_{ab}(E)/\rho$  é o coeficiente mássico de absorção de energia. A função  $\exp(-\mu(E)x)$  expressa o fator de atenuação correspondente á espessura  $x$  de uma placa de argamassa baritada com coeficiente de atenuação total  $\mu(E)$ .

O coeficiente mássico de absorção de energia relaciona-se com o coeficiente mássico de transferência de energia através do fator  $g$ , como apresentado na equação (2).

$$\frac{\mu_{ab}}{\rho} = (1 - g) \cdot \frac{\mu_{tr}}{\rho} \quad (2),$$

onde o fator  $g$ , representa a fração de energia transferida pelos fótons às partículas carregadas

que é irradiada, e não convertida em ionização do meio [9]. Para energias de fótons na faixa da radiologia diagnóstica, o valor de  $g$  aproxima-se de zero, e os dois coeficientes igualam-se. Por tanto, neste trabalho usam-se, com boa aproximação, os coeficientes de absorção mássicos.

A montagem experimental usada para medir os espectros de raios X visou reproduzir adequadamente uma sala de raios X convencional dedicada a exames de tórax.

A Figura 1.a mostra o arranjo experimental usado para as medições dos espectros primários.

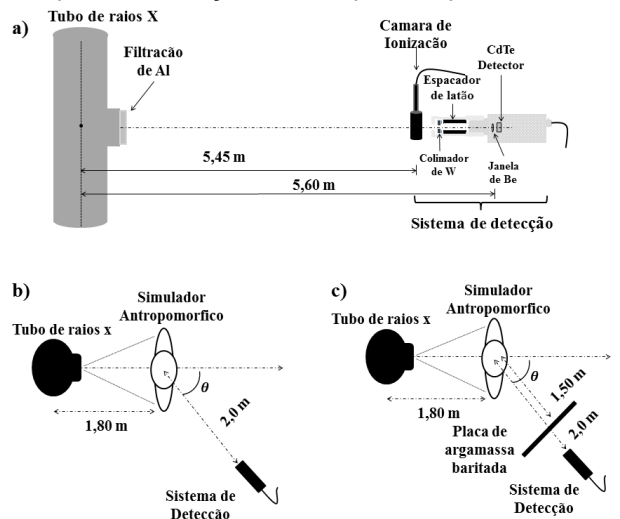


Figura 1 – Arranjo e instrumentação utilizada para as medições dos espectros de raios X (a) Primários, (b) Secundários e (c) Transmitidos através de placas de argamassa baritada [10].

Com o objetivo de controlar o tempo morto do detector e os efeitos de empilhamento, que afetam a medição do espectro devido à alta taxa de fluência, o sistema de detecção foi posicionado a 5,60 m do tubo de raios X. Esta distância de posicionamento também é adequada para a câmara de ionização, uma vez que ela é usada para fins de proteção radiológica e, portanto, tem um limite máximo de exposição que pode ser ultrapassado por um feixe primário de raios X. A Figura 1.b mostra o arranjo experimental utilizado para as medições dos espectros secundários para ângulos de 30°, 60°, 90°, 120° e 150° graus, definidos com respeito à direção do feixe primário. Com o arranjo experimental utilizado durante as medições, o campo de radiação atingiu a totalidade da região torácica do objeto simulador antropomórfico, como mostrado na Figura 2.

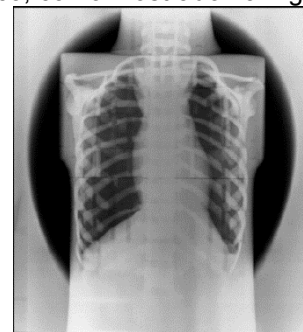


Figura 2 – Imagem radiográfica da região torácica do objeto simulador antropomórfico [5]

A distância entre o tubo de raios X e a superfície do objeto simulador antropomórfico foi de 1,80 m, distância comumente usada em exames de tórax. O sistema de detecção foi posicionado a 2 m do centro da região de espalhamento. O procedimento para as medições dos espectros espalhados transmitidos, com relação ao procedimento de medição dos espectros secundários, acrescenta o uso de placas de argamassa baritada como material atenuador da radiação, para simular a blindagem em salas de radiologia convencional, colocadas entre o objeto espalhador e o sistema de detecção.

A Figura 1.c mostra o arranjo experimental utilizado para as medições dos espectros espalhados transmitidos. As placas de argamassa baritada ficaram a 1,50 m do centro do objeto espalhador e as medições foram realizadas para os ângulos de 30°, 60°, 90°, 120° e 150° graus, em relação à direção do feixe primário e para cada uma das 4 placas com espessuras de aproximadamente 10, 15, 20 e 25 mm.

A Figura 3 detalha a instrumentação usada nas medições dos espectros. A radiação primária emitida por um tubo de raios X Philips (Philips N.V., Amsterdam, Netherlands) modelo MCN 421 atingiu um objeto simulador antropomórfico Rando® Man (Alderson Research Laboratories, USA) para produzir a radiação transmitida e espalhada pelo simulador. A câmara de ionização Radcal modelo 10x5-1800 (Radcal Co., Monrovia, CA) e um detector de CdTe (Amptek Inc., Bedford, MA, USA) foram usados para medir o kerma no ar e a distribuição energética dos fótons, respectivamente, para cada tipo de feixe. O valor da grandeza dosimétrica Kerma no ar, medida por uma câmara de ionização aberta Radcal modelo 10x5-1800, depende da massa de ar presente dentro da cavidade da câmara. Correções para pressão e temperatura foram realizadas para todas as leituras com a câmara de ionização.

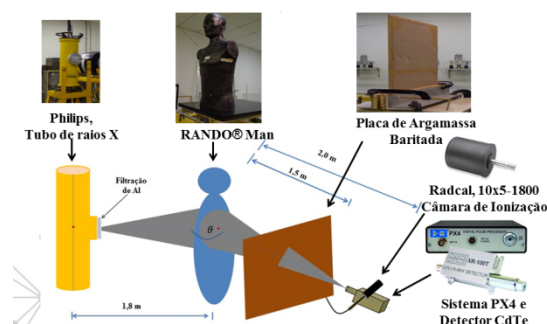


Figura 3 – Instrumentação usada para as medições dos espectros primários, secundários e transmitidos através de placas de argamassa baritada [6].

A calibração em energia do sistema de espectrometria consiste em associar um valor de energia a cada canal do analisador multicanal. Para a calibração foram usadas fontes de  $^{152}\text{Eu}$ ,  $^{241}\text{Am}$  e  $^{133}\text{Ba}$ , as quais possuem fótons com energias na faixa utilizada em radiodiagnóstico médico. A metodologia usada para a correção dos

espectros se baseia no procedimento de *stripping* [11]. Para a faixa de energia dos raios X usados em radiodiagnóstico médico, os efeitos de maior importância na correção da resposta do detector são a correção pelo escape da radiação X característica tipo K do Cd e Te, o escape Compton e a correção pela eficiência do detector [11],[5].

### 3. Resultados e Discussões

Previamente às medições dos espectros, foram realizados ajustes cuidadosos da colimação e blindagem do detector para evitar a contribuição dos fótons espalhados nas paredes do laboratório. Também se teve cuidado com a observação da taxa de contagens registrada pelo equipamento, para evitar efeitos de empilhamento que geram distorção no espectro. Durante o processo de medição, a tensão aplicada no detector se manteve constante. Os espectros foram medidos com filtração adicional de 3,04 mmAl no tubo de raios X. Com esta filtração e tensão de 70 kV, o correspondente feixe de radiação tem uma qualidade RQR 5 com 2,58 mmAl de primeira CSR e coeficiente de homogeneidade de 0,71, segundo definido no TRS 457 [12]. Segundo mostrado na Figura 4, a filtração inerente de 2,2 mm de Be e a filtração adicional de 3,04 mm de Al, modificam a distribuição energética do espectro retirando quase todos os fótons de energia menor a 15 keV. Esta característica é importante em Radiologia Diagnóstica, uma vez que os fótons de energia baixa não contribuem na formação da imagem e a remoção deles favorece a diminuição da dose absorvida no paciente. A produção de raios X ocorre no interior do alvo de tungstênio, o que acarreta em uma auto-absorção da radiação produzida. Este efeito se reflete nos espectros correspondentes às tensões acima de 100 kV, espectros que apresentam uma redução na energia de 69,53 keV correspondente à borda de absorção K do Tungstênio.

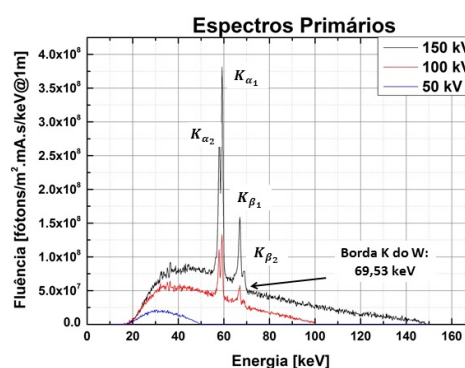


Figura 4 – Espectros primários correspondentes a tensões no tubo de 50, 100 e 150 kV [6].

Os raios X característicos tipo K mostrados na Figura 4 correspondem à radiação característica do Tungstênio com energias de 57,9, 59,3, 67,2 e 69 keV.

Para este trabalho mediram-se espectros da radiação secundária em ângulos de 30°, 60°, 90°, 120° e 150° graus em relação ao eixo do feixe primário de radiação. Os espectros secundários resultam das contribuições da radiação de fuga e da radiação espalhada no objeto simulador. A Figura 5 mostra uma comparação entre 3 espectros secundários medidos a 90° graus para as tensões de 50, 100 e 150 kV.

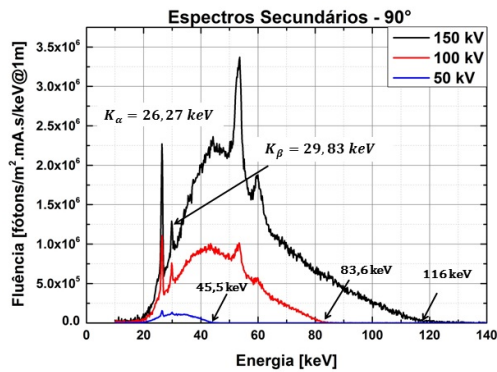


Figura 5 – Espectros secundários correspondentes a tensões no tubo de 50, 100 e 150 kV e ângulo de espalhamento de 90°[6].

Os espectros secundários da Figura 5 mostram as linhas características Kα e Kβ do antímônio, 51Sb, correspondentes às energias 26,36 keV e 29,72 keV, que são as linhas de maior intensidade. Embora, o antímônio represente somente 0,16 % da massa total do objeto simulador antropomórfico, sua presença no espectro secundário se destaca devido à pouca absorção no objeto espalhador. O modelo de Compton prediz a energia de espalhamento em função do ângulo para cada energia de fóton. Na Figura 5 são destacados os pontos finais dos espectros, que correspondem às energias dos fótons de maior energia, espalhados a um ângulo de 90°.

A Figura 6 mostra os espectros transmitidos através de uma placa de argamassa baritada de aproximadamente 10 mm de espessura, B10, com uma tensão no tubo de raios X de 150 kV.

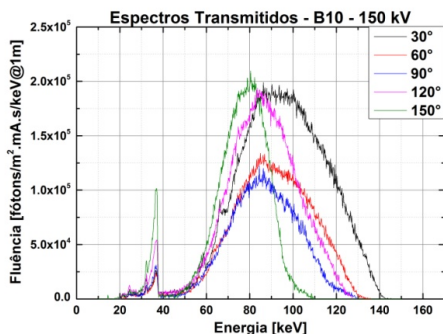


Figura 6 – Espectros transmitidos correspondentes a ângulos de espalhamento de 30, 60, 90, 120 e 150° graus através de da placa de argamassa baritada de aproximadamente 10 mm de espessura e tensão de 150kV [6].

Os pontos finais dos espectros se vêm afetados pela radiação de fuga do tubo, que atinge diretamente o sistema de detecção sem atravessar

as placas de argamassa baritada e em ângulos maiores que 90°. Esta contribuição se torna apreciável, uma vez que a intensidade da radiação transmitida através da placa de argamassa baritada se torna comparável com a radiação de fuga, fenômeno que não ocorre com os espectros secundários.

A radiação característica do Bário se apresenta na forma dos raios Kα e Kβ. A intensidade dos picos característicos aumenta com o ângulo de espalhamento, para ângulos maiores, a perda de energia dos fótons primários é maior. Isso faz com que a absorção fotoelétrica na placa de argamassa baritada predomine sobre outras interações, o que acarreta na maior emissão de radiação característica.

A Figura 7 mostra os coeficientes médios calculados a partir de espectros primários, secundários e transmitidos em função da camada semiredutora, CSR. A incerteza correspondente a cada coeficiente foi determinada considerando a distribuição de Poisson para cada canal dos espectros correspondentes [13].

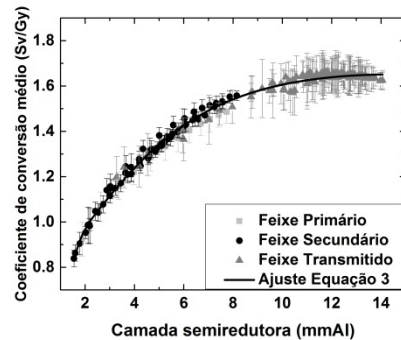


Figura 7 – Coeficientes de conversão médios entre o Kerma no Ar eo Equivalente de dose Ambiente H\*(10) [6].

A equação 3 foi usada para ajustar os coeficientes de conversão médios

$$\bar{C}_k(E) = \frac{z(E)}{a[z(E)]^2 + bz(E) + c} + d \times \arctan \{gz(E)\} \quad (3)$$

Na equação 3,  $z(E) = \ln(E/E')$ ,  $E$  é a energia média ou (CSR) em keV ou (mmAl), e  $E'$ ,  $a$ ,  $b$ ,  $c$ ,  $d$  e  $g$  são os parâmetros de ajuste da função que foram obtidos usando métodos de regressão e pesos estatísticos. Tabela 1 mostra os valores das estimativas dos parâmetros.

**Tabela 1.** Estimativa dos parâmetros de ajuste da equação 3 representando os coeficientes de conversão médios correspondentes a feixes primários, secundários e transmitidos.

Parâmetros	Parâmetros de ajuste referentes à Figura 7	
	Valores	
$E'$	0,97(8)	
$a$	0,0021(4)	
$b$	0,013(7)	
$c$	0,055(5)	
$d$	-21(8)	
$g$	0,6(1)	
	$R^2=0,99$	



A Figura 7 permite identificar que os coeficientes de conversão relacionados a feixes secundários e secundários transmitidos, são maiores que o valor 1,14 Sv/Gy, estabelecido na Portaria ministerial 453. A diferença máxima entre os coeficientes de conversão obtidos e o valor constante recomendado na regulação nacional é de 53,4%.

#### 4. Conclusões

Coefficientes de conversão médios foram calculados a partir de espectros de raios X experimentais. Os resultados mostram uma forte dependência do coeficiente em função da energia média e da qualidade do feixe, isto significa que o melhor método a ser usado para estimar o  $H^*(10)$  deve considerar a qualidade do feixe correspondente. Portanto, valores de  $H^*(10)$  derivados utilizando o coeficiente 1,14 Sv/Gy não representam adequadamente a grandeza operacional que deve ser usada para verificar os limites de restrição de dose ou a conformidade de blindagens em salas de radiologia convencional.

#### Agradecimentos

Os autores agradecem o suporte parcial do INCT de Metrologia das Radiações na Medicina (CNPq e FAPESP) e do Programa de Excelência Acadêmica (Proex) da Capes por financiar a bolsa de mestrado. Os autores também agradece a FAPESP pelo suporte do projeto 2011/04721-9.

#### Referências

1. Agência Nacional de Vigilância Sanitária, Ministério da Saúde. Portaria n. 453, de 1 de junho de 1998. Brasil, 1998.
2. ICRU 51. Quantities and units in radiation protection dosimetry. Bethesda, MD, 1993.
3. ICRU 57. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. Bethesda, MD, 1998.
4. Kharrati H, Zarrad B, Computation of conversion coefficients relating air-kerma to  $H_p(0.07)$ ,  $H_p(10)$  and  $H^*(10)$  for x-ray narrow spectrum from 40 to 140 kV. *Med Phys.* 2004; 31(2): 277-284.
5. Santos JC, Mariano L et al. Evaluation of conversion coefficients relating air-kerma to  $H^*(10)$  using primary and transmitted x-ray spectra in the diagnostic radiology energy range. *J Radiol Prot.* 2016; 36: 117-132.
6. Lopez AH. Estudo experimental das relações entre kerma no ar e equivalente de dose ambiente em barreiras secundárias de salas radiológicas. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo. Instituto de Física da Universidade de São Paulo; 2014.
7. Costa PR, Yoshimura EM. Determinação das propriedades de transmissão de argamassas baritadas. *Revista Brasileira de Física Médica* 2011:63-7.
8. Freitas, M. B. Panorama das exposições médicas em radiologia convencional no estado de São Paulo. São Paulo: 2005. Tese de Doutorado, Instituto de Física da Universidade de São Paulo.
9. Okuno, E.; Yoshimura, E. M. Física das Radiações. 1ª Edição, São Paulo: Oficina de Textos, 2010. ISBN: 978-85-7975-005-2.
10. Lopez Gonzales AH, Santos JC, Mariano L, Tomal A., Costa PR. Evaluation of mean conversion coefficients from air-kerma to  $H^*(10)$  using secondary and transmitted x-ray spectra in the diagnostic radiology energy range. *J Radiol Prot.* 2016; 36: 842-857.
11. Di Castro E, Pani R, Pellegrini R, Bacci C. The use of cadmium telluride detectors for the qualitative analysis of diagnostic x-ray spectra. *Phys. Med. Biol.*, v. 29, n.9, p 1117-1131, 1984.

12. IAEA TRS 457, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Vienna, 2011.
13. Lépy MC, Pearce A, Sima O. Uncertainties in gamma-ray spectrometry. *Metrologia*, v. 52, n 3, p 123-145, 2015.

#### Contato:

Alejandro Heyner Lopez Gonzales  
 Rua do Matão, Travessa R. 187-CEP 05508-090  
 Cidade Universitária, São Paulo-Brasil.  
 E-mail: ahlopezg@usp.br