

Um fantoma para a avaliação do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$.

C. Santoro¹; M. A. P. Santos²; L. C. G. Filho²; J. A. Filho¹

¹*Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, 50740-540, Recife-PE, Brasil*

²*Comissão Nacional de Energia Nuclear, Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste, 50740-540, Recife-PE, Brasil*

chsantoro@gmail.com; masantos@cnen.gov.br; l.filho@cnen.gov.br; jaf@ufpe.br

(Recebido em 07 de junho de 2013; aceito em 15 de outubro de 2013)

Características de um fantoma projetado para avaliar o equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$ e próprio para dosimetria fotográfica são apresentadas, denominado fantoma $H_p(10)$, devido às cavidades construídas a fim de inserir filmes dosimétricos em uma profundidade de 10 mm. O fantoma $H_p(10)$ é irradiado por radiação ionizante de energia, E , entre 45 até 1250 keV, com doses entre 0,2 a 50 mSv. Ele é posicionado na direção, $\alpha = 0^\circ$, e com o campo de radiação incidindo perpendicularmente a sua superfície frontal. Assim, são estabelecidas as curvas de calibração dos dosímetros na posição convencionalmente verdadeira e na grandeza $H_p(10)$. É realizado um comparativo entre as respostas obtidas com o fantoma $H_p(10)$ e as respostas obtidas quando se utiliza o procedimento de calibração de dosímetros recomendado pela ISO. A ISO recomenda obter o kerma ar, K_a , para fótons no ponto de teste do campo de radiação, por uma câmara de ionização. E através de coeficientes de conversão, $h_{pK}(10; E, \alpha)$, converte-se o kerma ar para $H_p(10)$. A recomendação ISO 4037-3 tem sido estudada por pesquisadores que asseguram que nas baixas energias ocorrem diferenças espectrais nos campos de radiação que são gerados por diferentes aparelhos de raios X, e induzem a variações nos percentuais dos coeficientes de conversão na ordem de 10% a até 90%. Baseado na ISO este artigo desenvolve fantoma capaz de avaliar a dose com a influência do espalhamento e absorção da radiação, suas implicações com respeito à dosimetria, constituindo em melhoria na avaliação das doses.

Palavras-chave: Proteção Radiológica; Dosimetria Fotográfica; Monitoração Individual.

A phantom for assessing the personal dose equivalent, $H_p(10)$.

Characteristics of a phantom designed to evaluate the personal dose equivalent, $H_p(10)$, and appropriate for photographic dosimetry are presented. It is called $H_p(10)$ phantom due to cavities constructed to insert dosimetric films at a depth of 10 mm. The $H_p(10)$ phantom is irradiated with ionizing radiation energy, E , from 45 to 1250 keV, with doses ranging from 0.2 to 50 mSv. It is positioned in the direction $\alpha = 0^\circ$, and the radiation field focusing perpendicular to its front surface. So, are established calibration curves of dosimeters in the position conventionally true and quantities $H_p(10)$. It made a comparison between the responses obtained with the $H_p(10)$ phantom and responses obtained when using the calibration procedure recommended by ISO dosimeters. The ISO recommends getting the air kerma, K_a , for photons at test point of the radiation field by an ionization chamber. And through conversion coefficients, $h_{pK}(10; E, \alpha)$, becomes the air kerma for $H_p(10)$. The ISO 4037-3 recommendation has been studied by researchers to ensure that the low energy spectral differences occur in radiation fields which are generated by various X-ray equipment, and induce changes in the percentages of conversion coefficients on the order of 10% to 90%. On the basis of the recommendations ISO, this article develops phantom able to assess the dose to the influence of scattering and absorption of radiation, its implications with respect to dosimetry, providing improvement in the assessment of doses.

Keywords: Radiation Protection; Photographic Dosimetry; Individual Monitoring.

1. INTRODUÇÃO

A União Europeia, através do Council Diretiva 96/29/Euratom⁽¹⁾, tem adotado o “novo” conceito de grandezas para radioproteção desenvolvidas pela ICRU entre 1985 e 1993⁽²⁾ e, em decorrência destas medidas que vêm sendo tomadas nacionalmente, os laboratórios de calibração devem ser habilitados a calibrar dosímetros em termos das novas grandezas operacionais. No Brasil, provisoriamente, os monitores individuais são calibrados na grandeza dose individual, H_X , sendo os dosímetros individuais calibrados em termos do kerma ar,

conforme diretrizes básicas de proteção radiológica CNEN-NN-3.01⁽³⁾, entretanto, recomenda-se o uso da nova grandeza. Para radiação fortemente penetrante a grandeza operacional indicada para monitoração individual é o equivalente de dose pessoal $H_p(10)$, e, para radiação fracamente penetrante é $H_p(0.07)$.

De acordo com o padrão internacional ISO 4037-3⁽⁴⁾, o valor convencionalmente verdadeiro de $H_p(10)$ é baseado na grandeza kerma ar no ar livre, K_a , pela aplicação de coeficientes de conversão, $h_{pK}(10;E,\alpha)$, do K_a para $H_p(10)$. Tais coeficientes são definidos para radiações de fótons monodirecionais e monoenergéticos de energia E que incidem em dosímetros posicionados sobre um fantoma slab, e para diversos ângulos de incidência, α , entre o campo de fótons monodirecionais e a normal a superfície da face frontal do fantoma slab. Eles são obtidos nas publicações ICRP 74⁽⁵⁾ e no relatório ICRU 57⁽⁶⁾, sendo mais detalhadas no catálogo de Ankerhold⁽⁷⁾.

Os coeficientes de conversão são fortemente dependentes em energias de fótons e em particular para baixas energias de fótons. A ISO 4037-3⁽⁴⁾ fornece coeficientes de conversão para radiações de fótons de referência como especificados na ISO 4037-1⁽⁸⁾. As distribuições espectrais referentes à mesma qualidade de radiação, no caso raios X, que são produzidos por diferentes aparelhos e por causa de diferentes densidades do ar, sempre mostrarão pequenas diferenças. Devido à grande dependência energética dos coeficientes de conversão monoenergéticos para baixas energias, em particular para qualidades de radiação com energias médias de fótons menores que 25 keV, pequenas diferenças espectrais podem produzir variações para os coeficientes de conversão, relativa à mesma qualidade de raios X, as quais diferem de 10% até 90%. Desta forma, os coeficientes de conversão para determinação de $H_p(10)$ não devem ser aplicados para o propósito de calibração que usa espectro de fótons de baixa energia.

Duas soluções são possíveis para determinação do valor convencionalmente verdadeiro de $H_p(10)$. A primeira possibilidade é que os corretos coeficientes de conversão sejam determinados medindo o espectro gerado por aparelhos de raios X usados para calibração, sendo necessário um espectrômetro para fótons, que é caro e sofisticado. E uma câmara de ionização de padrão secundário para medir diretamente $H_p(10)$ dentro do fantoma slab.

Este trabalho teve como objetivo desenvolver um fantoma $H_p(10)$ cujas características são apresentadas na próxima secção. Ele apresenta os resultados da calibração no fantoma $H_p(10)$ para radiações de qualidades ISO da série de espectro estreito e largo, e a comparação com a calibração no fantoma slab, conforme recomendação ISO, que é efetuada com o dosímetro posicionado sobre o fantoma slab e usando o coeficiente de conversão para obter a medida em profundidade, para as mesmas qualidades de radiação.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O fantoma $H_p(10)$ foi desenvolvido para avaliação do equivalente de dose pessoal $H_p(10)$, a partir da inserção de dosímetros na posição convencionalmente verdadeira da avaliação da dose, conforme apresentado na Figura 1. Esse objeto consiste de uma parte para avaliação da dose. Para isso, foram construídas, no centro do fantoma, duas cavidades, cada uma com tampa, com a finalidade de se inserir dosímetros fotográficos. A outra parte, chamada de parte de retroespalhamento, é composta de um paralelepípedo preenchido com água, simulando um tronco humano para fins de calibração.

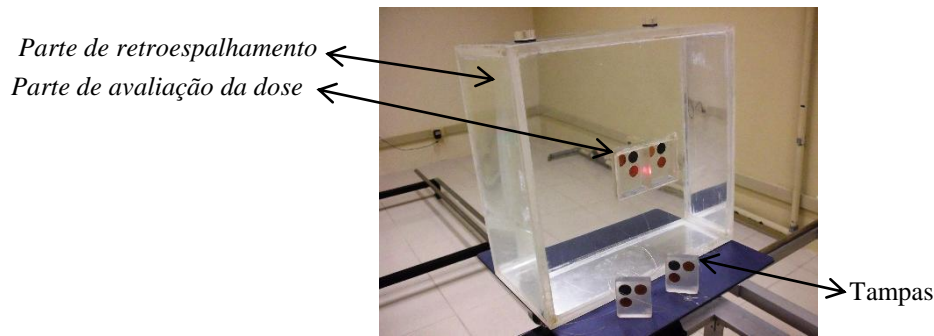


Figura 1: Fantoma $H_p(10)$.

A parte de retroespalhamento é semelhante a do fantoma slab, com dimensões de 300 mm x 300 mm x 150 mm, composto por paredes de PoliMetil MetAcrilato (PMMA) e preenchido com água destilada. O que difere de um fantoma slab é, apenas, a parede frontal do objeto, ou seja, a parte de avaliação da dose, que foi substituída por outro tipo de parede com mesma espessura. Nessa parede foram construídas duas cavidades com tampas, sendo as cavidades com as dimensões de 80 mm x 50 mm x 11 mm e de mesmo material do fantoma. Nas cavidades e nas tampas foram construídas três células para fixação de filtros metálicos dos tipos normalmente utilizados em porta dosímetros fotográficos. Um filtro é de chumbo, com 0,8 mm de espessura (Pb), e os outros dois filtros são de cobre, sendo 0,5 mm (Cu 0,5) a espessura de um e 0,1 mm (Cu 0,1) a do outro. Uma região sem filtro também é considerada para avaliação da dose.

Os monitores individuais (dosímetros fotográficos) utilizados neste trabalho foram filmes dosimétricos da marca Agfa-Gevaert, tipo Agfa personal monitoring, com dimensões 33 mm x 45 mm x 1 mm, contendo duas películas, uma de baixa e outra de alta sensibilidade.

Para irradiação dos dosímetros foram utilizadas as seguintes fontes de radiação gama e X:

- Fonte ^{60}Co com atividade de 17,17 GBq em 07/10/1998, fabricante IPEN/CNEN, modelo 616/CoS132;
- Fonte ^{137}Cs com atividade de 444 GBq em 13/05/2003, fabricante J. L. SHEPHERD & ASSOCIATES, modelo 28-8A/10354;
- Aparelho de raios X, fabricante PANTAK, modelo HF-320, filtração inerente do tubo 3 mm Be, faixa de tensão 5 – 320 kV, faixa de corrente 0,5 – 30 mA, ânodo rotatório, potência 3,2 kW e tamanho do ponto focal 1,2 mm e 3 mm.

Dois procedimentos foram realizados para calibração dos dosímetros. O primeiro foi o recomendado pela ISO⁽⁴⁾ que utiliza o fantoma slab, e o segundo, utilizando o fantoma $H_p(10)$; posteriormente os resultados foram comparados. Na Figura 2, denominada de arranjo experimental 1, pode-se visualizar o fantoma slab com os três porta dosímetros fixados na superfície frontal (caixetas amarelas que contém filtros metálicos), além da fonte de ^{60}Co . Esse arranjo é também exposto à fonte de ^{137}Cs e ao aparelho de raios X nas energias de 45 a 164 keV, com espectro estreito e largo.

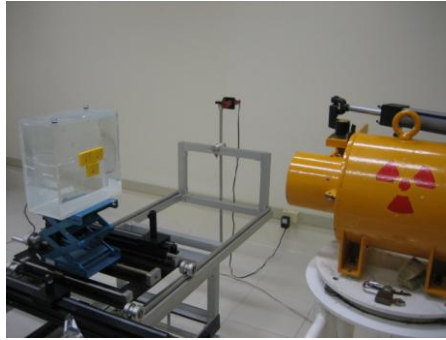


Figura 2: Arranjo experimental 1 usado para calibração dos dosímetros em feixes de radiação gama, com fantoma slab.

Outro procedimento foi realizado com o fantoma $H_p(10)$, sendo denominado de arranjo experimental 2. Neste arranjo, alterou-se apenas o posicionamento dos dosímetros, que foram colocados na superfície interna do fantoma slab, a uma profundidade de 10 mm da superfície frontal, ou seja, na posição onde se deve encontrar o valor convencionalmente verdadeiro da dose, com a simulação da real interação da radiação ionizante com o fantoma em termos de espalhamento e absorção. O arranjo é submetido às mesmas condições de irradiação.

Em ambos os arranjos experimentais, em torno de 200 (duzentos) dosímetros foram irradiados, com doses variando de 0,2 a 50 mSv, por feixes γ do ^{60}Co e ^{137}Cs e por feixes de raios X, nas seguintes qualidades ISO: N-60; N-100; N-150; N-200; W-60; W-80; W-150 e W-200⁽⁸⁾.

O sistema de medidas utilizado para realização da dosimetria foi constituído por um eletrômetro, modelo NE 2670, série 148 e uma câmara de ionização de 600cc, modelo NE 2575C, série 518, polaridade – 250V, ambos fabricados pela Nuclear Enterprises (NE).

Antes de qualquer procedimento, o sistema de medidas para dosimetria foi posicionado, nos arranjos 1 e 2, no ponto de teste do campo de radiação. O ponto de teste é definido como sendo o ponto no campo de radiação no qual o valor real da grandeza $H_p(10)$ será avaliado (IEC/FDIS 61066, 2006)⁽⁹⁾. Desta forma, com este sistema foi obtida a taxa de kerma ar, que multiplicada por coeficientes de conversão, $h_{pK}(10;E,\alpha)$, foi convertida para $H_p(10)$, para cada energia de irradiação. E então, a superfície frontal do fantoma foi posicionada neste mesmo ponto de teste para as irradiações.

O ponto de teste localiza-se no centro geométrico do arranjo, tendo sido utilizada a condição de equilíbrio eletrônico. Segundo procedimento de calibração de dosímetros ISO⁽⁴⁾ o fantoma deve ser posicionado a 1m de distância da fonte de radiação, neste trabalho fontes de ^{60}Co e ^{137}Cs , e a 3,4 m de distância do aparelho de raios X.

Os ensaios foram realizados com temperatura e pressão controladas, $20 \pm 2^\circ \text{C}$ e 101,3 kPa, respectivamente.

Posteriormente às irradiações, os dosímetros foram transportados para o Laboratório de Proteção Radiológica, onde os filmes foram processados e revelados em câmara escura com temperatura e umidade controladas, $20 \pm 2^\circ \text{C}$ e $36 \pm 3 \%$, respectivamente, e colocados em estufa. A avaliação das densidades óticas foi realizada no densitômetro fotoelétrico Macbeth, modelo TD931.

A resposta do dosímetro fotográfico é obtida em termos da densidade ótica. Desta forma, o método utilizado na avaliação da dose consistiu na combinação linear em termos de dose aparente. Esse método é baseado num modelo simples proposto por Borasi et al.⁽¹⁰⁾ para o comportamento da resposta do filme dosimétrico em função do kerma ar no ar livre (K_a) que foi adaptado para o equivalente de dose pessoal (H_p) e descrito pela equação 1.

$$D_{ij} = \gamma_{ij} \left(1 - e^{-\gamma_{ij}' H_p} \right) \quad (1)$$

Onde: D_{ij} é a densidade ótica líquida produzida pela energia de ordem “i” no filtro de ordem “j”; γ_{ij} é a densidade ótica de saturação produzida pela energia “i” no filtro “j” e γ'_{ij} é a inclinação da tangente à curva no ponto (i, j).

Através de um algoritmo de combinação linear e com base nas densidades óticas obtidas dos filmes irradiados foi obtida a densidade ótica de saturação do filme escolhido como referência para os demais, γ_{ij} . Essa é a densidade ótica máxima do filme, que permanece inalterada em um valor constante mesmo com aumentos de dose. Para a película mais sensível do filme, escolhido como o filme referência, a densidade de saturação calculada foi de 9,02 e para película menos sensível foi de 15,01. O algoritmo calcula o valor máximo que a densidade ótica de saturação pode atingir, aumentando desta forma, a região linear da curva característica do filme, que é a região de interesse para dosimetria.

Como a resposta do filme em termos de densidade ótica não apresenta linearidade com respeito à dose, às curvas características são linearizadas por meio de normalização em relação a uma curva de referência convenientemente escolhida (filtro e energia: sob o filtro de chumbo e energia do ^{60}Co), como descrito acima. A partir daí, as densidades óticas são convertidas, no que geralmente é conhecido como, dose aparente “DA”⁽¹¹⁾.

A dose aparente é relacionada com o $H_p(d)$, conforme equação 2.

$$DA = K \times H_p \quad (2)$$

Sendo K o coeficiente angular para leituras sob cada filtro, obtido através de um ajuste linear para cada valor de energia de calibração, utilizando a resposta do dosímetro sob o filtro de chumbo para ^{60}Co .

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Depois de devidamente processados os dosímetros fotográficos disponibilizam as densidades óticas de cada região das películas e um conjunto de curvas foi construído relacionando a densidade ótica líquida (D_{ij}) do filme com o equivalente de dose pessoal $H_p(10)$ para cada energia E_i . Em que as constantes “ γ_{ij} e γ'_{ij} ”, têm o “i” associado à energia da radiação e o “j” associado à região dos filtros; deste modo, para cada área de leitura j dos filtros e para cada tipo de emulsão (mais sensível ou menos sensível).

Como os dosímetros são constituídos de duas películas com emulsões de sensibilidades distintas, para avaliação das densidades óticas, ocorre que quando a película mais sensível é totalmente sensibilizada, ou seja, para qualquer dose, o resultado da densidade ótica encontra-se na região de saturação, então se utiliza a película menos sensível para se avaliar a densidade ótica ocasionada por aquela dose.

As Figuras 4 e 5 referem-se às curvas características dos filmes submetidos às energias W-60 (45 keV) e ^{60}Co (1250 keV), respectivamente, apresentando os resultados das densidades óticas obtidas das emulsões mais e menos sensível, apenas na região do filtro de chumbo (Pb) e para faixa de $H_p(10)$ de 0,2 até 50 mSv e nos arranjos 1 e 2.

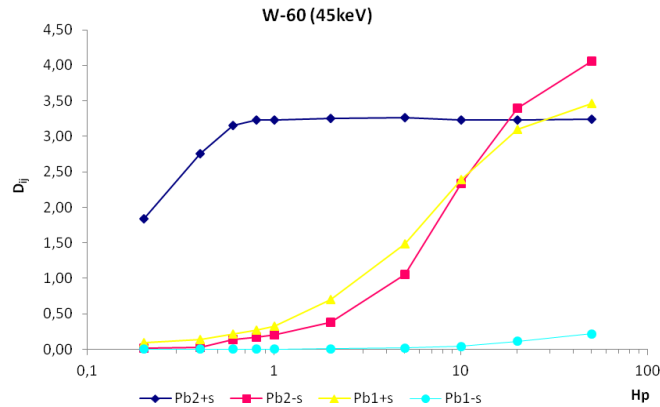


Figura 4: D_{ij} em função do $H_p(10)$ no filtro de chumbo para a energia de 45 keV – emulsão mais sensível e menos sensível, para os arranjos 1 e 2.

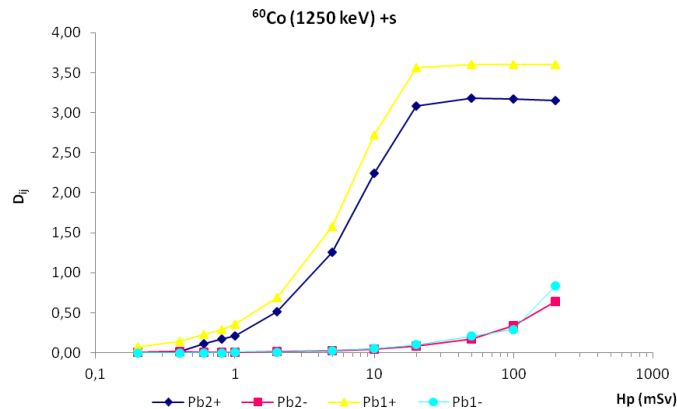


Figura 5: D_{ij} em função do $H_p(10)$ no filtro de chumbo para a energia de 1250 keV – emulsão mais sensível e menos sensível, para os arranjos 1 e 2.

A Figura 4 apresenta os resultados das densidades óticas das películas de emulsão mais e menos sensível, provenientes da região do filtro de chumbo (Pb), em função da dose, e obtidas nos arranjos experimentais 1 e 2, apenas para as irradiações com energia de 45 keV. Comparando-se os dados obtidos nos arranjos, para película de emulsão mais e menos sensível (Pb1+ e Pb1-), pode-se observar que no arranjo 1 as densidades óticas, provenientes da emulsão mais sensível (Pb1+), tiveram o comportamento similar a uma curva característica normal de um filme dosimétrico, onde a densidade ótica apresenta-se inicialmente na região de base + velamento, estendendo-se por uma região linear, chamada de região de interesse, até atingir a região de saturação, região onde, apesar de aumentos da dose, a densidade ótica permanece inalterada. Quanto às densidades óticas provenientes da emulsão menos sensível (Pb1-) percebe-se que quase não houve sensibilização, ou seja, para qualquer dose, as densidades óticas permaneceram na região de base + velamento, o que indica que a avaliação da dose deve ser analisada na película de emulsão mais sensível (Pb1+).

Por outro lado, analisando o arranjo 2, observa-se que a sensibilização do dosímetro foi maior, pois houve a contribuição do espalhamento da radiação ionizante, devido ao fato da radiação atravessar uma parede de 10 mm de material equivalente ao tecido humano. Assim, ao contrário do arranjo 1, observa-se que as densidades óticas provenientes da emulsão mais sensível (Pb2+), para quase todas as doses, apresentam-se na região da curva característica, chamada de região de saturação. Deste modo, as doses têm que ser avaliadas pelas densidades óticas provenientes da película de emulsão menos sensível (Pb2-), que têm comportamento similar a uma curva característica normal de um filme dosimétrico.

O que ocorreu no arranjo 2 deve-se ao fato de que, como na emulsão fotográfica há presença do brometo de prata, o que faz elevar o número atômico efetivo do meio de interação da radiação, para baixas energias da radiação incidente ($E \leq 100$ keV), em que a absorção por efeito fotoelétrico é predominante e apresenta uma dependência direta com o número atômico, os elétrons liberados no ponto de interação desenvolvem um processo rápido de transferência de energia. E como a seção de choque para o efeito fotoelétrico varia rapidamente com a energia, isto ocasiona uma forte dependência energética do dosímetro fotográfico, além disso, alia-se ao fato de o dosímetro está localizado na profundidade de ocorrência do equilíbrio eletrônico.

Foi constatada que para todas as irradiações com energias até 164 keV, utilizadas neste trabalho, pôde ser verificado a ocorrência deste mesmo efeito, o que demonstra a grande dependência energética dos dosímetros para baixas energias.

Na Figura 5, onde os dosímetros foram irradiados com energia de 1250 keV (alta energia), ocorreram comportamentos equivalentes para ambos os arranjos experimentais. O mesmo aconteceu para dosímetros irradiados com energia de 662 keV.

Com o fantoma H_p foi possível comprovar, ainda mais seguramente, a forte dependência energética do sistema dosimétrico para fótons de baixa energia. Segundo diversos pesquisadores^(12 à 15) não se deve utilizar os coeficientes de conversão nas baixas energias, recomendados nos procedimentos ISO 4037-3, uma vez que existem diferenças espectrais nos campos de radiação gerados por diferentes aparelhos de raios X e essas diferenças causam grandes variações percentuais nos coeficientes. O uso do fantoma H_p é um procedimento mais adequado para calibração dos dosímetros, uma vez que utilizando uma câmara de ionização, comercialmente disponível, denominada câmara H_p e desenvolvida no Laboratório alemão - Physikalisch Technische Bundesanstalt (PTB)⁽¹⁶⁾, poderá ser dispensada a utilização de coeficientes de conversão do kerma ar para H_p .

4. CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos pode-se concluir que o fantoma $H_p(10)$ pode ser utilizado para calibração e ensaios para fins de pesquisa e prestação de serviços. É importante ressaltar que as avaliações das doses recebidas pelos trabalhadores devam ser, além de adaptadas para as grandezas recomendadas pelas Comissões Internacionais, sejam também atualizados os métodos utilizados na calibração de dosímetros. Desta forma, o fantoma $H_p(10)$ apresenta-se como solução para eliminar os coeficientes de conversão nas baixas energias. Ele corrobora para que, cada vez mais, novos estudos na dosimetria e aprimoramento das legislações pertinentes sejam realizados.

-
1. Council Directive 96/29/Euratom of 13 May 1996, laying down Basic Safety Standards for the Protection of the Health of Workers and the General Public Against the Dangers Arising from Ionizing Radiation. Official Journal of the European Communities No. L 159, vol. 39 (29 June 1996).
 2. International Commission on Radiation Units and Measurements. Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources. ICRU Report 39 (Bethesda, MD: ICRU) (1985).
 3. Comissão Nacional de Energia Nuclear. CNEN-NN-3.01, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológicas, Brasília, Diário Oficial da União, Brasil (2005).
 4. International Organization for Standardization. X and Gamma Reference Radiations for Calibrating Dosimeters and Doserate Meters and for Determining their Response as a Function of Photon Energy. Part 3: Calibration of Area and Personal Dosimeters and the Measurement of their Response as a Function of Energy and Angle of Incidence. ISO report 4037-3 (Geneva: ISO) (1999).
 5. International Commission on Radiological Protection. Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. ICRP Publication 74. Ann. ICRP 26(3-4), (1997).
 6. International Commission on Radiation Units and Measurements. Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection against External Radiation. ICRU Report 57 (Bethesda, MD: ICRU) (1998).

7. Ankerhold, U. Catalogue of X-ray Spectra and their Characteristic Data — ISO and DIN Radiation Qualities, Therapy and Diagnostic Radiation Qualities, Unfiltered X-ray Spectra. PTB Bericht, PTB-Dos-34, ISBN 3-89701-513-7 (2000).
8. International Organization for Standardization. X and Gamma Reference Radiations for Calibrating Dosimeters and Doserate Meters and for Determining their Response as a Function of Photon Energy. Part 1: Radiation Characteristics and Production Methods. ISO report 4037-1 (Geneva: ISO) (1996).
9. International Electrotechnical Commission. Draft International Standard, thermoluminescence dosimetry system for personal and environmental monitoring. IEC/FDIS 61066, Geneva, 2006.
10. Borasi, G., Giacomelli, M., Tosi, G. Tecniche di ottimizzazione in dosimetria fotografica. In: Atti del I Incontro Nazionale di Analisi e Confronto dei Metodi di Dosimetria Personale, CNEN (ENEA), Milano, 7-9 november 1977, p.172-188 (in Italian), 1977.
11. Bermann, F., Chanourdie, J. C. Reconnaissance assistée des rayonnements à partir des données d'un dosimètre photographique. Radioprotection, 8: p. 189-205, 1973.
12. Ankerhold, U., Behrens, R. and Ambrosi, P. A chamber for determining the conventionally true value of $H_p(10)$ and $H^*(10)$ needed by calibration laboratories. Radiation Protection Dosimetry. v.96(1-3), p.133-137, 2001.
13. Mikami, S., Itié, C., Texier, C. Consideration on calibration and correction factors of an $H_p(10)$ chamber for different radiation qualities and angles of incidence. Radiation Protection Dosimetry. v. 123, n. 1, p. 122-127, 2007.
14. Silva, H. M. M. F. Estudo comparativo de três câmaras de ionização para medição direta do equivalente de dose individual, a 10 mm de profundidade, $H_p(10)$. 2009. 101p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica), Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, 2009.
15. Silva, H., Cardoso, J., Oliveira, C. Development of a new ionisation chamber, for $H_p(10)$ measurement, using Monte-Carlo simulation and experimental methods. Radiation Protection Dosimetry. pp. 1-5, 2011.
16. Ankerhold, U., Ambrosi, P., Eberle, T. A chamber for determining the conventionally true value of $H_p(10)$ and $H^*(10)$ needed by calibration laboratories. Radiation Protection Dosimetry. v.96(1-3), p.133-137, 2001.