

COMPARAÇÃO ENTRE MEDIÇÕES (TL E LOE) NUMA SIMULAÇÃO DE OPERAÇÃO DE CALIBRAÇÃO DE APLICADORES CLÍNICOS

Patrícia L. Antonio¹, Teresa C. N. O. Pinto^{1,2}, Linda V. E. Caldas¹

¹Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Comissão Nacional de Energia Nuclear, IPEN-CNEN/SP
Av. Professor Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária – 05508-000 – São Paulo, SP
patrilan@ipen.br, lcaldas@ipen.br

²Fundacentro, Ministério do Trabalho e Emprego, São Paulo, SP, Brasil
Rua Capote Valente, 710 – Jardim Paulista – 05409-020 – São Paulo, SP
nathan@fundacentro.gov.br

RESUMO

Os procedimentos de betaterapia são realizados utilizando-se aplicadores clínicos de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$, que devem ser calibrados periodicamente como parte de seu programa de controle de qualidade e como garantia de um tratamento eficaz. Os responsáveis pela calibração podem ser expostos à radiação beta, embora todo aplicador clínico possua uma proteção de acrílico necessária para proteger as mãos do operador. Dosímetros termoluminescentes (TLD) de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e detectores de luminescência opticamente estimulada (LOE) de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ foram posicionados em mãos, pulsos, tronco e rosto de um operador para se verificar as doses recebidas nestes locais e para uma comparação entre as técnicas de medição. Os resultados obtidos apresentaram diferenças inferiores a 8% entre as duas técnicas.

Palavras-chave: termoluminescência, luminescência opticamente estimulada, radiação beta.

ABSTRACT

Betatherapies procedures are realized using $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ clinical applicators. These sources have to be periodically calibrated as part of their quality control program, and to ensure an effective treatment. The workers that calibrate the monitors may be exposed to beta radiation, although each clinical applicator has a necessary PMMA plaque to protect the operator hands. Thermoluminescent dosimeters (TLD) of $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ and optically stimulated luminescence detectors of $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ were positioned on the hands, wrists, torso and face of an operator, to verify the absorbed doses received at these places and for the comparison between the measurement techniques. The results obtained showed differences lower than 8% between the two techniques.

Keywords: Thermoluminescence, optically stimulated luminescence, beta radiation.

INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, o uso da radiação beta em diversas áreas vem aumentando, com o consequente crescimento do número de trabalhadores ocupacionalmente expostos a este tipo de radiação. Estes indivíduos recebem doses de radiação maiores em especial nas extremidades, principalmente mãos e dedos, sendo a distribuição de dose

nestes casos quase sempre não homogênea [1]. Assim, deve-se controlar estas doses, dentro de um programa de controle de qualidade, como por exemplo, no caso de Medicina Nuclear [2].

Em geral, a dosimetria é realizada para se determinar as doses recebidas pelo corpo inteiro, mas, quando trabalhadores manipulam materiais radioativos, podem expor suas extremidades a doses

significativamente maiores que as doses recebidas pelo restante do corpo [3,4].

Nestes casos, para se obter uma dosimetria mais acurada e representativa da exposição ocupacional, torna-se extremamente importante a utilização de dosímetros de extremidade [5], capazes de mensurar as doses recebidas [2]. De maneira geral, este tipo de monitoração de extremidades baseia-se no posicionamento de dosímetros em locais estratégicos, ou seja, nas partes do corpo mais expostas à fonte de radiação.

Entre as técnicas de estimulação dos dosímetros, utilizados em monitoração pessoal, pode-se citar a termoluminescência (TL) e, mais recentemente, a luminescência opticamente estimulada (LOE) [6]. Os dosímetros termoluminescentes têm sido utilizados na detecção de radiação beta [7,8]. Entretanto, detectores LOE também vêm sendo utilizados para esta finalidade, em especial dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ na dosimetria individual [9,10,11,12].

Os dosímetros termoluminescentes podem ser empregados na calibração de aplicadores clínicos de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ [13,14]. Estas fontes são utilizados em procedimentos de betaterapia e são, geralmente, planas ou curvas, sendo usadas no tratamento de queloides e pterígios, respectivamente. Devido a sua utilização, os aplicadores clínicos devem ser calibrados com certa periodicidade como parte do cumprimento do programa de controle de qualidade destas fontes e, desta forma, assegurar a qualidade do tratamento.

Uma das técnicas que pode ser utilizada na calibração dos aplicadores clínicos é o uso de câmaras de ionização de placas paralelas com variação no seu volume sensível, as câmaras de extrapolação [7,15,16,17]. Estas câmaras são recomendadas para a detecção de radiação beta e de raios X de energias baixas.

Este trabalho tem os objetivos principais de: estudar a viabilidade de uso de dosímetros TL e detectores LOE para monitoração de extremidades, bem como a metodologia desenvolvida para esta finalidade; e comparar as doses obtidas por meio das técnicas de TL e LOE.

MATERIAIS E MÉTODOS

Inicialmente, a reprodutibilidade de resposta e o limite inferior de detecção foram determinados para as amostras. As medições de TL foram realizadas utilizando-se dosímetros finos de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, com dimensões de 6,0 mm de diâmetro e 0,2 mm de espessura. Estes dosímetros são produzidos pelo Laboratório de Materiais Dosimétricos do IPEN. As leituras foram feitas utilizando-se um sistema Harshaw TLD Reader, modelo 3500. Os dosímetros TL foram tratados a 300°C durante 1 hora logo após as leituras para doses inferiores a 1 Gy e durante 3 horas para doses superiores a este valor, para sua reutilização.

Para o estudo de reprodutibilidade, os dosímetros TL foram irradiados com uma fonte de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ (1850 MBq, 1981), do sistema padrão secundário beta Buchler GmbH & Co., modelo BSS1, Alemanha, a uma distância de 11 cm entre a fonte e o detector (1 Gy).

Para as medições de LOE, foram utilizados os detectores comerciais de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$, tipo *Nanodot*, cobertos com folha de Mylar de densidade superficial 5,61 mg/cm², e um leitor LOE com *software*, ambos da Landauer. Todos os detectores foram previamente tratados em uma caixa de madeira, com dimensões 66 cm x 21 cm x 17 cm, contendo duas lâmpadas fluorescentes de 20 W, Sylvania, modelo F 16 W/78, durante 12 horas (26×10^3 lux), antes de sua utilização. Para a obtenção da reprodutibilidade dos detectores LOE, estes dosímetros foram irradiados com a fonte de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ (460 MBq, 2004), do sistema padrão secundário beta Isotrak, modelo BSS2, Alemanha. Estas medições foram realizadas a uma distância de 30 cm (6 mGy).

Os dosímetros TL e os detectores de LOE foram posicionados aos pares em relação às fontes, envoltos em um filme plástico de densidade superficial de 1,095 mg/cm².

Os detectores foram posicionados (Fig. 1) nas mãos sobre a luva do operador, nos pulsos, no tronco, sobre o avental, e na frente e atrás do capacete de proteção do rosto, principalmente na altura dos olhos.



Figura 1: Dosímetros posicionados na mão do operador ou sobre a luva, durante a simulação de calibração.

Para a simulação de uma operação de calibração de aplicadores clínicos de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$, uma mini-câmara de extrapolação de janela plana [17], desenvolvida no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN (LCI), foi utilizada.

O arranjo experimental adotado durante a simulação obedeceu às práticas seguidas pelo LCI na calibração destas fontes de radiação beta. A mini-câmara de extrapolação foi posicionada em um suporte desenvolvido para esta própria finalidade, conforme pode ser observado na Fig. 2.

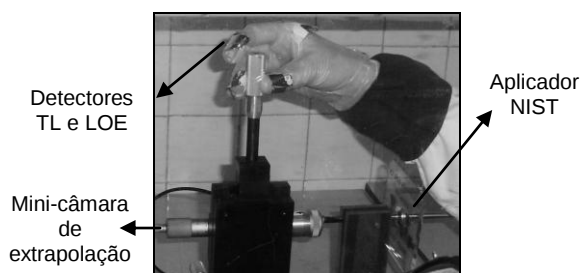


Figura 2: Arranjo experimental utilizado durante a simulação de operação de calibração de aplicadores clínicos de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$.

O aplicador clínico de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ utilizado durante a simulação foi uma fonte fabricada pela Atlantic Research Corporation e pertencente ao LCI, denominado aplicador NIST por possuir certificado de calibração do laboratório padrão primário do National Institute of Standards and Technology, constituindo um sistema padrão secundário.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Reprodutibilidade de resposta

A reprodutibilidade da resposta TL das 16 amostras de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ utilizadas neste trabalho foi determinada após cinco séries de irradiações, a uma dose de 1 Gy ($^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$), leitura e tratamentos térmicos, consecutivamente. O desvio percentual máximo obtido para as pastilhas TL apresentou-se igual a 4,1%, e a incerteza associada foi de 8,7%.

A reprodutibilidade da resposta LOE, usando-se 20 detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, obtida após dez séries de irradiações, a uma dose de 6 mGy ($^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$), medições e tratamentos ópticos, foi determinada por Pinto e Caldas [18] como sendo 4,9%, e a incerteza associada foi de 2,8%.

Limites inferiores de detecção

O limite inferior de detecção, que representa a variabilidade da resposta TL de pastilhas não-irradiadas, levando-se em conta também a reprodutibilidade das pastilhas, foi obtido para os dosímetros TL de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$. O limite para estas amostras foi de 56 μGy , apresentando-se compatível com o valor obtido por Campos e Lima [8], para radiação beta de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$.

Para os detectores de LOE, o limite inferior de detecção obtido foi de 0,13 mGy. Nesse caso, as amostras de LOE foram irradiadas com a fonte de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ do sistema BSS2 [18]

Curvas de dose-resposta

Para a determinação da dose absorvida recebida pelos trabalhadores expostos à fonte de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$, foi necessária a elaboração de curvas de dose-resposta para os dosímetros TL e detectores LOE.

Os dosímetros TL foram irradiados com a fonte de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ (1850 MBq, 1981) do sistema BSS1, variando-se a dose entre 0,5 mGy e 2,0 Gy. A linearidade da curva de dose-resposta obtida para as pastilhas de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ pode ser observada na Fig. 3.

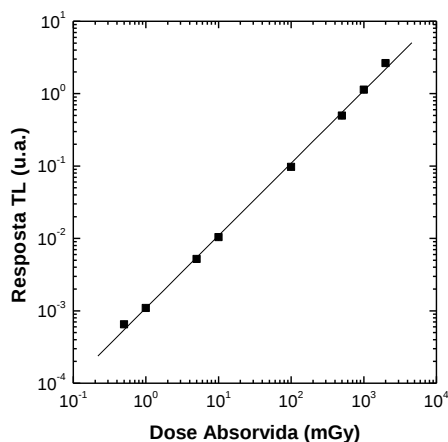


Figura 3: Curva de dose-resposta obtida para dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ expostos à fonte de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ (sistema BSS1).

A curva de dose-resposta dos detectores LOE (Fig. 4) foi obtida irradiando-se as amostras com a fonte de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ (460 MBq, 2004) do sistema BSS2, com doses entre 0,5 mGy e 10 mGy, e com a fonte de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ do sistema BSS1, com doses entre 100 mGy e 2 Gy.

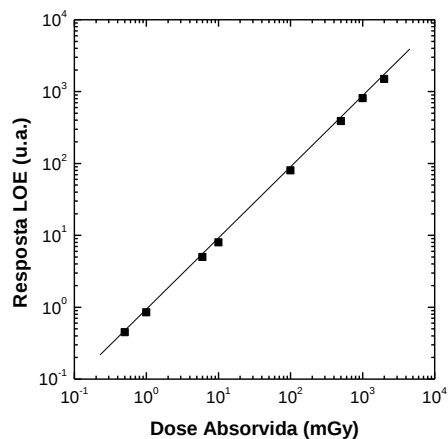


Figura 4: Curva de dose-resposta obtida para detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ expostos às fontes de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ (sistemas BSS1 e BSS2).

A curva obtida das pastilhas de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ apresentou comportamento linear no intervalo de dose entre 0,5 mGy e 2 Gy. A curva de dose-resposta das amostras de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ apresentou também um

comportamento linear em todo o intervalo de dose estudado (0,5 mGy a 2 Gy).

Determinação da dose absorvida

As doses absorvidas foram obtidas a partir das respostas TL e LOE, utilizando-se as curvas de dose-resposta das Fig. 3 e 4. As doses obtidas nas extremidades (mãos e pulsos), tronco e olhos, durante a operação de simulação de calibração de aplicadores clínicos de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$, podem ser observadas na Tabela 1. As Fig. 5 e 6 mostram o posicionamento dos detectores na mão e no tronco do operador.

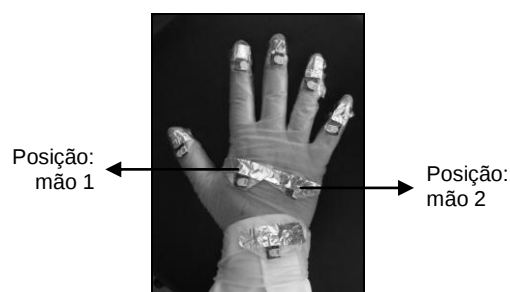


Figura 5: Posicionamento dos detectores nas mãos do operador.



Figura 6: Posicionamento dos detectores no tronco do operador.

Este estudo foi realizado com a finalidade principal de verificar a adequação dos dosímetros TL e detectores LOE *Nanodots*, da Landauer, e da metodologia desenvolvida para monitoração de extremidades, e não especificamente para verificar a exposição do operador durante a calibração de aplicadores clínicos de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$, uma vez que os detectores foram posicionados sobre a proteção utilizada pelo trabalhador (luvas, avental e protetor do rosto).

A operação de calibração de aplicadores clínicos ocorre durante aproximadamente 20 minutos, dependendo da necessidade de ajustes e da experiência do operador. Foi verificado que a falta de homogeneidade e a distribuição das doses nas extremidades são características da operação e da forma como ela é realizada.

Tabela 1: Valores de dose absorvida obtidos durante a operação de simulação de calibração de um aplicador clínico

Posição dos Detectores	Dose Absorvida (mGy)	
	TL	LOE
Olho (lado externo da proteção)	1,00 ± 0,06	0,99 ± 0,06
Olho (lado interno da proteção)	0,71 ± 0,04	0,72 ± 0,01
Tronco (lado esquerdo)	0,74 ± 0,04	0,80 ± 0,06
Tronco (lado direito)	—	0,65 ± 0,02
Pulso direito	0,54 ± 0,03	0,55 ± 0,02
Polegar direito	0,96 ± 0,06	0,98 ± 0,05
Indicador direito	1,02 ± 0,06	0,94 ± 0,01
Médio direito	0,83 ± 0,05	0,85 ± 0,03
Anelar direito	0,86 ± 0,05	0,83 ± 0,02
Mínimo direito	0,88 ± 0,05	—
Mão direita 1	1,58 ± 0,09	1,49 ± 0,01
Mão direita 2	—	1,05 ± 0,03
Pulso esquerdo	0,72 ± 0,04	0,75 ± 0,03
Polegar esquerdo	1,29 ± 0,08	1,20 ± 0,01
Indicador esquerdo	2,02 ± 0,12	—
Médio esquerdo	1,54 ± 0,09	1,43 ± 0,10
Anelar esquerdo	1,43 ± 0,08	1,32 ± 0,03
Mínimo esquerdo	1,00 ± 0,06	0,96 ± 0,05
Mão esquerda 1	—	1,23 ± 0,02
Mão esquerda 2	—	1,25 ± 0,01

Os resultados obtidos utilizando-se detectores TL e LOE apresentaram valores semelhantes quando comparados entre si para cada uma das posições das mãos,

pulsos, tronco e altura dos olhos. Pode-se observar que, para a técnica TL, as doses absorvidas variaram entre 0,54 mGy e 2,02 mGy, enquanto que para a técnica OSL a variação ocorreu entre 0,55 mGy e 1,49 mGy.

CONCLUSÕES

As doses absorvidas obtidas apresentaram uma distribuição de radiação beta não homogênea nas mãos, dedos e pulsos, tanto no caso das medições TL como LOE, quando as amostras foram irradiadas durante a simulação do procedimento de calibração de um aplicador clínico de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ no LCI. A comparação realizada entre as medições com os dois tipos de dosímetros apresentou uma variação máxima de 8% para os dedos anelar esquerdo e indicador direito. Os resultados mostram que os dosímetros TL e LOE são eficazes para a monitoração individual de trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação beta.

Considerando-se os maiores valores de dose absorvida obtidos com as técnicas TL e LOE, e levando-se em conta que a dose equivalente máxima anual permitida no Brasil é de 500 mSv (ou 500 mGy de dose absorvida, no caso da radiação beta), conclui-se que o operador não protegido adequadamente pode realizar no máximo 247 calibrações semelhantes utilizando dosímetros TL e 335 calibrações com detectores LOE, por ano.

AGRADECIMENTOS

As autoras agradecem à Dra. Letícia L. C. Rodrigues, pelo fornecimento dos dosímetros termoluminescentes, à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e ao Ministério de Ciência e Tecnologia (MCT, Projeto: Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia (INCT) em Metrologia das Radiações na Medicina), pelo apoio financeiro parcial.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] MANCOSU, P.; CANTONE, M.C.; VERONESE, I.; GIUSSANI, A. Spatial distribution of beta extremity doses in

nuclear medicine: A feasibility study with thin α - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ TLDs. *Phys. Med.*, v.26, n.1, p. 44-48, 2010.

- [2] BARTH, I.; RIMPLER, A.; MIELCAREK, J. Beta radiation of medical personnel. In: of the Eleventh International Conference of the IRPA, 22-28 May 2004, Madrid, *Proceedings*, Spain (CD-ROM).
- [3] TSOPELAS, C.; COLLINS, P. J.; BLEFARI, C. A. A simple and effective technique to reduce staff exposure during the preparation of radiopharmaceuticals. *J. Nucl. Med. Tech.*, n.31, p.37-40, 2003.
- [4] CECATTI, S. G. P.; GUIMARÃES, M. I. C. C.; CALDAS, L. V. E. Application of a wrist dosimeter prototype for radiation monitoring (^{153}Sm) during a therapeutic procedure simulation. *J. Radiol. Prot.*, n.29, p.519-525, 2009.
- [5] DURHAM, J. S.; ZHANG, X.; PAYNE, F.; AKSELROD, M. S. Design of a finger ring extremity dosimeter based on OSL readout of α - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. *Radiat. Prot. Dosim.*, n.101, p.65-68, 2002.
- [6] BOTTER-JENSEN, L. Development of optical stimulated luminescence techniques using natural minerals and ceramics, and their application to retrospective dosimetry. Risø National Laboratory, Report-1211 (EN), Roskilde, 2000.
- [7] ICRU, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. v.4, n.2, England, 2004. (ICRU Report nº 72).
- [8] CAMPOS, L. L.; LIMA, M. F. Thermoluminescent $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ teflon pellets for beta radiation detection. *Radiat. Prot. Dosim.*, v.18, n.2, p.95-97, 1987.
- [9] AKSELROD, A.; AKSELROD, M. S.; LARSEN, N. A.; BANERJEE, D.; BOTTER-JENSEN, L.; CHRISTENSEN, P.; LUCAS, A. C.; MCKEEVER, S. W. S.; YODER, R. C. Optically stimulated luminescence response of Al_2O_3 to beta radiation. *Radiat. Prot. Dosim.*, v.85, n.1-4, p.125-128, 1999.
- [10] BOTTER-JENSEN, L.; MCKEEVER, S. W. S.; WINTLE, A. G. Optically Stimulated Luminescence Dosimetry, Elsevier: Amsterdam, 2003.
- [11] MCKEEVER, S. W. S.; BLAIR, M. W.; BULUR, E.; GAZA, R.; GAZA R., KALCHGRUBER, R.; KLEIN, D. M.; YUKIHARA, E. G. Recent advances in dosimetry using the optically stimulated luminescence of $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. *Radiat. Prot. Dosim.*, v.109, n.4, p.269-276, 2004.
- [12] PINTO, T. N. O.; CECATTI, S. G. P.; GRONCHI, C. G.; CALDAS, L. V. E. Application of the OSL technique for beta dosimetry. *Radiat. Meas.*, v.46, n.2-6, p.332-334, 2008.
- [13] OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E. Performance of thin $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ pellets for calibration of a $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ source. *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A.*, n.580, p.293-295, 2007.
- [14] ANTONIO, P. L.; CALDAS, L. V. E. 2009. Desenvolvimento de um sistema postal dosimétrico para calibração de aplicadores clínicos de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$. *Book of Abstracts*, Primeiro Congresso de Proteção contra Radiações de Países e Comunidades de Língua Portuguesa, 24 a 27 de novembro, 2009; Lisboa, Portugal.
- [15] DIAS, S. K.; CALDAS, L. V. E. Development of an extrapolation chamber for the calibration of beta-ray applicators. *IEEE Trans. Nucl. Scie.*, v.5, n.3, p.1666-1669, 1998.
- [16] IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy. Vienna, 2002 (IAEA-TECDOC-1274).

- [17] OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E. A special mini-chamber extrapolation for calibration of $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ sources. *Phys. Med. Biol.*, v.50, p.2929-2936, 2005.
- [18] PINTO, T. C. N. O.; CALDAS, L. V. E. Characterization of OSL commercial dosimeters using a hand phantom, in standard beta radiation beams. *Proceedings of the International Nuclear Atlantic Conference*. 27 de setembro a 02 de outubro, 2009; Rio de Janeiro, Brasil.