

# Desenvolvimento de um Sistema Postal Dosimétrico para Calibração de Aplicadores Clínicos de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$

Patrícia L. Antonio e Linda V. E. Caldas

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Comissão Nacional de Energia Nuclear, IPEN - CNEN/SP  
Av. Prof. Lineu Prestes 2242, Cidade Universitária, 05508-000, São Paulo, São Paulo, Brasil – Tel/Fax: +55 11 3133-9716  
[patrilan@ipen.br](mailto:patrilan@ipen.br), [lcaldas@ipen.br](mailto:lcaldas@ipen.br)

*Resumo.* O Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN (LCI) oferece serviços de calibração de diferentes instrumentos metrológicos e com vários tipos de radiações. Recentemente, o LCI iniciou a calibração de aplicadores clínicos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , com a utilização de uma mini-câmara de extrapolação, quando estas fontes puderem ser enviadas das clínicas ao laboratório LCI. Entretanto, várias clínicas e hospitais brasileiros que trabalham com braquiterapia com estes aplicadores, muitas vezes não podem enviá-los ao LCI, para evitar interrupção e atraso nos tratamentos dos pacientes. Tentando minimizar este problema, foi sugerido um método alternativo de calibração. O objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de um sistema postal dosimétrico que deverá ser enviado às clínicas e aos hospitais, para que a calibração seja feita no próprio local de uso destas fontes.

*Abstract.* The Calibration Laboratory of IPEN (LCI) offers calibration services of different metrology instruments using various types of radiation. Recently, the LCI started to offer the calibration service of  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  clinical applicators, using a mini-extrapolation chamber, for those sources which can be sent to the laboratory. Several Brazilian clinics and hospitals that offer brachytherapy treatments and still use these applicators, sometimes can not send them to the LCI, to avoid disruption and delays in the patient treatments. To minimize this problem, an alternative calibration method was suggested. The objective of this work was the development of a dosimetric postal system to be sent to clinics and hospitals, for the calibration of these sources.

*Palavras-chave:* Aplicadores clínicos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , calibração, câmara de extrapolação, dosimetria termoluminescente, sistema postal dosimétrico.

## INTRODUÇÃO

As fontes de radiação beta, assim como de outros tipos de radiação, e todos os instrumentos metrológicos devem ser calibradas, de maneira a obedecer a programas de controle de qualidade. De acordo com recomendações internacionais (IAEA, 2002; ICRU, 2004), De Almeida e col. (2000) e Soares e col. (2001), a dosimetria e a calibração dos aplicadores clínicos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  devem ser realizadas de maneira periódica, para garantir o uso correto destas fontes. A calibração destas fontes é realizada em termos de taxa de dose absorvida na água.

Os aplicadores clínicos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  são fontes de radiação beta utilizados em braquiterapia no tratamento de lesões superficiais da pele e dos olhos, podendo ser, portanto, dermatológicos (geralmente planos) ou oftálmicos (geralmente curvos). Eles podem ser calibrados utilizando-se diversos métodos, dentre os quais estão o uso de câmaras de extrapolação e da dosimetria termoluminescente (De ALMEIDA e col., 2000; SOARES e col., 2001). Devido à meia-vida das fontes de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  ser alta (28,8 anos), muitos aplicadores ainda são utilizados em clínicas e hospitais brasileiros que trabalham com braquiterapia, apesar destas fontes não serem mais comercializadas há algum tempo.

O Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN (LCI) vem oferecendo serviços de calibração de detectores portáteis com radiação X, gama e beta, detectores de contaminação alfa e beta, dosímetros clínicos com radiação gama, detectores utilizados em radiodiagnóstico (convencional, tomografia e mamografia) e ativímetros utilizados em Medicina Nuclear há muitos anos. Mais recentemente, o LCI iniciou o serviço de calibração de aplicadores clínicos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , utilizando-se uma mini-câmara de extrapolação que foi desenvolvida exclusivamente para esta finalidade (OLIVEIRA e CALDAS, 2005). Neste caso, os aplicadores são enviados ao LCI.

Durante muito tempo, estas fontes foram calibradas pelo fabricante ou pelo laboratório padrão primário do *National Institute of Standards and Technology* (NIST), e não por ambos (HOLMES e col., 2009). Soares (1995) verificou que diferenças de aproximadamente 20% ocorreram entre as duas calibrações. Por isso é importante que a calibração dos aplicadores seja feita no próprio local onde são utilizados, ou seja, nas clínicas e nos hospitais com serviços de braquiterapia. Outro motivo para esta calibração é que nem sempre os aplicadores podem ser enviados ao LCI, quando, por exemplo, forem pertencentes a clínicas e a hospitais de outros estados do país. Como o envio destas fontes a um laboratório de calibração pode resultar num atraso de tratamento de pacientes, a calibração no próprio local do seu uso torna-se uma alternativa relevante.

Desta maneira, o objetivo deste trabalho foi desenvolver um sistema postal dosimétrico de calibração de aplicadores clínicos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , a ser enviado às clínicas e aos hospitais de radioterapia, como método alternativo toda vez que os aplicadores clínicos não puderem ser enviados ao LCI. Este sistema postal foi desenvolvido utilizando-se dosímetros termoluminescentes (TLDs) de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ , os quais Oliveira e Caldas (2004) mostraram serem os mais adequados para a calibração deste tipo de fonte.

Para a elaboração do sistema postal, foi feita a calibração de diferentes aplicadores clínicos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , utilizando-se a mini-câmara de extrapolação e dosímetros termoluminescentes. Assim, uma comparação foi feita

entre as duas técnicas, utilizadas pelo LCI, e, analisando-se os resultados obtidos na calibração por meio de TLDs, pôde-se verificar a viabilidade do sistema postal dosimétrico.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Neste estudo, foram utilizados sete aplicadores clínicos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , sendo cinco com geometria plana (NIST, A, B, D e E), um curvo (F) e um com geometria levemente curva (C). Os aplicadores clínicos NIST, A e B são pertencentes ao LCI, enquanto que os outros quatro aplicadores foram gentilmente emprestados por diferentes clínicas. O aplicador NIST foi calibrado no laboratório de calibração primário dos EUA, *National Institute of Standards and Technology* (NIST), e foi utilizado neste trabalho como sistema padrão. A Tabela 1 apresenta as características principais dos aplicadores clínicos utilizados no presente trabalho.

Tabela 1 – Principais características dos aplicadores clínicos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ .

Aplicador	Tipo	Marca/Modelo	Taxa de Dose Absorvida (Gy/s)	Data de Calibração Original
NIST	Dermatológico	Atlantic Research Corporation/B-1 S/N 233	$0,40 \pm 0,02$	28.01.2003
A	Dermatológico	Amersham/SIQ 18	$0,056 \pm 0,011$	08.11.1968
B	Dermatológico	Não possui certificado		
C	Dermatológico/ Oftálmico	Amersham/SAI 20	0,438*	31.07.1996
D	Dermatológico	Amersham/SIQ 21	0,053*	17.09.1986
E	Dermatológico	Amersham/5072 2096	0,0401*	14.05.2003
F	Oftálmico	Amersham/SAI 6/1418	0,0296*	14.05.2003

\* Não apresentam incerteza nos dados de seus certificados de calibração

Para a calibração inicial dos aplicadores clínicos, foi utilizada uma mini-câmara de extrapolação de janela plana, que permaneceu acoplada a um eletrômetro PTW, modelo Unidos, durante as medições. Os valores de carga foram coletados para serem convertidos em corrente de ionização e, então, corrigidos para as condições normais de temperatura e pressão. Durante este procedimento, a mini-câmara de extrapolação e o aplicador foram fixados horizontalmente em um suporte, desenvolvido para esta finalidade. A Figura 1 mostra o arranjo utilizado durante as medições para a calibração de cada aplicador clínico.

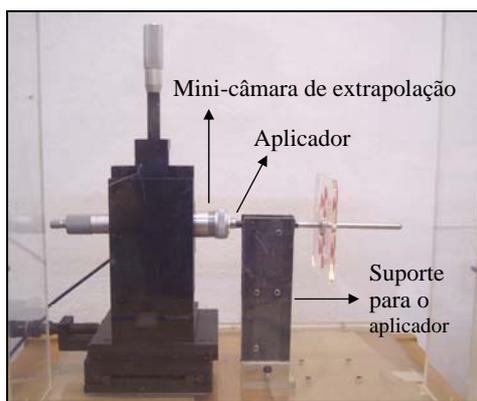


Figura 1 – Arranjo experimental utilizado durante a calibração dos aplicadores utilizando-se a mini-câmara de extrapolação.

Foram utilizadas, na calibração dos aplicadores, por meio da técnica termoluminescente, pastilhas finas de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ , com 6,0 mm de diâmetro e 0,2 mm de espessura, produzidas no Laboratório de Materiais Dosimétricos (LMD) do IPEN. Para o estudo de reprodutibilidade, estas pastilhas foram irradiadas usando-se uma fonte de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  (1850 MBq, 1981) do Sistema Padrão Secundário Beta 1 (BSS1), posicionada a 11 cm de distância entre a fonte e o detector. Para as medições de calibração, os dosímetros foram irradiados com todos os aplicadores clínicos.

Cada pastilha foi posicionada sobre um objeto simulador de acrílico, e a distância utilizada entre a fonte e o dosímetro foi nula, conforme pode ser observado na Figura 2.

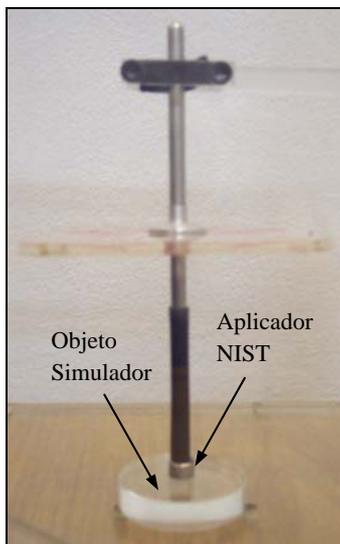


Figura 2 – Arranjo experimental utilizado durante as medições para a calibração dos aplicadores clínicos utilizando dosímetros termoluminescentes.

As amostras de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  foram tratadas termicamente a  $300^\circ\text{C}$  durante 3 horas e, a seguir, foram resfriadas, para a sua reutilização. A avaliação termoluminescente dos dosímetros foi realizada utilizando-se um sistema leitor TL, Harshaw Nuclear System, modelo 2000A/B, com uma taxa de aquecimento linear de  $10^\circ\text{C/s}$ , ciclo de leitura de 30s, fluxo constante de  $\text{N}_2$  de 5,0 l/min e emissão de luz integrada num intervalo de temperatura de  $180^\circ\text{C}$  a  $350^\circ\text{C}$ .

Para o desenvolvimento do sistema postal, foram utilizadas cinco placas de acrílico de 5,0 cm de diâmetro e 1,0 cm de espessura, com um orifício de mesma espessura da pastilha e 6,2 mm de diâmetro.

## RESULTADOS

### 1. Calibração de aplicadores clínicos utilizando o aplicador NIST como referência (sistema padrão)

Inicialmente, a mini-câmara de extrapolação foi calibrada em relação ao sistema de referência adotado neste método, ou seja, o aplicador NIST. Para tal, foi necessária a elaboração de uma curva de extrapolação para o aplicador NIST, que pode ser observada na Figura 3. A curva de extrapolação representa a variação da corrente de ionização em função da distância entre os eletrodos da mini-câmara (distância inter-eletródica). Aplicando-se a Equação 1, foi possível determinar o coeficiente de calibração,  $F$ , da mini-câmara de extrapolação:

$$F = \frac{\dot{D}}{B} \quad (1)$$

onde  $\dot{D}$  é a taxa de dose absorvida fornecida no certificado de calibração do aplicador e  $B$  é o coeficiente angular da curva de extrapolação.

Posteriormente, uma curva de extrapolação foi obtida para os outros aplicadores clínicos, e podem ser observadas na Figura 4a-f. Todas as curvas foram obtidas para as distâncias inter-eletródicas de 0,7, 0,8, 0,9 e 1,0 mm, e considerando-se uma profundidade nula real de 0,40 mm (OLIVEIRA e CALDAS, 2005) para cada aplicador. Para a elaboração destas curvas, foram tomadas cinco medições de carga para cada uma das polaridades positiva e negativa de tensão ( $\pm 50$  V). O intervalo de coleta de carga foi de 60 s.

Todas as curvas de extrapolação apresentaram comportamento linear, com coeficientes de correlação superiores a 0,9995. As incertezas calculadas para estas medições foram obtidas para um fator de abrangência,  $k$ , igual a 2. No caso das curvas de extrapolação, as incertezas apresentaram-se inferiores a 0,1% e, por este motivo, as barras de erro se tornaram imperceptíveis.

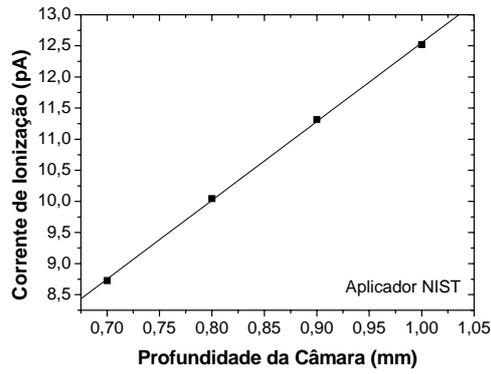
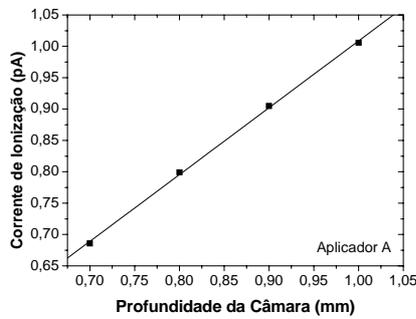
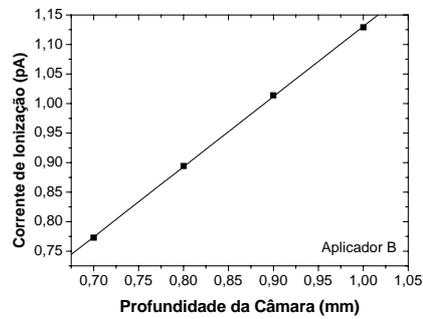


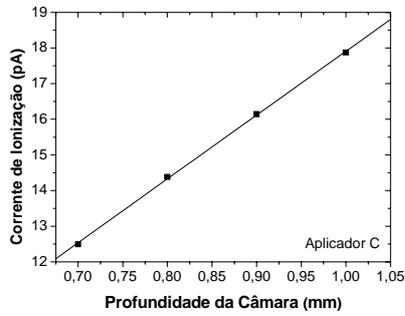
Figura 3 – Curva de extrapolação obtida com a mini-câmara de extrapolação e o aplicador dermatológico NIST de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ .



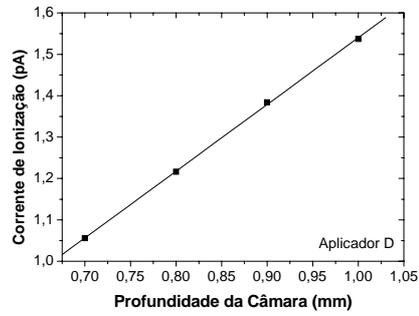
(a)



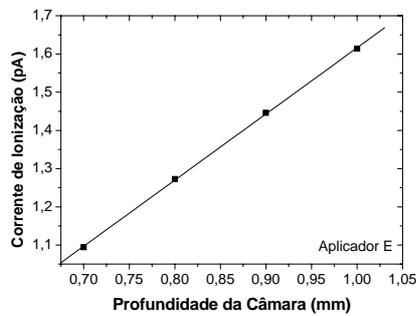
(b)



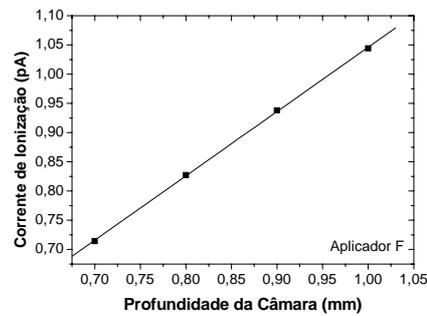
(c)



(d)



(e)



(f)

Figura 4 – Curvas de extrapolação obtidas com a mini-câmara de extrapolação e os aplicadores clínicos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ : (a) A, (b) B, (c) C, (d) D, (e) E e (f) F.

Aplicando-se à Equação 1 o coeficiente angular das curvas de extrapolação obtidas para os aplicadores A, B, C, D, E e F, e o coeficiente de calibração obtido anteriormente para o aplicador NIST, foi possível a obtenção da taxa de dose absorvida para a superfície de cada um destes aplicadores.

Na Tabela 2 são apresentados os valores de taxa de dose absorvida obtidos, em comparação com os valores fornecidos pelos certificados de calibração dos aplicadores clínicos, corrigidos para a data da medida, devido ao decaimento radioativo.

Tabela 2 – Taxas de dose absorvida obtidas neste trabalho, em comparação com as fornecidas nos seus certificados de calibração dos aplicadores clínicos.

Aplicador	Taxa de dose absorvida (Gy/s)		Variação (%)
	Certificado	Este trabalho	
A	0,0213 ± 0,0043	0,0295 ± 0,0036	-28
B	Não possui certificado	0,0329 ± 0,0040	Não se aplica
C	0,3245 ± 0,0649	0,4953 ± 0,0587	-34
D	0,0299 ± 0,0060	0,0446 ± 0,0055	-33
E	0,0349 ± 0,0070	0,0511 ± 0,0065	-32
F	0,0257 ± 0,0051	0,0302 ± 0,0037	-15

Analisando-se os resultados, pode-se observar que os valores de taxa de dose absorvida dos aplicadores clínicos apresentaram uma variação percentual mínima para o aplicador F (-15%) e máxima para o aplicador C (-34%). Soares (1995) verificou em um estudo, onde utilizou diversos modelos de aplicadores da Amersham, que ocorre uma variação entre os valores de taxa de dose absorvida fornecidos no certificado de calibração de cada fonte e os obtidos na calibração pelo NIST entre -12% e -27%. Além disso, de acordo com Soares (2009), os aplicadores clínicos apresentam uma falta de uniformidade no material radioativo depositado em sua superfície, o que também pode acarretar numa variação nos resultados.

## 2. Calibração de aplicadores clínicos utilizando dosímetros termoluminescentes

Inicialmente, a reprodutibilidade das pastilhas de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  foi estudada. Foram realizadas cinco séries de medições e tratamentos térmicos, após as amostras serem irradiadas com uma dose de 1,0 Gy. O desvio máximo percentual obtido foi de 4,1% e a incerteza associada foi de 10,4%.

O limite inferior de detecção também foi obtido, avaliando-se a variabilidade da resposta termoluminescente (TL) de pastilhas não irradiadas. O limite inferior obtido para os dosímetros foi de 77,2  $\mu\text{Gy}$ .

Para a calibração dos aplicadores clínicos por meio da técnica termoluminescente, foi necessária a obtenção de uma curva de dose-resposta para os dosímetros. A resposta TL das pastilhas foi obtida em função da dose absorvida no ar, irradiando-se as pastilhas com o aplicador NIST a uma distância nula entre o aplicador e o dosímetro e com doses entre 5,0 e 20,0 Gy. A incerteza máxima relativa obtida nas medições para a curva de dose-resposta, que pode ser observada na Figura 5, foi de 6,7%.

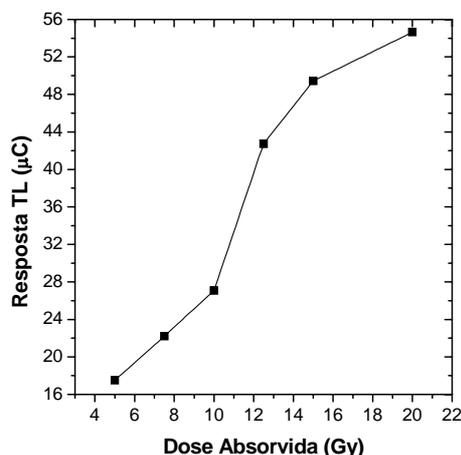


Figura 5 – Curva de dose-resposta das pastilhas de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  expostas ao aplicador clínico NIST.

Após a obtenção desta curva, as pastilhas de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  foram irradiadas com os aplicadores A, B, C, D, E e F, pelos intervalos de tempo de irradiação de 330, 330, 25, 300, 240 e 360 s, respectivamente, a uma distância nula entre a fonte e o dosímetro.

Aplicando-se a resposta TL obtida nas medições de cada aplicador à curva, foi possível a obtenção da dose absorvida, correspondente a cada resposta TL. Assim, as taxas de dose absorvida para todos os aplicadores foram determinadas e podem ser observadas na Tabela 3, em comparação com as taxas fornecidas nos certificados de calibração dos aplicadores.

Tabela 3 – Taxas de dose absorvida obtidas para os aplicadores clínicos, utilizando-se a dosimetria termoluminescente, em comparação com os valores fornecidos nos seus certificados de calibração.

Aplicador	Taxa de dose absorvida (Gy/s)		Variação (%)
	Certificado	Este trabalho	
A	0,0213 ± 0,0043	0,0281 ± 0,0058	-24
B	Não possui certificado	0,0322 ± 0,0027	Não se aplica
C	0,3245 ± 0,0649	0,5364 ± 0,0646	-39
D	0,0299 ± 0,0060	0,0397 ± 0,0056	-25
E	0,0349 ± 0,0070	0,0420 ± 0,0031	-17
F	0,0257 ± 0,0051	0,0307 ± 0,0027	-16

Comparando-se os resultados, pode-se observar que a maior diferença percentual entre a taxa de dose absorvida fornecida no certificado da fonte e a taxa de dose determinada neste trabalho ocorreu para o aplicador C (-39%). Isto se deve provavelmente ao fato deste aplicador clínico ser utilizado tanto como dermatológico como oftálmico. A menor diferença percentual obtida foi de -16%, para o aplicador F.

Por outro lado, comparando-se os resultados obtidos nos dois métodos de calibração dos aplicadores, utilizando-se o aplicador NIST como sistema de referência e a técnica TL, pode-se verificar que os valores de taxa de dose absorvida obtidos são muito semelhantes, conforme pode ser observado na Tabela 4.

Tabela 4 – Taxas de dose absorvida obtidas pelos métodos de calibração utilizando-se o aplicador NIST como referência e a técnica TL.

Aplicador	Taxa de dose absorvida (Gy/s)		Variação (%)
	Aplicador NIST	Dosimetria TL	
A	0,0295 ± 0,0036	0,0281 ± 0,0058	+5
B	0,0329 ± 0,0040	0,0322 ± 0,0027	+2
C	0,4953 ± 0,0587	0,5364 ± 0,0646	-8
D	0,0446 ± 0,0055	0,0397 ± 0,0056	+12
E	0,0511 ± 0,0065	0,0420 ± 0,0031	+22
F	0,0302 ± 0,0037	0,0307 ± 0,0027	+2

Analisando-se os resultados e a variação percentual obtida, pode-se observar que os dois métodos apresentam variações menores que 12% entre si (exceto no caso do aplicador E, que apresentou uma variação de 22%), pois utilizam o mesmo aplicador (NIST) como referência e, assim, mostram utilidade em seu uso.

Levando-se em conta que a taxa de dose absorvida do certificado de calibração do aplicador NIST apresenta uma incerteza de 12% e os aplicadores da Amersham apresentam uma incerteza de 20% nos valores fornecidos dos certificados de calibração, e os resultados obtidos por Soares (1995) descritos anteriormente, os valores obtidos neste trabalho podem ser considerados satisfatórios, considerando-se a variação existente entre os resultados de cada método, comparados com os dos certificados, e também os resultados entre os dois métodos.

### 3. Desenvolvimento do sistema postal dosimétrico

Avaliando-se os resultados obtidos na calibração dos aplicadores clínicos utilizando-se a o aplicador NIST como referência e a dosimetria termoluminescente, pode-se concluir que um método alternativo de calibração destas fontes, sem que o aplicador seja enviado para o laboratório, seria viável.

O objetivo deste sistema postal é seu envio pelo LCI às clínicas e aos hospitais que utilizam estes aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , para a irradiação dos dosímetros com as fontes. Após esta etapa, as amostras serão devolvidas ao LCI e avaliadas, com relação a sua resposta TL, para então, ser emitido um certificado de calibração da fonte.

O sistema postal dosimétrico, que pode ser observado na Figura 6, é composto de cinco suportes para irradiação das amostras, cinco dosímetros finos de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ , além de procedimentos de irradiação e de utilização das amostras, elaborados para apresentar todas as informações necessárias para o uso correto e seguro da fonte e dos dosímetros, por parte dos usuários.



Figura 6 – Porta-dosímetros de acrílico e pastilhas de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  do sistema postal dosimétrico de calibração de aplicadores clínicos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ .

As cinco pastilhas do sistema postal deverão ser enviadas acondicionadas de forma adequada, o que significa que serão embaladas por um filme plástico, de densidade superficial de  $1,095 \text{ mg/cm}^2$ . Isto representa uma medida de precaução e cuidado com os dosímetros, uma vez que se as amostras estiverem soltas, podem ser perdidas ou amassadas, devido ao uso incorreto da pinça no momento do posicionamento da amostra no porta-dosímetro.

Das cinco pastilhas que serão enviadas, duas atuarão como amostras de controle e não deverão ser irradiadas, pois terão o objetivo de medir a radiação durante o seu transporte.

## CONCLUSÕES

Foram comparados os resultados obtidos de taxa de dose absorvida, na calibração dos diferentes aplicadores clínicos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , pelos dois métodos nos quais foi utilizado o aplicador NIST como sistema padrão: uso da mini-câmara de extrapolação e dos dosímetros termoluminescentes.

Os dois métodos de calibração realizados apresentaram certa diferença percentual quando seus resultados foram comparados aos fornecidos nos certificados de calibração das fontes. Esta diferença percentual já era prevista, pois um estudo anterior revelou que ocorre uma discrepância entre a calibração feita por um laboratório de calibração e a realizada pelo fabricante da fonte. Esta diferença deve-se, provavelmente, em parte ao fato dos aplicadores possuírem uma falta de uniformidade do material radioativo depositado em sua superfície. Além, disso, estas diferenças têm relação com os altos valores das incertezas presentes nos certificados de calibração dos aplicadores NIST e os da Amersham, que são de 12% e 20%, respectivamente.

Analisando-se os resultados da comparação entre as duas técnicas, pode-se concluir que os dois métodos de calibração são eficazes para utilização pelo LCI. Como o mesmo aplicador (NIST) foi utilizado como sistema de referência, os resultados obtidos pelas duas técnicas foram semelhantes. Pode-se concluir que um método alternativo de calibração, na forma de um sistema postal dosimétrico, deverá apresentar grande utilidade e viabilidade. Além disso, o desenvolvimento do sistema postal dosimétrico também se torna importante, pois evita o transporte dos aplicadores de seus locais de uso para o Laboratório de Calibração de Instrumentos.

## AGRADECIMENTOS

As autoras agradecem à Dra. Letícia L. Campos, pelo fornecimento das pastilhas termoluminescentes, ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) 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

- DE ALMEIDA, C.; DeWERD, L.; JÄRVINEN, H.; SOARES, C. Guidelines for the calibration of low energy photon sources and beta-ray brachytherapy sources. *SSDL Newsletter*, n. 43, p. 4-25, 2000.
- HOLMES, S. M.; MICKA, J. A.; DeWERD, L. A. Ophthalmic applicators: An overview of calibrations following the change to SI units. *Med. Phys.*, v. 36, n. 5, p. 1473-1477, 2009.
- IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy*. Vienna, 2002 (IAEA-TECDOC-1274).
- 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 n° 72).
- OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E. Performance of different thermoluminescence dosimeters in  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  radiation fields. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 111, n. 1, p. 17-20, 2004.
- OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E. A special mini-chamber for calibration of  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  sources. *Phys. Med. Biol.*, v. 50, p. 2929-2936, 2005.
- SOARES, C. G. Comparison of NIST and manufacturer calibrations of  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  ophthalmic applicators. *Med. Phys.*, v. 22, n. 9, p. 1487-1493, 1995.
- SOARES, C. G. Comunicação pessoal, 2009.
- SOARES, C. G.; VYNCKIER, S.; JÄRVINEN, H.; CROSS, W. G.; SIPILÄ, P.; FLÜHS, D.; SCHAEKEN, B.; MOURTADA, F. A.; BASS, G. A.; WILLIAMS, T. T. Dosimetry of beta-ray ophthalmic applicators: Comparison of different measurement methods. *Med. Phys.*, v. 28, n. 7, p. 1373-1384, 2001.