

# Comparações entre métodos de calibração de dosímetros nanoDot®

## Comparisons between nanoDot® dosimeters calibration methods

Pedro H. S. Bertolli, André V. de Camargo

Departamento de Radioterapia, Hospital de Câncer de Barretos, Barretos, Brasil

### Resumo

Dosímetros relativos são detectores que não aferem diretamente a dose absorvida, contudo, através de um processo de calibração pode-se relacionar a grandeza por ele aferida com a dose. Os dosímetros nanoDot® são dosímetros relativos que funcionam pelo processo de luminescência opticamente estimulada, sendo assim, a grandeza aferida nas leituras de nanoDots® expostos a radiação é o número de fótons emitidos. O estudo teve como objetivo comparar três metodologias para a calibração de dosímetros nanoDot® e analisar qual ajuste (linear ou polinomial de segundo grau) é o mais adequado para a calibração. Para isto, diferentes configurações de um conjunto composto por um objeto simulador de água sólida, uma câmara de ionização Exradin A12 e os dosímetros nanoDots® foram testados. Dois ajustes foram feitos nas curvas de calibração obtidas para cada metodologia, um linear e um polinomial. Além disso, foi calculada a reprodutibilidade das medidas para os métodos B e C. O fator de calibração obtido pelo o ajuste linear foi  $(3,38 \pm 0,08) \times 10^{-3}$  cGy/contagens,  $(3,51 \pm 0,09) \times 10^{-3}$  cGy/contagens e  $(3,10 \pm 0,04) \times 10^{-3}$  cGy/contagens para os métodos A, B e C, respectivamente. Dentre os ajustes realizados, o ajuste polinomial é o mais adequado para as calibrações, independentemente do método utilizado. Os valores obtidos para análise da reprodutibilidade das metodologias mostraram que o mais reprodutível foi o método C (2,29%), sendo este o mais indicado para a calibração dos nanoDots®.

**Palavras-chave:** dosímetros; calibração; OSL; radioterapia.

### Abstract

Relative dosimeters are detectors that do not measure the absorbed dose directly, however, through a calibration process it is possible to relate the quantity measured to the dose. The nanoDot® dosimeters are relative dosimeters that work by optically stimulated luminescence process, therefore, the quantity measured in the readings of nanoDots®, that were exposed to radiation, is the number of photons emitted. The study aimed to compare three methodologies for nanoDot® dosimeters calibration and analyze two different adjustments (linear and polynomial) for the calibration. For this, different arrangements were used for the same set using a solid water simulator object, an Exradin A12 ionization chamber and the nanoDots® dosimeters. Two adjustments were applied to the calibration curves obtained for each methodology, a linear and a polynomial. In addition, the reproducibility of the measurements was calculated for methods B and C. The calibration factor obtained by the linear fit was  $(3,38 \pm 0,08) \times 10^{-3}$  cGy/counts,  $(3,51 \pm 0,09) \times 10^{-3}$  cGy/counts and  $(3,10 \pm 0,04) \times 10^{-3}$  cGy/counts for the methods A, B and C, respectively. The polynomial fit is the most adequate adjustment for the dosimeters calibration. The values obtained for the analysis of the reproducibility of the methodologies showed that the most reproducible was method C (2,29%), which is the most suitable for the calibration of nanoDots®.

**Keywords:** dosimeters; calibration; Optically Stimulated Luminescence; radiation therapy.

### 1. Introdução

Os detectores de radiação ionizante (ou dosímetros) são divididos em duas categorias: dosímetros absolutos e dosímetros relativos. Dosímetros absolutos são aqueles que aferem diretamente a grandeza dose absorvida ( $D$ ), como por exemplo o dosímetro *Fricke* e as câmaras de ionização absolutas. Por outro lado, existem detectores que não aferem diretamente a dose absorvida, mas grandezas que sejam relacionadas a ela de alguma forma. Esse tipo de detector é conhecido como dosímetro relativo e mede grandezas como sinal elétrico, carga elétrica, número de fótons, entre outros(1).

Ao utilizar dosímetros relativos é necessário conhecer qual a relação entre a grandeza que o dosímetro afere e a dose absorvida. Isto é feito através de um processo conhecido como calibração. Neste processo é obtido um fator de calibração ou uma relação matemática que converta a grandeza aferida em dose absorvida com a qual ela está relacionada.

Existem inúmeras maneiras de se calibrar um dosímetro. O mais comum e mais conhecido método de calibração em radioterapia é a calibração de câmaras de ionização utilizadas em dosimetria de feixes clínicos. A calibração desse tipo de câmara de ionização é realizada em um laboratório de referência secundário, onde existe ao menos um dosímetro que tenha sido calibrado através de um dosímetro absoluto em um laboratório primário(2).

Entretanto, nem todo dosímetro precisa ser enviado a um laboratório de referência para ser calibrado. Existem metodologias de calibração relativa (a depender do detector) que podem ser realizadas na própria instituição.

Os dosímetros nanoDot® (*Landauer, Inc., Glenwood, USA*) são detectores de radiação ionizante que funcionam através do fenômeno conhecido como OSL (*Optically Stimulated Luminescence*). Este detector é um cristal de óxido de alumínio dopado com carbono ( $Al_2O_3:C$ )(3). A emissão de luminescência do nanoDot® é explicada pela teoria de bandas, onde elétrons presentes na banda de valência recebem energia suficiente da

radiação ionizante incidente e vão para a banda de condução. Esses elétrons da banda de condução, ao perder energia, decaem para armadilhas (imperfeições do cristal) presentes na banda de energia proibida e ficam armadilhados até um estímulo luminoso externo fornecer energia suficiente para que escapem das armadilhas e voltem para a banda de valência, emitindo um fóton no processo. O número de fótons emitidos é proporcional à dose absorvida no cristal(4).

Um processo de calibração dos dosímetros nanoDot® torna-se necessário para relacionar o número de fótons emitidos, quando elétrons armadilhados decaem para a banda de valência, com a dose absorvida no cristal. O sistema de detecção dos fótons emitidos é composto por um diodo emissor de luz (LED), que estimula os nanoDots® com luz visível ( $\lambda = 540 \text{ nm}$ ), e um tubo fotomultiplicador (PMT) capaz de detectar os fótons de luz visível emitidos(5).

Diferentes métodos de calibração e validação são propostos na literatura (6–9). Desta forma, cabe ao usuário avaliar os diferentes métodos e optar pelo que melhor se adequa a sua prática clínica.

O objetivo deste trabalho consiste em analisar três diferentes métodos de calibração de dosímetros nanoDot® e avaliar qual ajuste, linear ou polinomial de segundo grau, é o mais adequado para essa calibração.

## 2. Materiais e Métodos

### 2.1. Calibração

Os processos de calibração foram conduzidos no acelerador linear Clinac 2100C (*Varian Medical System, Palo Alto, CA, USA*) usando um feixe de fótons com energia nominal de 6 MV e taxa de dose igual a 400 UM/min.

O primeiro método (método A) consiste na irradiação de um nanoDot® por vez no eixo central de um campo 10x10 cm<sup>2</sup> na superfície de um objeto simulador de água sólida de 10 cm de altura sob uma capa com espessura de 1,3 cm feita de parafina, utilizada para fornecer o equilíbrio de partículas carregadas no volume sensível do nanoDot®, conhecidas como capas de *build-up*. A distância entre a fonte e a superfície (SSD) do objeto simulador é igual a 100 cm (Figura 1).

Os nanoDots® foram irradiados com doses entre 20 e 400 cGy. Para cada dose apenas um nanoDot® foi irradiado.



Figura 1. Posicionamento do nanoDot® para a calibração pelo método A.

O segundo método de calibração (método B) foi realizado posicionando o nanoDot® sobre uma placa

de bólus flexível no centro de um objeto simulador de água sólida de 20 cm de altura na profundidade de 10 cm (Figura 2).

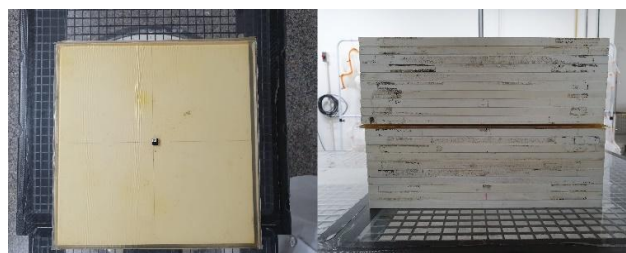


Figura 2. Posicionamento do nanoDot® para a calibração pelo método B.

Os nanoDots® foram posicionados no eixo central do feixe com um campo 10x10 cm<sup>2</sup> na superfície do objeto simulador e SSD = 100 cm. Irradiou-se um nanoDot® por vez com doses entre 20 e 400 cGy. Para cada valor de dose foram irradiados dois nanoDots®.

No terceiro método de calibração (método C), dois nanoDots® foram posicionados sobre a superfície de um objeto simulador de água sólida de 20 cm de altura e irradiados simultaneamente. Os dosímetros foram irradiados sob capas de 1,3 cm de espessura em um campo 10x10 cm<sup>2</sup> e SSD = 100 cm. O objeto simulador possui um encaixe para uma câmara de ionização Exradin A12 *Farmer* na profundidade de 10 cm. A leitura média dos dois nanoDots® irradiados simultaneamente foi calculada e a Figura 3 mostra a representação do *setup* utilizado.



Figura 3. Posicionamento do nanoDot® para a calibração pelo método C.

Os dosímetros nanoDot® foram irradiados com valores de dose entre 20 e 500 cGy. Simultaneamente à irradiação dos nanoDots® realizaram-se leituras com a câmara de ionização, e essas foram utilizadas para validação do fator de calibração dos detectores.

Para todos os métodos de calibração foram realizadas três leituras para cada nanoDot® e calculada a média entre elas. Para os métodos B e C, foi calculada a média das três leituras e então obtida a média entre os dois nanoDots® que foram irradiados com a mesma dose.

As curvas de calibração foram construídas graficamente através das leituras médias (dadas em contagens) dos nanoDots® em função da dose com a qual os dosímetros foram irradiados. Dois ajustes foram realizados, um linear e um polinomial de segundo grau. De acordo com o fabricante, os dosímetros possuem uma dependência linear com a dose até 300 cGy e recomenda a obtenção de um

fator de calibração calculado a partir do coeficiente angular do ajuste linear. Para doses acima de 300 cGy, a dependência com a dose perde o caráter linear e um ajuste polinomial de segundo grau é o recomendado(10).

2.2. Validação

A validação da calibração feita para o método B foi realizada utilizando um objeto simulador de água sólida com 20 cm de altura. A câmara de ionização Exradin A12 Farmer (XA010869) inserida na profundidade de 10 cm foi utilizada para a validação. O conjunto foi irradiado nas mesmas condições e com as mesmas doses utilizadas no método B de calibração. O valor de dose obtido pela câmara de ionização foi comparado com a dose aferida pelos nanoDots® durante a calibração.

Para o método C a validação foi feita juntamente com a calibração. A dose na profundidade de 1,3 cm foi calculada a partir das leituras obtidas com a câmara de ionização. Pode-se então comparar a dose aferida pelos nanoDots® com a dose aferida pela câmara de ionização.

Os ajustes para cada método foram avaliados através do fator de correlação de Spearman, coeficiente de correlação intraclassa (CCI) e pela diferença quadrática média entre a dose obtida no nanoDot® e a dose de referência (aferida pela câmara de ionização). O coeficiente de correlação de Spearman (ou ρ de Spearman) é uma medida de correlação não paramétrica que avalia a intensidade da relação entre duas variáveis, podendo variar entre -1 e 1, no qual os dois extremos indicam correlações perfeitas. O coeficiente de correlação intraclassa varia entre 0 e 1, onde quanto mais próximo a 1, melhor é a correlação entre as variáveis analisadas.

2.3. Reprodutibilidade das medidas

Com o setup utilizado no método B de calibração, todos os dosímetros nanoDot® foram irradiados (um por vez) com 200 cGy. A reprodutibilidade do sistema foi calculada como o desvio padrão relativo de todas as leituras médias através da Equação (1).

$$R = \frac{n}{\sqrt{n-1}} \frac{\sqrt{\sum_i^n (\bar{L} - \frac{1}{n} \sum_i^n \bar{L})^2}}{\sum_i^n \bar{L}} * 100\% \quad (1)$$

Onde n é o número total de nanoDots® utilizados e  $\bar{L}$  a leitura média de cada nanoDot®.

Para o cálculo da reprodutibilidade do método C foram utilizados quatorze nanoDots® irradiando dois de cada vez com 100 cGy utilizando as mesmas configurações já descritas anteriormente.

Para cada um dos procedimentos descritos acima (calibração, validação e medidas de reprodutibilidade), foram utilizados 14 dosímetros nanoDot®.

3. Resultados

Em todos os métodos foram realizados um ajuste linear e um polinomial. Para o ajuste linear, o fator de calibração é calculado como o inverso do coeficiente angular da curva. Para o ajuste polinomial de

segundo grau, a relação entre a dose (D) entregue ao dosímetro e a leitura (L) obtida é dada pela Equação (2).

$$D = \frac{(-a_1 + \sqrt{a_1^2 - 4a_2(a_0 - L)})}{2a_2} \quad (2)$$

onde a<sub>0</sub>, a<sub>1</sub> e a<sub>2</sub> são os coeficientes do polinômio.

A Figura 4 mostra as curvas obtidas pelo método A.

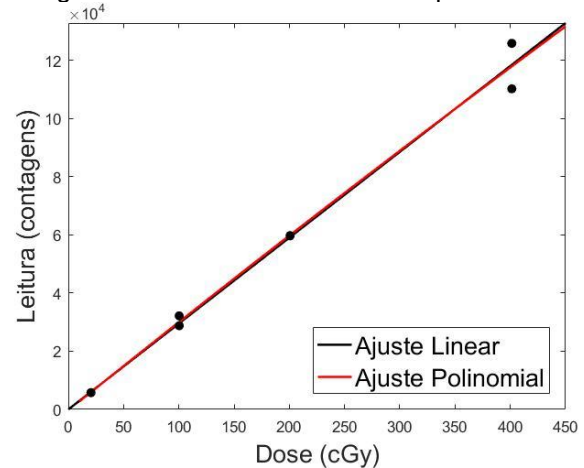


Figura 4. Curva de calibração obtida para o método A.

As curvas de calibração obtidas pelo método B estão representadas na Figura 5.

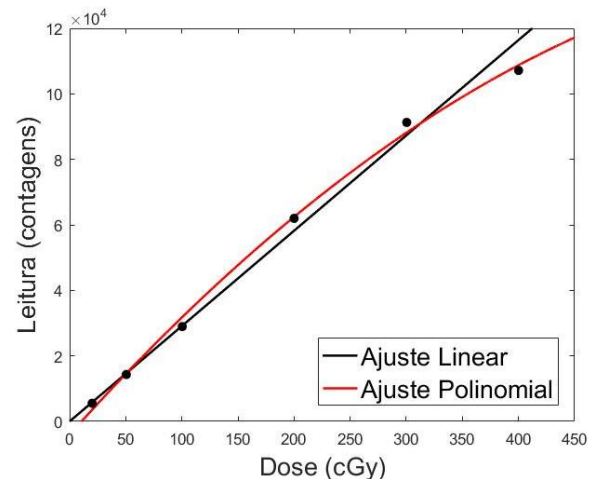


Figura 5. Curva de calibração obtida para o método B.

Para o método C, as curvas de calibração estão apresentadas na Figura 6.

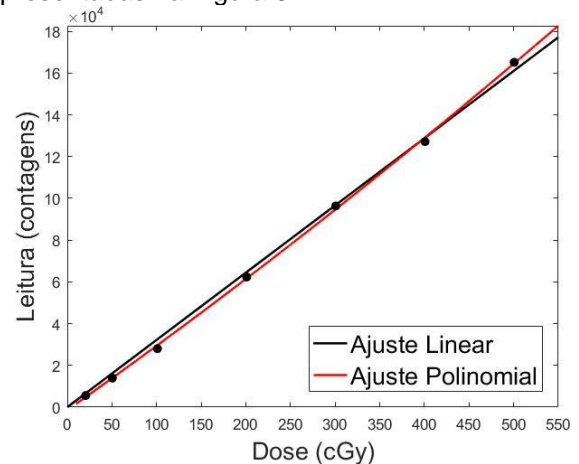


Figura 6. Curva de calibração obtida para o método C.

Nas Figuras 4, 5 e 6 o desvio padrão das leituras é da ordem de 1%, o que torna difícil a visualização das barras de incerteza nos gráficos.

Os coeficientes do ajuste polinomial e o fator de calibração obtido pelos três métodos são apresentados na Tabela 1.

**Tabela 1.** Coeficientes do ajuste polinomial e o fator de calibração obtidos pelos três métodos.

	Método A	Método B	Método C
<b>Fator de calibração (cGy/contagens)</b>	$(3,38 \pm 0,08) \times 10^{-3}$	$(3,51 \pm 0,09) \times 10^{-3}$	$(3,10 \pm 0,04) \times 10^{-3}$
<b>a<sub>0</sub></b>	-314,70	-4035,08	-1426,40
<b>a<sub>1</sub></b>	305,93	382,75	302,26
<b>a<sub>2</sub></b>	-0,028	-0,252	0,059

As doses aferidas pela câmara de ionização (dose de referência) e as doses obtidas pelos nanoDots® através do ajuste linear e do ajuste polinomial, para o método B, estão dispostas na Tabela 2, onde entre parênteses está representada a diferença relativa entre a dose no nanoDot® e a dose de referência.

**Tabela 2.** Doses aferidas pela câmara de ionização e pelos nanoDots® obtidas pelo método B.

Dose Referência (cGy)	nanoDot Ajuste Linear (cGy)	nanoDot Ajuste Polinômio (cGy)
20,42	18,99 (6,99%)	25,12 (23,03%)
51,37	49,25 (4,14%)	49,62 (3,41%)
102,05	99,53 (2,47%)	92,17 (9,69%)
203,47	213,14 (4,75%)	199,04 (2,18%)
304,13	313,86 (3,19%)	312,44 (2,72%)
405,38	368,38 (9,13%)	386,16 (4,74%)

As doses de referência aferidas pela câmara de ionização e as doses obtidas pelos nanoDots® através do ajuste linear e do ajuste polinomial para o método C se encontram na Tabela 3. Entre parênteses está o módulo da diferença relativa entre a dose no nanoDot® e a dose de referência.

**Tabela 3.** Doses aferidas pela câmara de ionização e pelos nanoDots® obtidas pelo método C.

Dose Referência (cGy)	nanoDot Ajuste Linear (cGy)	nanoDot Ajuste Polinômio (cGy)
19,59	17,22 (12,08%)	23,00 (17,39%)
47,95	43,17 (9,96%)	50,30 (4,90%)
95,83	86,87 (9,35%)	95,64 (0,20%)
190,49	193,27 (1,46%)	202,94 (6,54%)
285,29	298,73 (4,71%)	305,33 (7,02%)
379,86	394,26 (3,79%)	395,03 (3,99%)
474,50	512,01 (7,90%)	501,96 (5,79%)

A análise conduzida para os ajustes linear e polinomial de cada método é apresentada na Tabela 4.

**Tabela 4.** Coeficiente de correlação de Spearman, coeficiente de correlação intraclasse (CCI) e diferença quadrática média dos ajustes realizados para os métodos A, B e C.

Método	Correlação de Spearman	CCI	Diferença Quadrática Média
<b>Método A</b>	Linear	1	323010,07
	Polinomial	1	57180,41
<b>Método B</b>	Linear	0,994	17428301,60
	Polinomial	0,999	3970602,86
<b>Método C</b>	Linear	0,999	7371241,34
	Polinomial	1	1469347,57

Nota-se que pela correlação de Spearman e pelo coeficiente de correlação intraclasse ambos ajustes são equivalentes, independentemente do método utilizado, enquanto que os valores da diferença quadrática média para o ajuste polinomial é menor nos três métodos.

Os resultados para o cálculo da reprodutibilidade dos sistemas do método B e C estão contidos na Tabela 5.

**Tabela 5.** Reprodutibilidade dos sistemas dos métodos B e C.

	Método B	Método C
<b>Reprodutibilidade (%)</b>	7,49	2,29

#### 4. Discussão

O *setup* utilizado no método A é a configuração recomendada pelo representante comercial do fabricante dos dosímetros para realização da calibração, entretanto foram verificadas algumas limitações que levaram a busca por métodos mais aprimorados. Desta forma foram testados o método B e C, o último é similar ao método A, porém com algumas melhorias como a adição de um segundo nanoDot® e a presença da câmara de ionização durante o processo de calibração, o que possibilita uma validação mais precisa do processo. Por este motivo, não foi realizada a validação e análises futuras do primeiro método.

Os fatores de calibração dos métodos A e B, obtidos através do ajuste linear, apresentados na Tabela 1 possuem diferenças relativas de 9% e 13%, quando comparados com o valor obtido para o método C. Toma-se como padrão o método C devido a sua vasta usabilidade nos trabalhos relacionados a calibração de dosímetros nanoDot®(8,9,11).

As doses de referência obtidas na validação do método B (Tabela 2) apresentam diferenças relativas de no máximo 2% quando comparadas às doses que eram esperadas a serem entregues. A diferença média entre as doses de referência e as doses aferidas com os nanoDots® utilizando o ajuste linear é igual a 5,11%, enquanto que para o ajuste polinomial de segundo grau é de 7,63%.

Para o método C, os valores obtidos para a dose de referência diferem em no máximo 5% em relação ao calculado utilizando as unidades monitoras entregues aos nanoDots®. A diferença média para os

ajustes linear e polinomial são, respectivamente, 7,04% e 6,55%.

Ao analisar as medianas para os ajustes linear e polinomial no método B obtêm-se 4,44% e 4,08%, respectivamente. Para o método C as medianas são iguais a 7,90% para o ajuste linear e 5,79% para o ajuste polinomial. Para ambos os métodos as medianas apontam o ajuste polinomial como o mais consistente com os resultados.

A maior diferença relativa para as doses de 20 cGy indica que é necessária a realização de uma calibração específica dos dosímetros nanoDot® para doses baixas.

Em relação as análises apresentadas na Tabela 4 o coeficiente de correlação de *Spearman* e o coeficiente de correlação intraclasse (CCI) indicam uma equivalência dos dois ajustes em todos os métodos. Apenas a diferença quadrática média consegue identificar uma melhora do ajuste polinomial em relação ao ajuste linear.

O cálculo da reprodutibilidade dos sistemas apresentados na Tabela 5 mostra que o método C possui um valor de reprodutibilidade menor, ou seja, um menor valor dos desvios padrões das leituras médias. Isso indica uma melhor constância nos valores das leituras, e conseqüentemente no valor de dose.

O valor de reprodutibilidade encontrado para ambos os métodos são comparáveis aos obtidos por outros autores (8,11,12).

## 5. Conclusões

Através das medianas dos desvios em relação à dose de referência pode-se concluir que o método B é mais acurado que o método C, porém o método C se mostrou mais reprodutível.

É possível também concluir que o ajuste polinomial é o método mais adequado para a calibração dos nanoDots® para os 3 métodos.

## Agradecimentos

Agradeço a todos do Departamento de Radioterapia do Hospital de Amor de Barretos.

## Referências

1. Attix FH. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry [Internet]. Madison, Wisconsin: John Wiley & Sons; 2008. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/9783527617135>
2. Musolino S V. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water; Technical Reports Series No. 398. 2001; Available from: [http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/CoP\\_V12\\_2006-06-05.pdf](http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/CoP_V12_2006-06-05.pdf)
3. Akselrod MS, Lucas AC, Polf JC, McKeever SWS. Optically stimulated luminescence of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. Radiat Meas. 1998;29(3-4):391-9.
4. Jursinic PA. Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements. Med Phys. 2007 Dec 1;34(12):4594-604.
5. Retna Ponmalar Y, Manickam R, Sathiyam S, Ganesh KM, Arun R, Godson HF. Response of nanodot optically stimulated luminescence dosimeters to therapeutic electron beams. J Med Phys [Internet]. 2017 Jan 1 [cited 2021 Mar 11];42(1):42-7. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28405107/>

6. Nascimento LF, Saldarriaga C V., Vanhavere F, D'Agostino E, Defraene G, De Deene Y. Characterization of OSL Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C droplets for medical dosimetry. Radiat Meas [Internet]. 2013;56:200-4. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.radmeas.2013.01.048>
7. Ponmalar R, Manickam R, Ganesh K, Saminathan S, Raman A, Godson H. Dosimetric characterization of optically stimulated luminescence dosimeter with therapeutic photon beams for use in clinical radiotherapy measurements. J Cancer Res Ther [Internet]. 2017 Apr 1 [cited 2020 Sep 29];13(2):304. Available from: <http://www.cancerjournal.net/text.asp?2017/13/2/304/199432>
8. Mrelja I, Bokulić T, Izewska J, Budanec M, Fröbe A, Kusić Z. Optically stimulated luminescence in vivo dosimetry for radiotherapy: Physical characterization and clinical measurements in 60Co beams [Internet]. Vol. 56, Physics in Medicine and Biology. Phys Med Biol; 2011 [cited 2020 Nov 12]. p. 6065-82. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21873767/>
9. Development of Procedures for In Vivo Dosimetry in Radiotherapy | IAEA [Internet]. [cited 2020 Aug 11]. Available from: <https://www.iaea.org/publications/8962/development-of-procedures-for-in-vivo-dosimetry-in-radiotherapy>
10. (No Title) [Internet]. [cited 2021 Mar 11]. Available from: [https://www.landauer.com/sites/default/files/2020-01/MICROSTAR\\_ii\\_USER\\_MANUAL.pdf](https://www.landauer.com/sites/default/files/2020-01/MICROSTAR_ii_USER_MANUAL.pdf)
11. Viamonte A, Da Rosa LAR, Buckley LA, Cherpak A, Cygler JE. Radiotherapy dosimetry using a commercial OSL system. Med Phys [Internet]. 2008 Mar 10 [cited 2020 Jun 3];35(4):1261-6. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1118/1.2841940>
12. Schembri V, Heijmen BJM. Optically stimulated luminescence (OSL) of carbon-doped aluminum oxide (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C) for film dosimetry in radiotherapy. Med Phys [Internet]. 2007 [cited 2020 Nov 12];34(6):2113-8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17654914/>

## Contato:

Pedro Henrique Silva Bertolli  
 Fundação Pio XII - Hospital de Amor de Barretos  
 R. Antenor Duarte Viléla, 1331 – Dr. Paulo Prata,  
 Barretos – SP, 14784-400  
 E-mail: pedrohsb77@gmail.com