

## Caracterização de dosímetros semicondutores para dosimetria *in Vivo* na técnica de TBI

### Characterization of Dosimeters Semiconductor for *in vivo* dosimetry in the technique of TBI

Caroline Castilhano Sampaio<sup>1</sup>, Caroline Z. S. Emiliozzi<sup>2</sup>, Laura Furnari<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Medicina FMUSP, Universidade de São Paulo, São Paulo, BR

<sup>2</sup>Departamento de Radiologia e Oncologia, Hospital das Clínicas HCFMUSP, Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, BR

#### Resumo

A irradiação de corpo inteiro (TBI) é considerada uma técnica de alta complexidade em radioterapia, já que exige campos alargados. Os esquemas de cálculo para fazer a determinação exata da distribuição da dose no TBI são complexos e variações na posição do paciente alteram dramaticamente as distribuições de dose. Sendo assim, é desejável ter uma técnica de medição *in vivo* disponível. Os diodos semicondutores são robustos, relativamente baratos e fornecem leituras *on-line* para inferência imediata de dose, o que é uma grande vantagem em comparação com a leitura de um dosímetro termoluminescente (TLD) que necessita de certo intervalo de tempo após a irradiação para sua análise. O objetivo deste trabalho é a caracterização e validação do diodo semicondutor (T600010L PTW) para utilização em medidas *in vivo*, e em tempo real, da dose liberada em um tratamento de irradiação de corpo inteiro. Os dosímetros devem ser caracterizados e calibrados para sua utilização na técnica em questão. Sendo assim foi feito o estudo da reprodutibilidade, da linearidade e da dependência da resposta dos diodos com a taxa de dose, com a distância fonte-detector (SSD) e com o ângulo de incidência do feixe de radiação. A calibração de cinco diodos semicondutores (T600010L PTW) foi realizada por intercomparação com uma câmara de ionização Farmer e sua verificação foi feita com a simulação de um tratamento em um *phantom* antropomórfico RANDO®. Uma vez que o dosímetro mostrou-se adequado e com variações menores que 1%, estabeleceram-se limites de ação para dosimetria *in vivo* de acordo com a região a ser tratada e levando em conta fatores de incertezas que não são intrínsecos ao detector. O valor máximo encontrado para o limite de ação foi de 9,6% na região do joelho.

**Palavras-chave:** dosimetria *in vivo*; dosímetro semicondutor; diodo; radioterapia; TBI.

#### Abstract

The total body irradiation technique (TBI) is considered a highly complex technique in radiotherapy since it requires broad fields. Calculation schemes to make the exact determination of dose distribution in the TBI are complex and variations in the position of the patient dramatically alter the dose distributions. Thus, it is desirable to have an *in vivo* measurement technique available. Semiconductor diodes are robust, relatively inexpensive, and provide online readings for immediate dose inference, which is a great advantage compared to reading a thermoluminescent dosimeter (TLD) that needs a certain amount of time after irradiation to its analyze. The objective of this work is the characterization and validation of the semiconductor diode (T600010L PTW) for use *in vivo*, and real-time, measurements of the dose released in a whole body irradiation treatment. The dosimeters shall be characterized and calibrated for use in the art in question. Thus, the reproducibility, linearity, and dependence of the diode response with the dose rate, the source-detector distance (SSD) and the angle of incidence of the radiation beam were studied. The calibration of five semiconductor diodes (T600010L PTW) was performed by intercomparing with a Farmer ionization chamber and its verification was done with the simulation of a treatment in an anthropomorphic phantom RANDO®. Once the dosimeter was adequate and with variations less than 1%, action limits were set for *in vivo* dosimetry according to the region to be treated and considering factors of uncertainties that are not intrinsic to the detector. We found the maximum limit of 9.6% in the knee region.

**Keywords:** *in vivo* dosimetry; dosimeters semiconductor; diodes; radiotherapy; TBI.

#### 1. Introdução

A irradiação de corpo inteiro (TBI, *total body irradiation*) com feixes de fótons é comumente empregada como parte do regime de condicionamento para transplante de medula óssea. Esse transplante é utilizado no tratamento de uma variedade de doenças tais como leucemia, anemia aplástica, linfoma, mieloma múltiplo, doenças autoimunes, erros inatos do metabolismo, e assim

por diante. O papel do TBI é destruir as células tumorais e a medula óssea do receptor, além de causar imunossupressão a fim de evitar a rejeição da medula óssea vinda do doador<sup>1</sup>.

Como é de interesse irradiar o corpo todo, a técnica exige o uso de campos alargados e a consideração de fatores como energia, distância de tratamento, posicionamento do paciente e taxa de dose é determinante para garantir a entrega da dose

prescrita e a homogeneidade na distribuição de dose, já que se trata de superfície com alta irregularidade. Sendo assim, o TBI é considerado uma técnica de alta complexidade em radioterapia.

Os esquemas de cálculo para determinar, de forma exata, a distribuição da dose no TBI são complexos. Além disso, durante a aplicação, as alterações na posição do paciente, em relação àquela definida no planejamento, mudam dramaticamente as distribuições de dose. Por esta razão é desejável ter uma técnica de medição de dose *in vivo* disponível.<sup>2</sup>

A dosimetria *in vivo* monitora diretamente a dose administrada ao paciente durante o tratamento radioterápico, ao contrário de outros métodos de controle de qualidade (QA) realizados antes do tratamento. As medidas *in vivo* são uma segurança adicional contra possíveis erros que não tenham sido percebidos no decorrer do pré-tratamento. Na ausência de erros, o registro das medições de rotina, *in vivo*, é um documento comprobatório de que o tratamento foi entregue corretamente dentro da tolerância especificada.<sup>3</sup>

As câmaras de ionização apresentam dificuldades nesses procedimentos por serem volumosas e frágeis, tornando-as pouco utilizadas na dosimetria *in vivo*. Além disso, requerem conexão a um eletrômetro e, conseqüentemente, a aplicação de uma alta voltagem, que pode representar um risco de choque elétrico para o paciente. Dessa forma, para o caso específico de tratamento TBI, essas câmaras possuem aplicação limitada.<sup>2</sup>

Os dosímetros *in vivo* podem ser classificados quanto ao tempo que transcorre entre irradiação e leitura em dosímetros de tempo real e os de tempo passivo, que precisam de certo intervalo de tempo após a irradiação para sua análise. Ambos os tipos requerem uma calibração que é obtida comparando sua resposta, a uma dose conhecida, com a de uma câmara de ionização calibrada (CI).<sup>4</sup>

Os diodos semicondutores, quando conectados a um eletrômetro adequado, oferecem uma combinação de alta sensibilidade, leitura imediata, simplicidade de operação (sem tensão de polarização externa), tamanho pequeno e robustez.<sup>5</sup> Os eletrômetros utilizados neste tipo de procedimento fornecem uma leitura imediata em vários canais simultaneamente. As características e os aspectos práticos do uso dos diodos na dosimetria *in vivo* estão descritos em grande número de publicações, em várias das quais também se discute a técnica empregada.<sup>3,5,6</sup>

As condições da irradiação de corpo inteiro são diferentes de um tratamento de radioterapia convencional, portanto a calibração do dosímetro deve ser realizada no próprio *setup* do TBI. A dose apresentada depende de condições geométricas e intrínsecas do detector. Sendo assim, previamente, devem-se avaliar fatores como linearidade, reprodutibilidade e dependência tanto angular como com a taxa de dose.

A corrente de radiação gerada em um diodo pode aumentar ou diminuir com aumento da temperatura,

resultando em uma variação de sua sensibilidade que é caracterizada pelo parâmetro SVWT (*Sensitivity Variation With Temperature*). Devido ao longo tempo de contato do diodo com o paciente no TBI, deve-se conhecer seu SVWT, que é um fator que estabelece a variação percentual da sensibilidade pela variação da temperatura, em graus Celsius. É interessante que esse fator seja pequeno para minimizar o impacto da correção de temperatura, quando essa correção não é aplicada.<sup>3</sup>

A diferença entre a dose medida e a calculada na dosimetria *in vivo* deve ser inferior a  $\pm 5\%$  como recomenda a *International Commission of Radiation Units and Measurements* (ICRU).<sup>7</sup> Porém, devem-se realizar estudos a fim de definir limites de ação, que são parâmetros que protegem contra incertezas associadas à administração e à medida da dose para a técnica, pois garantem que os valores das medidas estarão dentro de um intervalo de confiança, que é o grau de incerteza associado com uma estimativa. Para esta avaliação, devem-se utilizar detectores posicionados nos vários pontos do corpo em que foi realizado o cálculo da dose a ser entregue.

O usuário deve verificar o fator de calibração a cada dois ou três meses (ou a após 5 a 10 pacientes), sendo aceitável uma variação de 2%.<sup>3</sup> Caso a variação encontrada for superior, deve-se adquirir um novo fator de calibração.

O objetivo deste trabalho é a caracterização do diodo semicondutor (T60010L) para a medida *in vivo* em tempo real, que permite uma investigação imediata para tratamentos de irradiação de corpo todo.

## 2. Materiais e Métodos

Utilizou-se neste estudo o seguinte conjunto de dispositivos:

- cinco diodos *In-Vivo* semi-condutor T60010MP amarelos (Figura 1);
- eletrômetro VIVODOS T10018;
- adaptador de Calibração "S" (Figura 2);
- phantom* antropomórfico RANDO®;
- placas de água sólida;
- câmara de ionização TW1003 (com capa de build-up para 6 MV);
- eletrômetro UNIDOS;
- termômetro;
- barômetro.



Figura 1. Diodo semicondutor T60010MP amarelo

As especificações técnicas fornecidas pelo fabricante do diodo semicondutor T60010MP são:

- aplicação: medida de dose de entrada e saída;
- energia: fótons de 3 a 15 MV;
- material do *build-up*: chumbo;

- *build-up* total: 2,0 g/cm<sup>2</sup>;
- resposta: 10 nC/Gy;
- SVWT (variação da sensibilidade com a temperatura): ≤ 0,4 %/K;
- estabilidade de dose: ≤ 0,5 %/ kGy (6 MV) e
- dependência direcional: < 5 % (6 MV).

Com o objetivo de evitar erros grosseiros de posicionamento durante a realização dos testes descritos abaixo, os cinco dosímetros ficaram dispostos em um aparato experimental de acrílico mostrado na Figura 2.



Figura 2. Adaptador de calibração "S"

Os testes realizados em cinco diodos e o respectivo *setup* foram:

- a. linearidade: variando a unidade monitora (UM) em passo de 50 UM, entre 50 e 1000 UM, taxa de dose fixa em 100 UM/min. Foram realizadas 5 medidas em cada diodo.
- b. reprodutibilidade: 5 exposições iguais em cada diodo com 500 UM e taxa de dose de 100 UM/min realizadas em dias diferentes;
- c. dependência com a taxa de dose: 5 exposições em cada diodo, variando a taxa de dose de 100 a 600 UM/min (valores disponíveis no equipamento) com 500 UM fixas.
- d. dependência angular: esta foi avaliada nas condições de referência (SSD=100 cm, 100 UM, taxa de dose de 400 UM/min) e apenas para dois dos diodos semicondutores (T600010L PTW) variando os ângulos do gantry de 10 em 10° entre 0 e 90° e entre 270 e 250° e nos ângulos de 180° (posterior do detector) e 235°;
- e. dependência com a SSD: com 500 UM e taxa de dose de 100 UM/min, verificou-se a validade da correção pelo inverso do quadrado da distância (IQD) em relação às doses encontradas na distância de referência do TBI (320 cm) para duas distâncias da fonte à superfície do detector, 330 e 340 cm.

Os diodos foram calibrados utilizando a câmara de ionização como referência para dose absoluta de acordo com a Equação 1:

$$F_{cal} = \frac{D_{IC}}{L_{diodo}} \quad (1)$$

Sendo  $D_{IC}$  a dose na câmara de ionização e  $L_{diodo}$  a leitura no diodo.

A calibração foi realizada no *setup* do TBI: SSD=320 cm, campo de (40x40) cm<sup>2</sup>, gantry a 270°, colimador a 45°, taxa de dose de 100 UM/min. O *phantom* tinha, na parte central, placas de água sólida como pode ser visto na Figura 3.

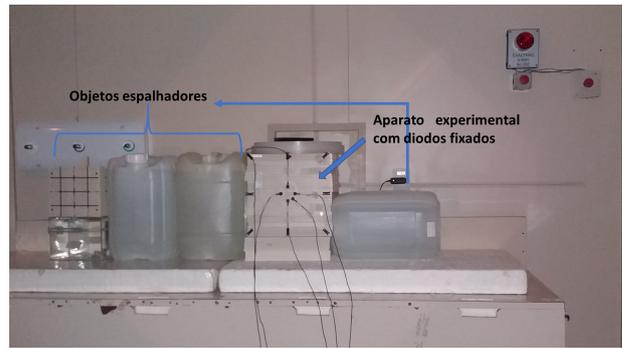


Figura 3. Set up de calibração dos dosímetros

Todas as etapas descritas anteriormente foram feitas com fótons de 6 MV, uma vez que é a única utilizada para esta técnica no serviço.

Após a caracterização e calibração do sistema com a finalidade de verificar os fatores obtidos, realizou-se a simulação de um tratamento de TBI, com 200 cGy prescrito no raio central, e respectiva verificação de dose *in vivo* em um *phantom* antropomórfico RANDO®. O resultado foi analisado com a equação (2), que fornece a diferença percentual entre a dose medida e a esperada:

$$\Delta = \frac{(Dose\ medida - Dose\ esperada) \times 100}{Dose\ esperada} \quad (2)$$

Posteriormente, realizaram-se medidas *in vivo* no primeiro dia dos tratamentos de TBI em 11 pacientes. Os pontos em que a dose foi avaliada foram cabeça, pescoço, fúrcula, tórax, raio central, joelho e pés. Foram escolhidos sempre cinco pontos por paciente por causa da limitação no número de diodos. O ponto em que se prescreve a dose de tratamento, o raio central, foi medido em todos os pacientes. Novamente o resultado foi analisado com a equação (2), que compara dados medidos com os dados esperados do planejamento.

### 3. Resultados

#### 3.1 Linearidade

Os dosímetros mostraram comportamento linear na faixa de dose medida. O gráfico com os dados obtidos apresentou um coeficiente de determinação  $R^2$  igual a 1 e intersecções com o eixo x próximas de zero, como mostra o gráfico da Figura 4.

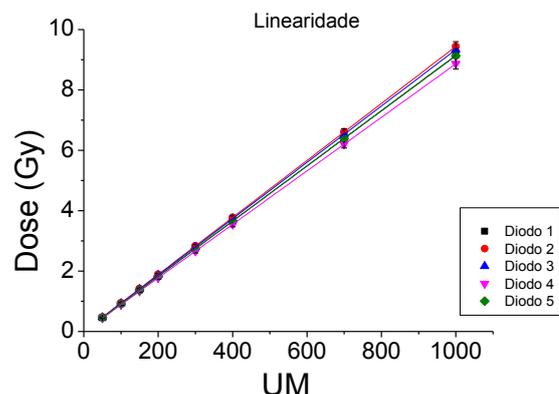


Figura 4. Dose versus UM para os diversos diodos

### 3.2 Reprodutibilidade

Confirmou-se a reprodutibilidade com um desvio médio de 0,0005 Gy entre as medidas e uma variação da média pelo desvio padrão de 0,1%, representada no gráfico da Figura 5.

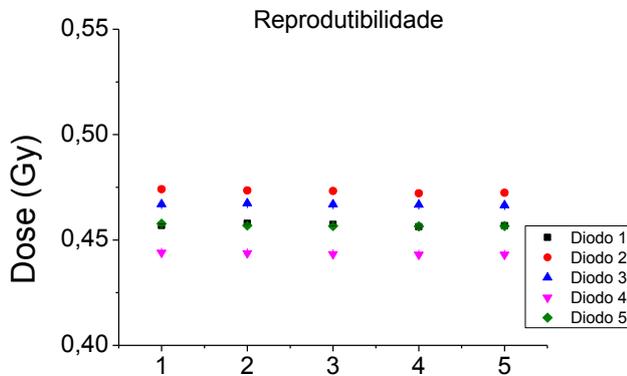


Figura 5. Média das doses (Gy) obtidas em cinco dias aleatórios

### 3.3 Dependência com a taxa de dose

Para essa dependência, o desvio médio encontrado foi de 0,0028 e a variação de 0,6%, conforme mostra o gráfico da Figura 6.

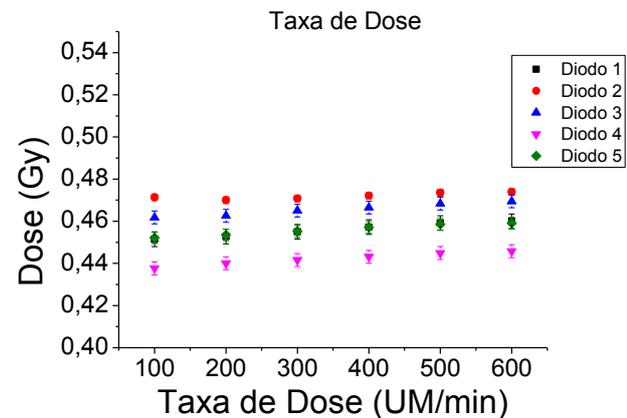


Figura 6. Dose (Gy) versus taxa de dose (UM/min)

### 3.4 Dependência angular

Os dosímetros mostraram alta dependência angular com uma variação de 5,2% em relação a dose no ângulo zero, conforme apresentado na Figura 7. As doses foram normalizadas para a medida no ângulo de zero graus e seus respectivos valores estão apresentados no eixo vertical do gráfico.

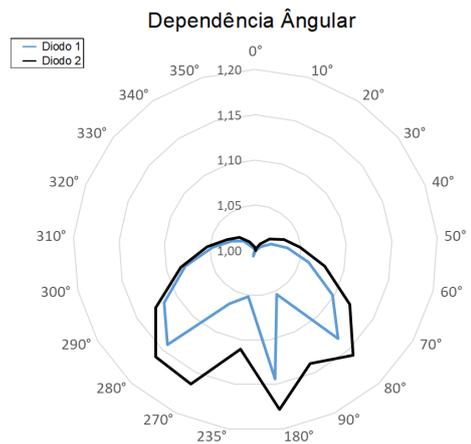


Figura 7. Dose (Gy) normalizada para o ângulo de zero graus versus ângulo do gantry (°)

### 3.5 Verificação da lei do IQD

Essa verificação foi realizada corrigindo a leitura encontrada na SSD de referência do TBI (320 cm) pela lei do inverso do quadrado da distância e comparando com os valores obtidos na nova distância. Foi encontrado um desvio máximo de 0,84% e -0,34%, respectivamente, para as SSD de 330 cm e 340 cm, Tabela 1.

Tabela 1. Diferenças entre IQD calculado e medido em Gy

Diodo	Dose			
	SSD 320	SSD 330		
	Referência (Gy)	Esperada teórica (Gy)	Medida (Gy)	Desvio (%)
1	0,457	0,430	0,427	0,769
2	0,473	0,445	0,441	0,844
3	0,467	0,439	0,436	0,788
4	0,443	0,417	0,414	0,669
5	0,457	0,430	0,426	0,796
Diodo	SSD 320	SSD 340		
	Referência (Gy)	Esperada teórica (Gy)	Medida (Gy)	Desvio (%)
1	0,457	0,405	0,406	-0,327
2	0,473	0,419	0,419	-0,085
3	0,467	0,414	0,415	-0,341
4	0,443	0,393	0,393	-0,126
5	0,457	0,405	0,405	-0,125

Os fatores de calibração para cada dosímetro foram obtidos por intercomparação com uma câmara de ionização. Como os diodos apresentam uma queda de sensibilidade com o tempo, foram reavaliados após 10 meses, quando apresentaram um desvio médio de aproximadamente 2% e máximo de 2,6%.

Usando o fator de calibração, realizou-se a medida de dose no *phantom* antropomórfico. A Tabela 2 mostra a comparação entre as medidas feitas em tempo real e aquelas calculadas.

**Tabela 2.** Dose calculada no *phantom* antropomórfico e dose medida com os diodos

Região	Dose calculada (Gy)	Dose medida (Gy)	Desvio (%)
cabeça	0,742	0,784	5,53
fúrcula	0,737	0,766	3,83
mediastino	0,754	0,772	2,36
abdome (RC)	0,736	0,750	1,89
joelho	0,811	0,808	-0,324

A Tabela 3 apresenta a diferença entre os valores medidos e calculados, de acordo com a equação (2), para cada ponto.

**Tabela 3.** Resultados da soma das medidas de dose de entrada feitas com diodos semicondutores (T600010L PTW) nos campos anterior e posterior somados, *in vivo*, de pacientes que realizaram TBI. n é o número de pacientes avaliados em cada ponto.

Região	n	Diferença Média (%)	Desvio Padrão da Diferença
Cabeça	10	4,66	3,19
Furcula ou Pescoço	6	3,73	4,03
Tórax	7	2,29	4,83
Raio Central	11	1,80	5,68
Joelho	6	3,34	5,74
Pés	8	-1,44	3,76

Em todos os tratamentos também foram realizadas medidas com dosímetro termoluminescente (TLD) nas mesmas regiões, conforme apresentado na Tabela 4. Na nossa instituição, o limite de ação para a diferença entre o medido e o calculado para a dosimetria TLD *in vivo* é de  $\pm 10\%$  para o TBI. Como é trabalhoso fazer uma seleção de TLDs com resposta numa faixa estreita de valores, a seleção feita no serviço inclui dosímetros com respostas, a uma mesma dose, com variações médias de  $\pm 5\%$ . Somando-se a esse valor a incerteza nas medidas, considera-se aceitável uma tolerância de  $10\%$ <sup>8</sup>. Os diodos apresentaram valores inferiores a esse limite.

**Tabela 4.** Resultados da soma das medidas de dose de entrada feitas com TLD nos campos anterior e posterior de pacientes que realizaram TBI.

Região	Diferença Média (%)	Desvio Padrão da Diferença
Cabeça	0,932	5,50
Tórax	0,339	5,79
Raio Central	3,23	5,56
Joelho	0,865	6,29
Pés	-3,25	6,82

## 4. Discussão

### 4.1. Caracterização

O diodo semicondutor (T600010L PTW) usado como dosímetro mostrou-se linear na faixa de dose medida, com a reprodutibilidade de 0,1% e uma dependência média com taxa de dose de 0,6%. O *Report 87*<sup>3</sup> recomenda que as variações desses parâmetros para este dosímetro sejam menores que 1%. Desta forma, o diodo usado é ideal para medidas *in vivo* no TBI.

As análises mostraram uma alta dependência angular já que este tipo de diodo possui uma capa

de *build up* plana embutida, conforme desenho representativo da Figura 8, que desfavorece a incidência não perpendicular. Seria inviável achar um fator de correção para esta dependência, visto que na dosimetria *in vivo* não seria possível determinar o ângulo exato em que o diodo estaria preso no paciente. A solução encontrada foi evitar incidências oblíquas.

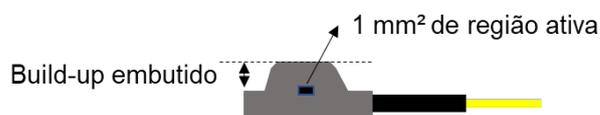


Figura 8. Desenho representativo do diodo semicondutor T60010MP amarelo

O *Report 17* da AAPM<sup>2</sup> sugere que diferenças maiores de 2% no cálculo do inverso do quadrado da distância geram a necessidade de utilização de um fator de calibração para um número apropriado de distâncias utilizadas na rotina. Os resultados obtidos dispensam a necessidade de um fator de correção para outras distâncias, visto que o maior desvio encontrado foi de 0,84% para SSD de 330 cm.

### 4.2. Calibração

A verificação do fator de calibração utilizado foi realizada com a simulação de tratamento no *phantom* antropomórfico, conforme figura 9 abaixo.



Figura 9. Simulação de tratamento no *phantom* antropomórfico e os diodos semicondutores (T600010L PTW) posicionados

Os desvios entre a dose calculada e a medida foram satisfatórios, já que são menores de 5%, como recomenda o ICRU 50<sup>7</sup>, com exceção da cabeça (tabela 2) devido ao posicionamento angulado já discutido anteriormente, o que mostra que o fator de calibração estava correto.

O *Report 87*<sup>3</sup> recomenda uma recalibração dos dosímetros quando seus fatores de calibração atingem o valor de 2% de variação. Considerando o número de pacientes tratados no serviço, e que os valores encontrados foram próximos dessa tolerância, as verificações serão realizadas bimestralmente garantindo que não haja erro introduzido pelo fator de calibração.

### 4.3. Dosimetria *in vivo*

As medidas com TLD apresentaram, de uma forma geral, valores médios de desvios entre os

medidos e os planejados inferiores aos dos diodos, porém com desvio padrão maior.

Uma vantagem da utilização do diodo em relação ao TLD é a leitura imediata, sendo que, a leitura dos TLDs na instituição é realizada com, no mínimo, 6 horas após a irradiação, além de exigir um tratamento térmico antes de ser utilizado. Este intervalo de horas para a leitura é necessário para evitar os efeitos da supralinearidade, fenômeno que deve ser considerado para as doses utilizadas em radioterapia, e para evitar possíveis ruídos causados por elétrons que estão na banda de valência<sup>8</sup>. O uso do TLD não permite a detecção imediata de um erro na irradiação.

As medidas realizadas nos onze pacientes possibilitaram o estabelecimento de um limite de ação para o dosímetro, que levasse em consideração fatores como posicionamento do detector, possíveis movimentações do paciente ou imprecisão no cálculo manual de compensadores para determinada região.

Para definir o limite de ação, considerando uma população com  $n < 30$ , usou-se a tabela de distribuição t-student com um nível de confiança da média de 95%. O cálculo do limite foi feito através da equação (3), onde  $\alpha = 0,05$ ,  $\Delta$  é a diferença média entre o limite calculado e o medido (%) e  $n$  é a população, com os valores apresentados na Tabela 3. Os dados obtidos estão apresentados na Tabela 5.

$$\mu = \Delta_{medido} \pm t_{\alpha/2, n-1} \frac{\text{Desvio Padrão}}{\sqrt{N}} \quad (3)$$

**Tabela 5.** Limites de ação encontrados com base nos resultados apresentados na Tabela 3

Região	Limite de ação (%)
Cabeça	6,94
Fúrcula ou Pescoço	7,96
Tórax	6,76
Raio Central	5,62
Joelho	9,37
Pés	4,58

Os limites de ação encontrados, em sua maioria, foram maiores do que a recomendação do ICRU 50, de 5%. Porém, muitos fatores existentes na prática clínica contribuem para um valor maior de discrepância entre o calculado e o medido. Entre eles pode-se citar:

- as posições dos pontos em que a dose foi calculada e medida podem não ser idênticas, já que os dias de planejamento e tratamento são distintos;
- a movimentação do paciente durante o tratamento pode ser grande, pois essa é uma técnica que demanda tempo;
- pode ocorrer uma pequena diferença na distância de posicionamento do paciente;
- as medidas são realizadas na superfície do paciente onde há imprecisão na entrega de dose,

apesar de se usar uma capa de *build-up* fixa no dosímetro;

- em algumas superfícies encontra-se dificuldade em se manter o dosímetro perpendicular ao feixe e
- pode ocorrer a não estabilização da temperatura do dosímetro.

Não há necessidade de fazer a correção do inverso do quadrado da distância para a SSD utilizada, uma vez que encontramos variações menores que 2%. Porém, para diminuir as incertezas, essa seria uma solução interessante.

Diversos artigos, devido a essas incertezas, estabeleceram como limites de ação valores superiores a 5%<sup>9,10,11,12</sup>.

A variação na sensibilidade do detector de acordo com a temperatura fornecida pelo fabricante é de 0,4%/K (0,4%/°C)<sup>13</sup> e pode ser reduzida com a utilização de uma capa isolante entre o dosímetro e a pele do paciente. O desenvolvimento de uma capa de isopor está sendo avaliada.

E apesar de, nas nossas avaliações, os limites de ação para a diferença entre os dados medidos e planejados estarem acima de 5% em alguns pontos, a homogeneidade de dose entre os diferentes pontos do corpo e o ponto de cálculo (raio central) está dentro do recomendado pelo protocolo (AAPM, 1986), ou seja,  $\pm 10\%$ .

## 5. Conclusões

Conclui-se que o diodo semicondutor (T600010L PTW) possui desempenho adequado para utilização na dosimetria *in vivo* na técnica de irradiação de corpo inteiro, pois a variação apresentada nas leituras durante a caracterização é menor que 1%.

A utilização do diodo semicondutor (T600010L PTW) como dosímetro em incidências inclinadas não é recomendada, devido à dependência angular existente, resultado da geometria e características técnicas do dosímetro, como por exemplo, sua capa de *build-up* embutida.

A verificação na queda de sensibilidade diodo semicondutor (T600010L PTW) realizada após dez meses não foi concordante com os limites de 2% estabelecidos pelo *Report 87*<sup>3</sup>. Então, foi estabelecida uma periodicidade de dois meses para a calibração dos diodos.

As medidas *in vivo* obtidas foram adequadas e, através delas, foi estabelecido um limite de ação por região que assume, além das incertezas do diodo semicondutor (T600010L PTW), as da técnica de TBI e as do posicionamento, tanto do paciente quanto do dosímetro. O limite máximo encontrado foi de 9,6% no joelho. Com o aumento do número de pacientes será possível melhorar a estatística e estabelecer um limite de ação mais confiável.

## Agradecimentos

Ao apoio financeiro da SGTES-Ministério da Saúde e da SESu-Ministério da Educação e a toda a equipe de Radioterapia do HCFMUSP pela colaboração com o trabalho, em especial a Laura Furnari e Caroline Zepellini pela orientação e paciência e aos físicos Gabriela Reis e Marcos Vinicius Nakandakari as discussões construtivas.

## Referências

1. Khan, Faiz M. The Physics of Radiation Therapy, 3rd Edition, CAP 18, pg 456.
2. AAPM (American Association of Physicists in Medicine). REPORT 17 – The Physical Aspects of Total and Half Body Photon Irradiation, 1986.
3. AAPM (American Association of Physicists in Medicine). REPORT 87 - Diode in vivo Dosimetry for Patients Receiving External Beam Radiation Therapy, 2005.
4. Ben Mijneera, Sam Beddar, Joanna Izewska, Chester Reft - In vivo dosimetry in external beam radiotherapy, Medical Physics, 2013.
5. IAEA (International Atomic Energy Agency). REPORT 8 – Development of procedures for in vivo Dosimetry in Radiotherapy, 2013.
6. ESTRO. Booklet 5 - Practical Guidelines for the Implementation of in vivo Dosimetry with diodes in external radiotherapy with Photon beams (entrance dose), 2001.
7. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Report 50 - Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy ICRU, 1993.
8. Habitzreuter, Ângela Beatriz ; Rodrigues, Laura Natal. Implementação da irradiação de corpo inteiro em radioterapia, 2010.
9. Lanchun Lu et al. A Clinical Dosimetry Analysis of Total Body Irradiation for Leukemia Patients, Medical Physics, 2014.
10. Lancaster, C. M.; Crosbie, J. C. and Davis, S. R. In-vivo dosimetry from total body irradiation patients (2000 – 2006): results and analysis, Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine, 2008.
11. Dupont, S.; Aubignac, L.; Dufreneix, S.; Briand, C.; Jaffre, F.; Klotz, S. et al. Contrôle qualité de la dose délivrée par dosimétrie in vivo : un critère de tolérance unique peut-il satisfaire toutes les localisations?, Cancer/Radiothérapie, 2012.
12. Rittmann, K. L. Quality assurance in Total Body Irradiation by in vivo dosimetry, 1996.
13. Application-Specific In Vivo Semiconductor Diodes for VIVODOS and MULTIDOS® Dosimeters (<http://www.ptw.de/2337.html?&cld=3272>).

## Contato:

Caroline Castilhano Sampaio

E-mail: [caroline.castilhano@hc.fm.usp.br](mailto:caroline.castilhano@hc.fm.usp.br)