

Comparação entre dosímetros termoluminescentes e diodos semicondutores aplicada para dosimetria *in vivo* de tratamentos TBI

Comparison between thermoluminescent dosimeters and semiconductor diodes applied for in vivo dosimetry of TBI treatments to the Revista Brasileira de Física Médica

Heres D. Z. Lalli¹, Fábio F. Brüning¹, Anna L. M. C. Malthez², Giovana S. Wozniak², Carlla M. Oliveira¹, Emílio D. Ricardi¹, Melissa Funchal¹, Tatiane Fernandes¹.

¹Departamento de Radioterapia, Hospital Erasto Gaertner, Curitiba, Brasil

²Departamento de Física, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

Resumo

O artigo apresenta uma comparação quantitativa entre dosímetros termoluminescentes (TLD - Thermoluminescent dosimeters) e diodos semicondutores aplicada para dosimetria *in vivo* de tratamentos de total body irradiation (TBI). Foram realizadas medidas a fim de expressar a capacidade dos detectores em estimar a dose absorvida no centro de um fantoma de água sólida, utilizando dois métodos de cálculo diferentes. O primeiro método utiliza a média dos valores de dose na superfície de entrada e saída do fantoma para estimar a dose no seu centro. Já no segundo método, a estimativa é realizada através do valor de dose na superfície de entrada do fantoma aplicado a uma equação que considera o tissue phantom ratio (TPR) e a lei do inverso do quadrado da distância. Para os diodos semicondutores foram encontrados desvios médios de 5,1% para o primeiro método de cálculo e 1,6% para o segundo método, já para os TLD foram encontrados desvios médios de 1,6% para o primeiro método de cálculo e 2% para o segundo método.

Palavras-chave: TBI; Diodos Semicondutores; TLD; Dosimetria *In vivo*.

Abstract

This paper presents a quantitative comparison between thermoluminescent dosimeters (TLD) and semiconductor diodes applied for in vivo dosimetry of total body irradiation (TBI) treatments. Measurements were performed in order to express the detectors' ability to estimate the absorbed dose on the central axis of a solid water phantom, using two different calculation methods. The first method uses the average of the dose values at the entrance and exit surfaces of the phantom to estimate the dose on its central axis. In the second method, the estimate is performed through the dose value at the phantom entrance surface applied to an equation that considers the tissue phantom ratio (TPR) and the inverse square law of the distance. For semiconductor diodes, average deviations of 5.1% [A1] were found for the first calculation method and 1.6% for the second method, while for TLDs, average deviations of 1.6% were found for the first calculation method and 2% for the second method.

Keywords: TBI; Semiconductor Diodes; TLD; In vivo Dosimetry.

1. Introdução

Total Body Irradiation (TBI) ou irradiação de corpo inteiro é uma modalidade de tratamento radioterápico na qual o paciente tem todo o seu corpo exposto a radiação de fótons de megavoltagem. Essa modalidade é comumente utilizada no tratamento de certos tipos de câncer de sangue antes de um transplante de medula óssea. A irradiação de corpo inteiro funciona como supressora do sistema imunológico de forma que o paciente não rejeite a nova medula (1).

O controle de qualidade dos tratamentos de radioterapia são exigidos em norma pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), de forma a garantir a segurança do paciente na prescrição e execução das exposições médicas (2). A técnica de dosimetria *in vivo* possibilita que o controle de qualidade seja feito em tempo real, reduzindo as incertezas e identificando potenciais erros (3).

No Departamento de radioterapia do Hospital Erasto Gaertner os detectores de radiação utilizados

para esse controle de qualidade são diodos semicondutores, os diodos são feitos de materiais semicondutores cristalinos como Silício e Germânio. Nesse tipo de detector são utilizados 2 cristais formando uma junção tipo p-n, que é a junção de um cristal com excesso de elétrons na banda de condução, dopagem tipo n, com um cristal com excesso de buracos na banda de valência, dopagem tipo p. Esse tipo de junção cria uma região de carga neutra chamada de zona de depleção que é a região sensível à radiação. Nessa região, a radiação incidente gera ionizações que criam uma corrente elétrica, a qual é lida como o sinal de saída do detector (4). Além dos diodos semicondutores, outro detector de radiação que pode ser utilizado na dosimetria *in vivo* de tratamentos TBI são os dosímetros termoluminescentes (TLD - Thermoluminescent Dosimeters).

Os TLD são detectores passivos de radiação que medem a dose integrada durante o tempo de irradiação, são feitos de materiais cristalinos com defeitos em sua estrutura que funcionam como

armadilhas de elétrons. Quando a radiação interage com o cristal ioniza seus átomos, os elétrons da banda de valência ganham energia e passam para a banda de condução (4). No processo de desexcitação, retorno ao estado fundamental, os elétrons ficam presos nas armadilhas térmicas do cristal guardando a informação da dose absorvida. Quando o cristal é aquecido em uma leitora de TLD, os elétrons escapam das armadilhas, produzindo uma luminescência proporcional a energia depositada no detector pela radiação. Esse sinal luminoso após passar pela fotomultiplicadora da leitora gera a corrente elétrica que é interpretada como o sinal de saída do detector (5).

Ambos os detectores podem ser utilizados para a dosimetria *in vivo* de tratamentos TBI (6). O objetivo deste trabalho é fazer uma comparação quantitativa entre os detectores, determinando principalmente a capacidade dos mesmos de estimar a dose no centro do fantoma de água sólida através de duas metodologias de cálculo diferentes.

2. Materiais e Métodos

Todas as irradiações realizadas para este trabalho foram administradas com o acelerador linear *Clinac 2100C* do fabricante *Varian Medical Systems* presente no Departamento de Radioterapia do Hospital Erasto Gaertner.

Foram utilizados 4 diodos semicondutores cilíndricos modelo *Isorad* do fabricante *Sun Nuclear Corporation*, também presentes no hospital. E 36 dosímetros termoluminescentes TLD 100 do tipo LiF com homogeneidade de grupo de $\pm 2,5\%$ que tiveram a leitura e o tratamento térmico realizados no departamento de Física da Universidade Federal Tecnológica do Paraná.

Os diodos possuem uma camada de *buildup* inerente a sua construção de $1,6 \text{ g/cm}^2$ de molibdênio. Como os TLD não possuem *buildup* inerente, foram utilizadas lâminas de cobre, totalizando 2 mm de espessura, para criar uma camada de *buildup* equivalente a $1,5 \text{ g/cm}^2$ de água.

2.1. Calibração dos detectores

Ambos os detectores mencionados fornecem sua leitura em termos do número de contagens (ctgs) e, portanto, para obter o valor de dose absorvida é necessário realizar um processo de calibração cruzada.

Tal processo, foi realizado utilizando uma câmara de ionização tipo *Farmer* modelo FC65P do fabricante *IBA Dosimetry GmbH*, calibrada em laboratório de acordo com o protocolo TRS 398 e um fantoma de água sólida do fabricante *PTW Freiburg GmbH* modelo *RW3 Slab phantom* com dimensões 30 cm x 30 cm x 30 cm.



Figura 1. Posicionamento da câmara de ionização (esquerda) e dos diodos (direita) no fantoma de água sólida.



Figura 2. Conjunto de maca, fantoma, detectores e placa acrílica homogeneizadora na posição de exposição, com o Clinac 2100C ao fundo.

Os diodos e TLD foram colocados na superfície do fantoma enquanto a câmara de ionização foi posicionada no centro do mesmo. Com todos os detectores em posição, foram realizadas dez exposições com um passo de 20 cGy por exposição.

As irradiações foram realizadas com o mesmo *setup* utilizado nos tratamentos de TBI, com o *Gantry* a 88° de inclinação, o Colimador rotado em 45° , os colimadores em abertura 40 cm x 40 cm, o SAD do fantoma igual a 520 cm, a energia do feixe em 6 MV e com uma placa acrílica homogeneizadora junto a maca.

Como os detectores estão posicionados na superfície do fantoma, com um *buildup* equivalente a 1,5 cm de água e a câmara de ionização a 15 cm de profundidade, é necessário realizar uma correção, apresentada na equação (1), devido a atenuação do fantoma e a lei do inverso do quadrado da distância para poder relacionar os valores de dose com os valores de contagens medidos (7).

$$D_{\text{SUPERFÍCIE}} = D_{\text{CENTRO}} \frac{TPR_{1,5}}{TPR_{15}} FD \quad (1)$$

Onde D_{CENTRO} é a dose medida no centro do fantoma com a câmara de ionização, $D_{\text{SUPERFÍCIE}}$ é a dose estimada e corrigida para a superfície, FD é o fator distância, $TPR_{1,5}$ e TPR_{15} são respectivamente as razões tecido fantoma para as profundidades de 1,5 cm e 15 cm.

Os valores de dose medidos no centro com a câmara de ionização e os valores corrigidos para dose na superfície junto ao seus respectivos erros encontram-se na tabela 1.

Tabela 1. Valores de dose na câmara de ionização e dose corrigida para a superfície

UM	D _{CENTRO} (cGy)	Dose _{SUPERFICIE} (cGy)
720	19,70 ± 0,30	29,33 ± 0,44
1440	39,35 ± 0,59	58,58 ± 0,88
2160	59,00 ± 0,88	87,83 ± 1,32
2880	78,65 ± 1,18	117,09 ± 1,76
3600	98,29 ± 1,47	146,34 ± 2,20
4320	117,99 ± 1,77	175,67 ± 2,64
5040	137,64 ± 2,06	204,92 ± 3,07
5760	157,34 ± 2,36	234,25 ± 3,51
6480	176,99 ± 2,65	263,50 ± 3,95
7200	196,64 ± 2,95	292,75 ± 4,39

Fonte: O autor (2023).

Usando os valores de dose corrigidos para a superfície e os valores de contagens medidos pelos detectores fixados na superfície foram construídas as curvas de calibração apresentadas nas figuras 1 e 2.

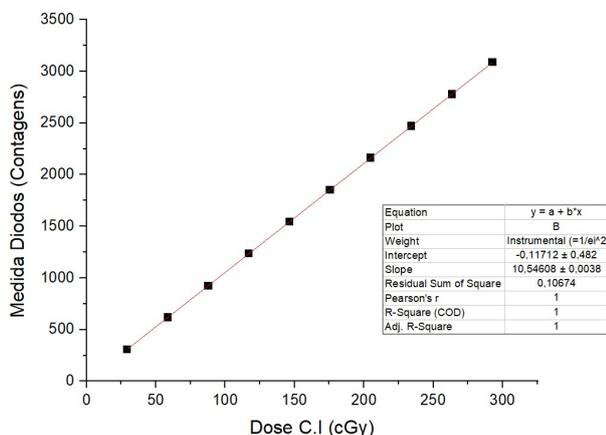


Figura 3. Curva de Calibração dos Diodos Semicondutores.

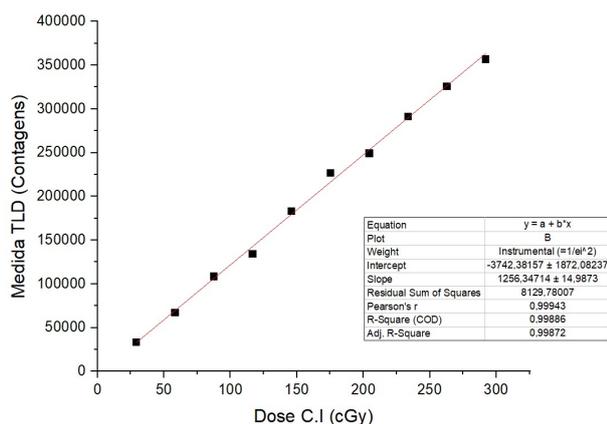


Figura 4. Curva de Calibração dos Dosímetros Termoluminescentes.

A partir do coeficiente angular dos gráficos apresentados nas figuras 1 e 2 foram obtidos os fatores de calibração (FC) dos detectores.

(Diodos) FC = 10,546 ± 0,038 (contagens/cGy)

(TLD) FC = 1256 ± 15 (contagens/cGy)

O valor de dose absorvida é dado através da divisão do número de contagens obtidas pelos detectores com o fator de calibração, conforme a equação (2).

$$Dose (cGy) = \frac{Contagens}{FC} \tag{2}$$

2.2. Cálculo de dose no centro do fantoma

Método 1: Média das dose de entrada e saída

A partir das medidas das doses de entrada e saída do fantoma é possível determinar a dose no centro do mesmo através da equação (3).

$$D_{centro} = \frac{D_{entrada} + D_{saida}}{2} \tag{3}$$

Onde D_{entrada} e D_{saida} são respectivamente os valores de dose nas superfícies de entrada e saída do fantoma.

Método 2: Razão tecido fantoma e fator distância

A partir dos valores de dose na superfície de entrada do fantoma de água sólida, é possível calcular a dose no centro do mesmo através de uma correção utilizando o fator TPR (razão tecido fantoma), pela equação (4), e a lei do inverso do quadrado da distância, dada pela equação (5).

$$D_{centro} = D_{entrada} \frac{TPR_{centro}}{TPR_{entrada}} FD \tag{4}$$

$$FD = \left(\frac{distancia\ fonte\ entrada}{distancia\ fonte\ centro} \right)^{expoente} \tag{5}$$

Com D_{entrada} sendo a dose na superfície de entrada do fantoma, FD o fator distância, TPR_{centro} e TPR_{entrada} são as razões tecido fantoma no centro e na superfície do fantoma, respectivamente.

Utilizando o *setup* de irradiação de TBI, foram realizadas 13 irradiações variando a espessura do fantoma de 30 cm para 6 cm num passo de 2 cm por irradiação. Os valores de contagens medidos em função da espessura do fantoma para os dois detectores encontram-se nas tabelas 2 e 3.

Tabela 2. Valores de contagem (ctgs) nas superfícies de entrada e saída do fantoma medidos com os diodos semicondutores

Espessura (cm)	Entrada (ctgs)	Saída (ctgs)
30	1558 ±20	558 ±12
28	1506 ±19	585 ±12
26	1454 ±19	605 ±12
24	1408 ±19	631 ±13
22	1365 ±18	656 ±13
20	1325 ±18	682 ±13
18	1285 ±18	715 ±13
16	1250 ±18	751 ±14
14	1221 ±17	777 ±14
12	1179 ±17	806 ±14
10	1150 ±17	843 ±15
8	1123 ±17	875 ±15
6	1095 ±17	910 ±15

Fonte: O autor (2023).

Tabela 3. Valores de contagem (ctgs) nas superfícies de entrada e saída do fantoma, medidos com os dosímetros termoluminescentes

Espessura (cm)	Entrada (ctgs)	Saída (ctgs)
30	188305 ± 217	81533 ± 143
28	176263 ± 210	82028 ± 143
26	167872 ± 205	80049 ± 141
24	175018 ± 209	79789 ± 141
22	160410 ± 200	89778 ± 150
20	150453 ± 194	89882 ± 150
18	158311 ± 199	99225 ± 158
16	145339 ± 191	92170 ± 152
14	148735 ± 193	132614 ± 182
12	135339 ± 184	140897 ± 188
10	136499 ± 185	132170 ± 182
8	132230 ± 182	134013 ± 183
6	135844 ± 184	126107 ± 178

Fonte: O autor (2023).

3. Resultados

Para o método 1, os valores de dose no centro do fantoma foram calculados aplicando as medidas de contagem das superfícies de entrada e saída do mesmo (tabelas 2 e 3) às equações 2 e 3. Esses valores, junto ao valor de dose medido com a câmara de ionização, encontram-se nas tabelas 4 e 5.

Tabela 4. Dose absorvida para diferentes espessuras obtidas com câmara de ionização e calculada pelo método 1 utilizando medições em superfície com diodos semicondutores

Espessura (cm)	Dose _{CENT} (cGy)	Dose _{DIODO} (cGy)	Desv (%)
30	100,4 ± 1,5	100,3 ± 1,2	0,1
28	100,5 ± 1,5	99,1 ± 1,1	1,4
26	100,5 ± 1,5	97,6 ± 1,1	2,9
24	100,6 ± 1,5	96,7 ± 1,1	3,9
22	100,7 ± 1,5	95,8 ± 1,1	4,9
20	100,8 ± 1,5	95,1 ± 1,1	5,7
18	101,3 ± 1,5	94,8 ± 1,1	6,4
16	101,5 ± 1,5	94,9 ± 1,1	6,6
14	101,7 ± 1,5	94,7 ± 1,1	6,8
12	101,7 ± 1,5	94,1 ± 1,1	7,4
10	101,8 ± 1,5	94,5 ± 1,1	7,2
8	101,7 ± 1,5	94,8 ± 1,1	6,8
6	101,5 ± 1,5	95,0 ± 1,1	6,3

Fonte: O autor (2023).

Tabela 5. Dose absorvida para diferentes espessuras obtidas com câmara de ionização e calculada pelo método 1 utilizando medições em superfície com dosímetros termoluminescentes

Espessura (cm)	Dose _{CENT} (cGy)	Dose _{TLD} (cGy)	Desv (%)
30	100,6 ± 1,5	107,4 ± 1,3	6,7
28	100,7 ± 1,5	102,8 ± 1,2	2,1
26	100,9 ± 1,5	98,7 ± 1,2	2,2
24	101,1 ± 1,5	101,4 ± 1,2	0,3
22	101,4 ± 1,5	99,6 ± 1,2	1,8
20	101,4 ± 1,5	95,7 ± 1,1	5,7
18	101,7 ± 1,5	102,5 ± 1,2	0,8
16	102,1 ± 1,5	94,5 ± 1,3	7,4
14	102,4 ± 1,5	112,0 ± 1,3	9,4
12	102,2 ± 1,5	110,0 ± 1,3	7,6
10	102,2 ± 1,5	107,0 ± 1,3	4,6
8	102,1 ± 1,5	106,0 ± 1,3	3,8
6	101,7 ± 1,5	104,3 ± 1,2	2,5

Fonte: O autor (2023).

Para o método 2, os valores de dose no centro do fantoma foram calculados aplicando os valores medidos na superfície de entrada do fantoma

(tabelas 2 e 3) às equações 4 e 5. Esses valores, junto ao valor de dose medido com a câmara de ionização, encontram-se nas tabelas 6 e 7.

Tabela 6. Dose absorvida para diferentes espessuras obtidas com câmara de ionização e calculada pelo método 2 utilizando medições em superfície com diodos semicondutores

Espessura (cm)	Dose _{CENT} (cGy)	Dose _{DIODO} (cGy)	Desv (%)
30	100,4 ± 1,5	99,3 ± 1,3	1,1
28	100,5 ± 1,5	99,2 ± 1,3	1,2
26	100,5 ± 1,5	99,1 ± 1,3	1,4
24	100,6 ± 1,5	99,2 ± 1,3	1,5
22	100,7 ± 1,5	99,2 ± 1,3	1,5
20	100,8 ± 1,5	99,4 ± 1,4	1,4
18	101,3 ± 1,5	99,6 ± 1,4	1,6
16	101,5 ± 1,5	99,9 ± 1,4	1,6
14	101,7 ± 1,5	100,4 ± 1,4	1,3
12	101,7 ± 1,5	99,5 ± 1,5	2,1
10	101,8 ± 1,5	99,7 ± 1,5	2,1
8	101,7 ± 1,5	99,7 ± 1,5	1,9
6	101,5 ± 1,5	99,5 ± 1,5	2,0

Fonte: O autor (2023).

Tabela 7. Dose absorvida para diferentes espessuras obtidas com câmara de ionização e calculada pelo método 2 utilizando medições em superfície com dosímetros termoluminescentes

Espessura (cm)	Dose _{CENT} (cGy)	Dose _{TLD} (cGy)	Desv (%)
30	100,64 ± 1,5	100,9 ± 0,1	0,3
28	100,74 ± 1,5	97,8 ± 0,1	3,0
26	100,90 ± 1,5	96,3 ± 0,1	4,6
24	101,11 ± 1,5	103,7 ± 0,1	2,6
22	101,37 ± 1,5	98,2 ± 0,1	3,2
20	101,42 ± 1,5	95,1 ± 0,1	6,3
18	101,74 ± 1,5	103,3 ± 0,1	1,5
16	102,05 ± 1,5	97,7 ± 0,1	4,3
14	102,37 ± 1,5	102,9 ± 0,1	0,5
12	102,21 ± 1,5	96,1 ± 0,1	6,0
10	102,21 ± 1,5	99,6 ± 0,1	2,6
8	102,11 ± 1,5	98,8 ± 0,1	3,2
6	101,74 ± 1,5	103,9 ± 0,1	2,1

Fonte: O autor (2023).

Na etapa de calibração dos detectores, os dosímetros diodos semicondutores apresentaram maior linearidade do que os dosímetros termoluminescentes.

Na etapa de determinação de dose no centro do fantoma de água sólida, utilizando o método 1 de cálculo, os diodos apresentaram um desvio médio, em relação ao valor real medido com a câmara de ionização, de 5,1% por cento, um desvio máximo de 7,4% e um desvio mínimo de 0,1%. Além disso, os valores de desvio mostram uma dependência com a espessura do fantoma, aumentando com a diminuição da espessura. Já os TLD apresentaram um desvio médio de 1,6%, um desvio máximo de 9%, e um desvio mínimo de 0,3%. Diferente dos diodos, os valores não apresentaram dependência com a espessura do fantoma.

Utilizando o método 2 de cálculo, os diodos apresentaram um desvio médio, de 1,6%, um desvio máximo de 2,1% e um desvio mínimo de 1,1%. Já os TLD apresentaram um desvio médio de 2%, um desvio máximo de 6,3%, e um desvio mínimo de 0,3%.

4. Discussão

Diversos fatores devem ser considerados na avaliação da dose em TBI, desde fatores inerentes à configuração da sala como características intrínsecas dos medidores e fantasmas que irão afetar as doses avaliadas com CI, TLD e diodos.

Conforme os resultados obtidos neste estudo, é possível observar que as diferentes espessuras do volume irradiado em TBI e a heterogeneidade do meio para este tipo de tratamento são fatores que irão afetar as doses nos diferentes métodos. Especialmente no caso das doses avaliadas com diodo, a dose medida apresentou um aumento linear associado às espessuras das placas, com uma variação média de 7% , considerando o método 1 (tabela 4).

Durante o comissionamento para a implementação dos tratamentos de TBI do departamento obteve-se o expoente do fator distância utilizado neste estudo de 2,07. De acordo com a lei do inverso do quadrado da distância, o expoente do fator distância é igual a 2 (6). Contudo, isso é válido para uma fonte de radiação pontual e isotrópica. Na situação experimental, além do foco de radiação do acelerador linear não ser pontual, existe também um componente de radiação espalhada nos acessórios do acelerador, nas paredes e teto da sala, na maca utilizada no TBI dentre outros. A densidade do fantoma de água sólida do fabricante *PTW Freiburg GmbH* modelo *RW3 Slab phantom* é de 1,045 g/cm². Não foram realizadas correções nos valores de TPR, devido a diferença de densidade em relação à água, pois as medidas de TPR foram realizadas utilizando o mesmo fantoma. Tais parâmetros e correções contribuem para as diferenças nos desvios apresentados nas tabelas 4 a 7.

Outras correções de cálculo necessárias quando utilizados diodos semicondutores são em relação a sua camada de *buildup* e temperatura. Os diodos semicondutores possuem uma camada de *buildup* inerente a sua construção. De forma que não é possível retirá-la dos detectores posicionados na superfície de saída do fantoma. Por isso, foram realizadas correções nos cálculos considerando que os diodos posicionados na superfície de saída estavam em uma profundidade de 1,5 cm de água além da superfície do fantoma. Já para os TLD, como sua camada de *buildup* não é inerente à construção, as mesmas foram utilizadas apenas nos dosímetros posicionados na superfície de entrada do fantoma. Os diodos semicondutores apresentam uma dependência com a temperatura particularmente importante para tratamentos longos, que é o caso dos TBI, sendo necessário o uso de um fator de correção para as medidas de dose absorvida (8). Contudo, como o trabalho foi realizado com um fantoma, em equilíbrio térmico com o ambiente, esse fator não foi considerado. Enquanto que para os TLD variações de temperatura próximas à temperatura do corpo humano não geram incertezas significativas nas medidas (4).

Outro fator que pode influenciar nos desvios avaliados em relação a câmara de ionização

acelerador linear produz um feixe polienergético de fótons com energia máxima de 6 MeV. Para o cálculo da espessura de cobre utilizada como camada de *buildup* dos TLD foi considerada uma energia efetiva do feixe de 2,25 MeV (9), explicando as diferenças nos desvios nas Tabelas 5 e 7.

Além das comparações quantitativas, existem outros pontos a serem considerados para a escolha entre os dois tipos de dosímetros apresentados neste trabalho. Os diodos semicondutores possuem leitura imediata, enquanto que os TLD precisam ser lidos posteriormente em uma leitora específica, tornando mais lenta uma tomada de ação. Após irradiados e lidos os TLD precisam passar por um tratamento térmico antes de serem utilizados novamente enquanto os diodos podem ser irradiados diversas vezes sem nenhum procedimento necessário. Entretanto, o custo financeiro dos diodos semicondutores é maior que o dos TLD (excetuando o custo da leitora).

Para departamentos com recursos financeiros suficientes, os diodos semicondutores se mostram mais práticos dentro da rotina hospitalar. Contudo, para departamentos de radioterapia com menor orçamento e que possuam vínculo com universidades ou instituições de ensino onde possam ser realizadas as leituras dos TLD, a dosimetria in vivo com TLD se apresenta como uma boa alternativa.

5. Conclusões

Os dosímetros termoluminescentes apresentaram um melhor resultado em comparação aos diodos semicondutores quando utilizado o método 1 de cálculo para estimativa de dose no centro do fantoma de água sólida. Além disso, não apresentaram uma diferença significativa no valor do desvio médio da dose medida no centro, quando comparados os 2 métodos de cálculo.

Já os diodos semicondutores tiveram um resultado melhor, mas pouco significativo, em comparação aos dosímetros termoluminescentes quando utilizado o método 2 de cálculo. Entretanto, apresentaram uma diferença significativa quando comparados os 2 métodos de cálculo, tendo melhor desempenho no método 2.

Referências

1. Clifford Chao KS, Perez CA, Brady LW. Radiation Oncology Management Decisions. 1999.
2. CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear. Requisitos de segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radioterapia. CNEN NN 6.10 (atualizada), Rio de Janeiro, 2017
3. Houlihan OA, Workman G, Hounsell AR, Prise KM, and Jain S. In vivo dosimetry in pelvic brachytherapy. Br J Radiol 2022. [cited/acesso 2023 May 19]. Available from: <https://www.birpublications.org/doi/epub/10.1259/bjr.20220046>
4. Knoll GF, Radiation Detection and Measurement. 1989.
5. Yukihara, E.G., McKeever, S.W.S., Andersen, C.E. et al. Luminescence dosimetry. Nat Rev Methods Primers 2, 26 (2022).
6. Johns HE, Cunningham JR. The Physics of Radiology. 1983.
7. Sánchez-Doblado F, Terrón JA, Sánchez-Nieto B, Arráns R, Errazquin L, Biggs D, Lee C, Núñez L, Delgado A, Muniz JL. Verification of an online in vivo semiconductor dosimetry system for TBI with two TLD procedures. 1994.

8. IAEA. Review of Radiation Oncology Physics. 2003.
9. Neto FM, Nolasco AV, Malta LN. Energia efetiva do acelerador linear Precise 6 MV. 2017.

Contato:

Heres Daniel Zanette Lalli
Hospital Erasto Gaertner - Departamento de
Radioterapia
R. Dr. Ovande do Amaral, 201 - Jd. das Américas -
Curitiba - PR
hereszanette@gmail.com