

PROPOSTA DE METODOLOGIA DE CONTROLE DE QUALIDADE DE FILTRO DINÂMICO UTILIZANDO A INTERCOMPARAÇÃO ENTRE TLD (LIF), CÂMARA DE IONIZAÇÃO¹

PROPOSED METHODOLOGY FOR QUALITY CONTROL USING A DYNAMIC FILTER INTERCOMPARISONS AMONG TLD (LIF) IONIZATION CHAMBER

Daniele Aimi², Andre Novaes³, Elizandra Krebs⁴ e Gilberto Orengo⁵

RESUMO

O uso de filtro dinâmico em radioterapia, em substituição ao filtro físico, é de grande importância, pois proporciona vantagens clínicas com relação a distribuição de dose à periferia do campo, entre outros. Com o surgimento de novas ferramentas em radioterapia, como a do filtro dinâmico, a complexidade dos processos de tratamento exige um aperfeiçoamento dos mecanismos para a garantia de um controle de qualidade efetivo, assegurando que pacientes sejam tratados de maneira segura e precisa. Com o avanço da tecnologia, cada vez mais se tem aparelhos e métodos mais eficazes no tratamento e prevenção de doenças. **Elaborar uma proposta de controle de qualidade de filtro virtual, fazendo a comparação com dados de dosimetria termoluminescente, utilizando LiF (Fluoreto de Lítio) e câmara de ionização.** Além de realizar o controle de qualidade do filtro dinâmico, também será utilizado, para aumentar a precisão, detectores de LiF (Fluoreto de Lítio) em pastilhas. **A intercomparação desses dados dará uma maior segurança de que o filtro virtual está em perfeitas condições de utilização.** Dessa forma, é uma necessidade implantar um sistema de controle de qualidade, que também facilitará a rotina do serviço.

Palavras-chave: filtro virtual, dosímetro termoluminescente.

¹ Trabalho Final de Graduação - TFG.

² Acadêmica do Curso de Física Médica - UNIFRA. E-mail: danielefm@gmail.com

³ Físico do setor de radioterapia São Vicente - Passo Fundo, RS.

⁴ Física do setor de radioterapia do Hospital Vida e Saúde - Santa Rosa, RS.

⁵ Orientador - UNIFRA. E-mail:orengo@unifra.br

ABSTRACT

The use of dynamic filtering in radiotherapy is very important instead of material filter, because it provides clinical advantages compared with the dose distribution to the periphery field, among others. With new tools in radiotherapy, such as the dynamic filter, the complexity of the treatment requires an improvement of mechanisms for ensuring an effective quality control. Thus the patients are treated safely and accurately. Advances in technology make available equipment and most effective in the treatment and prevention of diseases. The aim is elaborate a protocol for quality control of virtual filter, making the comparison with data from dosimetry using LiF (Lithium Fluoride) and ionization chamber. This quality control will also be to increase the precision detectors LiF. The comparison of these data will provide greater assurance that the virtual filter is in perfect conditions of use. Thus, it is necessary to implement a system of quality control, which also facilitate the service routine.

Keywords: *virtual filter, LiF dosimetry.*

INTRODUÇÃO

O uso de filtro dinâmico em radioterapia, em substituição ao filtro físico, é de grande importância, pois proporciona vantagens clínicas com relação a distribuição de dose de radiação à periferia do campo, entre outros (ICRP, 1982). O filtro virtual não é muito utilizado em procedimentos de radioterapia pelo fato de não saber se está em plenas condições de uso. Por esse motivo, deve ser feito controle de qualidade frequente nesse dispositivo, isso em muitos casos não é viável, então a solução mais prática é não utilizar o dispositivo e em seu lugar usar filtros físicos.

Certos materiais cristalinos, quando expostos à radiação ionizante, possuem a propriedade física de emitirem luz quando submetidos a um aquecimento térmico. A este processo dá-se o nome de termoluminescência.

O fenômeno da emissão de luz termicamente estimulada, emitida por certos materiais cristalinos é proporcional à quantidade de radiação a qual foram expostos esses materiais. Nesse caso, medindo a quantidade de luz emitida, é possível correlacioná-la com a dose recebida. Entretanto, a exata relação não pode ser teoricamente estimada, a dosimetria termoluminescente (TL) é relativa. A intensidade de luz emitida só pode ser correlacionada à grandeza dosimétrica

que se quer medir por um processo de calibração. Qualquer que seja a aplicação de um material como dosímetro termoluminescente, é indispensável conhecer as propriedades de sua resposta TL. As propriedades normalmente analisadas para verificar se um material TL pode ser usado para uma determinada aplicação dosimétrica são: homogeneidade do lote de material, reprodutibilidade, faixa de linearidade em função da grandeza dosimétrica de interesse, dependência energética, dependência angular e estabilidade em diferentes condições climáticas.

O controle de qualidade do filtro dinâmico é de extrema importância e deve ser realizado periodicamente, dessa forma a intercomparação dos dados de controle de qualidade do filtro físico com a determinação de dose fornecida pelos dosímetros termoluminescentes (TLD's) irradiados com as mesmas técnicas fornecem uma precisão muito maior. O objetivo no presente estudo foi elaborar uma proposta de controle de qualidade de filtro virtual, fazendo a comparação com dados de dosimetria termoluminescente, utilizando Fluoreto de Lítio (LiF) e câmara de ionização (PERINI; CABRAL; GÓES, 2003).

REFERENCIAL TEÓRICO

TERMOLUMINESCÊNCIA

O fenômeno da termoluminescência é a emissão de luz devido à estimulação térmica de um material que foi previamente aquecido. Pode ser explicada através do modelo de bandas para os níveis de energia dos elétrons nos sólidos.

O fenômeno da termoluminescência é explicado quantitativamente utilizando-se o conceito de banda em relação aos níveis eletrônicos de energia nos sólidos. Em alguns materiais, a radiação incidente transfere energia aos elétrons os quais passam do estado fundamental (banda de valência) ao excitado sendo que, quando decaem para o estado fundamental novamente, eles emitem luz, fato denominado fluorescência. Porém outros materiais como LiF, CaF, CaSO₄, os elétrons decaem de um estado excitado (banda de condução) para o estado metastável (armadilhas) permanecendo nesse durante um tempo, assim quando ocorre o aquecimento desses materiais, os materiais, os elétrons do estado metastável vão para o estado excitado (banda de condução), novamente, e depois decaem para o fundamental emitindo luz, a esse fato denomina-se fosforescência, sendo utilizado na Dosimetria Termoluminescente.

Os cristais iônicos são transparentes na região do visível, para minimizar este problema introduz-se no cristal impurezas ou defeitos na rede cristalina. Estas impurezas ou imperfeições estão associadas às armadilhas ou níveis de energia metaestáveis, localizadas na banda proibida. Aumenta-se, portanto, o número de elétrons e buracos armadilhados e com isso aumenta a capacidade do material de armazenar energia fornecida pela radiação, a qual é transmitida na forma de luz quando o cristal é aquecido.

Os materiais termoluminescentes podem ser reutilizados após a irradiação, pois se submetidos a um tratamento térmico adequado, eles voltam a sua condição inicial. A sensibilidade TL do cristal é influenciada por este tratamento térmico. Esta variação na sensibilidade depende do tempo de duração e da temperatura do tratamento; então se adota um tratamento térmico padrão para se obter resultados reproduzíveis em estudos de TL (BARSANELLI, 2003).

O instrumento usado para aquecer o fósforo TLD e medir a luz termoluminescente emitida é chamado leitor de TLD. A instrumentação é constituída de um dispositivo para aquecer o dosímetro e uma válvula fotomultiplicadora para captar a luz por ele emitida.

GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

Kerma no ar

O kerma no ar (*kinetic energy released per unit of mass*) é definida como

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}, \quad (1)$$

em que $d\varepsilon$ é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas (elétrons e pósitrons) liberadas por partícula neutras ou fótons incidentes em um material de massa dm . A grandeza dosimétrica kerma no ar é usualmente dada em gray (Gy) (KHAN, 1994).

Planejamento do Tratamento em Radioterapia

O planejamento de um tratamento em radioterapia tem como objetivo determinar a distribuição de dose no volume-alvo e nos pontos de interesse em áreas adjacentes. Para o cálculo da dose a ser administrada ao paciente, segundo as características de irradiação prescritas pelo radioterapeuta, é

necessário determinar alguns parâmetros físicos do feixe e do equipamento a ser utilizado, nesse caso, o acelerador linear (BARSANELLI, 2003).

Parâmetros Físicos para o Planejamento do Tratamento

A dose absorvida no paciente varia com a profundidade. Esta variação depende de vários fatores, como: energia do feixe ($h\nu$), tamanho de campo (A), distância da fonte (f), sistema de colimação do feixe e profundidade (d).

Percentual de Dose em Profundidade (PDP)

O percentual de dose em profundidade é definido como o quociente, expresso em porcentagem, da dose absorvida em uma profundidade d pela dose absorvida na profundidade de referência D_0 ou $dmáx$, se esta profundidade for a profundidade de máxima dose ao longo do eixo central do feixe (KHAN, 1994):

$$PDP = \left(\frac{D_d}{D_0} \right) 100. \quad (2)$$

Razão Tecido-Fantoma (TPR)

A razão tecido-fantoma é definida como a razão da dose em um dado ponto no fantoma, a uma profundidade d e a uma distância f da fonte, pela dose em outro ponto, à mesma distância f da fonte, a uma profundidade fixa de referência (d_{ref}). O TPR é uma função geral, definida para eliminar a dependência com a distância da fonte, que pode ser normalizada em qualquer profundidade de referência (KHAN, 1994).

$$TPR = \frac{D_d}{D_{dref}} \quad (3)$$

Razão Tecido-Máximo (TMR)

A razão tecido-máximo é um caso especial da razão tecido-fantoma e pode ser definida como a razão da dose em um dado ponto no fantoma a uma profundidade d , pela dose no mesmo ponto na profundidade de dose máxima. Ou seja, quando a profundidade de referência (d_{ref}) é a profundidade de máxima dose ($dmáx$), o TPR é igual ao TMR.

Fatores de Retrodispersão e de Espalhamento-Pico (PSF)

Parte da radiação incidente na superfície do paciente é espalhada para os lados e para trás. Os fatores de retrodispersão e de espalhamento-pico são definidos de modo a levar em conta esta perda (KHAN, 1994).

$$PSF = \frac{D_s}{D'_s} \quad (4)$$

em que D_s é a dose absorvida medida na superfície do tecido e D'_s é a dose absorvida medida no ar nas mesmas condições.

$$PSF = \frac{D_{dm}}{D'_{dm}} \quad (5)$$

em que D_{dm} é a dose absorvida medida na profundidade de equilíbrio eletrônico e D'_{dm} é a dose absorvida medida no ar nas mesmas condições. Os fatores de retrodispersão e de espalhamento-pico, bem como a razão tecido-ar, variam com a área do campo e com a qualidade da radiação (BARSANELLI, 2003).

Fator Bandeja (FB)

Em certos tratamentos é necessária a colocação de blocos atenuadores, cuja função é blindar a área dentro do campo de radiação, correspondente ao órgão ou região anatômica do paciente que se quer proteger. Fator bandeja é o fator que corrige a atenuação da bandeja de acrílico que suporta estes blocos. É definido como a razão das leituras das cargas coletadas, efetuadas pela câmara de ionização, com a interposição da bandeja, pelas leituras efetuadas sem a interposição da bandeja, na mesma profundidade e com o mesmo tamanho de campo. É necessário ser medido para cada tipo ou espessura de bandeja.

Fator Filtro (FF)

O fator filtro dinâmico é definido como a razão das leituras das cargas coletadas, efetuadas pela câmara de ionização, com o uso do filtro, pelas leituras efetuadas sem o filtro, na mesma profundidade de referência (10cm) e com o mesmo tamanho de campo.

Filtros Físicos

O filtro em cunha, ou filtro físico, é um modificador de feixe externo usado para criar o perfil assimétrico de dose, constituído de uma cunha metálica com determinado ângulo conhecido. O uso de filtros físicos é um método bem estabelecido para otimizar distribuições de dose em radioterapia. Uma das vantagens oferecidas pelos modernos aceleradores lineares controlados por computador é a capacidade de variar dinamicamente a posição dos colimadores durante o tratamento (PERINI; CABRAL; GÓES, 2003).

Sistemas Computadorizados de Planejamento do Tratamento

Os sistemas computadorizados de planejamento de tratamento em radioterapia são utilizados para calcular a distribuição de dose e estabelecer os parâmetros necessários ao planejamento de forma automatizada.

O acelerador da Siemens suporta uma faixa de ângulos desde 10 até 60 graus de inclinação de filtro. Os cálculos de dose podem ser feitos usando 3 tipos de algoritmos, Clarkson, FFt Convolution, Superposition (PERINI; CABRAL; GÓES, 2003).

Os sistemas de planejamento de radioterapia externa incluem: o cálculo das distribuições de dose relativa para cada equipamento; energia e modalidade de tratamento; a soma das doses provenientes dos diferentes feixes; cálculo da unidade monitora (tempo) para uma determinada dose prescrita quando introduzimos os dados de calibração no sistema de planejamento e os dados de saída, que devem ser claros e precisos e devem incluir a distribuição de isodose em forma gráfica.

METODOLOGIA

Neste trabalho, foram determinados parâmetros que são utilizados para a conferência manual do cálculo da dose, que é realizado pelo sistema computadorizado de planejamento do tratamento.

O presente trabalho foi realizado em cinco etapas distintas:

1ª etapa: escolha do material

Escolheu-se o material Fluoreto de Lítio (LiF). Foram selecionadas 44 pastilhas de LiF, disponibilizadas pelo Laboratório de Dosimetria do Centro

Universitário Franciscano - UNIFRA. As 44 pastilhas foram divididas em 4 grupos com 11 pastilhas cada, como mostrado na tabela 1.

Tabela 1 - Classificação das pastilhas termoluminescente por grupo.

Grupo	Número das pastilhas
Grupo 1	01, 02, 03, 04, 05, 06, 07, 08, 09, 10, 11
Grupo 2	12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22
Grupo 3	23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33
Grupo 4	34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41 42, 43, 44

2ª etapa: tratamento térmico

Para a realização do tratamento térmico das pastilhas termoluminescentes, o Laboratório de Dosimetria - UNIFRA disponibilizou o forno do fabricante Inova (Figura 1). O tratamento térmico se deu por 1 hora a uma temperatura de 400°C no forno.



Figura 1 - Forno utilizado para tratamento térmico das pastilhas de LiF.

3ª etapa: irradiação das pastilhas de LiF

Os grupos de pastilhas selecionados foram irradiados em um fantoma de água, sobre uma placa de acrílico, devidamente selada com a finalidade

de não entrar água, a uma distância fonte superfície (DSF) de 90 cm, a uma profundidade de 10 cm (para isso, foi utilizado um cano de PVC com 10 cm de comprimento), utilizando um campo de 20 x 20 cm². Entretanto para que a placa de acrílico ficasse submersa foram acrescentadas outras duas placas de acrílico, cada uma com espessura de 1 cm, com o objetivo de servir de contrapeso. O acelerador linear utilizado para o procedimento é da marca Siemens Primus Mid-Energy com energia de 6 MV- Fótons e um sistema de planejamento 3D, XiO – CMS, que produz perfis do filtro, que devem ser comparados e se necessário ajustados. Os filtros virtuais selecionados para o processo de calibração foram – Virtual Wedge 30° e 45°(KIJEWski; CHIN; BJARNGARD, 1978), pois estes são os mais utilizados nos procedimentos rotineiros da clínica. O perfil direção *wedge* que foi utilizado é de 2,2 cm, ou seja, o quanto ele se movimentava. Na figura 2, mostram-se a placa de acrílico, o fantoma com água, o acelerador linear e o sistema de planejamento.

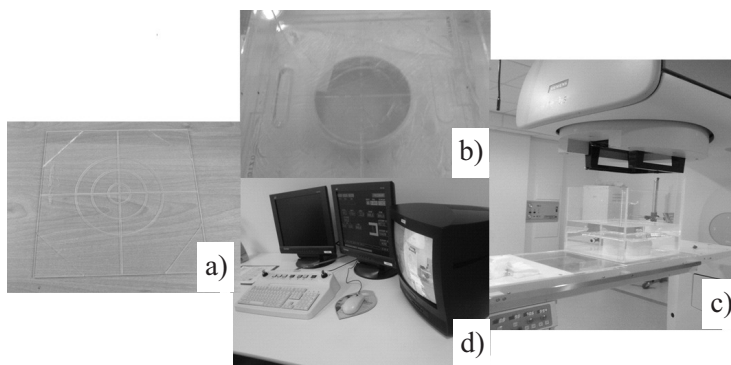


Figura 2 - a) Placa de acrílico, b) fantoma com água, c) acelerador linear e d) sistema de planejamento.

4ª etapa: irradiação da câmara de ionização

Depois de realizada a irradiação dos TLD's LiF, foi então feita a irradiação da câmara de ionização, a câmara é do tipo Farmer, PTW 30013, nos mesmos parâmetros dos TLD's, figura 3.

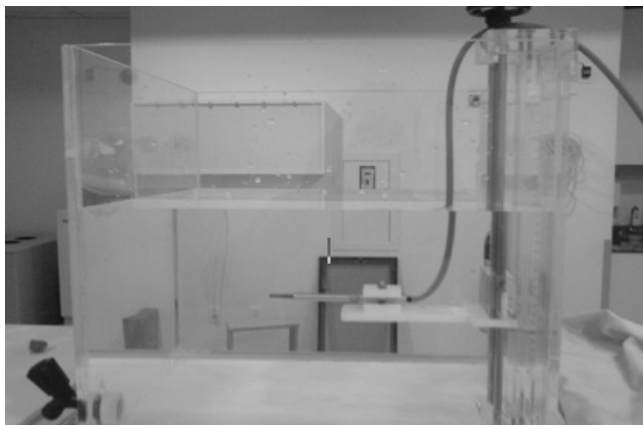


Figura 3 - O fantoma com água e a câmara de ionização.

5ª etapa: leitura das pastilhas após irradiação

Após a irradiação de cada grupo de pastilhas de LiF foram realizadas as leituras na Leitora TLD, com os parâmetros preestabelecidos. Esse procedimento foi repetido grupo a grupo. As pastilhas foram lidas em uma leitora TLD do fabricante Harshaw Nuclear Systems, Modelo 3000 A, disponibilizada pelo Laboratório de Dosimetria da UNIFRA, conforme apresenta-se na figura 4.



Figura 4 - Sistema de leitura termoluminescente.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram realizados testes de controle de qualidade de filtro dinâmico com a câmara de ionização e com as TLD em água, e as pastilhas ficaram sempre dispostas nas mesmas posições, bem como a câmara de ionização e utilizaram-se os filtros de UVW 30° e 45°.

Nas tabelas 2 e 3, apresentam-se os valores de doses obtidos, respectivamente, com a câmara de ionização para o filtro UVW 30° e UVW 45°.

Tabela 2 - Valores obtidos de dose com câmara de ionização para o filtro UVW 30°.

Desvio lateral	Leitura nominal	Leituras
-10	0,851	6,672
-8	1,216	9,534
-6	1,192	9,344
-4	1,142	8,956
-2	1,066	8,359
0	1,000	7,841
2	0,950	7,451
4	0,911	7,144
6	0,847	6,641
8	0,772	6,053
10	0,365	2,863

Tabela 3 - Valores de doses obtidos com câmara de ionização para o filtro UVW 45°.

Desvio lateral	Leitura nominal	Leituras
-10	1,036	8,152
-8	1,429	11,25
-6	1,346	10,59
-4	1,239	9,754
-2	1,114	8,764
0	1,000	7,87
2	0,909	7,155
4	0,838	6,594
6	0,747	5,88
8	0,652	5,135
10	0,304	2,391

Nas tabelas 4 e 5, são apresentados os valores de doses obtidos, respectivamente, com TLD para o filtro UVW 30° e UVW 45°.

Tabela 4 - Valores obtidos de doses com TLD para o UVW 30°.

Desvio lateral	Leituras
-10	6,666
-8	9,544
-6	9,365
-4	8,977
-2	8,333
0	7,846
2	7,432
4	7,178
6	6,688
8	6,055
10	2,861

Tabela 5 - Valores obtidos de doses com TLD para filtro UVW 45°.

Desvio lateral	Leituras
-10	8,135
-8	11,11
-6	10,56
-4	9,798
-2	8,755
0	7,81
2	7,149
4	6,587
6	5,47
8	5,128
10	2,389

Nas figuras 5 e 6, têm-se a representação gráfica dos valores obtidos com a câmara de ionização e com TLD, respectivamente, para os filtros UVW 30° e UVW 45°.

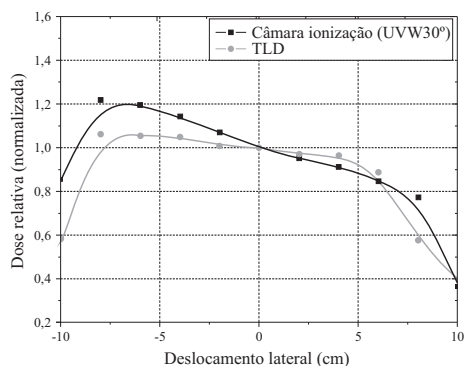


Figura 5 - Gráfico representativo dos valores obtidos com câmara de ionização e com TLD para o filtro UVW 30°.

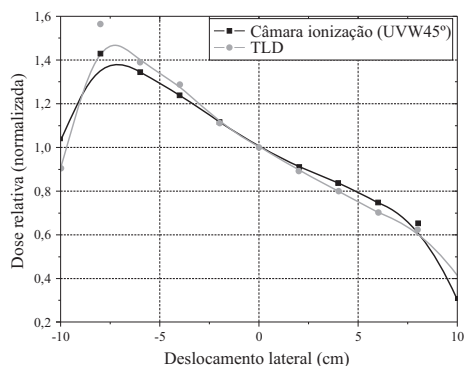


Figura 6 - Gráfico representativo dos valores obtidos com a câmara de ionização e com TLD para o filtro de UVW 45°.

Os resultados finais das figuras 5 e 6 indicam uma boa concordância de valores entre a câmara de ionização e o TLD e estão em acordo com a literatura (BARSANELLI, 2003).

CONCLUSÃO

Com o avanço da tecnologia, cada vez mais se tem aparelhos e métodos eficazes no tratamento e prevenção de doenças. O filtro virtual não é muito utilizado em radioterapia pelo fato de não saber se está em plenas condições de uso, por esse motivo deve ser feito controle de qualidade frequente nesse dispositivo. Em muitos casos isso não é viável, então a solução mais prática é não utilizar o dispositivo e em seu lugar usar filtros físicos.

Com os resultados obtidos, neste trabalho, constatou-se que a simples intercomparação de dados de câmara de ionização e valores de TLD asseguram que o filtro virtual está em perfeitas condições de utilização. Dessa forma, é importante e necessário implantar um sistema de controle de qualidade para proporcionar mais segurança ao paciente, além de facilitar a rotina do trabalho dos técnicos e físicos do setor de dosimetria.

É importante ressaltar que neste trabalho foi validado o método de medida de TLD, pela comparação entre os valores obtidos com a câmara de ionização, o qual apresenta ótima precisão nas medidas.

REFERÊNCIAS

ICRP-International Commission on Radiological Protection. **General Principles of Monitoring for Radiation Protection of Workers**, Pergamon Press, Oxford, 1982, (ICRP publications 35).

BARSANELLI, C. **Metodologia de calibração de dosímetro termoluminescentes**. (Dissertação) Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2003.

KHAN, F. M. **The Physics of Radiation Therapy**, 2 ed., Baltimore, USA: Lippincott Williams & Wilkins, 1994.

KIJEWSKI, P. K.; CHIN, L. M.; BJARNGARD, B. E. Wedge-Shaped Dose Distribution by Computer-Controlled Collimator Motion and Dose Delivery, **Medical Physics**, v. 5, n. 5, p. 426-430, 1978.

PERINI, A. P.; CABRAL, M. S.; GÓES, E. G. Estudo dos parâmetros relacionados ao sinal termoluminescente do detector de sulfato de cálcio e de fluoreto de lítio. **Disciplinarum Scientia**, Santa Maria, v. 3, n. 1, p. 19-29, 2003.