

# Dosimetria *In Vivo* com Uso de Detector Termoluminescente Aplicada ao Tratamento de Câncer de Cabeça e Pescoço

Viegas, C.C.B.<sup>1</sup>, Batista, D.V.<sup>1,2</sup>, Da Rosa, L.A.R.<sup>2</sup>, Campos, A. M.<sup>1</sup>, Lopes, R.T.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Área de Qualidade em Radioterapia (INCA/MS), <sup>2</sup>Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD/CNEN), e <sup>3</sup>Laboratório de Instrumentação Nuclear (COPPE/UFRJ)

**Resumo** - A dosimetria *in vivo* na radioterapia, i.e., a determinação da dose durante o tratamento, proporciona uma verificação da qualidade desse tratamento. Uma rotina de dosimetria *in vivo* é, incontestavelmente, um benefício direto para o paciente, mas, infelizmente, no Brasil e em toda a América Latina, ainda é um privilégio para poucos. Sabe-se que essa rotina é comum apenas nos países considerados desenvolvidos. Este trabalho demonstrou a viabilidade da implantação de uma rotina de dosimetria *in vivo* com uso de dosímetros termoluminescentes (TLD), no setor de radioterapia do Instituto Nacional de Câncer (INCA), no caso de tratamento de câncer de cabeça e pescoço. Foram determinadas as características da resposta dos detectores termoluminescentes de LiF:Mg;Ti (TLD-100) em forma de pó. Esse detector foi testado quanto ao seu desempenho para as medidas *in vivo* no simulador antropomórfico RANDO Alderson e, uma vez comprovada a sua adaptabilidade às medidas propostas, foram utilizados na medição de dose no caso de tratamento de tumores na região anatômica da cabeça e pescoço, utilizando irradiadores de Cobalto-60.

**Palavras-Chave:** Dosimetria *In Vivo*, TLD, Câncer de Cabeça e Pescoço.

**Abstract** - In vivo dosimetry in radiotherapy, i.e., the assessment of the doses received by patients during their treatments, permits a verification of the therapy quality. A routine of in vivo dosimetry is, undoubtedly, a direct benefit for the patient. Unfortunately, in Brazil and in Latin America this procedure is still a privilege for only a few patients. This routine is of common application only in developed countries. The aim of this work is to show the viability and implementation of a routine of in vivo dosimetry, using thermoluminescent dosimeters (TLD), at the radiotherapy section of the National Institute of Cancer in Brazil, in the case of head and neck cancer treatment. In order to reach that aim, the characteristics of the response of the LiF:Mg;Ti (TLD-100) thermoluminescent detectors in powder form were determined. The performance of this detector for in vivo dosimetry was tested using an RANDO Alderson anthropomorphic phantom and, once their adequability proved for the kind of measurements proposed, it was used for dose assessment in the case of tumour treatments in the head and neck regions, for Cobalt-60 irradiations.

**Key-Words:** In Vivo Dosimetry, TLD, Head and Neck Cancer.

## Introdução

Tumores malignos na região da cabeça e pescoço são frequentemente tratados com uso de radiação ionizante. A diferença percentual recomendada pela *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) entre o valor da dose absorvida num ponto de referência, no tumor, e a dose prescrita pelo radioterapeuta para o mesmo ponto deve ser de  $\pm 5\%$  [1].

Sendo assim, é interessante se ter um controle adicional da qualidade das doses administradas aos pacientes de modo a garantir que elas estão de acordo com o planejamento do tratamento efetuado. Com esse propósito, a dosimetria *in vivo* surge como um método bastante interessante.

O uso do material termoluminescente como dosímetro na Medicina teve seu início em 1950 com o trabalho de Daniels na Universidade de Wisconsin, Estados Unidos [2]. Embora inicialmente não tenha se tornado atividade de rotina devido a seu elevado custo, ela desenvolveu-se de forma bastante acelerada nos últimos anos. Hoje em dia é muito comum a verificação de dose em feixes de fótons e elétrons, e a grande maioria dos países com um alto nível de desenvolvimento na radioterapia, têm programas de

controle da qualidade utilizando a dosimetria termoluminescente.

Há pouco mais de um século do descobrimento das radiações ionizantes, o seu uso para fins terapêuticos vem aumentando consideravelmente e aperfeiçoando-se cada vez mais. Na radioterapia e, mais especificamente na teleterapia, é de suma importância a existência de um método para verificação das condições de irradiação. O método deve ser prático e simples de aplicar, de modo que não interfira na rotina de trabalho dos serviços de radioterapia. A elaboração e manutenção desses métodos de verificação e controle são da responsabilidade de uma Equipe de Controle da Qualidade. E essa equipe, de uma forma ou de outra, deve estar presente em todas as Instituições que possuam um serviço de radioterapia.

Neste trabalho foi feita uma caracterização das propriedades dosimétricas de detectores termoluminescentes Harshaw TLD-100 em pó, visando a desenvolver um sistema de medidas *in vivo* nos casos de tratamento de câncer de cabeça e pescoço com uso de teleterapia.

## Metodologia

Neste trabalho é utilizado o detector termoluminescente de Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Titânio (LiF:Mg,Ti), Harshaw TLD-100 (Thermo RMP), em pó. Um segundo detector foi utilizado como padrão para as calibrações; a câmara de ionização tipo *farmer* IC70 (Wellhöfer) com eletrômetro Keithley 35040 (Keithley Instruments).

Todas as irradiações foram executadas em dois equipamentos de telecobaltoterapia Theratron 780C (Theratronics) do Instituto Nacional de Câncer (INCA). Para as irradiações, foram confeccionadas duas capas de acrílico com espessura de 4 mm, que juntamente com a espessura da cápsula do dosímetro, fornecem equilíbrio eletrônico ao material dosimétrico. As leituras dos dosímetros TL foram realizadas numa leitora PCL3 (Fimel) do Programa de Qualidade em Radioterapia do INCA (PQRT) e os tratamentos térmicos do pó executados com auxílio de um forno EDG1800 (EDG Equipamentos) e uma estufa Fanen 315SE (Fanen do Brasil). Nas calibrações ainda foram usados dois simuladores geométricos (NE; CNMC) e um antropomórfico (RANDO Alderson).

Foram estudadas as seguintes características da resposta dos detectores termoluminescentes: repetitividade, reprodutibilidade com a dose, linearidade, dependência angular, dependência com a variação do tamanho de campo (abertura do colimador), desvanecimento e alteração na resposta devido à influência da bandeja fixadora de blocos de proteção.

Após toda a caracterização dos detectores TL, é necessário simular um tratamento de câncer de cabeça e pescoço, de modo a testar o sistema dosimétrico. Para tanto, foi utilizado o simulador antropomórfico RANDO Alderson, onde foram irradiados dois campos laterais na altura da laringe e um campo de fossa supraclavicular (FSC). Conforme um tratamento de rotina, foi realizado um planejamento físico e um cálculo da dose de entrada ( $D_c$ ). Inicialmente foi determinado o tempo de tratamento através da Equação (1):

$$t = \frac{D_p}{R \cdot PDP(d, C_{Col}) \cdot FAC(C_{Eq}) \cdot p_B \cdot \frac{PSF(C_{Col})}{PSF(C_{Eq})}} + t_{err} \quad (1)$$

onde,  $D_p$  é a dose prescrita (cGy),  $R$  é o rendimento da fonte (cGy/min),  $PDP(d, C_{Col})$  é o percentual de dose em profundidade,  $FAC(C_{Eq})$  é o fator abertura de colimador do campo equivalente,  $p_B$  é o fator bandeja,  $PSF(C_{Col})$  é o fator espalhamento-pico referente ao campo colimado,  $PSF(C_{Eq})$  é fator espalhamento-pico referente ao campo ao campo equivalente e  $t_{err}$ , é o tempo-erro de deslocamento da fonte (min).

O valor da dose de entrada será comparado com a dose prescrita para o tumor ( $D_p$ ) e com a dose medida ( $D_m$ ). Primeiramente, é feita uma conferência da dose calculada com os dados do planejamento físico

através da Equação 2, cujos parâmetros são os mesmos da Equação 1.

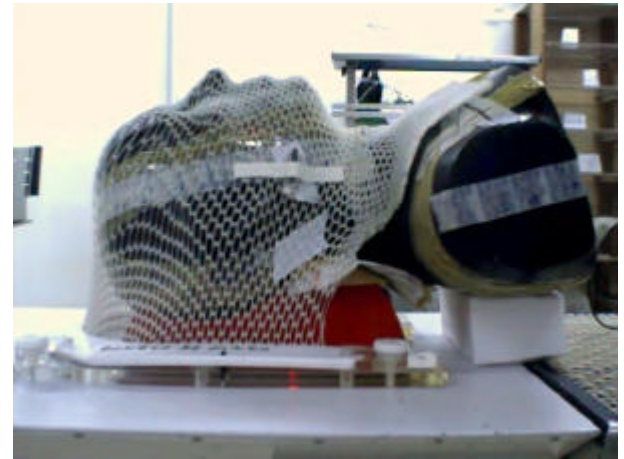
$$D_c = R \cdot p_B \cdot FAC(C_{Eq}) \cdot (t - t_{err}) \cdot \frac{PSF(C_{Col})}{PSF(C_{Eq})} \cdot PDP(d, C_{Col}) \quad (2)$$

Para se determinar a dose de entrada com o uso dos detectores termoluminescentes é necessário corrigir a sua resposta em função das características desse detector. A fórmula (3) resume esses fatores:

$$D_{m, TLD} = (\overline{TL}) \cdot F_{Cal} \cdot k_{Lin} \cdot k_{FAC} \cdot k_B \quad (3)$$

onde,  $(\overline{TL})$  é a média da leitura a ter a dose calculada,  $F_{Cal}$  é a razão dose por contagem (o fator de calibração),  $k_{Lin}$  é o fator de correção da linearidade,  $k_{FAC}$  é o fator de correção da abertura de colimador e  $k_B$  é o fator de correção devido à influência da bandeja. Não foram feitas correções para as dependências direcionais. De acordo com o posicionamento do detector, perpendicular ao eixo central do feixe, as correções tornam-se desprezíveis.

Na Figura 1 é mostrado o posicionamento do TLD no simulador antropomórfico RANDO Alderson. Observe que as condições de tratamento de um paciente são totalmente consideradas na irradiação do simulador, inclusive com a utilização da máscara de fixação. Os TLDs são irradiados sobre essa máscara.



**Figura 1 – TLD Medindo Dose de Entrada do Campo Lateral Direito no Simulador Antropomórfico.**

Uma vez validado o sistema dosimétrico no simulador antropomórfico RANDO Alderson, o mesmo foi utilizado numa fase experimental em 24 pacientes submetidos ao tratamento de câncer de cabeça e pescoço no INCA. O planejamento utilizado foi o mesmo aplicado ao simulador antropomórfico, sendo portanto válidas as expressões (1), (2) e (3) para determinação das doses calculadas e medidas.

Na Figura 2 é mostrado o posicionamento do TLD em um paciente para o caso de um campo lateral esquerdo. O TLD posicionado próximo aos olhos do paciente foi utilizado na determinação da dose no

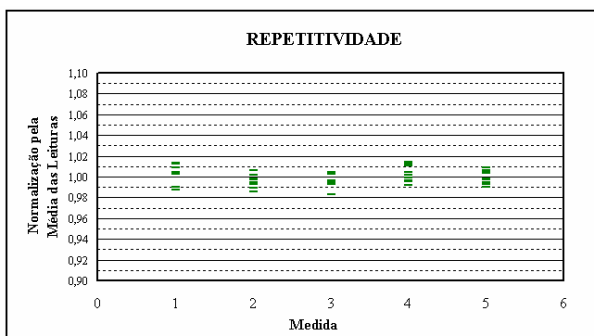
cristalino. Os resultados de dose no cristalino, contudo, não serão considerados no presente trabalho.



**Figura 2 – Medida *In Vivo* com TLD para Dose de Saída do Campo Lateral Esquerdo e na Direção do Cristalino.**

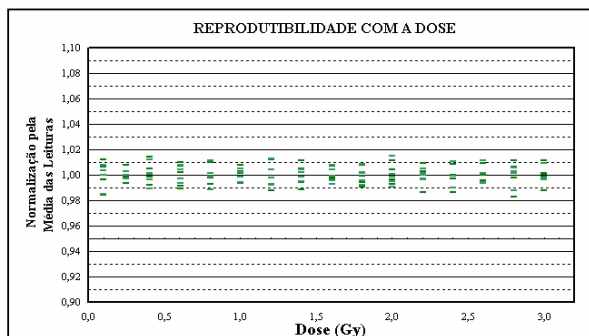
**Resultados**

O teste de repetitividade realizado, com doses de 1 Gy na profundidade de máximo, é apresentado na Figura 3. Os resultados apresentaram uma incerteza relativa de 0,23% para 2 desvios padrões, ou 95% de nível de confiança.



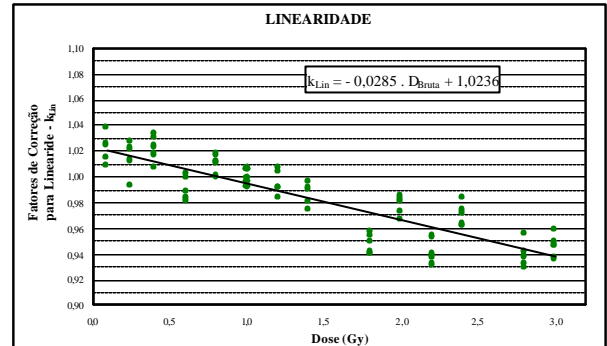
**Figura 3 – Estudo da Repetitividade da Resposta do TLD.**

O comportamento das medidas para diferentes doses de irradiação é mostrado na Figura 4. O TLD se mostrou reprodutível para todas as doses avaliadas, apresentando uma incerteza relativa média de 1,1% para 2 desvios padrões ou 95% de nível de confiança.



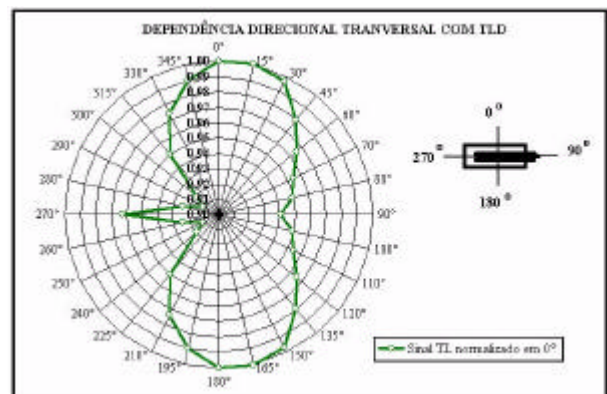
**Figura 4 – Estudo da Reprodutibilidade com a Dose para a Resposta do TLD.**

A Figura 6 apresenta os fatores de correção de linearidade da resposta do TLD em função da dose de irradiação. Os resultados foram ajustados por uma função linear cuja fórmula é apresentada no próprio gráfico.



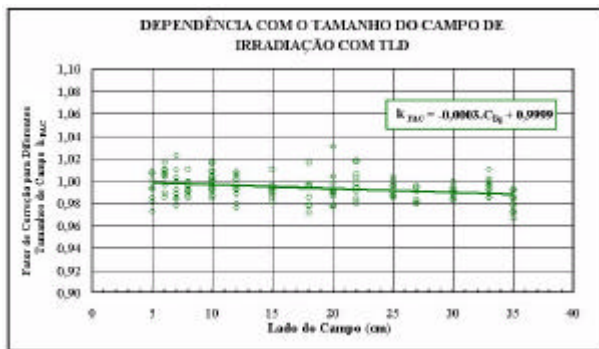
**Figura 6 – Fatores de Correção de Linearidade para a Resposta TL do LiF:Mg;Ti.**

A Figura 7 apresenta o resultado da dependência direcional analisada durante o estudo com o feixe incidindo transversalmente à capa formadora de equilíbrio eletrônico do TLD. A dependência direcional transversal permite que o TLD seja utilizado dentro de uma pequena faixa de incidência em torno de seu eixo, em  $- 15^{\circ}$  na direção de sua base e  $+30^{\circ}$  na direção da tampa da cápsula, onde as correções são desprezíveis para efeito de cálculo. Os outros ângulos podem ser evitados na ocasião do posicionamento para irradiação no paciente.



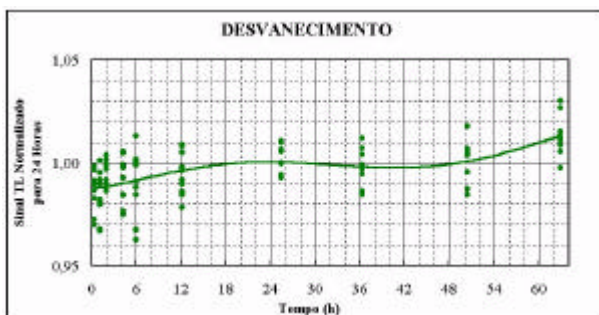
**Figura 7 – Fatores de Correção para a Dependência Direcional Transversal da Resposta do TLD.**

A Figura 8 apresenta os fatores de correção ( $k_{FAC}$ ) da resposta do TLD quando comparada à resposta da câmara de ionização, para diferentes aberturas de colimador de acordo com o tamanho do campo de irradiação. Os resultados foram ajustados por uma reta cuja fórmula é apresentada no próprio gráfico.



**Figura 8 – Fatores de Correção da Resposta do TLD para a Dependência com o Tamanho de Campo.**

Na dosimetria *in vivo* como um controle de qualidade em que se tenta verificar um tratamento que se encontra em andamento, existe a necessidade de que se saiba qual a dose administrada ao paciente o mais rápido possível. Essa necessidade fez com que a característica em questão fosse analisada no TLD da seguinte forma: para um tratamento que esteja em andamento, o ideal seria que ocasionais correções fossem feitas já na segunda aplicação. Isto implicaria numa correção entre 24 e 48 horas. Para tanto, é necessário que o TLD apresente uma resposta estável dentro deste intervalo de tempo. O Harshaw TLD-100 da forma como é processado no laboratório, apresenta esta possibilidade devido ao pré-aquecimento de leitura (ou aquecimento pós-irradiação), na temperatura de 170°C. Com esta temperatura, os picos de menor meia-vida desaparecem, os principais causadores de uma instabilidade dentro do intervalo de tempo considerado. A partir daí, no teste de desvanecimento conseguiu-se mostrar um período de estabilidade da resposta do TLD para o intervalo entre 18 e 48 horas. Os resultados apresentaram uma estabilidade no período analisado com uma incerteza relativa média de 0,77%, para 2 desvios padrões ou 95% de nível de confiança. A Figura 10 apresenta o comportamento das medidas para os diferentes períodos de leitura após irradiação.



**Figura 10 – Estudo da Estabilidade da Resposta TL no Intervalo de 18 a 48 Horas entre Irradiação e Leitura do TLD.**

A Tabela 1 relaciona os fatores bandeja ( $k_B$ ) utilizados no setor de Física-Médica e os obtidos com TLD. A terceira coluna apresenta as correções ( $k_B$ )

utilizadas nos cálculos de dose, dependendo da localização do detector no caso da bandeja de furos.

INFLUÊNCIA DA BANDEJA		Fatores Bandeja $k_B$		Correção $k_B$
Detectores		CI	TLD	TLD
Unidade THC	Bandeja Lisa	0,938	0,9355	1,003
	Bandeja de Furos	0,959	0,9805 <sup>1</sup>	0,978 <sup>1</sup>
			0,9185	1,044
Unidade THX	Bandeja Lisa	0,937	0,9355	1,002
	Bandeja de Furos	0,968	0,9805 <sup>1</sup>	0,987 <sup>1</sup>
			0,9185	1,054

**Tabela 1 – Fatores de Correção para Influência da Bandeja na Resposta do TLD.**

Na Tabela 2 são apresentados os fatores de correção aplicados às medidas com TLD no simulador antropomórfico RANDO Alderson.

FATOR DE CORREÇÃO	CAMPOS	
	Laterais	FSC
$k_{Lin}$	0,9885	0,9626
$k_{FAC}$	0,9965	0,9965
$k_B$	1	1,0016
Correção Total (%)	- 1,5	- 3,9

**Tabela 2 – Fatores de Correção Aplicados às Medidas com TLD no Simulador RANDO Alderson.**

Cabe aqui a justificativa do elevado desvio para o campo FSC devido à correção para supralinearidade para doses de 2 Gy, já que os fatores são normalizados em 1Gy. A tabela 3 apresenta os desvios relativos entre as doses medidas ( $D_m$ ) e as doses previstas, a dose calculada ( $D_c$ ) e a dose prescrita ( $D_p$ ). Os TLDs são posicionados na entrada do campo de irradiação.

Campos	DESVIOS RELATIVOS MEDIDAS NA ENTRADA		
	$D_m/D_c$ (%)	$D_m/D_p$ (%)	Incerteza $u\%$ (1s)
Laterais	+ 0,6	+ 0,8	$\pm 0,3$
FSC	+ 2,5	+ 2,4	$\pm 0,5$

**Tabela 3 – Desvios Relativos entre a Dose de Entrada Medida e as Doses Previstas (Calculadas e Prescritas) no Simulador RANDO Alderson.**

A Tabela 3 demonstra que o sistema de medida apresenta uma boa precisão para doses de entrada. Embora as medidas com TLD estejam dentro do limite

<sup>1</sup> Valores obtidos a partir do posicionamento do detector no vão da bandeja de furos; a linha abaixo relaciona-se à localização fora do vão.

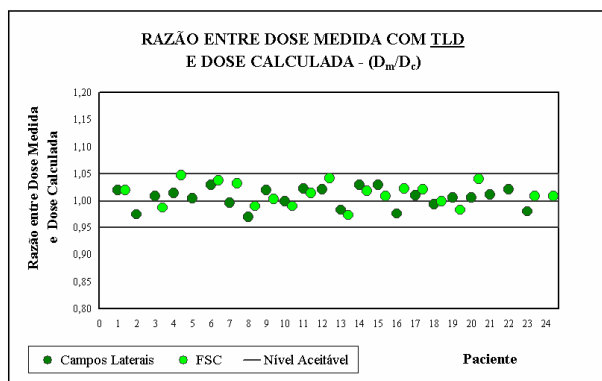
estabelecido, são maiores, em torno de 2,5% para o campo FSC, devido às correções de supralinearidade.

Após a validação do sistema de medida com a utilização do simulador antropomórfico RANDO Alderson, este foi posto em prática para medidas *in vivo* com 24 pacientes do INCA submetidos a tratamento de câncer de cabeça e pescoço. A Tabela 4 relaciona as informações a respeito da quantidade de pacientes e campos de tratamento. A presença do sensor modifica ligeiramente a dose no tumor – estima-se algo inferior a 2% – portanto é um agente perturbador no tratamento que deve ser utilizado apenas nas primeiras seções de irradiação do paciente, conforme recomendações de protocolos de controle de qualidade em radioterapia publicados pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) [3;4].

QUANTIDADE DE PACIENTES E CAMPOS DE TRATAMENTO	
Pacientes	24
Campos	128
Laterais	46
FSC	18

**Tabela 4 – Quantidade de Pacientes e Campos de Tratamento.**

O gráfico da Figura 11 mostra que todos os resultados apresentam-se dentro dos limites de tolerância, de  $\pm 5\%$ , indicando um bom desempenho do sistema para as medidas *in vivo* aqui consideradas, bem como a qualidade do tratamento desenvolvido pelo INCA.



**Figura 11: Dispersão dos Desvios Relativos das Medidas de Entrada.**

## Discussão e Conclusões

Com base nos testes com o simulador antropomórfico Rando Alderson, o sistema utilizando detectores termoluminescentes Harshaw TLD-100 mostrou-se bastante viável para as medidas *in vivo* nos casos típicos de teleterapia para tratamento de câncer de cabeça e pescoço. É interessante observar que os valores de dose de entrada medidos apresentam, de modo geral, uma boa concordância com a dose calculada e, portanto, com a dose prescrita, uma

variação de  $\pm 5\%$  com aquela determinada via planejamento.

Quando das medidas nos pacientes, os TLDs apresentaram uma tendência de superestimar as doses de entrada, principalmente para os campos de fossa supra-clavicular (FSC), mesmo estando estes resultados dentro do intervalo de  $\pm 5\%$ , sendo portanto, aceitáveis. Esta diferença sistemática pode ser creditada ao uso da máscara de imobilização, que para esses casos, pode apresentar uma certa folga em relação à superfície do paciente, aproximando dessa maneira o detector da fonte.

Ao se utilizar detectores termoluminescentes, faz-se necessário intervalo de pelo menos 18 horas entre a irradiação do paciente e a leitura do detector. Assim, por vezes, no caso de alguma diferença maior do que  $\pm 5\%$  entre os valores de dose medida e calculada, nem sempre será possível determinar as causas dessa diferença, e sendo possível a sua determinação, a correção não poderá ser efetuada antes da segunda seção após a irradiação do dosímetro.

As diferenças numa única aplicação têm um impacto pequeno no tratamento como um todo, já que ele, tendo uma abordagem radical, é composto de um número elevado de seções, em torno de 25. Além disso, sendo as diferenças detectadas no início do tratamento, elas podem ser corrigidas ao longo das demais seções.

A metodologia desenvolvida neste trabalho poderá ser transferida para outros hospitais para ser utilizada em rotinas de dosimetria *in vivo*, não só para câncer de cabeça e pescoço, mas também para qualquer outro tipo de tratamento em teleterapia, observando as peculiaridades inerentes de outras máquinas de tratamento e regiões anatómicas.

## Referências

- [1] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), Report 24, *Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X and Gamma Rays in Radiotherapy Procedures*, ICRU Publications, Washington DC, 1976.
- [2] DANIELS, F., BOYD, C. E SAUNDERS, D., 1953, "Thermoluminescence as a Research Tool". In: *Science* 117, pp. 343-349.
- [3] IAEA – TECDOC – 1151. *Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad*. OIEA, Viena, 2000.
- [4] IAEA – TECDOC – 989. *Quality Assurance in Radiotherapy*. Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA, 1997.

## Contato

Claudio Viegas, Físico da Área de Qualidade em Radioterapia (PQRT/INCA)  
Tel. 21-3970-7830 – E-mail: claudiovigas@bol.com.br