

Uso do dosímetro Fricke Xilenol Gel para dosimetria de equipamentos radioterápicos

V. L. B. Souza; M. D. C. Figueirêdo; M. S. Cunha; C. D. A. Santos; K. R. G. Rodrigues; R. T. Melo; G. B. S. Lira; C. A. Hazin

Centro Regional de Ciências Nucleares, Comissão Nacional de Ciências Nucleares, Av. Prof. Luiz Freire, 200, Cidade Universitária, 50740-540, Recife-PE, Brasil

vlsouza@cnen.gov.br

(Recebido em 07 de junho de 2010; aceito em 16 de dezembro de 2010)

Ao dosímetro Fricke foi adicionado o alaranjado xilenol e gelatina 270 bloom para a obtenção do dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG), provavelmente mais sensível a doses menores que 40 Gy. O FXG mostrou-se realmente sensível às doses menores que 30 Gy. Entretanto, esse dosímetro, quando não irradiado degrada-se em aproximadamente 15 dias e quando irradiado, necessita ser analisado rapidamente, demonstrando algumas desvantagens quando comparado ao dosímetro Fricke. O trabalho também relata que instituições hospitalares visitadas apresentam erros acima de 5% entre a dose predita e a dose aplicada a pacientes tratados com radioterapia.

Palavras-chave: dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG), radioterapia, dosimetria.

Xylenol orange and 270 bloom gelatin was added to Fricke dosimeter to obtain the dosimeter Fricke Xylenol Gel (FXG), probably more sensitive to lower doses than 40 Gy. The FXG was shown to be really sensitive to lower doses than 30 Gy. However, this dosimeter, when not irradiated, is degraded in approximately 15 days and when irradiated, needs to be examined quickly, showing some disadvantages when compared to the Fricke dosimeter. This work also reports that the hospitals have been visited showed differences more than 5% between the predicted dose and the dose applied to patients treated with radiotherapy.

Keywords: Fricke Xylenol Gel (FXG), radiotherapy, dosimetry.

1. INTRODUÇÃO

O dosímetro Fricke baseia-se numa solução contendo Fe^{2+} em meio aquoso que quando exposto à radiação ionizante (γ e X) oxida-se a Fe^{3+} , e a concentração desse íon é proporcional à dose absorvida na água. Recentemente o dosímetro sofreu modificações quando foi introduzida a gelatina e o alaranjado de xilenol que proporciona ao dosímetro uma alta sensibilidade e maior estabilidade, passando-se a chamar dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG), que possui resposta óptica máxima de 437 a 450 nm antes da irradiação, e após irradiado, a banda de absorção varia de 585 a 590 nm.

O uso terapêutico de equipamentos de raios-X dermatológicos para tratamento de neoplasias malignas é bem conhecido. Entretanto, a falta de controle de qualidade desses equipamentos pode acarretar a aplicação de doses insuficientes ou excessivas tendo como consequência o comprometimento dos resultados obtidos quanto à possibilidade de cura dos pacientes, pois o sucesso da terapia depende do valor da dose de radiação aplicada. Sendo assim, doses abaixo dos níveis recomendados resultarão em tratamentos ineficazes e redução de curas ou prolongação do tratamento.

Por outro lado, doses acima dos níveis recomendados, embora aumentem a probabilidade de sucesso do processo de destruição das células do tecido alvo, podem provocar efeitos clínicos retardados e indesejáveis nos pacientes assistidos, que vão desde radiodermites até o desenvolvimento de novos tumores (AMERICAN CANCER SOCIETY, 1984). Assim, a eficácia da radioterapia dependerá da exatidão dos valores de dose aplicados, que deverão ser

compatíveis com os recomendados na literatura (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2004), cujas medidas podem ser avaliadas através da dosimetria dos equipamentos.

O dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG) pode ser usado para a dosimetria de equipamentos de raios-X terapêuticos, contribuindo para que os tratamentos sejam bem sucedidos. Visando atingir a maior exatidão da medida, prioriza-se a composição da solução empregada para a confecção do mesmo (CAVINATO; CAMPOS; 2007; CAVINATO et al., 2006; GALANTE; CAMPOS; 2006). Assim, o objetivo deste trabalho foi sintetizar o dosímetro Fricke em forma de gel e torná-lo prático e aplicável a medidas em hospitais e clínicas especializadas.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O Fricke Xilenol Gel (FXG) foi sintetizado com 0,0392 g de sulfato ferroso amoniacal, 0,0060 g de cloreto de sódio, 0,0076 g de alaranjado de xilenol e 5,0000 g de gelatina de grau alimentício de 270 bloom, para 100 mL de água, aquecidos a 45 °C, sob agitação. Os padrões de densidades ópticas 0,15, 0,3, 0,5, 0,6, 1,0 e 1,5 foram utilizados para a preparação da curva de calibração. Os padrões foram preparados com concentrações crescentes de sulfato férrico amoniacal. Depois de preparados, os dosímetros (FXG) foram acondicionados em cuvetas de acrílico e mantidos sob refrigeração até 30 minutos antes das irradiações. A solução Fricke foi sintetizada com 0,1960 g de sulfato ferroso amoniacal; 0,030 g de cloreto de sódio; 11mL de ácido sulfúrico para 500 mL de água tridestilada. Os dois tipos de dosímetros (FXG e a solução Fricke) foram inseridos em um simulador de acrílico de dimensões de 11 cm x 11 cm x 8 cm e irradiados em um equipamento de raios-X, Pantak-160kV (corrente = 20 mA; potencial aplicado = 70 kV; filtração total = 4 mm de Al; camada semi-redutora = 2,94 mm de Al; e energia média = 41,4 keV) com doses de 10, 15 e 20 Gy, as quais foram determinadas com uma câmara de ionização PTW (modelo 2532/3C). Ambos os dosímetros foram irradiados em um campo circular de 5 cm de diâmetro a uma distância de 31,5 cm do foco do tubo de raios-X. A câmara de ionização foi inserida no simulador de acrílico, com a superfície da janela de entrada (volume sensível) perpendicular ao eixo central do feixe de radiação. Os dois tipos de dosímetros (FXG e a solução Fricke) foram também irradiados em acelerador linear segundo protocolo do hospital em simulador de plástico de 13 cm x 18 cm x 11 cm, o simulador foi preenchido com 5 cm de água e um campo de 14 cm x 14 cm selecionado para irradiação. As amostras (em triplicatas) foram irradiadas com doses de 5, 10, 15, 20, 30 e 40 Gy para verificação da curva dose-resposta do equipamento. Os dosímetros (FXG e a solução Fricke) também foram irradiados em equipamentos de raios-X dermatológicos, em instituições hospitalares, para a determinação da exatidão das doses ministradas aos pacientes em tratamentos radioterápicos. As leituras das densidades ópticas das amostras não irradiadas, irradiadas e padrões foram realizadas em um espectrofotômetro UV-VIS (Beckman Coulter DU-640).

O cálculo das doses para as amostras irradiadas em ^{60}Co , foram realizados de acordo com a equação:

$$D_w = [(9,65 \times 10^9) * \Delta DO] / \epsilon \cdot \rho \cdot G(\text{Fe}^{3+}) \cdot d \quad (\text{eq. 1})$$

onde $9,65 \times 10^9$ é um fator de conversão (de eV para J) para a solução dosimétrica,

ΔDO = densidade óptica do dosímetro irradiado - densidade óptica do dosímetro não irradiado

ϵ é o coeficiente de extinção molar em $\text{M}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1} = 2106,6$,

ρ é a densidade do dosímetro em $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3} = 1022,7$ (ATTIX, 1986),

$G(\text{Fe}^{3+})$ em $\text{mol} \cdot \text{J}^{-1}$ [Fe^{3+} produzido/100ev] = 45 (AUDET, SCHEREINER, 1997, OLSSON et al., 1989, SCHREINER, 2004),

d é o caminho óptico em cm = 1

então, temos:

$$D_w = [(9,65 \times 10^9) * \Delta DO] / 2106,6 * 1022,7 * 45 * 1 = 99,5 * \Delta DO \quad (\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} = \text{Gy}) \quad (\text{eq. 2})$$

Para o cálculo da dose do dosímetro FXG irradiado com raios-X, foi utilizada a fórmula:

$$D_w = [(9,65 \times 10^9) * \Delta DO] / \epsilon \cdot \rho \cdot G(\text{Fe}^{3+}) \cdot d \quad (\text{eq. 3})$$

onde, os parâmetros utilizados na equação 3 são semelhantes aos da equação 2 com exceção de $G(\text{Fe}^{3+})$ em $\text{mol} \cdot \text{J}^{-1}$ [Fe^{3+} produzido/100ev] $\cong 183/100$ eV (SCHREINER, 2004)

então, temos:

$$D_w = [(9,65 \times 10^9) * \Delta DO] / 2106,6 * 1022,7 * 183 * 1 = 24,5 * \Delta DO \text{ (Gy)} \quad (\text{eq. 4})$$

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

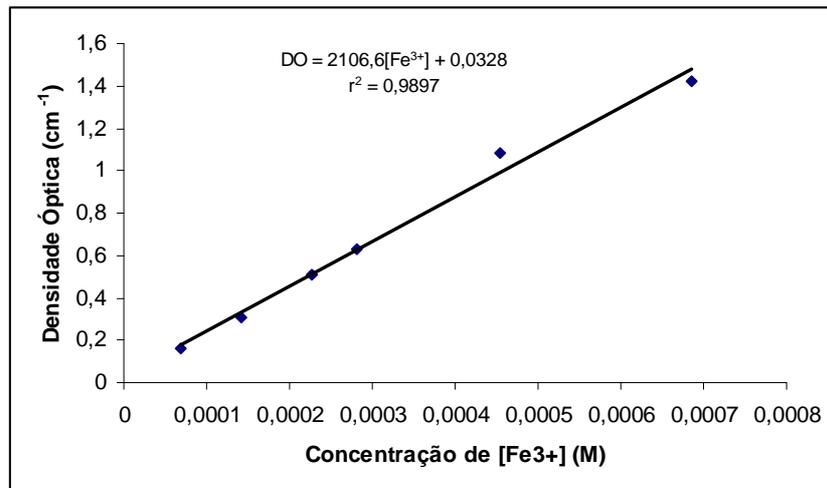


Figura 1: Curva de calibração dos padrões.

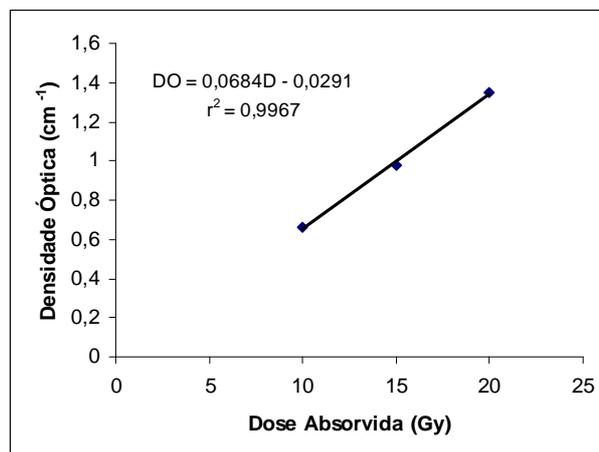


Figura 2: Curva dose-resposta do dosímetro Fricke Xilenol Gel irradiado com raios-X no CRCN.

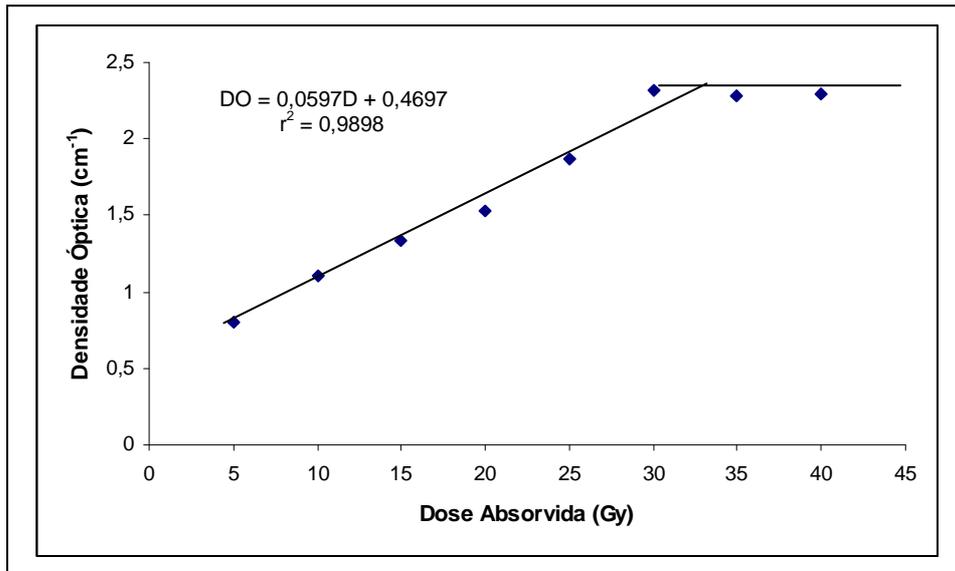


Figura 3: Resposta do dosímetro Fricke Xilenol Gel irradiado em ^{60}Co .

A média para o padrão de 0,3 de densidade óptica foi igual a $1,9054 \pm 0,0948$ (4,97%); os resultados da média para o padrão de 0,5 de densidade óptica foi de $2,1082 \pm 0,0635$ (2,1%); os resultados da média para o padrão de 0,6 de densidade óptica foi de $2,2921 \pm 0,0107$ (0,47%); a média para o padrão de densidade óptica de 1,0 foi de $2,6873 \pm 0,012$ (0,49%) e a média para o padrão de densidade óptica de 1,5 foi de $2,8175 \pm 0,0$ (0%). A média das densidades ópticas do dosímetro Fricke Xilenol Gel não irradiado foi igual a $1,5994 \pm 0,0103$ (0,64%).

As densidades ópticas líquidas (densidade óptica do dosímetro irradiado - densidade óptica do dosímetro não irradiado) foram então: 0,1642 para o padrão de 0,15 de densidade óptica; 0,306 para o padrão de 0,3 de densidade óptica; 0,5088 para o padrão de 0,5 de densidade óptica; 0,6297 para o padrão de 0,6 de densidade óptica; 1,0879 para o padrão de 1,0 de densidade óptica e 1,3245 para o padrão de densidade óptica de 1,5. O gráfico para a curva de calibração é mostrado na Figura 1, demonstrando uma linearidade para curva de calibração com um coeficiente de correlação de 0,9897 e um coeficiente de extinção molar (coeficiente angular da curva) de $2106,6 \text{ M}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ (Figura 1), valor este, próximo de $2200 \text{ M}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ sugerido por Schreiner (2004), para o dosímetro Fricke.

A Figura 2 é representada pela média de três amostras irradiadas, das quais foram realizadas 03 medidas totalizando nove medidas para cada dose de irradiação (Ex.: para a dose 20 Gy, uma densidade óptica de $1,2344 \pm 0,023\%$), esta curva dose-resposta obtida no CRCN para o FXG irradiado com raios-X (Figura 2), apresenta um coeficiente angular bem próximo do valor de 0,066, encontrado por BERO (2007) para esse dosímetro.

Como a quantidade de amostras utilizadas em equipamentos clínicos era reduzida, devido ao pouco tempo disponível nos hospitais para as irradiações, um número maior de amostras de FXG foi irradiado com a energia do cobalto-60, com doses de 5 a 40 Gy, sendo cinco amostras para cada uma das doses administradas. Dos cinco resultados obtidos foram utilizados os três melhores (com erros menores que 5% entre a dose predita e a dose medida; Ex.: para a dose de 5 Gy: $\text{DO} = 0,7959 \pm 1,04\%$; para a dose de 10 Gy: $\text{DO} = 1,1013 \pm 0,76\%$; para a dose de 15 Gy: $\text{DO} = 1,3393 \pm 0,74\%$; para a dose de 20 Gy: $\text{DO} = 1,5679 \pm 0,37\%$; para a dose de 30 Gy: $\text{DO} = 2,3256 \pm 3,10\%$) para a confecção da curva dose-resposta mostrada na Figura 3. Em relação a esta curva dose-resposta, observa-se uma resposta linear entre 5 e 30 Gy e uma saturação da resposta do dosímetro FXG após esse valor de dose, provavelmente devido a mudanças químicas ocorridas e o consumo de reagentes na solução. O valor do coeficiente angular para a curva de calibração do FXG irradiado em ^{60}Co foi de 0,0597 demonstrando uma diferença de 9,54% quando comparado com o valor citado na literatura.

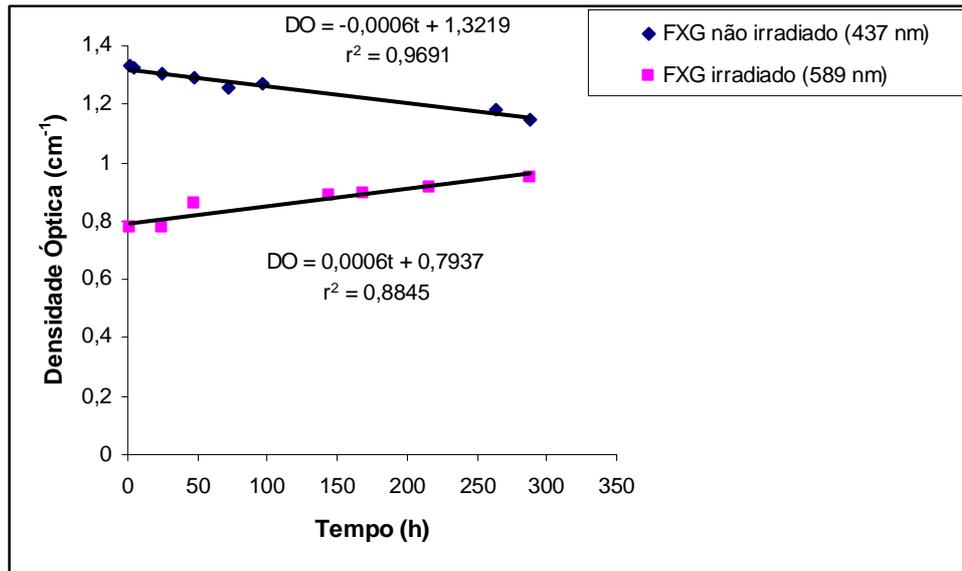


Figura 4: Desvanescimento do dosímetro Fricke Xilenol Gel.

Verifica-se, na Figura 4 que a banda de absorção de 437 a 450 nm (característica do FXG não irradiado) tende a desaparecer com o aumento da dose (Ex.: p/ 5h: $DO = 1,3206 \pm 0,33\%$; p/ 24h: $DO = 1,2984 \pm 0,46\%$; p/ 48h: $DO = 1,2837 \pm 0,51\%$; p/ 72h: $DO = 1,2535 \pm 0,41\%$; p/ 96h: $DO = 1,2618 \pm 0,72\%$; p/ 240h: $DO = 1,1787 \pm 0,20\%$; p/ 264h: $DO = 1,1413 \pm 0,20\%$; p/ 336h: $DO = 1,1303 \pm 0,45\%$) enquanto a banda de 585 a 590 nm (característica do FXG irradiado) cresce linearmente em função da dose (Figura 3) e em função do tempo (Figura 4).

Nesta Figura, cada ponto do gráfico representa um total de nove medidas, sendo a densidade óptica do FXG estudada por 300 h, antes e após a irradiação do dosímetro. A densidade óptica aumenta com o tempo para a amostra irradiada e diminui com o tempo para a amostra não irradiada. Essa taxa de mudança da densidade óptica para a amostra irradiada foi de $6 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}/\text{h}$ e para a amostra não irradiada foi de $5 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}/\text{h}$. Esses resultados demonstram que ocorre uma auto-degradação (desvanescimento) do dosímetro e essa instabilidade pode limitar o uso do FXG.

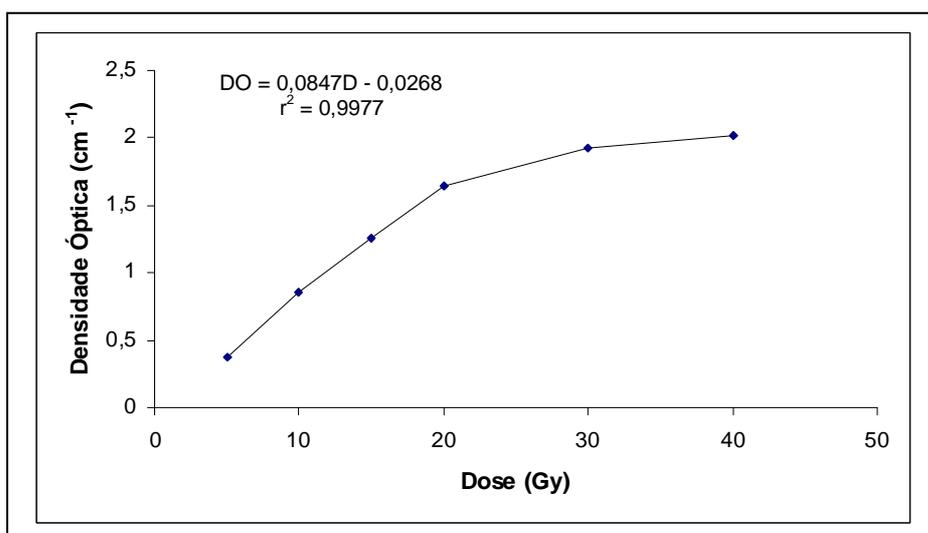


Figura 5: Resposta do dosímetro Fricke Xilenol Gel irradiado em acelerador linear de 6 MV.

A curva da Figura 5 refere-se à irradiação em acelerador linear com feixe de raios-X de 6 MV e demonstra uma linearidade para o dosímetro no intervalo de dose de 5 a 20 Gy com um coeficiente angular de 0,0847 e coeficiente de correlação de 0,9977; observa-se que à partir de 20 Gy a resposta do dosímetro apresenta uma tendência à saturação. Os resultados para as densidades ópticas correspondentes às doses de 5,10 e 15 Gy são respectivamente $0,3718 \pm 1,9\%$, $0,8521 \pm 1,26\%$, $1,2536 \pm 0,34\%$.

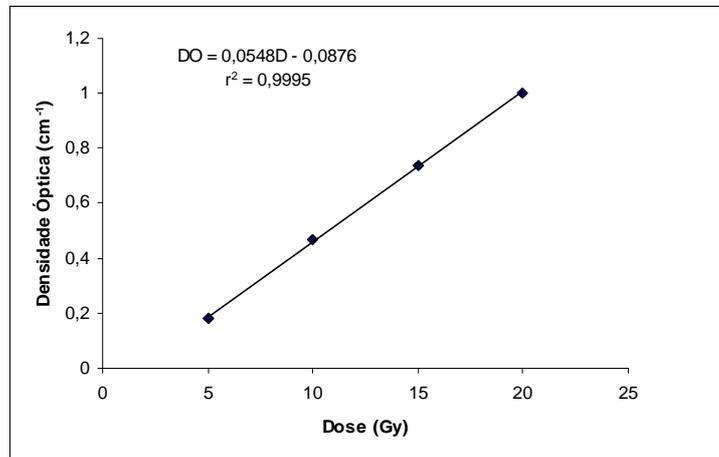


Figura 6: Resposta do dosímetro Fricke Xilenol Gel irradiado em equipamento de raios-X.

A Figura 6 mostra os resultados obtidos para amostras do FXG quando irradiadas em hospital, utilizando-se feixes de raios-X de ortovoltagem, para terapias superficiais (potencial aplicado = 70 kV). Ao longo do trabalho, observa-se que o FXG pode ser irradiado com diferentes energias, seja com raios-X ou raios gama.

Quando comparados os dois tipos de dosímetro nota-se que: o dosímetro Fricke (solução Fricke) apresenta uma inconveniência no momento da leitura, que requer a transferência da solução para uma cuveta, podendo haver perda de amostras ou derramamento da solução. O dosímetro FXG, por outro lado, já é preparado, irradiado e medido na própria cuveta. O dosímetro Fricke apresenta a vantagem de não precisar ter suas medidas realizadas imediatamente após a irradiação. Neste sentido, o FXG é menos conveniente, visto que é recomendável que suas medidas sejam realizadas no menor intervalo de tempo possível após a irradiação devido a sua auto-degradação.

Quanto à linearidade das curvas dose-resposta, todos os equipamentos de ^{60}Co e raios-X das instituições visitadas apresentaram bons coeficientes de correlação, entretanto, a maioria dos equipamentos das instituições visitadas não demonstrou valores de dose dentro da tolerância estabelecida pela IAEA (Agência Internacional de Energia Atômica), pois, a IAEA admite uma tolerância de apenas 5% entre a dose prescrita e a dose medida (Ex.: Tabela 1).

De acordo com os resultados obtidos para os padrões sintéticos da Figura 1, as medidas obtidas com o dosímetro demonstram estar adequadas.

A Tabela 1 mostra os resultados obtidos em equipamentos emissores de feixes de ^{60}Co das instituições visitadas; o equipamento da instituição A é um acelerador linear clínico de 6 MV utilizado para irradiação de sangue e alimentos, por isso a dose solicitada foi de 100 Gy; esta instituição foi acreditada em 5/12/2008. Os equipamentos das instituições B e C são aceleradores lineares (Theratron, que emitem feixes de ^{60}Co com energia média de 1,25 MeV) utilizados para tratamento de neoplasias malignas. Todos esses equipamentos encontram-se em operação e são vistoriadas pela ANVISA anualmente.

Tabela 1. Resultados das doses medidas com o dosímetro FXG em ^{60}Co .

Instituição	Dose teórica (Gy)	Dose no FXG (Gy)	Erro percentual (%)
A	100,0	92,47	7,53
B	20,0	22,10	10,5
C	20,0	26,00	30,0

4. CONCLUSÃO

O valor do ϵ avaliado para o espectrofotômetro ($2106,6 \text{ M}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$) concorda com aquele publicado na literatura científica ($2200 \text{ M}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$) dentro de 4,25% (SCHREINER, 2004). Observou-se, de um modo geral, a linearidade da resposta à dose absorvida do FXG sintetizado, para o intervalo de dose de 5 a 25 Gy, para qualquer das energias utilizadas e a aplicabilidade do mesmo. Nota-se que os equipamentos utilizados em clínicas e hospitais necessitam ser inspecionados por órgãos competentes (desde à vigência da Portaria 453-MS a competência da fiscalização cabe a vigilância sanitária, órgão do Ministério da Saúde) e devem ser periodicamente auditados.

1. AMERICAN CANCER SOCIETY. *Clinical Oncology – A Multidisciplinary Approach*, Sixth Edition, American Cancer Society, New York, USA, 1984.
2. ATTIX, F. H. *Introduction to radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley-Interscience Publication, USA, 1986.
3. AUDET, C.; SCHREINER, L. J. Multiple-site fast exchange model for spin-lattice relaxation in the Fricke gelatin dosimeter. *Medical Physics*, 24: 201 -209. (1997).
4. AUSTERLITZ, C.; SOUZA, V. L. B.; CORDILHA, A. Dosimetria de raios-X superficial com Fricke. *Revista Brasileira de Pesquisa e Desenvolvimento*, 6(1): 34 – 38. (2004).
5. CAVINATO, C.C.; CAMPOS, L.L.. Resposta do dosímetro Fricke Gel desenvolvido no IPEN em função da qualidade do gel. In: XII CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA, 2007, Foz do Iguaçu. *Anais de congresso*. Foz do Iguaçu: XII Congresso Brasileiro de Física Médica. (2007).
6. CAVINATO, C.C.; GALANTE, A. M. S.; CAMPOS, L. L. Estudo da estabilidade da resposta espectrofotométrica do dosímetro Fricke gel. In: XI Congresso Brasileiro de Física Médica, 2006, Ribeirão Preto. *Anais de congresso*. Ribeirão Preto: XII Congresso Brasileiro de Física Médica, DR-05, (2006).
7. GALANTE, A. M. S.; CAMPOS, L. L. Curvas de dose-resposta do dosímetro Fricke gel para diferentes concentrações dos compostos. In: XI Congresso Brasileiro de Física Médica, 2006, Ribeirão Preto, *Anais de congresso*. Ribeirão Preto: XII Congresso Brasileiro de Física Médica, DR-12. (2006).
8. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: In: *International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*, TRS-398, IAEA Publication, Viena. (2004).
9. OLSSON, L. E.; PETERSSON, L.; AHLGREN, L.; MATTSSON, S. Ferrous sulphat gels for determination of absorbed dose distribution using MRI technique: basic studies. *Physics, Medicine and Biology*. 34: 43 – 52. (1989).
10. SCHREINER, L. J. Review of Fricke gel Dosimeters. *Journal of Physics: Conference Series*. 3: 9-21. (2004).