

Distribuição da dose absorvida de fontes braquiterápicas através da dosimetria bidimensional Fricke xylenol gel

T. F. Mangueira¹; J.J.L. Costa², Linda V.E. Caldas³, L. N. Oliveira^{2,3};
M.V. Moreira⁴; A. de Almeida¹

¹Departamento de Física e Matemática, Universidade de São Paulo-USP, 14040-901, Ribeirão Preto-SP, Brasil

²Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás-IFG, 75400-00, Inhumas-GO, Brasil

³Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares-IPEN, 055080-000, São Paulo-SP, Brasil

⁴Instituto Ribeirãopretano de Combate ao Câncer-IRPCC, Ribeirão Preto, SP, Brasil

lucas@ifg.edu.br

(Recebido em 26 de abril de 2013; aceito em 02 de junho de 2013)

A dosimetria gel é utilizada para avaliar a distribuição de dose em 3D proveniente de feixes de fótons. A maioria das técnicas de braquiterapia utilizadas em todo mundo é derivada, ou possui como princípio o método Paterson-Parker (PP), que assegura a homogeneidade de 10% sobre o plano de tratamento (volume alvo), na distância “h” proveniente do plano formado da distribuição da fonte braquiterápica de irradiação. Desse modo, o método assegura que a dose máxima não excederá 10% da dose estabelecida para satisfazer os critérios de uniformidade. Neste trabalho, o objetivo foi avaliar o método PP em medidas de distribuição de dose, tendo como dosímetro o Fricke Xylenol Gel (FXG), o qual foi irradiado com uma distribuição ordenada de fontes de tratamento. Essa distribuição foi feita com oito fontes de ¹³⁷Cs, distribuídas nas regras do método PP, tendo h = 5,75 mm. O objeto simulador foi uma distribuição 5 x 5 cm² de cubetas padrão para espectrofotômetro (cada uma com 1,25 x 1,25 x 3,5 cm³ de caminho óptico) preenchidas com FXG totalizando um volume de 5 x 5 x 3,5 cm³. O objeto simulador foi irradiado num tempo de 3,3 h resultando numa dose absorvida de 10 Gy no plano de tratamento. Em seguida, o FXG foi lido num monoespectrofotômetro e seus resultados foram processados em uma rotina MATLAB® obtendo assim, a distribuição de dose. A homogeneidade calculada foi de 7,8% no plano de tratamento, estando de acordo com os protocolos da IAEA-TECDOC-602.

Palavras-chave: Distribuição de dose, Fricke Xylenol Gel, Método Paterson-Parker

Absorbed dose distribution of brachytherapy sources through Fricke Xylenol Gel dosimetric.

The dosimetry gel is used to evaluate the three dimensional dose distributions from photon beams. Most brachytherapy techniques used throughout the world is derived, or has as a principle the method Paterson-Parker (PP), which ensures the homogeneity of 10% of the treatment plan (target volume), the distance “h” from the plane formed the source distribution brachytherapy irradiation. Thus, the method ensures that the maximum dose does not exceed 10% of the dose set to satisfy the criteria for uniformity. In this study, we evaluated the method PP measures in dose distribution, having as the Fricke Xylenol Gel dosimeter (FXG), which was irradiated with an orderly distribution of sources of treatment. The distribution was made with eight sources of ¹³⁷Cs, distributed in the rules of the PP method, with h = 5.75 mm. The phantom was a distribution of 5 x 5 cm² standard spectrophotometer cuvettes (each 1.25 x 1.25 x 3.5 cm³ optical path length) FXG filled with a total volume of 5 x 5 x 3.5 cm³. The phantom was irradiated in a time of 3.3 h resulting in an absorbed dose of 10 Gy in the treatment plan. Then, the FXG was read in a monospectrophotometer and their results were processed in a routine MATLAB® thereby obtaining the dose distribution. The homogeneity was calculated at 7.8% in the treatment plan, which is in accordance with the protocols of IAEA-TECDOC-602.

Keywords: Dose distribution, Fricke Xylenol Gel, Paterson-Parker method.

1. INTRODUÇÃO

A braquiterapia de baixa taxa de dose (LDR), feita com fontes de meia vida relativamente longa, como o ¹³⁷Cs, ainda é utilizada no tratamento de alguns cânceres, pois possui algumas vantagens em relação à de alta taxa de dose (HDR)¹. Em fóruns especializados de radiobiologia,

a baixa taxa de dose refere-se à exposição do qual é muito improvável que mais do que um evento de absorção de energia da radiação irá ocorrer em partes essenciais de uma célula e danificá-la, no tempo durante o qual os mecanismos de reparo na célula podem operar. Desse modo, a baixa taxa de dose é vantajosa em tratamentos de regiões muito sensíveis como olhos e mucosas bucais. Geralmente, um conjunto de fontes é necessário para que se obtenha uma distribuição adequada da dose absorvida no tratamento. Consequentemente, um método utilizado no planejamento braquiterápico é o de *Afterloading* de Fletcher, o qual se usa para o cálculo da dose absorvida por meio das tabelas de Paterson-Parker². Estes cálculos garantem uma confiabilidade de 10% na uniformidade da dose em um plano paralelo ao plano das fontes, separados de uma distância “h”. No sistema, a distribuição das fontes sobre um plano não é uniforme e segue algumas regras, baseadas no tamanho do volume alvo, com a maior atividade das fontes concentradas no perímetro do campo. A melhor uniformidade da dose absorvida se obtém quando se utiliza uma distribuição circular de fontes sobre o plano de interesse. Entretanto, existe a necessidade de arranjos retangulares que melhor se adequem às dimensões da lesão.

A braquiterapia, sendo uma forma de radioterapia, pode ser classificada quanto à localização das fontes em relação ao paciente, conforme a Tabela 1.

Tabela 1: Tipos de Implantes Braquiterápicos².

Tipo de Implante	Descrição
Intracavitário	Fontes posicionadas dentro das cavidades do corpo, próximo ao volume tumoral.
Intersticial	Fontes implantadas cirurgicamente dentro do volume tumoral.
Superfície (moldagem)	Fontes posicionadas sobre o tecido a ser tratado.
Intraluminal	Fontes posicionadas no lúmen.
Intra-operatória	Fontes são implantadas dentro do tecido de interesse durante a cirurgia.
Intravascular	Uma única fonte é posicionada dentro de pequenas ou grandes artérias

As tabelas de dose de Paterson-Parker fornecem a força cumulativa das fontes requeridas para entregar 900 cGy, usando fatores e unidades de doses atuais, como uma função da área (implantes planares) ou do volume. Nestas tabelas, a atenuação da dose, devido à filtração oblíqua, não foi considerada completamente, pois originalmente, as tabelas foram desenvolvidas para exposição no ar e não levava em consideração a filtração oblíqua pela cápsula de platina que envolve o material radioativo. Por isso a dose de um implante padrão é aproximadamente 2 a 4 % menor que a calculada pelas tabelas. A melhor uniformidade de dose sobre o plano de interesse é obtida com planos circulares. Para um molde planar com fontes circularmente distribuídas sobre um único anel de diâmetro D com $D > 2h$, a razão ideal de D/h é $2(2)^{1/2}$ (ou 2,83), correspondendo a $\pm 3\%$ de variação na dose ao longo do círculo de tratamento. Entretanto, arranjos retangulares são mais práticos para o serviço radioterápico. Para retângulos serão tratados como a o lado menor, b o lado maior e h como a distância do plano das fontes ao plano de tratamento. Segundo as regras de Manchester³, se $a < 2h$ todo o material radioativo deve ser distribuído na periferia do retângulo, mas se $a > 2h$ deve-se adicionar uma linha de cargas internas ao retângulo, paralelas ao lado b e espaçadas de $2h$.

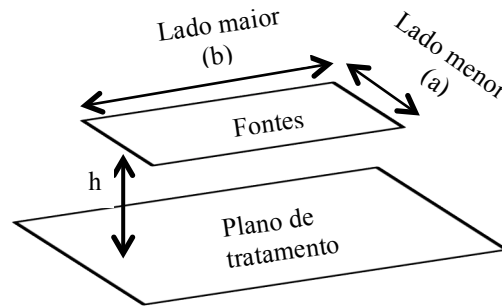


Figura 1. Ilustração da disposição geométrica das fontes em relação ao plano de tratamento

Também é necessário adicionar mais material radioativo para retângulos muito alongados, conforme a Tabela 2.

Tabela 2: Fator de Elongação b/a .³

b/a	2	3	4
Acréscimo em mg.h	5%	9%	12%

Especificamente, a investigação foi realizada em plano único, no qual o arranjo planar de fontes foi posicionado paralelamente ao plano a ser tratado com uma distância h entre os dois, as tabelas de Paterson-Parker utilizadas não foram corrigidas para a atenuação ou espalhamento e estão convertidas para fornecerem a força cumulativa das fontes requeridas para entregar 10 Gy, dada em mg.h de rádio equivalente para uma determinada área. Os fatores de atenuação e espalhamento estão dentro do limite de 10% proposto pelo método.

Portanto, o objetivo desse trabalho é fazer medições de distribuição de dose em braquiterapia utilizando o dosímetro Fricke Xylenol Gel (FXG) e avaliar o método PP nessas medidas.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

As fontes braquiterápicas de ^{137}Cs utilizadas nesse trabalho, convencionalmente chamadas de baixa taxa de dose (LDR), pertencem ao Instituto Ribeirãopretano de Combate ao Câncer (IRPCC). Essas fontes possuem uma cápsula externa, cilíndrica, de platina (Figura 2) cujas dimensões externas são 0,15 cm de raio e 2,0 cm de altura, onde o material radioativo é restrito a um cilindro de raio 0,1 cm e altura 1,9 cm. Essas fontes são identificadas segundo as atividades que possuem em miligrama (mg) de Rádio(^{226}Ra) equivalente, conforme a Tabela 3.

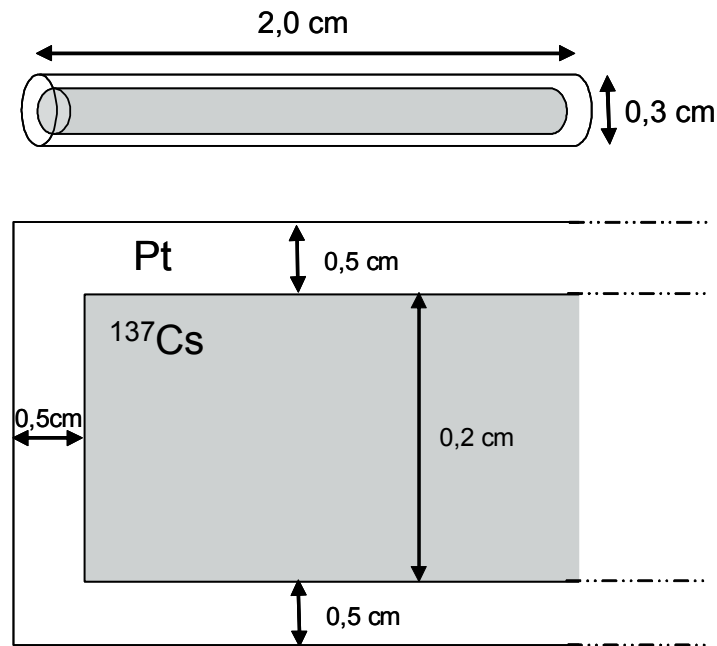


Figura 2. Ilustração de uma fonte braquiterápica pertencente ao IRPCC.

Tabela 3 – Fontes braquiterápicas disponíveis no IRPCC.

Valor Nominal da massa (mg)	mg de Rádio Equivalente*	Quantidade disponível
25	12,58	6
20	10	6
15	7,5	15

As tabelas de Porcentagem de Dose Profunda (PDP) para essas fontes de ^{137}Cs , utilizam como referência o ponto central e a distância longitudinal (EL) e transversal (ET) da fonte para definir as coordenadas da taxa de dose em um ponto de interesse (Figura 3).

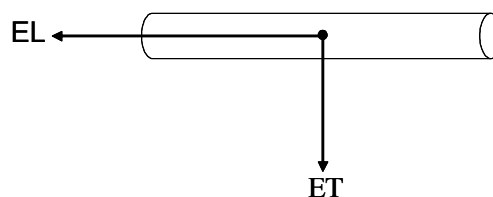


Figura 3. Sistema de Referência para Cesium.

O procedimento de irradiação dos dosímetros foi dividido em três etapas: para realização dos dois primeiros procedimentos experimentais, foram utilizadas cubetas especiais com volume interno $6 \times 6 \times 1 \text{ cm}^3$, constituída de polimetilmetacrilato (PMMA); para a terceira etapa, foi construído um objeto simulador utilizando 25 cubetas padrão para leitura em espectrofotômetro, também em PMMA, de $1,25 \times 1,25 \times 4,5 \text{ cm}^3$, com a finalidade de se observar os perfis de campo. Em todos os casos foi escolhida uma distribuição retangular de fontes neste trabalho. Os parâmetros geométricos adotados foram a o lado menor, b o lado maior e h a distância do plano das fontes ao plano de interesse. Todas as cubetas foram preenchidas com Fricke Xilenol Gel (FXG), que foi escolhido por apresentar características únicas como número atômico efetivo de 7,75, valor este próximo ao do tecido mole limite de detecção de dose dentro do intervalo de interesse da pesquisa e a possibilidade de leitura em duas dimensões.

A confecção e o funcionamento do sistema FXG é descrito por Bero^{4,5} e consiste basicamente na oxidação de Fe^{2+} em Fe^{3+} proporcionalmente à dose absorvida. Essa oxidação altera a absorvância do gel que pode ser medida em um espectrofotômetro. Nessa pesquisa, a absorvância foi medida utilizando um protótipo desenvolvido pelo grupo Radiare da USP – Ribeirão Preto, denominado “RADIARE III” (colimador de 1mm) e as leituras foram analisadas através de rotina executada no MATLAB®^{6,7} com matrizes, e foram processados como histogramas bidimensionais, dos quais a uniformidade integral (UI) da superfície de interesse pôde ser calculada, segundo o protocolo IAEA-TECDOC-602⁸.

O procedimento de irradiação em todos os casos consistiu no posicionamento das fontes sobre as cubetas, conforme Figuras 4, 6 e 8, sendo calculado o tempo de exposição para que fosse alcançada uma dose de (10 ± 1) Gy. Em ambas etapas o posicionamento das fontes durante a irradiação considera a profundidade de equilíbrio eletrônico de 3 mm.

A seguir, estão relacionados os materiais utilizados para o procedimento experimental:

- 25 cubetas de $1,25 \times 1,25 \times 4,5 \text{ cm}^3$
- 2 Cubetas de volume interno de $6 \times 6 \times 1 \text{ cm}^3$.
- Dosímetro FXG.
- 1 fonte braquiterápica com 12,58 mg de Rádio Equivalente.
- 7 fontes braquiterápicas com 7,5 mg de Rádio Equivalente.
- 8 fontes braquiterápicas com 10 mg de Rádio equivalente.
- Protótipo “Radiare III”.
- Caixa de Isopor com Gelo.
- Tabelas de Césio Moldagem e de Paterson-Parker¹.

2.1. PRIMEIRA PARTE

O primeiro experimento foi realizado com uma fonte única, centrada sobre a espessura de *build-up* na superfície do lado maior da cubeta (Figura 5).

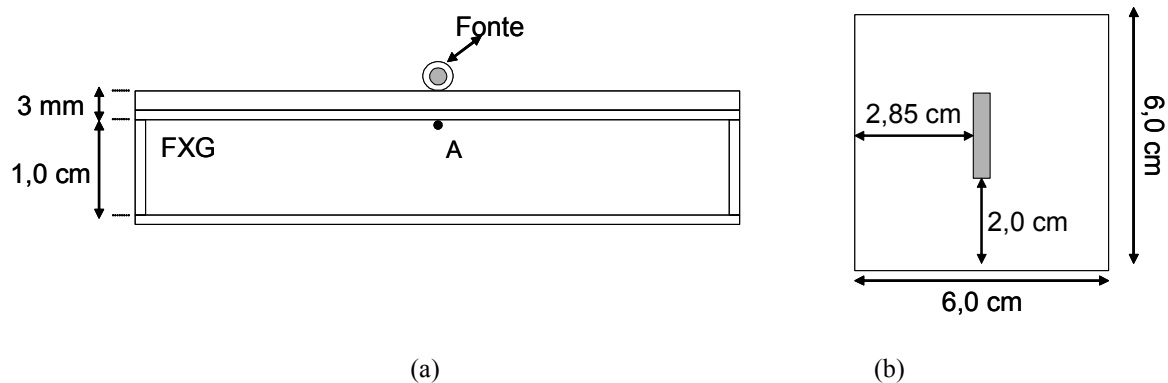


Figura 4: Arranjo experimental para uma fonte, mostrando (a) o esquema de um corte transversal da montagem experimental onde A é o ponto na superfície do gel (a 4,5 mm do centro da fonte) e (b) a vista superior da montagem.

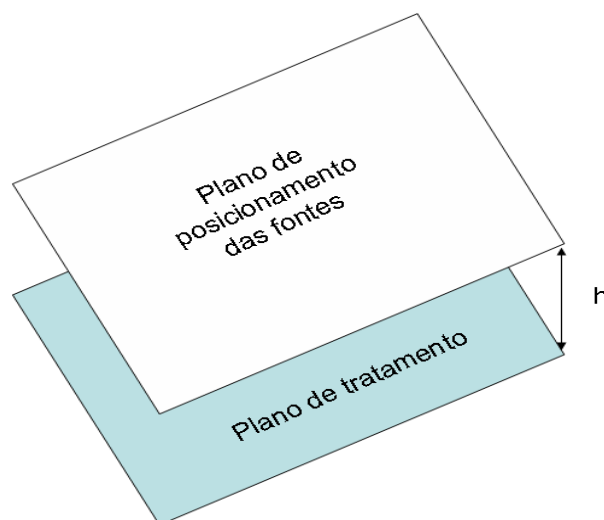


Figura 5: Em aplicações planares que seguem o sistema de Paterson-Parker, as regiões de tratamento são consideradas paralelas opostas à distribuição das fontes.

No primeiro experimento pretendeu-se administrar uma dose de 10 Gy no ponto A, na superfície do gel, que está a 0,45 cm do centro da fonte, ou seja, $EL = 0$ cm e $ET = 0,45$ cm. Para reduzir o tempo de exposição, foi utilizada a fonte de maior taxa de dose disponível (12,58 mg de Rádio equivalente). Desse modo, o procedimento de irradiação foi realizado mantendo-se a fonte sobre a cubeta por um período de 3h, o que resultou em uma dose de (10 ± 1) Gy na região de dose máxima.

2.2. SEGUNDA PARTE

Nessa etapa, as fontes foram distribuídas sobre uma área de interesse seguindo a regra de Paterson-Parker ou Manchester³, com a finalidade de se obter uma dose homogênea num plano a uma profundidade h (Figura 5), obtendo uma dose de (10 ± 1) Gy em um dos planos posicionados paralelamente ao plano das fontes, dentro do gel, com uma separação de $h = 0,5$ cm. As regras de Paterson-Parker resultam em um acúmulo maior de miligramas nas bordas das áreas de posicionamento das fontes, dessa forma, com base na Tabela 1 e sendo disponibilizadas oito fontes para construção do arranjo experimental, pôde-se construir um quadrado com 4 fontes nas bordas ou um retângulo com 6 fontes no lado maior e 2 fontes na lateral menor. Uma das maneiras utilizadas para diminuir o erro experimental é aumentar o plano de interesse, o que resulta em uma melhor análise de uniformidade da dose, bem como uma melhor percepção dos efeitos de borda. Sendo assim, para essa etapa foi escolhida a configuração retangular de $4,3 \times 2,3$ cm², utilizando seis fontes nas bordas e duas na linha central (Figura 6).

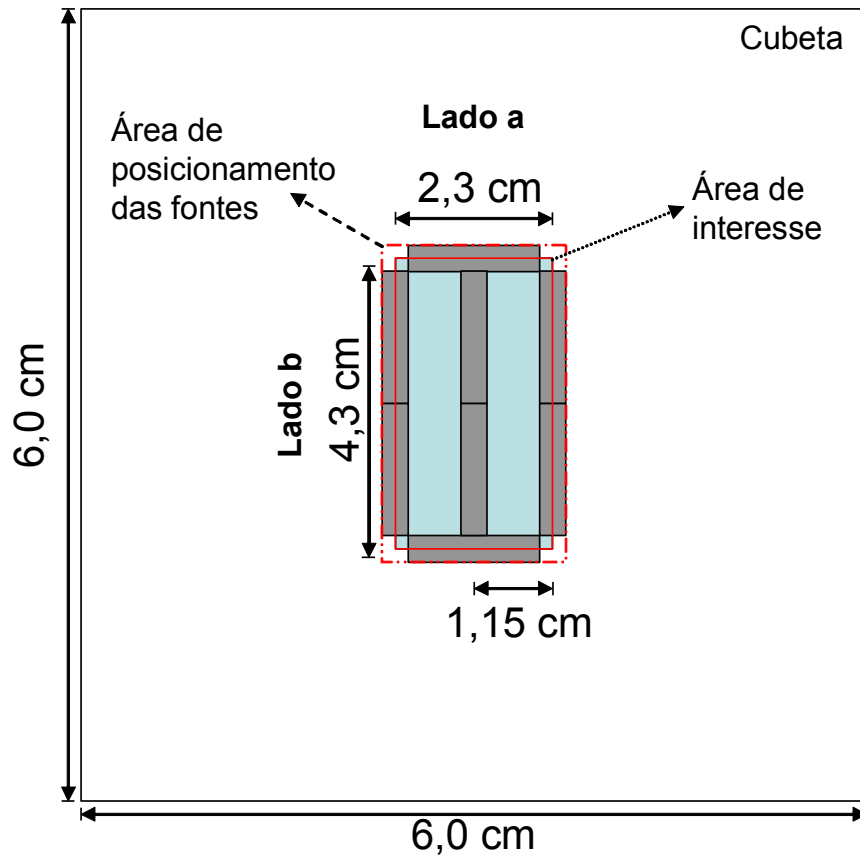


Figura 6: Planejamento para oito fontes. Vista superior da montagem experimental, mostrando a cubeta, a área de distribuição das fontes e a área de interesse a ser irradiada.

A melhor distribuição obtida é apresentada na Figura 7, o que resulta em um limite máximo disponível de 90,48 mg de Rádio equivalente, o que fornece 8,41 mg a menos que o esperado, devendo ser aplicado um fator de correção. Desse modo, as fontes permaneceram sobre o gel por um período de 3h17min, para que fosse administrada uma dose de (10 ± 1) Gy na área de interesse.

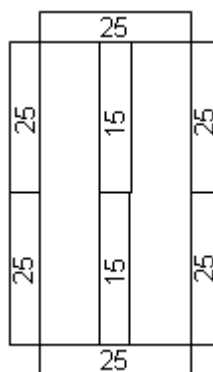


Figura 7: Distribuição das fontes no plano com seus valores nominais de rádio equivalente.

2.3. TERCEIRA PARTE

Para realização da terceira etapa, foi construído um objeto simulador utilizando 25 cubetas $1,25 \times 1,25 \times 4,5 \text{ cm}^3$ (Figura 8) e o procedimento de irradiação foi idêntico ao utilizado na

segunda etapa. Para análise dos dados, utilizou-se o Matlab®, onde cada cubeta foi considerada como sendo um elemento (C_{ij}) de uma Matriz 5 x 5 (5 linhas e 5 colunas), conforme a representação:

$$\begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} & C_{34} & C_{35} \\ C_{41} & C_{42} & C_{43} & C_{44} & C_{45} \\ C_{51} & C_{52} & C_{53} & C_{54} & C_{55} \end{pmatrix}$$

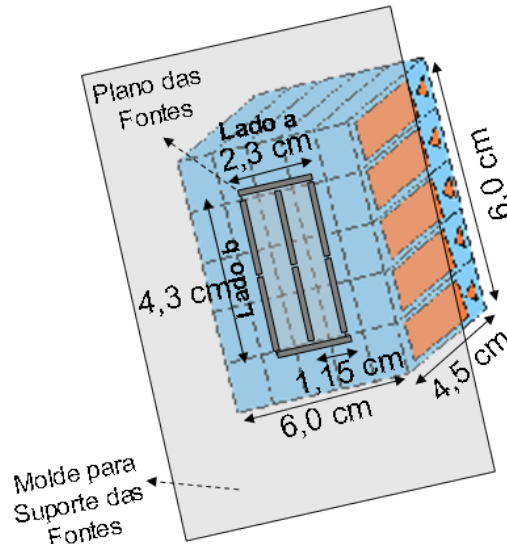


Figura 8: Objeto simulador constituído por 25 cubetas de $1,25 \times 1,25 \times 4,5 \text{ cm}^3$ para medidas de perfis de campos.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para análise dos dados, foram elaborados planos de isodoses, com a finalidade de avaliar a distribuição de dose em profundidades diversas. Para a profundidade de interesse ($h = 5,75 \text{ mm}$) um mapa das doses com baixa resolução foi obtido, do qual se pode confirmar o posicionamento das fontes no molde desenvolvido. Dessa profundidade também foi obtida a carta de isodoses da qual se pode inferir uma grande área central com dose homogênea (variação menor do que 10 %), como era esperado pelo método utilizado. Os resultados das medidas das absorvâncias para as várias fontes utilizadas apresentaram uma uniformidade integral (UI) de 7,8 % na superfície de interesse. As tabelas de Paterson-Parker utilizadas neste trabalho¹ não foram corrigidas para a atenuação ou espalhamento.

Através das Figuras 9a e 9b, podem ser observados que a porcentagem de dose acima de 80%, que é efetiva para aplicações clínicas, é homogênea na região central, onde se encontra a área de interesse. Doses inferiores não contribuem para o tratamento e fornecem doses não necessárias ao paciente.

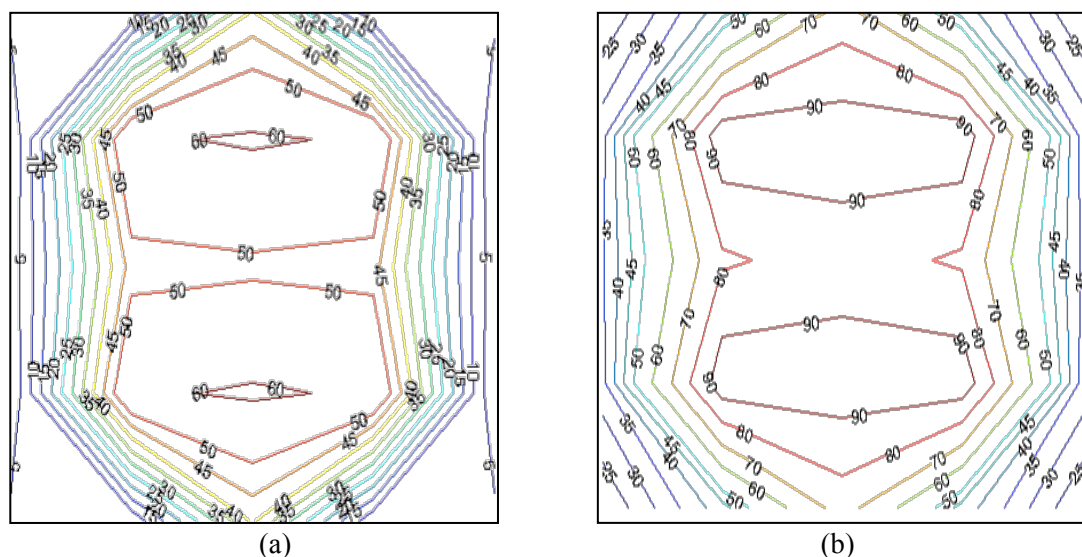


Figura 9: (a) - Isodoses para profundidade $h = 1$ mm; ($UI = 12,6\%$) e (b) - Isodoses para profundidade $h = 3$ mm; ($UI = 10,4\%$).

Esse efeito na área de interesse pode ser mais bem representado considerando cada cubeta como um único pixel (Figura 10). Observa-se que as cubetas C_{22} , C_{23} , C_{24} , C_{32} , C_{33} , C_{34} , C_{42} , C_{43} e C_{44} representam a maior porcentagem de dose. As demais cubetas, representam áreas fora da região de interesse, ou seja, em um planejamento de tratamento, essas cubetas representam células sadias que recebem doses que não contribuem para o tratamento do paciente, porém contribuem para a dose absorvida que podem colaborar para surgimento dos efeitos estocásticos.

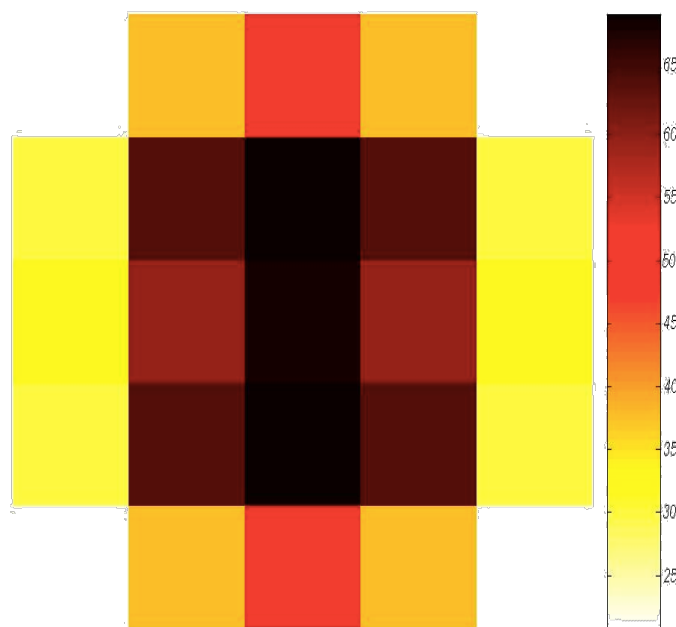


Figura 10: Imagem de baixa resolução gerada supondo cada cubeta como um pixel para corte em $h = 5,75$ mm (interpolação).

A Figura 11, representa as regiões de isodose na profundidade $h = 5,75$ mm, demonstrando uma uniformidade integral (UI) de $7,8\%$, mostrando um resultado abaixo do esperado para o método Paterson-Parker (10%).

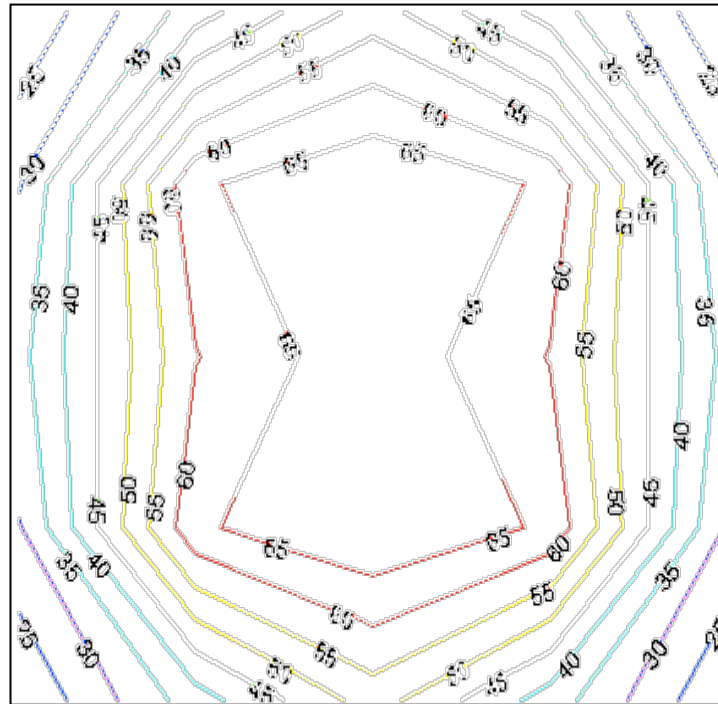


Figura 11: Isodose à profundidade $h = 5,75$ mm ($UI = 7,8$ %).

Por meio da Figura 12, tem-se uma adequada delimitação da dose máxima dentro da superfície de interesse, a uma profundidade de 5,75 mm. A análise espacial demonstrou que na vertical (lado b), a porcentagem de dose profunda começa a decair ligeiramente após a superfície de interesse enquanto que na horizontal (lado a), a porcentagem de dose profunda, embora tenha um decaimento mais acentuado fora da área de interesse, começa a decair consideravelmente a partir do eixo central. Desse modo, o FXG pode ser utilizado experimentalmente para montagem e verificação de procedimentos com outras disposições de fontes, com a finalidade de se conseguir uma distribuição de dose mais homogênea na superfície de interesse.

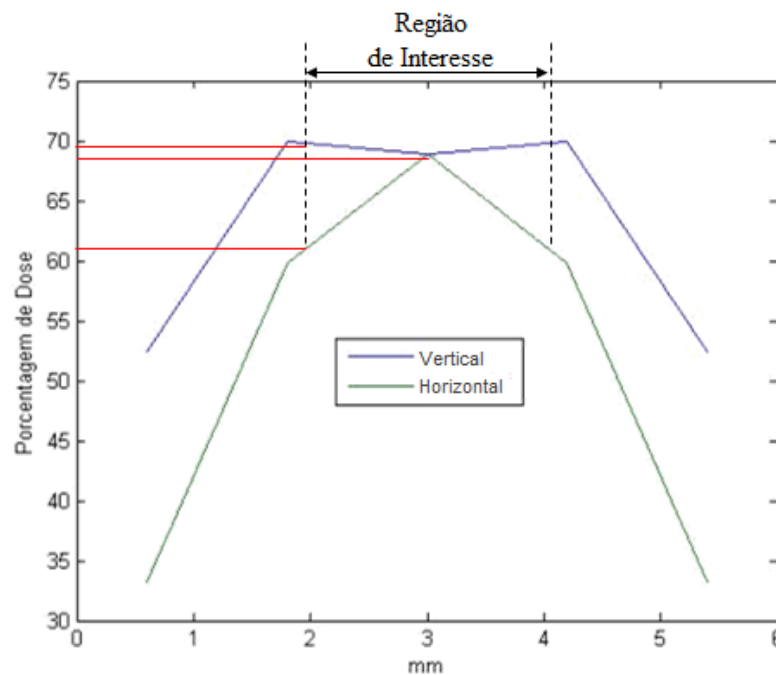


Figura 12: Perfis de campo passando pelo centro da superfície de interesse ($h = 5,75$ mm, interpolação).

Na Figura 13, pode ser observada a porcentagem de dose profunda (PDP) para todas as cubetas que compõem o objeto simulador; a faixa de dose calculada em tratamentos clínicos está concentrada dentro da área de interesse delimitada pelo retângulo de vértices nas cubetas C_{22} , C_{24} , C_{42} , e C_{44} .

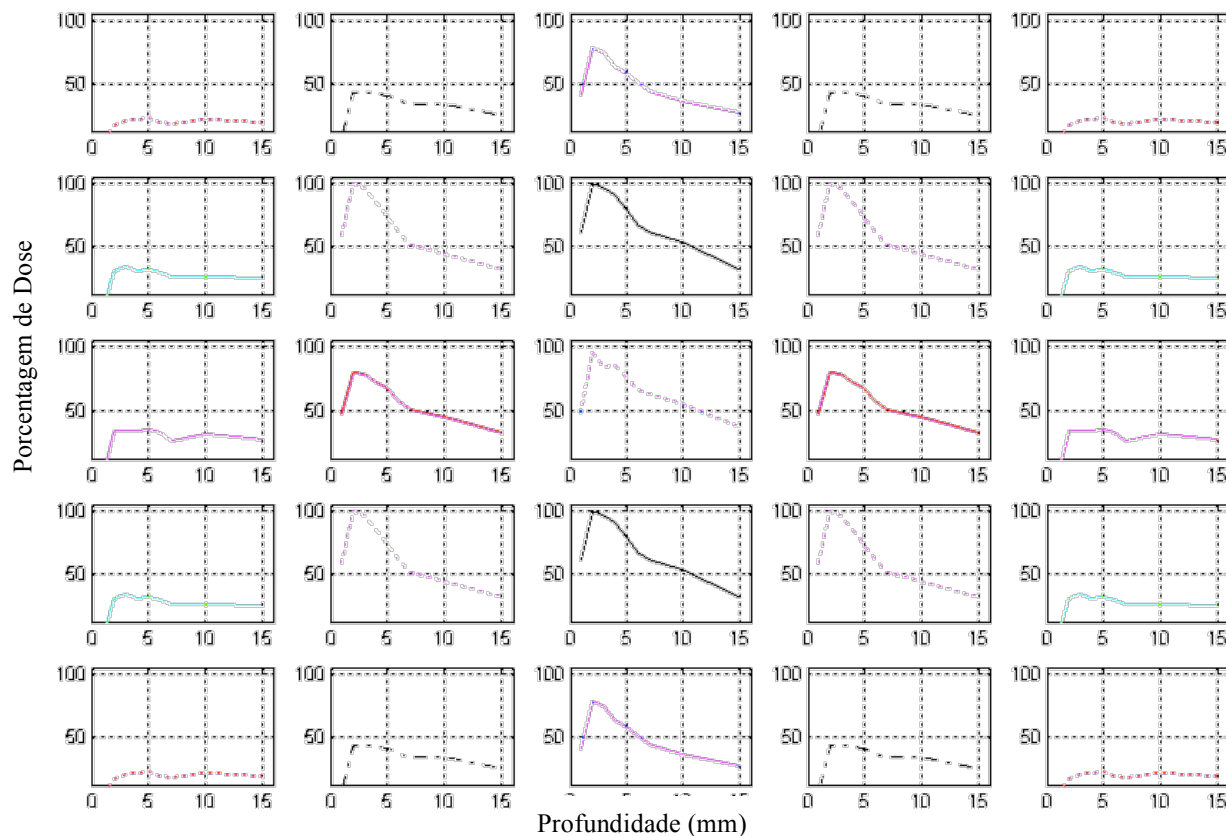


Figura 13: Porcentagens de dose profunda para cada cubeta irradiada

4. CONCLUSÃO

Após análises das amostras irradiadas, foi possível obter diversas cartas de isodose na profundidade de interesse. Desse modo, foi possível inferir uma grande área central com dose homogênea (variação menor do que 10 %) que está de acordo com o método Paterson-Parker. Os resultados das medidas das absorvâncias para as várias fontes utilizadas apresentaram uma uniformidade integral (UI) de 7,8 % na superfície de interesse, resultado este inferior ao previsto pelo método PP que é de 10%, demonstrando que o método PP, com distribuição de fontes retangulares é viável nos tratamentos braquiterápicos.

Conclui-se ainda que o FXG pode ser utilizado para avaliação da distribuição da dose absorvida neste tipo de tratamento, podendo se tornar uma ferramenta alternativa na avaliação de riscos e benefícios em Serviços de Física Médica que utilizam fontes com baixa taxa de dose.

5. AGRADECIMENTOS

Ao CNPq e à FAPEG pelo apoio financeiro.

-
1. Abel J. Gonzalez. Biological effects of low doses of ionizing radiation: A fuller picture, IAEA BULLETIN, 4 (1994)
 2. Faiz M. Khan, The Physics of Radiation Therapy, Baltimore, Williams & Wilkins, (1994).
 3. Luiz A. M.Scaff, Física da Radioterapia, São Paulo, Sarvier Ltda. (1997).
 4. Bero, M. A., Gilboy W. B., Glover P. M. And El-Masri D., "Tissue-equivalentgel for non-invasive spatial radiation dose measurements". Nucl. Instr. and Meth. B. 166-167, 2000. p. 820-825.
 5. Bero, M.A; Gilboy, W.B; Glover, P.M. Radiochromic gel dosimeter for three-dimensional dosimetry. Radiation Physics and Chemistry. N° 61. (2001) p. 433-435
 6. H. Zaia, Desenvolvimento de um novo gel e otimização de leitor para dosimetria química, Dissertação de Mestrado – Faculdade de Filosofia de Ciências e Letras e Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (2006).
 7. MathWorks. MatLab 7.1 – Documentation Set, (2006).
 8. Quality Control of Nuclear Medicine Instruments, IAEA-TECDOC-602, ISSN 1011- 4289 VIENNA (1991).
-