

# Análise dosimétrica de perfis de distribuições radiais de doses relativas de um aplicador de betaterapia de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ utilizando o código MCNP-4C e filmes radiocrômicos

## Dosimetry Analysis of Distributions Radiais Dose Profiles of $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ Betatherapy Applicators Using the MCNP-4C Code and Radiochromium Films

Talita S. Coelho<sup>1</sup>, Marco A. R. Fernandes<sup>2</sup>, Helio Yoriyaz<sup>1</sup>, Mario J. Q. Louzada<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo (SP), Brasil

<sup>2</sup>Serviço de Radioterapia da Faculdade de Medicina, UNESP, Botucatu (SP), Brasil

<sup>3</sup>Curso de Medicina Veterinária – UNESP de Araçatuba, Araçatuba (SP), Brasil

### Resumo

Apesar de não serem mais fabricados, os aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  adquiridos nas décadas de 90 ainda estão em uso, por possuírem uma meia-vida de 28,5 anos. Estes aplicadores possuem certificado de calibração dado pelos seus fabricantes, onde poucos foram recalibrados. Desta forma se torna necessário realizar uma meticulosa dosimetria destes aplicadores. Este trabalho aborda uma análise dosimétrica de perfis de distribuições radiais de doses relativas emitido por um aplicador de betaterapia de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , utilizando o código MCNP-4C para simular os perfis de distribuições radiais de doses relativas e os filmes radiocrômicos para obtê-los experimentalmente. Os resultados com os valores simulados foram comparados com os resultados das medidas experimentais, onde ambas as curvas apresentaram um comportamento semelhante, podendo validar o uso do MCNP-4C e dos filmes radiocrômicos para este tipo de dosimetria.

**Palavras-chave:** aplicador de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , betaterapia, dosimetria, código MCNP-4C, filmes radiocrômicos.

### Abstract

Although they are no longer manufactured, the applicators of  $^{90}\text{Sr} +^{90}\text{Y}$  acquired in the decades of 1990 are still in use, by having half-life of 28.5 years. These applicators have calibration certificate given by their manufacturers, where few have been recalibrated. Thus it becomes necessary to accomplish thorough dosimetry of these applicators. This paper presents a dosimetric analysis distribution radial dose profiles for emitted by an  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  betatherapy applicator, using the MCNP-4C code to simulate the distribution radial dose profiles and radiochromium films to get them experimentally. The results with the simulated values were compared with the results of experimental measurements, where both curves show similar behavior, which may validate the use of MCNP-4C and radiochromium films for this type of dosimetry.

**Keywords:**  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  applicator, betatherapy, dosimetry, MCNP-4C code, radiochromium films.

### Introdução

A betaterapia é uma modalidade de radioterapia que utiliza fontes emissoras de radiação do tipo beta ( $\beta$ ) para prevenção e tratamento de doenças dermatológicas tais como quelóides e algumas lesões bastante superficiais da pele, e doenças oftalmológicas como pterígio<sup>1</sup>.

Os aplicadores de betaterapia mais utilizados no Brasil possuem como elemento emissor de radiação o  $^{90}\text{Sr}$  (estrôncio  $^{90}\text{Sr}$ ), que possui uma meia-vida de 28,5 anos e emite partículas  $\beta$  de energia máxima de 0,546 MeV<sup>2</sup>.

Os aplicadores normalmente são constituídos de placas metálicas nas quais o  $^{90}\text{Sr}$  é depositado em uma das superfícies. Estas placas podem ser planas (com dimensões de aproximadamente 10 a 22,57 mm de diâmetro, ou 2 cm x 1 cm ou 2 cm x 2 cm) que são utilizadas em aplicações dermatológicas. Placas côncavas (com diâmetro de 10 a 15 mm de raio de curvatura) são utilizadas para aplicações oftalmológicas. A face da placa colocada em contato com a pele ou com a esclera é coberta por um plástico de polietileno de espessura de aproximadamente de 1,0 mm, no sentido de barrar

**Correspondência:** Talita Salles Coelho, IPEN: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Centro de Engenharia Nuclear: CEN, Av. Lineu Prestes, 2242, Cidade Universitária, CEP 05508-000, São Paulo(SP), Brasil – E-mail: tasallesc@gmail.com.

os elétrons de baixa energia que são gerados no decaimento do  $^{90}\text{Sr}$  <sup>3</sup>.

A utilização e o manuseio destes aplicadores no serviço de radioterapia são limitados pelos dados que são fornecidos pelos fabricantes internacionais, além disso, a rotina exaustiva dos físicos nos serviços de radioterapia não favorece a execução de procedimentos de dosimetria para confirmação dos parâmetros físicos destas fontes, o que, de certa forma, pode comprometer a qualidade e flexibilidade do tratamento.

Não existe concordância internacional sobre os procedimentos de calibração de aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  <sup>4</sup>.

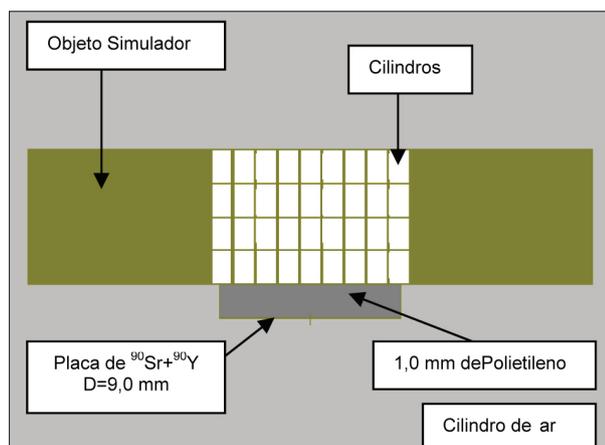
A dose de radiação na superfície da placa pode variar em até 57% entre laboratórios de dosimetria, o que torna problemática a intercomparação dos resultados <sup>5</sup>.

O método de Monte Carlo consiste em simular um problema matemático de forma estocástica. Sua aplicação se estende a qualquer problema descrito em termo de uma função densidade probabilidade através de um gerador de números aleatórios usados para amostrar diferentes eventos <sup>6</sup>.

Como o processo de geração, transporte e interação da radiação na matéria são descritos em termos de distribuições, muitas derivadas das seções de choque, tal método pode ser aplicado para qualquer geometria mesmo onde as condições de contorno são desconhecidas. Isso torna o método de Monte Carlo especialmente útil, embora custoso por ser recursivo, nesta classe de problemas.

Um novo tipo de filme tem sido utilizado na dosimetria dos serviços de radioterapia, o filme radiocrômico. Este filme não necessita de sala escura durante o manuseio, é auto revelador, ou seja, não requer nenhum tipo de revelador nem fixador <sup>7</sup>.

Os filmes mais comumente utilizados são da marca *GafChromic*<sup>®</sup>, produzidos pela *International Specialty Products* (ISP), eles são incolores e quando o componente ativo (corante especial) deles são expostos a radiação desenvolvem uma coloração azul.



**Figura 1.** Modelagem da geometria da simulação realizada no código MCNP-4C.

Neste trabalho é apresentado uma análise dosimétrica de perfis de distribuições radiais de doses relativas obtidos de um aplicador de betaterapia de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  utilizando o código MCNP-4C baseado no método de Monte Carlo e filmes radiocrômicos do tipo *GafChromic*<sup>®</sup> EBT QD+.

## Material e Métodos

O código MCNP-4C, que é baseado no método de Monte Carlo foi utilizado para verificar os perfis de distribuições radiais de doses emitidos por um aplicador de betaterapia de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . Os resultados das simulações foram validados através de medidas experimentais utilizando filmes radiocrômicos do tipo *GafChromic*<sup>®</sup> EBT QD+.

O aplicador de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  utilizado na simulação e no experimento com o filme radiocrômico, é de aplicação oftalmológica/dermatológica, possui um diâmetro de 9,0 mm, é plano-circular, com atividade de 40,3 mCi (2009), e taxa de dose de 0,3288 Gy/s.

### Simulação utilizando o código de Monte Carlo MCNP-4C

Foi modelado um objeto simulador de 28,0 x 28,0 x 0,05 mm composto de água, contendo 4 fatias de 0,6 mm de espessura, em cada fatia foram modelados 9 cilindros de água de diâmetro de 1,0 mm, espaçados entre si de 1,1 em 1,1 mm.

A fonte foi modelada como uma superfície plano-circular coberta por um cilindro de 1,0 mm de espessura e 9,0 mm de diâmetro composto de polietileno, representado o aplicador de betaterapia de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . O objeto simulador foi colocado dentro de um cilindro de ar como mostra a Figura 1. O espectro utilizado nas simulações são de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ .

Para calcular a energia depositada em cada cilindro por uma fonte de elétrons, foi utilizado o tally \*F8, que fornece a energia depositada por partícula (MeV). A partir deste resultado pode-se obter os perfis de distribuições radiais das doses relativas do aplicador.

### Medida experimental utilizando filme radiocrômico

Para validar o cálculo, a medida experimental foi realizada utilizando o mesmo aplicador da simulação. O detector utilizado foi um filme radiocrômico do tipo *GafChromic*<sup>®</sup> EBT QD+.

Antes de iniciar as medidas, foi realizada a caracterização do filme, onde o aplicador foi colocado em contato direto com o filme e realizadas várias exposições com tempos variando de 1 a 15 s, isto é, diferentes níveis de doses conhecidas. Após as exposições o filme foi digitalizado em escalas de cinza em um *scanner* apropriado, obtendo-se a imagem digitalizada do filme, esta foi analisada através do *software ImageJ*, que tem como função analisar os tons de cinza da imagem. Com os resultados das leituras do filme foi possível a caracterização dele pelo levantamento da relação entre os tons de cinza e a dose, isto é, a curva característica do filme, como apresentado na figura 2.

A Figura 2 mostra valores de desvios encontrados entre 0,58 e 8,92% dentro do intervalo de melhor resposta do *software ImageJ*, entre valores de 1 a 4,6 Gy. Devido à alta taxa de dose de radiação beta (32,9 cGy/s) do aplicador, e como a dose média por aplicação prescrita nestes procedimentos varia entre 1,5 a 2,5 Gy, o tempo de exposição escolhido para o experimento foi de 5 s, equivalente a 1,6 Gy. Esta dose também está situada na parte linear (relação dose-resposta do filme) da curva característica apresentada na Figura 2.

Uma vez caracterizado o filme, foram realizadas exposições para verificação dos perfis de distribuições radiais de doses do mesmo aplicador. Os perfis foram medidos nas profundidades de 0,0, 0,6, 1,2 e 1,8 mm, estas foram determinadas por placas atenuadoras de polietileno de espessura de 0,6 mm cada. A densidade média das placas de polietileno é de (1,062 +/- 0,014) g/cm<sup>3</sup>, portanto próxima da densidade da água utilizada nas simulações computacionais.

Este material foi utilizado devido a sua facilidade de aquisição e dimensões apropriadas para as análises com estes aplicadores de radiação beta<sup>8</sup>, além de já terem apresentados resultados satisfatórios em estudos similares com feixes de elétrons de alta energia<sup>9</sup>.

A primeira exposição foi realizada sem placa, isto é, o aplicador foi colocado em contato com o filme, já nas demais profundidades foram sendo intercaladas as placas atenuadoras entre o filme e o aplicador. Em cada profundidade foram realizadas três exposições, por questões de estatísticas dos resultados.

Após as exposições os filmes foram digitalizados em escala de cinza, obtendo-se a imagem digitalizada, como mostra a Figura 3.

A leitura foi feita determinando-se o ponto central da imagem de acordo com o centro do aplicador; após isto se realizou a varredura da imagem de 1,1 em 1,1 mm a partir do ponto central, para o lado direito e esquerdo, tendo-se a leitura radial.

## Resultados

As distribuições radiais das doses relativas do aplicador n°2 experimentais (filmes) e calculadas (MCNP-4C), são apresentadas nas Figuras 4, 5, 6 e 7, para as distâncias de 0,0, 0,6, 1,2 e 1,8 mm entre o filme e o aplicador.

As incertezas dadas pela simulação utilizando o código MCNP-4C para um número de histórias de 20 milhões, foram menores do que 0,65 %, enquanto que os desvios padrões das médias das leituras dos filmes variaram de 0,25 a 17,85 % do centro as extremidades do aplicador.

Os resultados calculados e experimentais na distância de 0,0 mm entre o aplicador e o filme, apresentaram uma diferença de 0 a 7,69% do centro as extremidades do aplicador, como mostra a Figura 4.

A Figura 5 apresenta o perfil de distribuição radial de dose relativa na distância de 0,6 mm entre o aplicador e o

filme, a diferença entre o experimental (filme) e o calculado (MCNP) foi na ordem de 0 a 10,17% do centro as extremidades do aplicador.

Na distância entre o aplicador e o filme de 1,2 mm, como mostrado na figura 6, as diferenças entre o experimental (filme) e o calculado (MCNP) foram de 0,0 a 8,85% do centro as extremidades do aplicador.

As diferenças entre o experimental (filme) e o calculado (MCNP) na distância de 1,8 mm foi de 0 a 8,39 % do centro as extremidades do aplicador (Figura 7).

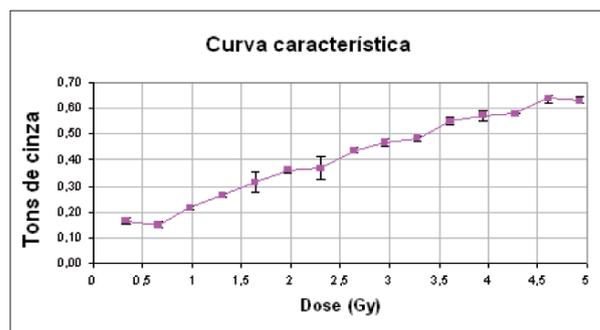


Figura 2. Curva característica do filme *GafChromic*® EBT QD+.

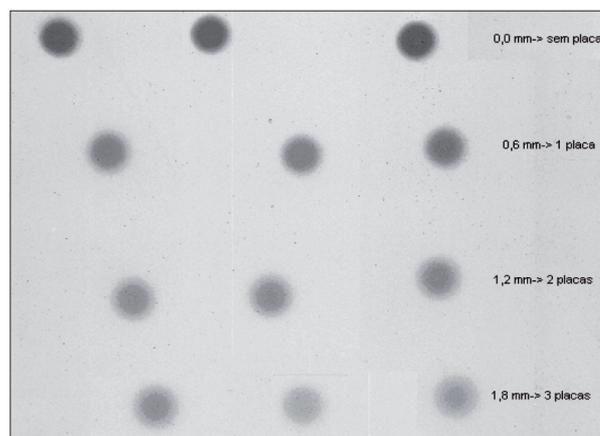


Figura 3. Imagem digitalizada do filme radiocrômico exposto pelo aplicador de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  em 4 profundidades.

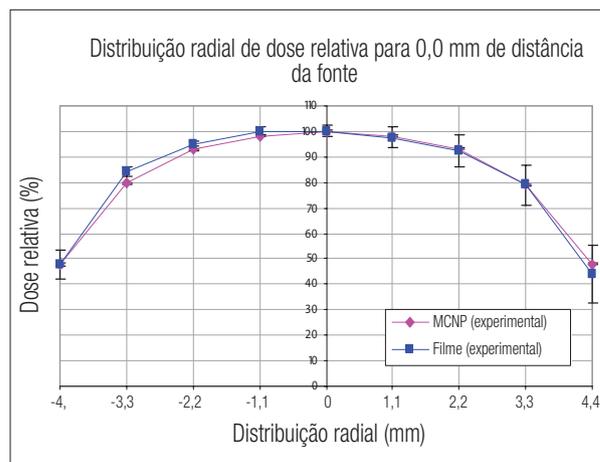
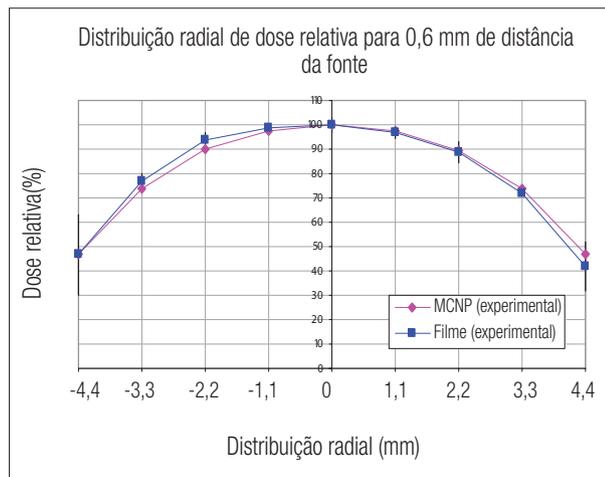
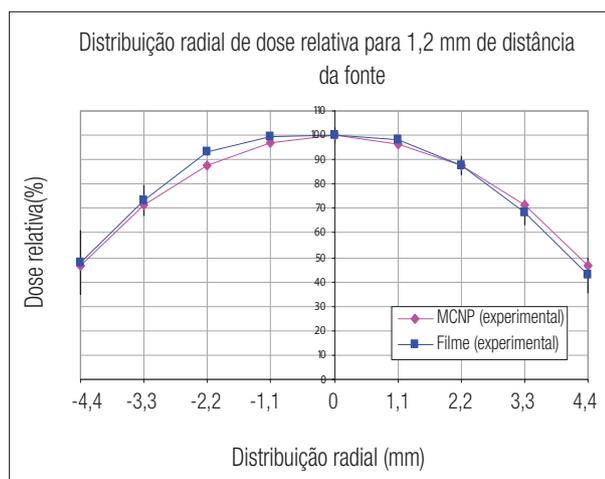


Figura 4. Planura MCNP-4C versus Filme –distância de 0,0 mm entre o filme e o aplicador.

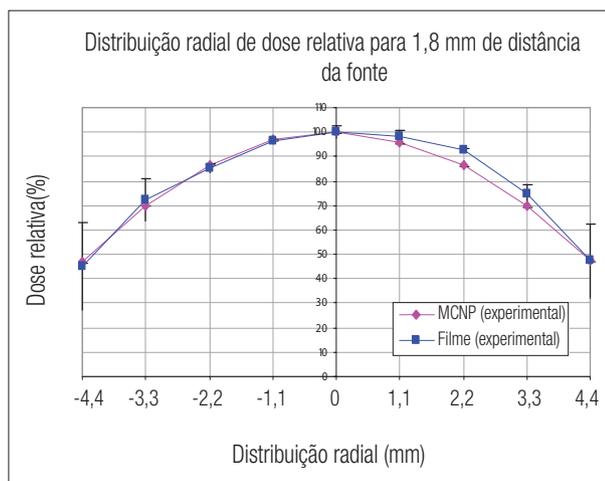
As maiores diferenças entre o experimental e o calculado ocorreram na periferia do aplicador, levando em conta que nas medidas experimentais ocorrem uma série



**Figura 5.** Planura MCNP-4C versus Filme –distância de 0,6 mm entre o filme e o aplicador.



**Figura 6.** Planura MCNP-4C versus Filme –distância de 1,2 mm entre o filme e o aplicador.



**Figura 7.** Planura MCNP-4C versus Filme –distância de 1,8 mm entre o filme e o aplicador.

de erros que nos cálculos não são considerados, como o posicionamento e deslocamento do aplicador durante a exposição.

## Discussão e Conclusões

Os perfis de distribuições radiais das doses obtidos experimentalmente pelos filmes radiocrômicos e calculados obtidos por simulações no código MCNP-4C apresentaram uma boa concordância, validando os dois métodos para este tipo de dosimetria de aplicadores de betaterapia de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ .

Com a melhora no desempenho computacional, o código MCNP-4C baseado no Método de Monte Carlo, tem sido cada vez mais aplicado em modelamentos de fontes radioativas, além de se apresentar como uma ferramenta ágil, simples e poderosa para conferência e confirmação das características dosimétricas destes aplicadores.

Os filmes radiocrômicos tem se apresentado como uma ótima opção para cálculos de perfis tendo em vista que eles podem ser utilizados para dosimetrias em regiões com alto gradiente de dose desta forma se torna adequado para dosimetria de aplicadores de betaterapia, onde as partículas beta ( $\beta$ ) possuem grande poder de ionização, depositando grandes doses em pequenas distâncias.

## Agradecimentos

Os autores agradecem a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) pelo suporte financeiro parcial, a empresa Tomodent Imagem Odontológica de Araçatuba-SP pela digitalização dos filmes e a empresa Nucleata Radiometria de Araçatuba-SP pela disponibilização do aplicador de betaterapia.

## Referências

1. Bentel GC. Radiation Therapy Planning. New York: Mc Graw-Hill; 1996
2. Scaff LA. Física da Radioterapia. São Paulo: Sarvier; 1997.
3. International Atomic Energy Agency, Calibration of photons and beta Ray sources used in brachytherapy, TECDOC-1274, Vienna; 2001.
4. Antonio PL. Estudo Comparativo entre Métodos de Calibração de Aplicadores Clínicos de Radiação Beta. 2009. 118f. Dissertação - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN), São Paulo; 2009.
5. Salvajoli JC, Souhami L, Faria SL. Radioterapia em Oncologia. São Paulo: MDSI; 1999.
6. Briesmeister JF, 2000. MCNP: A general Monte Carlo N-particle transport code, version 4C, LA-13709-M, Los Alamos Scientific Laboratory, Los Alamos, New Mexico.
7. Podgorsak EB. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Viena: IAEA; 2005.
8. Coelho TS, Tada A, Fernandes MAR, Antonio P, Yoriyaz H. Dosimetric Comparison of Electron Beam and  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  Applicator for Keloids Treatment. Anais do Internation Nuclear Atlantic Conference (INAC). Rio de Janeiro; 2009.
9. Fernandes MAR, Tada A, Yoriyaz H. Determinação da curva de atenuação da radiação em feixes de alta energia. Universitas. 2009;1(2):145-59. ISSN: 1984-7459