

MODELAGEM DE OLHO HUMANO PARA PROJETO DE SIMULADORES OFTÁLMICOS PARA APLICAÇÕES CLÍNICAS

Andrea Sanchez, Adimir dos Santos e Hélio Yoriyaz

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN/CNEN-SP
Área de Física de Reatores
Caixa Postal 11049
Av. Lineu Prestes, 2242, Cidade Universitária
05508-000, São Paulo, Brasil

RESUMO

O tratamento dos tumores intra-oculares malignos têm como objetivo a erradicação da doença e a preservação da visão. A terapêutica cirúrgica envolve, na grande maioria dos casos, a enucleação do olho afetado. Em termos de tratamento e controle da doença existe a braquiterapia, que utiliza pequenos aplicadores oftálmicos de Co-60, I-125, Ru-106, etc. Esse método mostra-se bastante eficiente, porém com o alto custo e difícil aquisição desses aplicadores, que são importados, o tratamento torna-se restrito a um pequeno número de pacientes. O objetivo deste trabalho é propor uma modelagem para um simulador de distribuição de dose em um olho para a caracterização do tipo de fonte e controle de qualidade desses aplicadores oftálmicos, que possibilite um estudo avançado dessas placas oftálmicas. Esse estudo visa a viabilização de construção desses aplicadores no país, a fim de, diminuir custos e aumentar o número de pacientes a serem tratados.

Keywords: MCNP code, ophthalmic plaque, retinoblastomas, melanomas.

I. INTRODUÇÃO

O tratamento de tumores oculares do tipo retinoblastoma e melanomas [1-3] tornam-se cada vez mais comuns na rotina diária dos grandes hospitais. Os dois procedimentos mais utilizados pelos hospitais para esse tratamento são: a enucleação e a braquiterapia através de placas oftálmicas. A enucleação [4] consiste na retirada completa do olho afetado; essa prática é evitada ao máximo a fim de preservar a visão do paciente e, somente é realizada, caso o tumor não responda mais a nenhum tipo de terapia. A braquiterapia é a terapia a base de radioisótopos dispostos em placas projetadas anatomicamente para uso oftálmico que são alojadas logo acima da base do tumor. Essas placas podem ser confeccionadas em platina ou ouro e, são preenchidas por radioisótopos como Co-60 [5-7], I-125 [8,9], Ru-106 [10,11], Ir-192 [10], etc. A geometria da fonte depende do radioisótopo utilizado e, a escolha desta é função das suas características, tais como: energia, meia-vida, camada semi-redutora, constante de taxa de exposição, além de sua disponibilidade no mercado. A utilização dessas placas é realizada de acordo com o tamanho, profundidade e tipo de tumor apresentado pelo paciente e

depende, principalmente, da distribuição de dose desejada pelo médico.

Essas placas são importadas e seu custo muito elevado. Atualmente apenas o Hospital do Câncer e o Hospital Albert Einstein possuem esse tipo de placa e, também, profissionais especializados neste tipo de tratamento. Além disso, a inexistência de instrumentos projetados para a simulação do olho, faz com que os procedimentos de braquiterapia sejam baseados em tabelas de distribuição de dose obtidas pela literatura existente [5,6], sem que se proceda periodicamente a checagem e análise dos perfis da radiação emitida [12] pelas placas utilizadas.

Portanto, o objetivo deste trabalho é projetar um modelo de olho para um futuro projeto de simulador para a caracterização dessas placas oftálmicas a fim de garantir a distribuição de dose desejada por toda a extensão do olho.

II. MÉTODO DE MONTE CARLO

O Método de Monte Carlo [13] é uma técnica de simulação numérica para transporte de partículas. A

simulação de um sistema de fontes e absorvedores envolve a seleção randômica de um evento (trajetória ou “história” de uma partícula ou fóton) de um conjunto de todos os possíveis eventos dados, regidos pela equação de transporte. Desta forma, este método trata o transporte de radiação como um fenômeno estocástico, onde o conceito de seção de choque representa a probabilidade de interação da radiação com o meio. Uma ilustração simplificada do método pode ser vista na Fig. 1 em forma de um fluxograma de cálculo. O programa de Monte Carlo é baseado em um gerador de números randômicos utilizados para amostragem dos vários fenômenos físicos que ocorrem durante o transporte de partículas. Distribuições e densidades de probabilidades conhecidas e relacionadas com o processo referente ao fenômeno físico, também são utilizadas no programa. O resultado da simulação é expresso em termos de valores médios que estão relacionados com grandezas físicas de interesse como fluxo de partículas, deposição de energia por radiação ou dose.

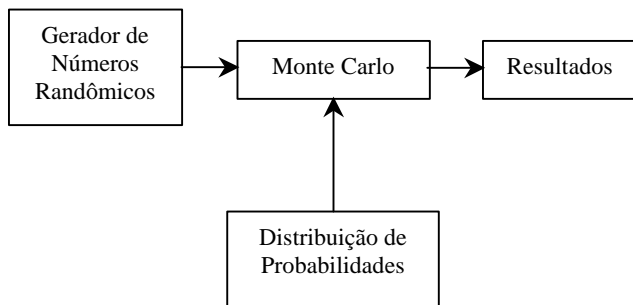


Figura 1 – Ilustração simplificada da utilização do Método de Monte Carlo.

III. O CÓDIGO MCNP

O código MCNP [14] (A General Monte Carlo N-Particle Transport Code System) é um programa mundialmente conhecido e utilizado em vários tipos de projetos e pesquisas em transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons e elétrons. Este código possui um potencial que permite trabalhar com geometrias tridimensionais genéricas, o que o torna uma ferramenta muito poderosa em cálculos onde a geometria não pode ser representada por formas regulares como cubos, esferas e cilindros. O código possui uma biblioteca de seções de choque em energias contínua e discreta dependendo das necessidades de cálculo. Além disso, permite especificar uma variedade bem ampla de fontes dependentes da energia, posição e direção.

Além do método análogo, este programa oferece uma vasta opção de técnicas não análogas que objetivam aumentar a eficiência de cálculo reduzindo-se o tempo de processamento computacional através das técnicas de redução de variância.

IV. MODELAGEM DO OLHO NO MCNP

O primeiro passo para o projeto do simulador é realizar os cálculos para a distribuição de dose através de um modelo que reproduza fielmente todas as características do olho humano. Para isso simulou-se, através do código MCNP, um olho em tamanho real, contendo uma massa tumoral e exposto à radiação proveniente de uma placa oftálmica.

Os olhos foram modelados como uma esfera [15]. Ambos estão localizados na parte superior da região da face e têm como volume total, 15,2 cm³. A equação utilizada para representar os olhos é dada por:

$$(x \pm 3,40)^2 + (y + 7,50)^2 + (z - 84,2)^2 \leq 1,22^2 \quad (1)$$

onde 3,40, 7,50 e 84,2 são os deslocamentos para o centro do olho em relação ao corpo humano referentes à x, y e z, respectivamente, e 1,22 cm é o raio do olho.

Variando-se o raio da Eq. (1), tem-se que a região de raio variando entre 0 e 0,92 cm é definida como corpo vítreo, a região entre 0,92 e 1,02 como retina, entre 1,02 e 1,12 como coróide e entre 1,12 e 1,22 como esclera. O tumor foi modelado na forma de uma elipsóide dada pela equação 2 [16]:

$$\frac{(x - x_0)^2}{a^2} + \frac{(y - y_0)^2}{b^2} + \frac{(z - z_0)^2}{c^2} = 1 \quad (2)$$

onde a, b e c são definidos na Fig. 2.

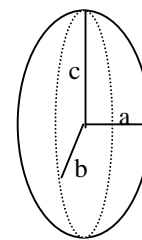


Figura 2 – Definição dos parâmetros a, b, e c de uma elipsóide.

A localização do tumor dentro do olho foi definida através das coordenadas $x_0 = 3,4$, $y_0 = 7,5$ e $z_0 = 89,42$. O deslocamento em z_0 deve-se ao fato de que o tumor é representado somente pela metade da elipse.

A córnea e a lente do olho também foram definidas utilizando-se a Eq. (2), variando-se suas localizações através de deslocamentos em suas coordenadas.

Definiu-se o nervo óptico através de um cilindro cortado por um plano e pela esfera que representa a esclera. Rotacionou-se esse cilindro em 30°.

A camada de platina que envolve a fonte de Co-60 foi definida por uma casca esférica dada pela Eq. (1) com raio 1,42 cm, delimitada por um cilindro de raio 0,85 cm.

Dentro desta casca esférica concentra-se uma folha de Co-60 de espessura 0,06 cm e mais dois anéis de igual espessura. Entre os anéis e a folha de Co-60 foi considerado vácuo. Essa modelagem para a placa oftálmica descreve o aplicador de marca Amersham CKA4.

A Fig.3 mostra em detalhes a modelagem confeccionada para a realização dos cálculos pelo código MCNP-4C.

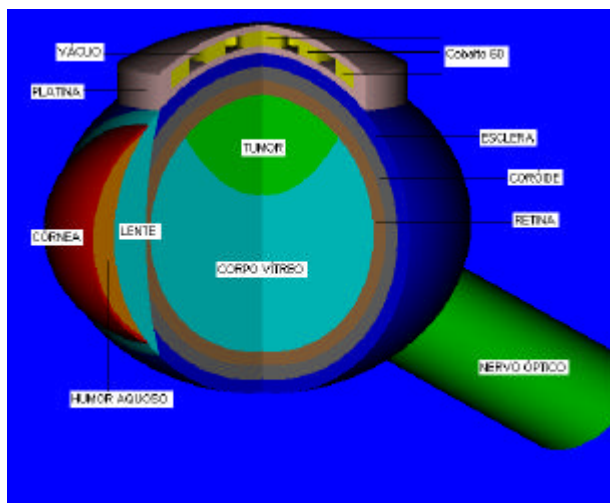


Figura 3 – Modelagem confeccionada para o olho humano com placa oftálmica.

Todas as estruturas do olho foram consideradas como sendo formadas por tecido mole. A atividade da fonte considerada foi de 117,3 MBq, seguindo especificação do fabricante para a placa oftálmica do tipo disco CKA4.

As doses calculadas foram obtidas para pequenos volumes ($1,6 \times 10^{-3} \text{ cm}^3$) localizados no centro do olho variando cerca de 0,04 mm entre eles a partir da placa oftálmica. Essas doses foram comparadas com a distribuição de dose especificada pelo fabricante das placas oftálmicas. Também foram calculadas as doses nas células que representam o corpo vítreo, a retina, a coróide, a esclera, o tumor, a córnea, o humor vítreo, o nervo óptico e a lente. Porém, não foram encontrados na literatura trabalhos com cálculos de dose no olho com tantos detalhes como foram apresentados nesta modelagem. Em geral, os modelos somente contém a esclera, coróide, retina e o tumor, além da placa, e dessa maneira, somente estima-se a dose distribuída nessas regiões.

A Fig 4 ilustra 3 tipos de placas oftálmicas de Co-60 da marca Amersham.



Figura 4 – Foto de três tipos de placas oftálmicas de Co-60.

V. RESULTADOS

O código MCNP-4C foi processado em um computador Pentium III de 1 GHz e, foram, simuladas 2.000.000 de partículas em um tempo computacional de 59,50 min. Obteve-se resultados com menos de 2% de desvio padrão, desvio este considerado satisfatório para o tipo de cálculo efetuado.

Os resultados obtidos através do código MCNP-4C para os pequenos volumes espaçados de 0,04 mm da placa oftálmica distribuídos no centro do olho foram comparados a resultados fornecidos pelo fabricante dos aplicadores oftálmicos Amersham e, estão representados pelo gráfico mostrado na Fig. 5.

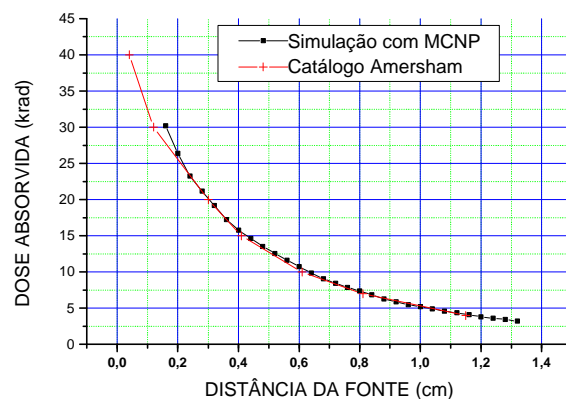


Figura 5 – Gráfico comparativo dos resultados obtidos para a modelagem do olho com o código MCNP e dados do catálogo da Amersham (fabricante das placas oftálmicas analisadas).

A Fig.5 representa a comparação das doses absorvidas obtidas através da simulação com o código MCNP com dados apresentados pelo fabricante das placas oftálmicas de Co-60, Amersham. O gráfico mostra uma boa convergência dos resultados obtidos com os resultados do fabricante, o que mostra que a modelagem do olho humano

está bem próxima da modelagem feita pelo fabricante para a construção da placa oftalmológica.

Outros resultados obtidos através da modelagem construída, foram as doses para diferentes regiões do olho. Essas doses não puderam ser comparadas com dados da literatura, pois não foi encontrado nenhum trabalho onde a modelagem do olho estivesse tão detalhada. A TABELA 1 mostra os resultados encontrados.

TABELA 1 – Dose Absorvida para várias regiões do olho expostas à radiação da placa oftálmica.

Região do olho	Dose Absorvida (krad)	Massa (g)
Tumor	7,01	5,61704
Esclera	4,8	1,67232
Coróide	4,03	1,48720
Retina	3,48	1,31248
Corpo Vítreo	2,3	3,31864
Córnea	1,7	8,61120
Humor Vítreo	1,6	2,21728
Lente	1,44	0,74672
Parede do Nervo Óptico	0,59	0,25355
Nervo Óptico	0,58	0,81463

Os resultados apresentados na TABELA 1 mostram que a dose absorvida devido a exposição à placa de Co-60 são coerentes, uma vez que, a maior dose está sendo depositada na região do tumor. As doses para a esclera, coróide, retina e corpo vítreo, são mais altas que as demais regiões pois estão mais próximas da placa oftálmica logo abaixo desta placa. As doses para a córnea, câmara anterior, lente e nervo óptico são bem mais baixas pois essas regiões localizam-se nas extremidades do olho, não estando portanto, diretamente expostas à radiação proveniente da placa.

Os resultados apresentados mostram que a modelagem apresentada satisfaz as expectativas sobre os cálculos realizados pelo código MCNP, uma vez que se apresentaram compatíveis com os resultados apresentados pelo fabricante das placas oftálmicas de Co-60 e, as doses nas regiões distintas do olho estão coerentes. Porém, pela falta de medidas experimentais, não se pode afirmar que esses resultados traduzam exatamente a distribuição de dose depositada em um olho em tratamento braquiterápico. Esses resultados servem, no presente momento, para a validação da modelagem apresentada.

VI. CONCLUSÕES

Esta modelagem também servirá como base inicial para um projeto desse simulador para a caracterização de fontes oftálmicas. Estuda-se para a construção do simulador, a possível utilização do material poli-imida [17] em desenvolvimento no setor de tratamento de rejeitos

radioativos do CTMSP, que é um material de propriedades inertes a radiação, que apresenta alta resistência térmica, mecânica, radiolítica e boa estabilidade dimensional não absorvendo umidade. Possui densidade próxima de 1,0, sendo ideal para simulação de reações de interação da radiação com o tecido humano. Este material também apresenta biocompatibilidade, o que favorece os procedimentos braquiterápicos.

O material será modelado de forma a ter espaços pré-definidos para a colocação de filmes fotográficos especiais [18] e dosímetros termoluminescentes (TLD) para a avaliação relativa de dose em vários planos do simulador. Esses resultados experimentais serão confrontados com as simulações realizadas com o código MCNP-4C.

Serão realizados alguns aperfeiçoamentos na modelagem apresentada neste trabalho para a utilização de outros tipos de placas oftálmicas, como as placas de sementes de I-125, cuja fonte a ser modelada é representada como pequenos cilindros no código MCNP-4C e, então se dará início ao projeto deste simulador.

REFERÊNCIAS

- [1] Halperin, E.C., et al; *Retinoblastoma and optic glioma, Neuroblastoma*; In: Halperin, E.C., et al – Pediatric Radiation Oncology, 1 ed. New York, Raven Press, p.108-160, 1989.
- [2] Perez, C.A., et al; *Unusual nonepithelial tumor of the head and neck*; In: Perez, C. A.; Brady, L.W. – Principles and practice of radiation oncology, 2 ed. Philadelphia, J.B. Lippincott, 1992.
- [3] Tapley, N.; *Eye and Orbit*; In: Fletcher, G.H. – Textbook of radiotherapy, 3 ed. Philadelphia, Lea & Febiger, p.499-526, 1980.
- [4] Moshfeghi, D.M.; Moshfeghi, A.A. and Finger, P.T.; *Enucleation*; Survey of the Ophthalmology, v.44(4), January-February 2000.
- [5] Casebow, M.P.; *The calculation and measurement of exposure distributions from Co-60 ophthalmic applicators*; British Journal of Radiology, v. 44, p.618-624, 1971.
- [6] Chan, B.; Rotman, M. and Randall, G.J.; *Computerized Dosimetry of Co-60 Ophthalmic Applicators*; Radiology, v. 103, p. 705-707, 1972.
- [7] Shields, J. A.; *Cobalt Plaque Therapy of Posterior Uveal Melanomas*; Ophthalmology, v. 89, p. 1201-7, 1982 .
- [8] Chiu-Tsao, S.T.; Anderson, L.L.; O'Brien, K.; Stabile, L. and Liu, J.C.; *Dosimetry for I-125 seed (model 6711) in eye plaques*; Med. Phys.,v. 20(2), Pt. 1, Mar/Apr 1993.

[9] Quivey, J.M.; Augsburger, J.; Snelling, L. and Brady, L.W.; *I-125 Plaque Therapy for Uveal Melanoma*; 77th Meeting of the American Radium Society, Paris, France, April 29-May 3, 1995.

[10] Gerard, J.P.; Romestaing, P.; Sentenac, I. and Laroche, G.; *Ruthenium-106 and Iridium-192 Brachytherapy in the Choroidal Melanoma*; Proceedings of the 5th International Selectron User's Meeting - The Netherlands, p. 418-424, 1989.

[11] Kreusel, K.M.; Bornfeld, N.; Lommatzsch, A.; Wessing, Achim and Foerster, M.H.; *Ruthenium-106 Brachytherapy for Peripheral Retinal Capillary Hemangioma*; Ophthalmology, v. 105(8), August 1998.

[12] Liquorish, R.A.C.; *Calibration of Co-60 eye applicators – a change in the values of “design activity”*; boletim técnico: Physics Section – The Radiochemical Centre Ltd., p. 6, 1973.

[13] Yoriyaz, H.; *Desenvolvimento de uma Metodologia Computacional – Cálculos em Dosimetria Interna*; Tese de Doutorado, IPEN, Julho de 2000.

[14] Briesmeister, J.F.; *MCNP – A general Monte Carlo N-Particle transport code, version 4B*; Los Alamos National Laboratory Report, LA-12625-M, 1997.

[15] Bouchet, L.G., Bolch, W.E., Weber, D.A., Atkins, H.L. and Poston, John W., Sr; *MIRD Pamphlet N° 15: Radionuclide S Values in a Revised Dosimetric Model of the Adult Head and Brain*; The Journal of Nuclear Medicine, v. 40(3), March 1999.

[16] Spiegel, M.R.; *Manual de Fórmulas e Tabelas Matemáticas*; Coleção Schaum, McGraw-Hill.

[17] Liu, C.C.; *Effects of Gama Radiation on Various Polyimides*; Journal of the Chinese Chemical Society, v. 47, p. 583-588, 2000.

[18] Fernandes, M.A.R.; *Utilização de moldes radioativos especiais de folhas de ouro-198 para braquiterapia em tumores de pele*; Tese de Doutorado, IPEN-São Paulo 2000.

ABSTRACT

Most of eye tumors are treated by cirurgical means which involve the enucleation of affected eyes. In terms of treatment and control of disease there is brachytherapy, which often are utilizes small applicator of Co-60, I-125, Ru-106, Ir-192, etc. These methods are shown to be very efficient but highly cost. The objetive of this work is to propose an eye simulator modeling with enough details for caracterization. Additionally, this study can contribute to design and build a new applicator in order to reduce the cost and to allow more patients for the treatment.