



## Determinação da distribuição de dose absorvida na água para o aplicador oftálmico COC de $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ utilizando o código de Monte Carlo-MCNPX

Nilséia A. Barbosa<sup>a</sup>; Luiz A. Ribeiro da Rosa<sup>b</sup>; Delson Braz<sup>c</sup>

<sup>a,c</sup> Programa de Engenharia Nuclear (PEN-COPPE)/ Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), 21941-914, Rio de Janeiro-RJ, Brasil

<sup>b</sup> Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD-CNEN)/Av. Salvador Allende, Barra, 22783-127, Rio de Janeiro-RJ-Brasil

[nilseia@ird.gov.br](mailto:nilseia@ird.gov.br), [delson@nuclear.ufrj.br](mailto:delson@nuclear.ufrj.br), [lrosa@ird.gov.br](mailto:lrosa@ird.gov.br)

---

### ABSTRACT

Ophthalmic applicators with source beta  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ , COC models, are used in the treatment of intraocular tumors near the optic nerve. This type of treatment is very important to know the dose distribution in order to provide the best possible delivery of the prescribed dose to the tumor, preserves the optic nerve extremely critical region, if damaged, can compromise the patient's visual acuity and cause brain sequelae. These dose distributions are complex and doctors controllers only have the source calibration certificate provided by Eckert & Ziegler BEBIG GmbH manufacturer, to realize it. These certificates are limited to 10 display in depth absorbed dose values the water along the central axis of the applicator with the uncertainties of the order of 20% isodose and in a plane located 1 mm from the applicator surface. Thus, it is important to know with more detail and precision dose distributions in water generated by such applicators. For this, we used the Monte Carlo simulation with the use of MCNPX code. Initially be validated by comparing the simulation results to the central axis of the applicator with those provided by the certificate. The different percentages were lower than 5%, validating it in this way, the method used. We calculated the amount of lateral profile to 6 different depths in intervals of 1mm and dose rates in mGy.min<sup>-1</sup> for the same depths.

*Keywords:* MCNPX, Ophthalmic Bbrachytherapy,  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$

---

## 1. INTRODUÇÃO

Tumores intraoculares compreendem um extenso elenco de lesões benignas e malignas que se originam no interior do globo ocular, capazes de acarretar não somente a perda da visão, mas, também, da própria vida.

Apesar de bastante raros, a incidência de tumores intraoculares tem aumentado bastante nas últimas décadas. Os tipos de neoplasias intraoculares mais comuns são os melanomas do trato uveal (corpo ciliar, coroide e íris) e retinoblastomas (crianças) [1][2].

Melanomas da coroide, quando circulam ou cobrem o nervo óptico, são particularmente difíceis de tratar com a preservação da acuidade visual. Muitos são tratados por enucleação do olho afetado.

Fontes de elétrons de alta energia provenientes do decaimento beta do  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  e  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , utilizadas em forma de placa episcleral, são rotineiramente utilizadas, há mais de 20 anos, nos grandes hospitais e clínicas oncológicas ao redor do mundo no tratamento conservador de melanomas do trato uveal e retinoblastomas. Esta técnica de tratamento proporciona meios tanto para o controle do tumor quanto da acuidade visual. Apesar de ser um método muito utilizado, os protocolos de tratamentos variam significativamente entre as instituições [1][2].

Este trabalho tem por objetivo a construção de um modelo matemático do aplicador de olho contendo  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ , modelo COC fabricado pela BEBIG[4] e o cálculo da distribuição de dose em água gerada por este aplicador, utilizando o código MCNPX. Este modelo de aplicador tem um recorte que permite que os tumores que circulam ou estão próximos ao nervo óptico possam ser tratados preservando a acuidade visual.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

### 2.1 Aplicadores de $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$

O radionuclídeo  $^{106}\text{Ru}$  é um emissor  $\beta^-$ , com energia máxima de  $E_{\text{max}} = 39,4\text{keV}$  e meia-vida de  $T_{1/2} = 368,2$  dias. Este decai 100% para  $^{106}\text{Rh}$ , que continua instável com  $T_{1/2}$  de 29,80 segundos, antes de decair em  $^{106}\text{Pd}$  (núcleo estável). O decaimento do  $^{106}\text{Rh}$  promove liberação de energia máxima  $E_{\text{max}} = 3,5\text{MeV}$  [3].

A energia da partícula beta do  $^{106}\text{Rh}$  é utilizada nos procedimentos terapêuticos, uma vez que a partícula beta emitida pelo  $^{106}\text{Ru}$  é pouco penetrante (energia muito baixa dos elétrons), e não contribui para a deposição de dose no tecido tumoral. O espectro beta do  $^{106}\text{Rh}$  utilizados neste trabalho foi retirado do ICRU 72 [3].

Os aplicadores com fontes de  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  são utilizados a mais de 20 anos como placas oftálmicas para tratamentos de melanomas da úvea, coróide e retinoblastoma. Estes aplicadores são fabricados pela BEBIG Eckert & Ziegler BEBIG GmbH [4], que fornecem atualmente um protocolo, comumente referido como “Protocolo de Medidas”. Este protocolo consiste de uma curva de taxa de dose para 11 pontos de profundidade ao longo do eixo central do aplicador, a partir de uma distância de 0,7 mm até 10 mm. O protocolo também fornece medidas de taxa dose para 33 pontos próximos à superfície da placa. Estas medidas foram realizadas utilizando um detector cintilador plástico, com alta resolução espacial, num fantoma de água e com uma incerteza reduzida de 20% [4].

O fabricante das placas fornecem atualmente 16 modelos de aplicadores, todos com geometria côncava em forma de calota esférica, isto se deve à necessidade de um acoplamento à curvatura da esclera que impeça a criação de espaço entre a superfície interna da placa e a superfície externa da esclera. Todas as placas possuem uma superfície metálica polida e a fonte de  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  é encapsulada em prata pura com 1mm de espessura total.

A placa (aplicador) contém uma fina folha de prata de 0,1mm de espessura em seu lado côncavo (janela de radiação) e um suporte de 0,7mm de espessura em sua superfície exterior, lado convexo, que absorve cerca de 95% de toda radiação beta.

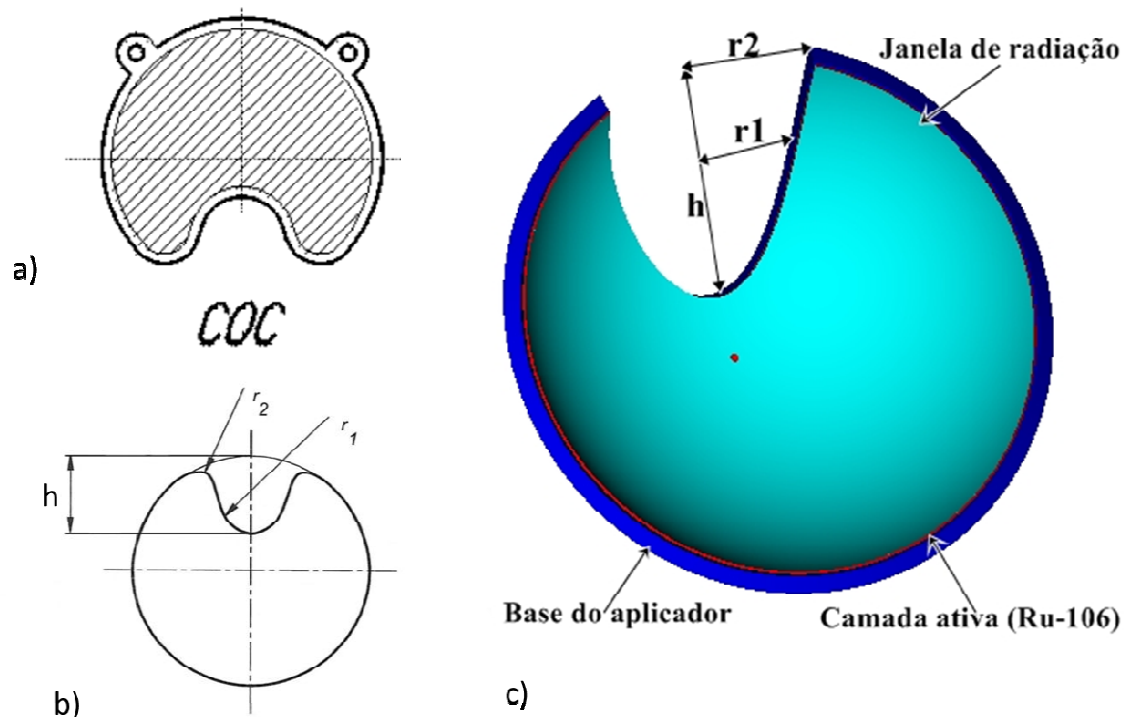
### 2.1.1 Modelagem Matemática do Aplicador COC

O modelo matemático para este aplicador foi definido como três cascas esféricas concêntricas com 24 mm de diâmetro interno. A casca esférica mais interna possui 0,1mm de espessura de prata pura (janela de radiação). A casca esférica do meio apresenta 0,2mm de espessura de prata, encapsulada com 0,1µm de  $^{106}\text{Rh}$  (camada ativa), eletricamente depositada na sua superfície côncava. A camada mais externa, base do aplicador (suporte de prata), possui espessura de 0,7 mm de prata pura também. Estas três cascas esféricas foram cortadas por duas superfícies cônicas com abertura  $\alpha = \text{seno}(R/R_c)$ , onde  $R$  e  $R_c$  são, respectivamente, o raio interno do aplicador e o raio de curvatura da superfície interna. A região do entalhe foi definida pelo recorte de uma elipsoide rotacionada no eixo  $xy$  limitada pela superfície do aplicador, formando um semi-elipsoide.

Os parâmetros geométricos do aplicador são apresentados na Tabela 1. A geometria do aplicador simulado é apresentada na Figura 1.

**Tabela 1:** Parâmetros geométricos e atividade nominal do aplicador  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ , modelo COC.

Modelo	Diâmetro (D) (mm)	Diâmetro ativo (D) (mm)	Altura do entalhe (h) (mm)	Raio de curvatura ( $R_c$ ) (mm)	Raio do entalhe ( $r_1$ ) (mm)	Raio da borda do entalhe ( $r_2$ ) (mm)	Atividade (04/12/2012)
COC	25,4	22,7	10,2	14,0	4,2	3,5	25,6 MBq



**Figura 1:** a) Forma geométrica do aplicador COC em 2D. A área sombreada representa a região ativa (retirada do manual do fabricante BEBIG, 2013), b) Detalhes dos parâmetros geométricos do mesmo aplicador (retirado do manual BEBIG, 2013) e c) O aplicador COC construído no MCNPX, imagem retirado do MORITZ em 3D. A altura do entalhe é representada por  $h$  e  $r_1$  e  $r_2$  são, respectivamente, o raio do entalhe e o raio da borda.

## 2.2 Condições de simulação com o código MCNPX

O método de Monte Carlo é baseado em conceitos probabilísticos resultante das interações das partículas individuais (elétrons, no presente estudo). O MCNPX trata uma configuração tridimensional arbitrária de materiais em células limitadas por superfícies de primeiro e segundo grau e toroides elípticos de quarto grau além de possuir a capacidade de segmentar a geometria de irradiação em estruturas de voxels. O método é aplicado para simular trajetórias aleatórias e individuais, tendo em conta os parâmetros físicos, tais como a densidade, a composição química dos materiais, o tipo de partícula que será simulada, e as características da fonte. O código Monte Carlo MCNPX compreende uma ampla faixa de números atômicos e materiais.

Todos os *inputs* (arquivo de entrada) foram modelados utilizando o código de Monte Carlo (MCNPX) versão 2.5.0. O *tally* \*F8 foi utilizado para determinar a energia depositada em MeV. As simulações foram realizadas considerando-se o transporte de elétrons até que os erros relativos ficassem abaixo de 5% garantindo, assim, resultados confiáveis de acordo com os limites de confiabilidade apresentado no guia de erro relativo MCNP [2][5][6].

O cálculo de distribuição de dose em água, curva de percentual de dose em profundidade (PDP) e o perfil de dose lateral foram determinadas e os resultados foram comparados com os dados fornecidos pelo certificado de calibração. A dose absorvida foi determinada a partir de uma grade composta de 2.432 cubos de 0,15 x 0,15 x 0,15 mm<sup>3</sup>. A grade variou de -13,30mm a 13,30mm no seu eixo lateral e 1,85mm a 13,05mm em profundidade (ao longo do eixo do aplicador), varrendo inclusive a área externa do aplicador.

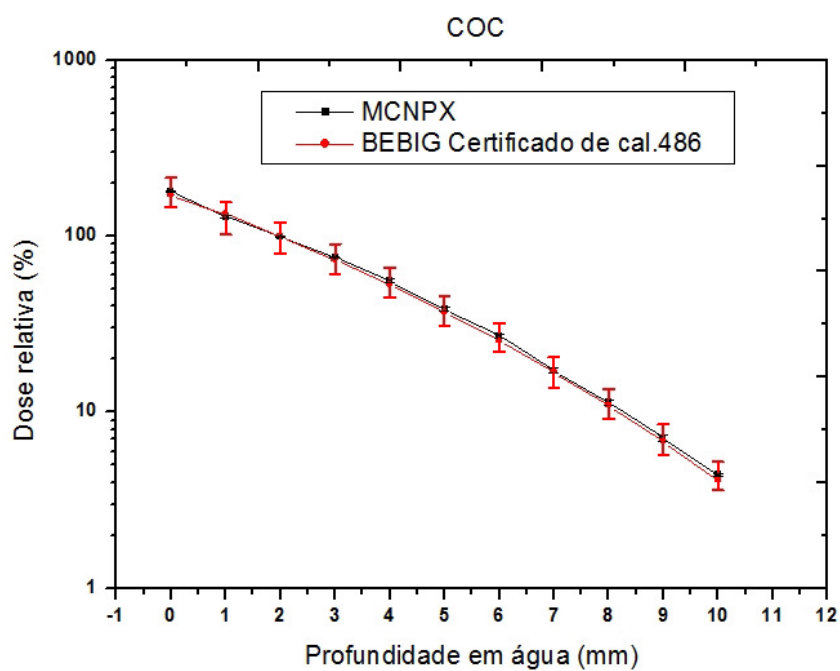
A grade foi construída ao longo do eixo em profundidade do aplicador e anexada a uma esfera de água representando o globo ocular.

Para calcular o percentual de dose em profundidade e o perfil de dose lateral no aplicador simulado, onze posições para avaliação de dose foram marcados na grade, em intervalos de 1 mm ao longo do eixo de simetria do aplicador, a partir da sua superfície interna. O perfil de dose lateral foi determinado para seis profundidades, 1, 2, 3, 4, 6 e 8 mm, em intervalos de 1 mm lateral. As doses relativas foram normalizadas para 100% a uma profundidade de 2 mm.

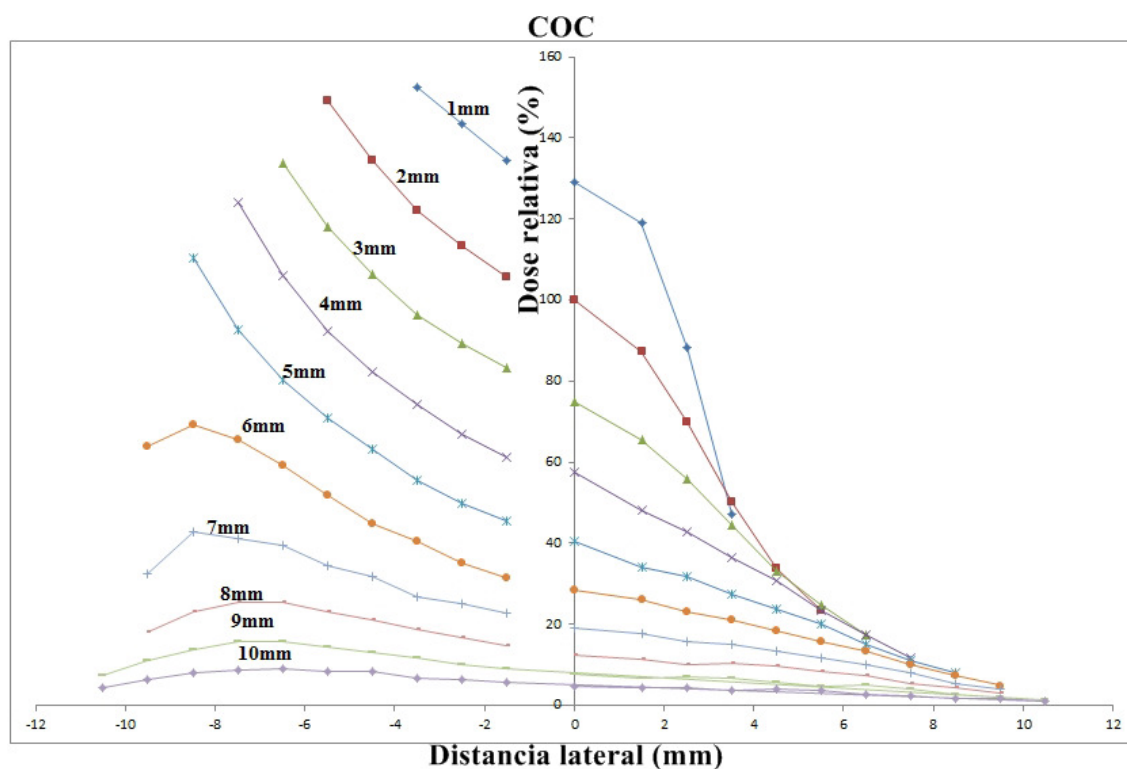
### **3. RESULTADOS E DISCUSSÕES**

#### **3.1 Distribuição de dose relativa com a profundidade e perfil de dose lateral**

As figuras 2 e 3 mostram, respectivamente, o perfil de dose relativa com a profundidade e o perfil de dose lateral ao longo do eixo de simetria do aplicador modelo COC, a partir da sua superfície interna, simulados no MCNPX com o *tally* \*F8.



**Figura 2:** Curva de dose com a profundidade ao longo do eixo central do aplicador COC. Comparação entre os dados fornecidos pelo certificado de calibração e os simulados no MCNPX. A dose relativa foi normalizada para 100% a 2mm de profundidade.



**Figura 3:** Curva de dose relativa com a profundidade ao longo do eixo central da placa para o aplicador COC. Comparação entre os dados fornecidos pelo certificado de calibração das placas e MCNPX. A dose relativa foi normalizada para 100% a 2mm de profundidade em água.

Os cálculos de dose relativa com a profundidade calculados no MCNPX mostraram grandes consistências com os valores fornecidos pelo certificado de calibração (Figura 2). As incertezas estatísticas fornecida pelo fabricante da fonte são da ordem de 20% e as geradas pela simulação neste trabalho estão abaixo de 1%. A máxima diferença de dose relativa foi de 4% a 6 mm de profundidade e 5% a 7 mm.

Considerado o valor da atividade da fonte simulada neste trabalho, apresentado na tabela 1, foram calculadas as taxas de dose em  $\text{mGy}\cdot\text{min}^{-1}$  para as 11 profundidades investigadas ao longo do eixo de simetria do aplicador. Estes valores são apresentados na tabela 2, juntamente com os valores de taxa de dose fornecidos pelo certificado de calibração da fonte (valores medidos em 04/12/2012). Os valores estão muito próximos daqueles fornecidos pelo certificado.



**Tabela 2:** Taxas de doses (mGy.min<sup>-1</sup>) para 11 profundidades ao longo do eixo central do aplicador COC comparados com os valores de taxas de dose fornecidos pelo certificado de calibração da fonte.

<b>Profundidade (mm)</b>	<b>Taxa de dose [<math>\dot{D}</math> (mGy.min<sup>-1</sup>) Certificado de calibração-COC-486 (04/12/2012)]</b>	<b>Taxa de dose [<math>\dot{D}</math> (mGy.min<sup>-1</sup>) MCNPX]</b>
0	137,0	141,5
1	107,0	104,4
2	79,9	78,3
3	58,6	58,9
4	42,5	43,5
5	29,4	30,1
6	20,3	21,1
7	13,5	14,1
8	8,74	9,1
9	5,44	5,6
10	3,28	3,4

#### 4. CONCLUSÕES

O código por Monte Carlo MCNPX foi utilizado neste trabalho para cálculos de dose relativa com a profundidade em água e taxas de dose em  $\text{mGy}\cdot\text{min}^{-1}$  ao longo do eixo de simetria do aplicador de  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  côncavo modelo COC para 11 pontos de profundidade.

As maiores diferenças observadas entre os resultados simulados e os apresentados no certificado de calibração do aplicador foram para as profundidades 6 e 7mm, apresentando diferenças relativas de 4 e 5%, respectivamente. Tendo em conta que as incertezas fornecidas pelo fabricante estão na ordem de 20%, o código utilizado mostra-se um método bastante eficaz para cálculos de distribuições de dose com fontes de braquiterapia oftálmica.

## 5. AGRADECIMENTO

Os autores gostariam de agradecer ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico , CNPq, pelo apoio financeiro.

## REFERÊNCIAS

- [1] BARBOSA N. A; DA ROSA L. A. R; FACURE A, BRAZ D. Brachytherapy treatment simulation of strontium-90 and ruthenium-106 plaques on small size posterior uveal melanoma using MCNPX code. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 95, p. 224-226, 2014.
- [2] BARBOSA, N. A; DA ROSA, L. A. R; et al. “Assessment of ocular beta radiation dose distribution due to 106Ru/106Rh brachytherapy applicators using MCNPX Monte Carlo code”. **International Journal of Cancer Therapy and Oncology**, v. 2:3, p. 2-11, 2014.
- [3] ICRU- International Commission on Radiation Units and Measurements. **Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. ICRU Report 72**, Bethesda: ICRU, 2004. v. 4 p. 5-8.
- [4] Eckert & Ziegler BEBIG GmbH, User manual Ru-106 eye applicators TD04\_002 / Rev. 11/09 2013.
- [5] Pelowitz DB. MCNPXTM User’s Manual Version 2.5.0. **Los Alamos National Laboratory report LA-CP-05-0369**. 2005.
- [6] BRIESMEISTER J F. A General Monte Carlo code for neutron and photon transport, Version 3A. **Los Alamos, NM, Los Alamos National Laboratory, LA-12625-M**. March. 1997.