



Estimativas de doses relativas de aplicadores esféricos de $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ usados em braquiterapia oftalmológica

Eduardo de Paiva¹

¹*Divisão de Física Médica, Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD/CNEN/MCTI*

Av. Salvador Allende s/n, 22783-127, Barra da Tijuca, Rio de Janeiro-RJ, Brasil

edup2112@gmail.com; epaiva@ird.gov.br

ABSTRACT

Aplicadores oftálmicos esféricos contendo o emissor beta $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ são muito empregados em braquiterapia para o tratamento de várias doenças oculares. Contudo, há uma grande dificuldade na dosimetria destas fontes por causa de sua forma geométrica, do curto alcance das partículas beta e do grande gradiente de dose, e por conta disso métodos de cálculo das distribuições de dose em torno destas fontes adquirem uma grande importância. Neste trabalho um método analítico/numérico é usado para estimar as taxas de dose relativas em função da profundidade para fontes esféricas contendo $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$. Os resultados obtidos das doses relativas ao longo do eixo central para os aplicadores modelos CXS, CCX, CCY, CCZ, CCD, CGD e CCC são comparados com valores publicados calculados por simulação de Monte Carlo e com resultados de medições.

Palavras-chave: Braquiterapia, Aplicador oftálmico, $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$.

1. INTRODUÇÃO

Radionuclídeos que decaem por emissão de partículas beta são muito empregados em braquiterapia para o tratamento de várias doenças [1]. Em particular, aplicadores côncavos contendo o emissor beta $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ (fabricados por Eckert & Ziegler BEBIG, GmbH, Berlim, Alemanha) são usados em braquiterapia oftalmológica para o tratamento de retinoblastomas (modelos CCX, CCY, CCZ e CXS), melanomas (modelos CCA, CCB, CCC, CCD, CGD, CIA, CIB e CIB-2), e

tumores próximos ao nervo ótico (COB, COC, COD e COE) [2-7]. Estas fontes são constituídas pelos dois núcleos em equilíbrio, pois a meia-vida do núcleo-filho ^{106}Rh (29,8 segundos) é muito menor que a do núcleo-pai ^{106}Ru (373,6 dias). O núcleo de ^{106}Ru é um produto de fissão obtido por reprocessamento de combustível de reator nuclear e se transforma em ^{106}Rh por emissão de uma partícula beta (com energia máxima de 39,4 keV), e este se transforma em ^{106}Pd (estável) também por emissão de uma partícula beta (com energia máxima de 3,54 MeV). Para fins terapêuticos consideramos apenas a partícula beta emitida pelo ^{106}Rh , uma vez que a partícula beta muito menos energética proveniente do ^{106}Ru é absorvida pela janela de saída do aplicador [8].

A grande desvantagem do uso de fontes emissoras beta é a dificuldade de realização de uma dosimetria acurada, necessária para irradiar a região de interesse e comprometer o menos possível os tecidos saudáveis, principalmente por conta do alto gradiente de dose e do curto alcance das partículas beta quando comparadas com o tamanho dos detectores. Portanto, o cálculo das distribuições de doses em torno de aplicadores beta adquire uma grande importância.

Há dois métodos gerais de cálculo das distribuições de doses em torno de aplicadores oftálmicos, métodos de simulação de Monte Carlo (MC) [9] e métodos analíticos/numéricos [10-17]. O primeiro gera resultados com grande acurácia e vários meios e geometrias podem ser simulados, mas em geral requerem um grande tempo de computação; o segundo método carece de boa acurácia e adota muitas simplificações, mas pode ser usado para obter as distribuições de dose absorvida mais rapidamente.

Neste trabalho seguimos a segunda abordagem, e um programa em linguagem de programação Fortran foi elaborado para a integração numérica de uma função que fornece as taxas de doses em um dado ponto dentro do olho para os aplicadores esféricos e simétricos contendo o nuclídeo ^{106}Ru (modelos CXS, CCX, CCY, CCZ, CCD, CGD e CCC). Os resultados foram comparados com alguns poucos dados disponíveis na literatura, obtidos por simulações de MC e/ou medições das doses relativas ao longo do eixo central destes aplicadores.

O método utilizado no presente estudo foi usado anteriormente para o cálculo das taxas de doses relativas ao longo do eixo central como função da profundidade para os aplicadores esféricos

CCA e CCB [16]. Agora, com o estudo descrito neste trabalho para os aplicadores CXS, CCX, CCY, CCZ, CCD, CGD e CCC ficamos com uma análise completa para todos os aplicadores esféricos e simétricos formados de $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ usados em braquiterapia oftalmológica [1]

2. MATERIAIS E MÉTODOS

A expressão analítica que descreve a taxa de dose absorvida $J(\xi)$ devido a uma fonte pontual emissora beta como função da distância ξ da fonte foi proposta em meados da década de 50 por Loevinger [10,11] e mais tarde foi modificada por Vynckier e Wambersie [12,13] de modo a se conseguir um melhor ajuste da função aos dados experimentais e teóricos, e é baseada na suposição de que a fonte pontual segue a lei do inverso do quadrado da distância e que a radiação é atenuada exponencialmente quando atravessa o meio. Esta expressão modificada é escrita como

$$J(\xi) = \frac{B}{(\rho v \xi)^2} \left\{ c \left[1 - \frac{\rho v \xi}{c} \exp\left(1 - \frac{\rho v \xi}{c}\right) \right] + \rho v \xi \exp(1 - \rho v \xi) - \rho v \xi \left(1 - \frac{\rho v \xi}{2} - \frac{f}{2}\right) \right\}, \quad (1)$$

onde ρ é a densidade do meio e v é o coeficiente de absorção, com

$$\left[1 - \frac{\rho v \xi}{c} \exp\left(1 - \frac{\rho v \xi}{c}\right) \right] \equiv 0, \quad (2)$$

para $\rho v \xi \geq c$, e

$$J(\xi) \equiv 0, \quad (3)$$

para $\rho v \xi \geq f$.

O parâmetro B é uma constante de normalização dada por

$$B = 0,046 \rho^2 v^3 \overline{E_\beta} \alpha \quad (4)$$

onde $\overline{E_\beta}$ é a energia cinética média da partícula beta, e a constante α depende dos parâmetros adimensionais c e f segundo a expressão que segue

$$\alpha^{-1} = 3c^2 - (c^2 - 1) \exp(1) + (3 + f) \exp(1 - f) - 4 \exp\left(1 - \frac{f}{2}\right). \quad (5)$$

Na integração da Eq. (1), conhecida como *beta-point source dose function*, algumas hipóteses simplificadoras são consideradas. O olho é constituído por um meio homogêneo de densidade ρ ; o material emissor de radiação está distribuído uniformemente sobre a superfície côncava do aplicador; o encapsulamento do material radioativo não é considerado, e a placa possui simetria esférica. Na Figura 1 está ilustrado a geometria da fonte esférica, com raio de curvatura constante R e diâmetro ativo d e com a profundidade aumentando do centro da placa para a origem O ao longo do eixo central. O ângulo θ é o ângulo azimutal no plano xy medido a partir do eixo- x com $0 \leq \theta \leq 2\pi$, e ϕ é o ângulo polar medido a partir do eixo- z positivo com $0 \leq \phi \leq \phi_{\text{máx}}$, e $\phi_{\text{máx}}$ é determinado pelo tamanho da fonte.

A taxa de dose absorvida no ponto $P(y_0, z_0)$ da Figura 1 (localizado no plano yz) é obtida por integração da Eq. (1) sobre toda a área da fonte,

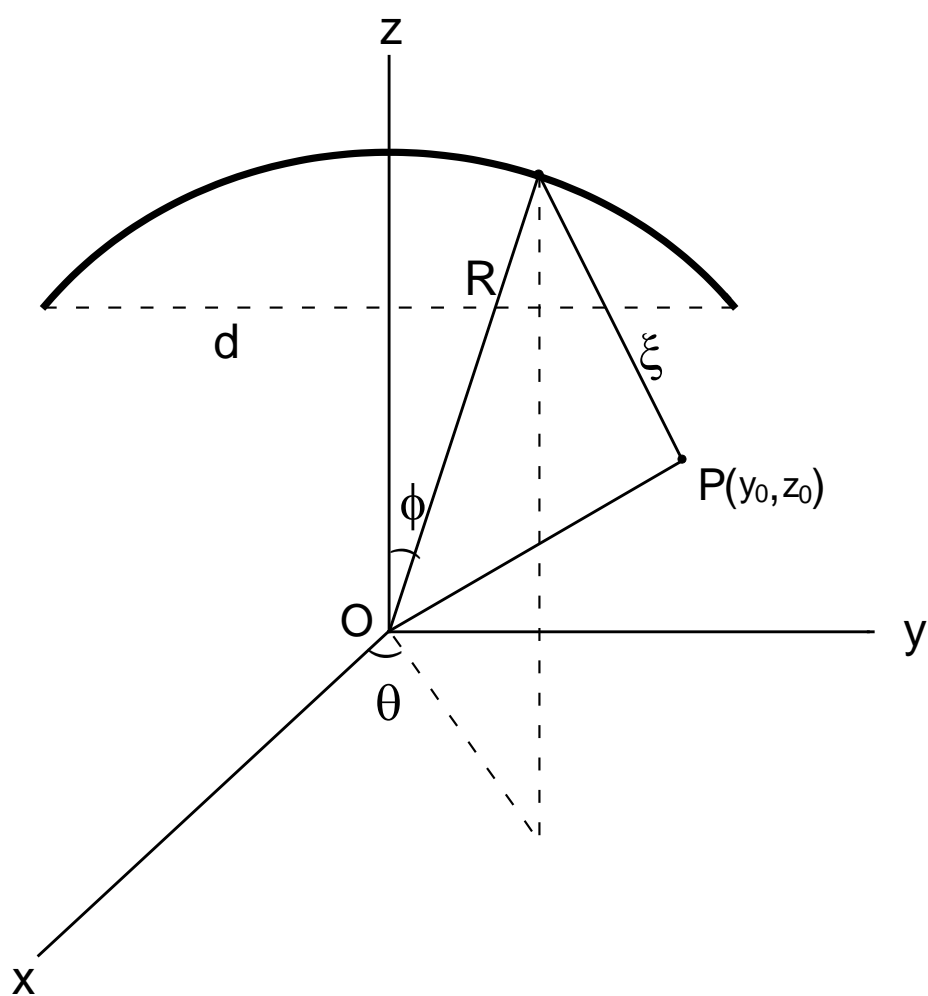


Figura 1: Geometria de uma fonte esférica de raio R e diâmetro d usada para a integração numérica da beta-point source dose function. O elemento radioativo está distribuído sobre a superfície côncava, e as distâncias aumentam do centro da placa para a origem O .

$$\dot{D} = a_s \int J(\xi). dS, \quad (6)$$

onde a_s é atividade superficial e dS é o elemento de área. Então, a taxa de dose pode ser escrita como

$$\dot{D} = a_s R^2 \iint J(\xi) \sin\phi \, d\phi \, d\theta, \quad (7)$$

com a distância ξ dada por

$$\xi = \sqrt{R^2 + y_0^2 + z_0^2 - 2Rz_0 \cos\phi - 2Ry_0 \sin\phi \sin\theta}. \quad (8)$$

A integral da Eq. (7) foi avaliada numericamente segundo a regra do trapézio usando um programa desenvolvido em linguagem Fortran, sendo que algumas versões do compilador podem ser baixadas gratuitamente da *web*. E com isso foi possível calcular as taxas de dose absorvida nas regiões de interesse das fontes côncavas de $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ para os modelos CXS ($R = 1,2$ cm e $d = 0,77$ cm), CCX ($R = 1,2$ cm e $d = 0,95$ cm), CCD ($R = 1,2$ cm e $d = 1,55$ cm), CGD ($R = 1,3$ cm e $d = 1,99$ cm) e CCC ($R = 1,3$ cm e $d = 2,25$ cm). Nas equações acima o meio foi considerado formado de água ($\rho = 1$ g/cm³); o coeficiente de absorção ν é 3,57 cm²/g; a energia cinética média da partícula beta por desintegração \overline{E}_β vale 1,42 MeV; os parâmetros adimensionais c e f valem respectivamente 0,88 e 5,07, e a atividade superficial a_s é 6,5 MBq/cm² para todas as fontes.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nas Figuras 2 a 6 estão mostradas as taxas de doses relativas como função da profundidade em água calculadas para as fontes CXS, CCX/CCY/CCZ, CCD, CGD e CCC e com as taxas de doses normalizadas a 1 na profundidade $z = 0,1$ cm. Estas doses foram calculadas apenas para o plano yz , mas por questões de simetria qualquer plano vertical que passe pelo centro da placa contém as mesmas distribuições de doses. As incertezas totais associadas aos resultados obtidos neste trabalho são $\sim 5\%$ para todos os aplicadores e profundidades analisadas, e foram estimadas combinando as incertezas associadas com as quantidades relacionadas com a determinação das taxas de doses (Eqs. 1, 4 a 8) e mais o erro associado ao processo de integração numérica.

A Figura 2 mostra as taxas de doses relativas ao longo do eixo central calculada para a fonte CXS. Os resultados obtidos neste trabalho (linha sólida) são comparados com resultados obtidos recentemente por simulação de MC usando o código PENELOPE (círculos, incertezas $< 2\%$) [18]. Os resultados indicam a tendência geral de diminuição das doses relativas com o aumento da profundidade, e as maiores discrepâncias com relação aos resultados da simulação de Monte Carlo foram obtidas na região de profundidades 0,35–0,55 cm (diferenças em torno de 18%).

A Figura 3 apresenta os resultados das doses relativas ao longo do eixo central obtidos neste trabalho (linha sólida) para os três modelos de aplicadores CCX, CCY e CCZ, e como eles só diferem na posição e na quantidade dos orifícios (*eyelets*) usados para sutura da placa no olho [1] as distribuições de doses para as três fontes são iguais. Para comparação também são mostrados resultados obtidos por simulação de MC usando o código PENELOPE (círculos, incertezas $< 2\%$) [18], resultados de simulação de MC usando o código LEPTS (triângulos, incertezas na faixa 1-4,5% para a região de altas doses e na faixa 10-14% para a região de baixas doses) [19], e resultados de medições obtidas pelo método de dosimetria por cintilação tridimensional (quadrados, incertezas $\sim 25\%$) [20]. Pode ser observada uma grande discrepância entre os resultados obtidos com o código LEPTS e os resultados deste trabalho (linha sólida), principalmente nas maiores profundidades. Contudo, os resultados deste trabalho estão de acordo com os cálculos obtidos usando o código PENELOPE e com os resultados experimentais em até 25%.

Na Figura 4 são mostradas as taxas de doses relativas ao longo do eixo central calculada para a fonte CCD. Os resultados obtidos neste trabalho (linha sólida) são comparados com resultados obtidos recentemente por simulação de MC usando o código PENELOPE (círculos, incertezas < 2 %) [18]. A maior discrepância com relação aos resultados da simulação de Monte Carlo foi obtida na profundidade de 0,6 cm (diferença de ~ 26 %).

Na Figura 5 são apresentados os resultados das doses relativas ao longo do eixo central para o aplicador CGD (linha sólida). Para comparação também são mostrados resultados obtidos por simulação de MC usando o código PENELOPE (círculos, incertezas < 2 %) [18], resultados de simulação de MC usando o código MCNPX (losangos, incertezas < 5 %) [21], e resultados de medições obtidas pelo método de dosimetria por cintilação (triângulos, incertezas ~ 2 %) [22]. Pode ser observada uma diferença de até 27 % entre o resultado deste trabalho e o resultado de MC obtido com o código PENELOPE; de até 18 % com o código MCNPX, e de até 40 % com os valores experimentais.

Na Figura 6 mostramos as taxas de doses para o aplicador CCC (linha sólida). Para comparação também são mostrados resultados obtidos por simulação de MC com o código PENELOPE (círculos, incertezas < 2 %) [18] e resultados de medições das taxas de dose na profundidade com dosímetros termoluminescentes (TLD) de 1 mm³ em um fantoma de Plexiglas (linha tracejada, ajuste exponencial, incertezas ~ 6 %) [23]. Os resultados deste trabalho (linha sólida) estão consistentes com as medições usando TLD (diferenças < 10 %), e diferem dos cálculos de MC em até ~ 20 %.

Nas Figuras 2 a 6 algumas discrepâncias podem ser observadas entre os resultados deste trabalho e os resultados de cálculos de MC e resultados experimentais. Podem ser observadas ainda inconsistências entre os resultados dos cálculos de MC entre si. Neste sentido devemos notar que:

- i. O método analítico/numérico apresentado neste trabalho faz uso de várias hipóteses simplificadoras, como por exemplo, a placa é esféricamente simétrica; a placa é for-

mada apenas de material radioativo (sem encapsulamento), e o meio é homogêneo e formado apenas de água.

- ii. Os resultados obtidos com códigos de MC podem apresentar várias fontes de incertezas tais como a desconsideração dos fótons no espectro inicial; os dados de seções de choque incluídos no código; a escolha dos parâmetros de simulação; a suposição de que o radioisótopo está distribuído uniformemente sobre a superfície do aplicador; a suposição de que a camada ativa é infinitamente fina; a suposição de que a camada metálica do encapsulamento tem espessura constante, e a modelagem geométrica dos aplicadores.
- iii. A determinação experimental das taxas de doses se depara com várias dificuldades tais como o pequeno volume do olho; a geometria curva da fonte; o curto alcance das partículas beta, e o alto gradiente de dose próximos à superfície da fonte.
- iv. Nos certificados de calibração das fontes de rutênio/ródio analisadas o fabricante indica uma incerteza de $\pm 20\%$ nas taxas de doses ao longo do eixo central.

Usando este mesmo método de cálculo recentemente foram publicados resultados para as taxas de doses relativas como função da profundidade ao longo do eixo central para as fontes esféricas CCA e CCB [16], e ao longo do eixo radial e axial de fontes cilíndricas de ^{32}P e ^{90}Y usadas em braquiterapia intravascular [17].

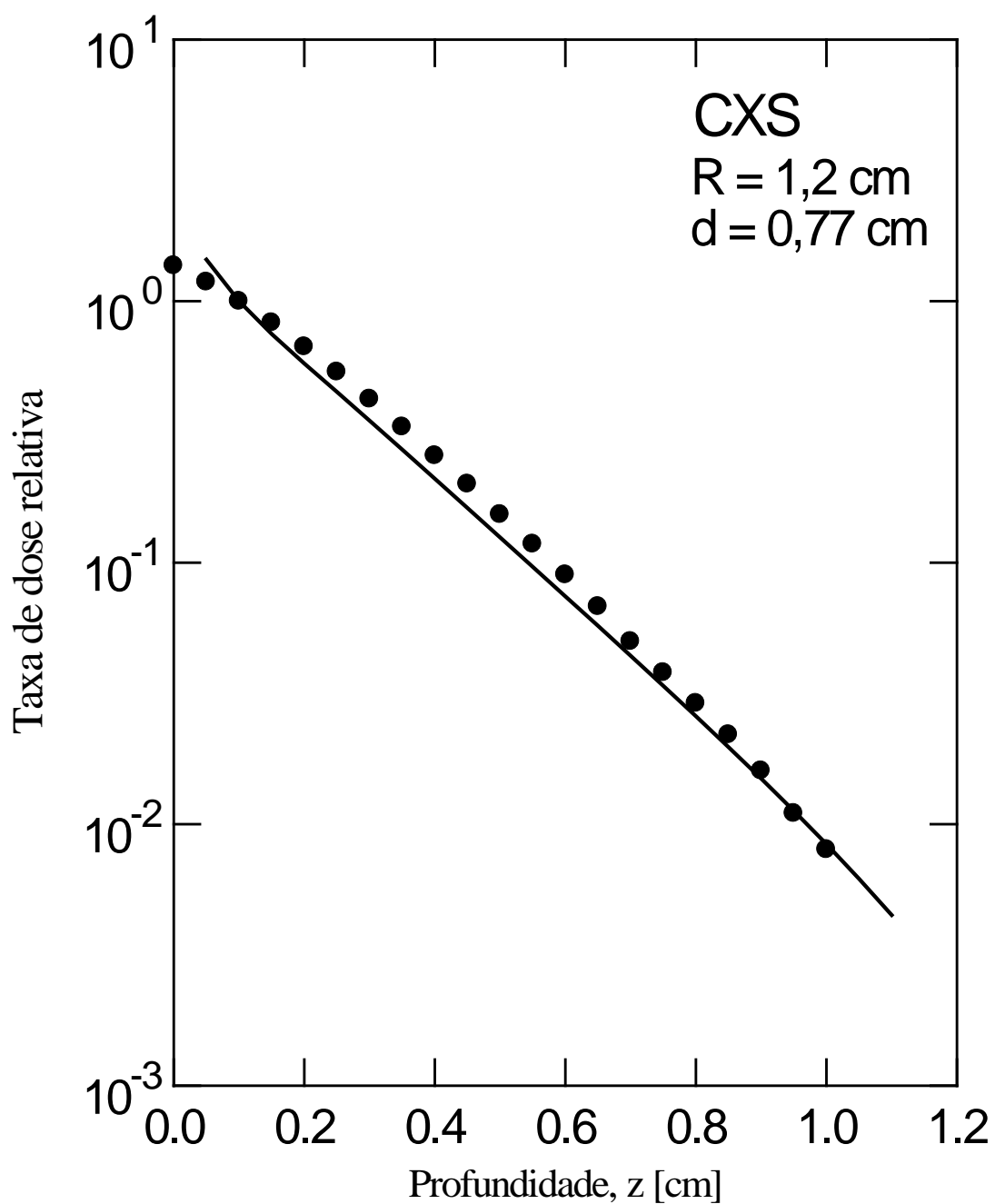


Figura 2: Taxas de doses relativas como função da profundidade ao longo do eixo central para o aplicador CXS. Linha sólida, este trabalho; círculos, resultados de simulação de MC usando o código PENELOPE [18].

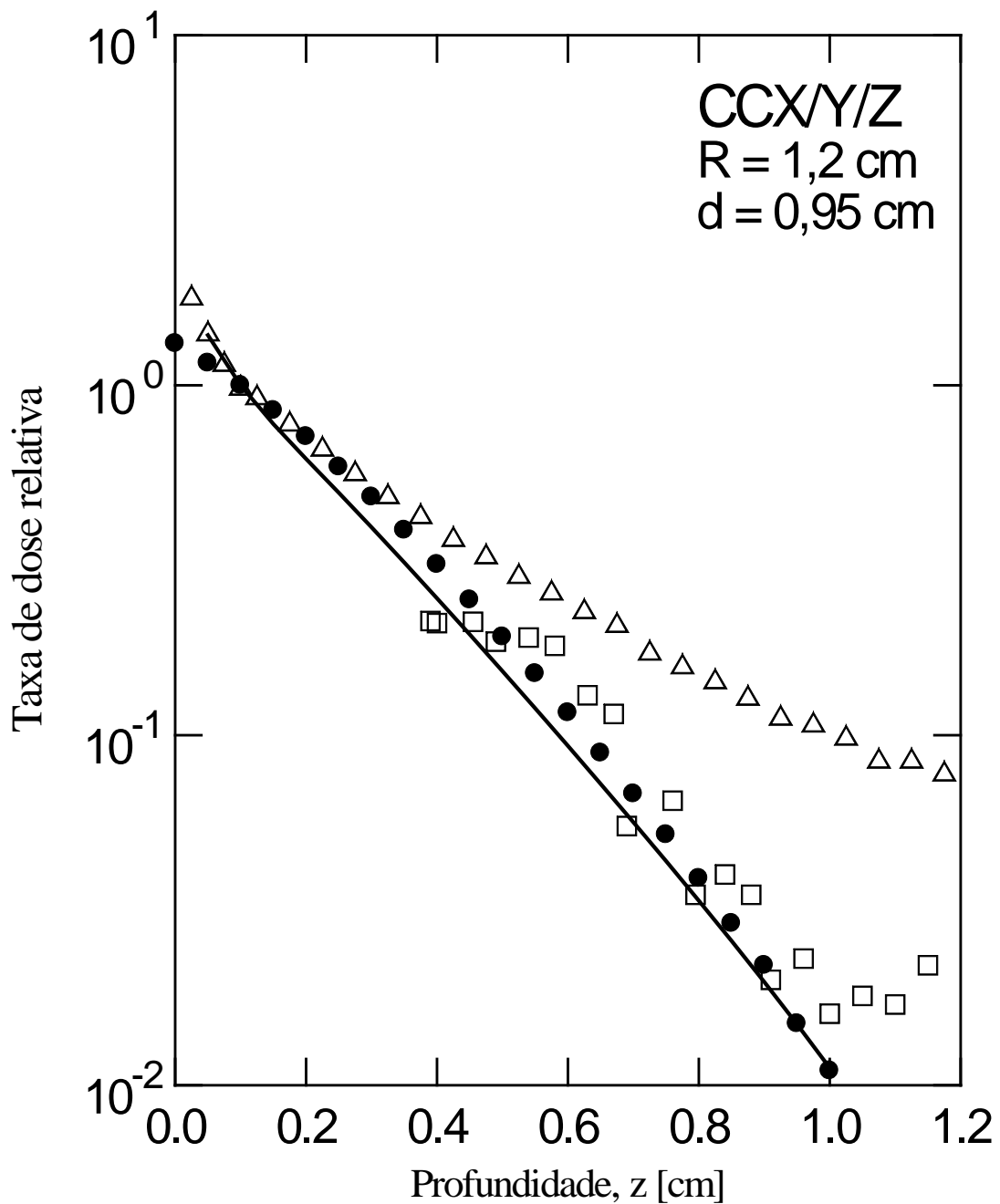


Figura 3: Taxas de doses relativas como função da profundidade ao longo do eixo central para o aplicador CCX/CCY/CCZ. Linha sólida, este trabalho; quadrados, resultados de medições usando o método de dosimetria por cintilação [20]; triângulos, resultados de simulação de MC usando o código LEPTS [19]; círculos, resultados de simulação de MC usando o código PENELOPE [18].

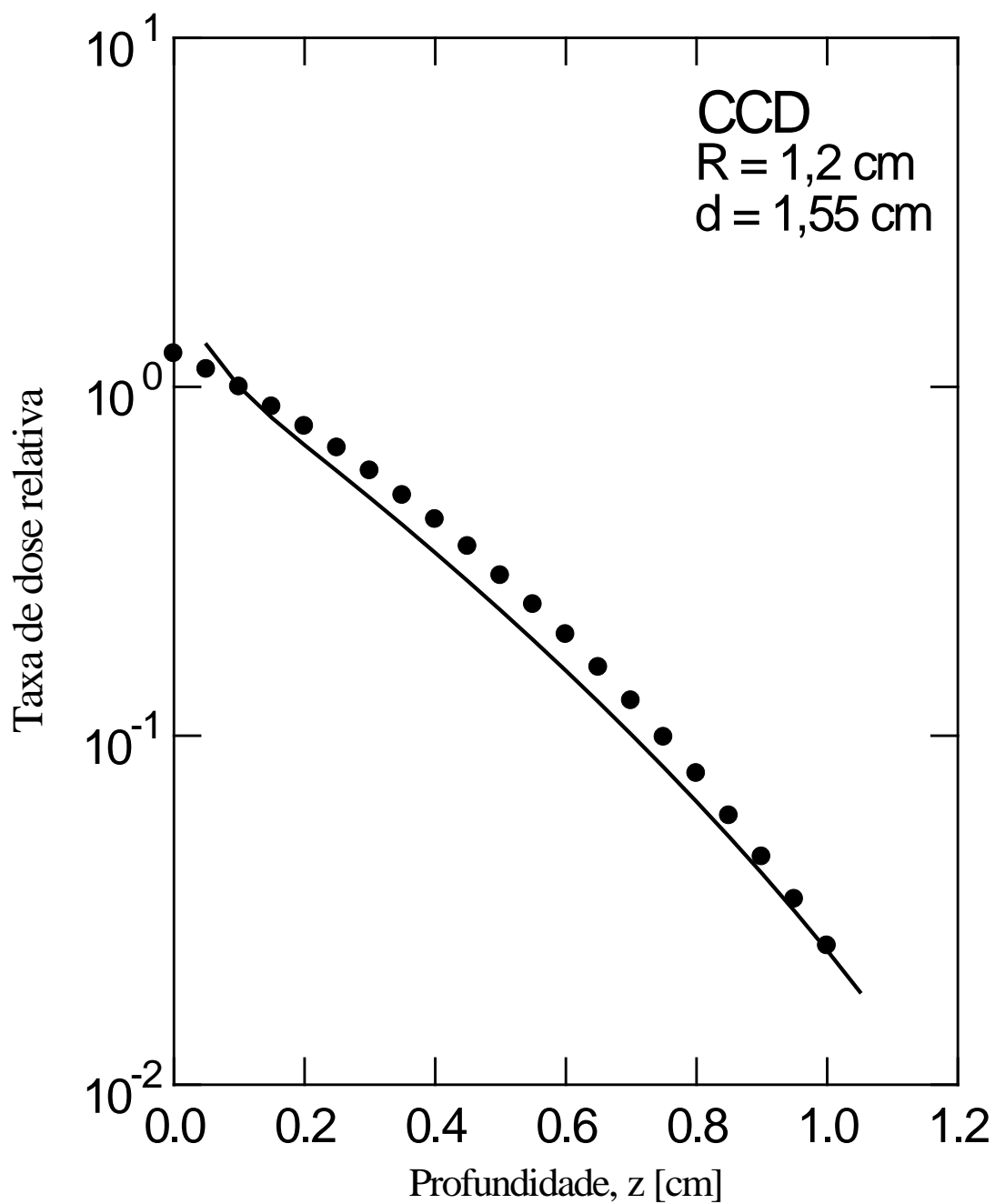


Figura 4: Taxas de doses relativas como função da profundidade ao longo do eixo central para o aplicador CCD. Linha sólida, este trabalho; círculos, resultados de simulação de MC usando o código PENELOPE [18].

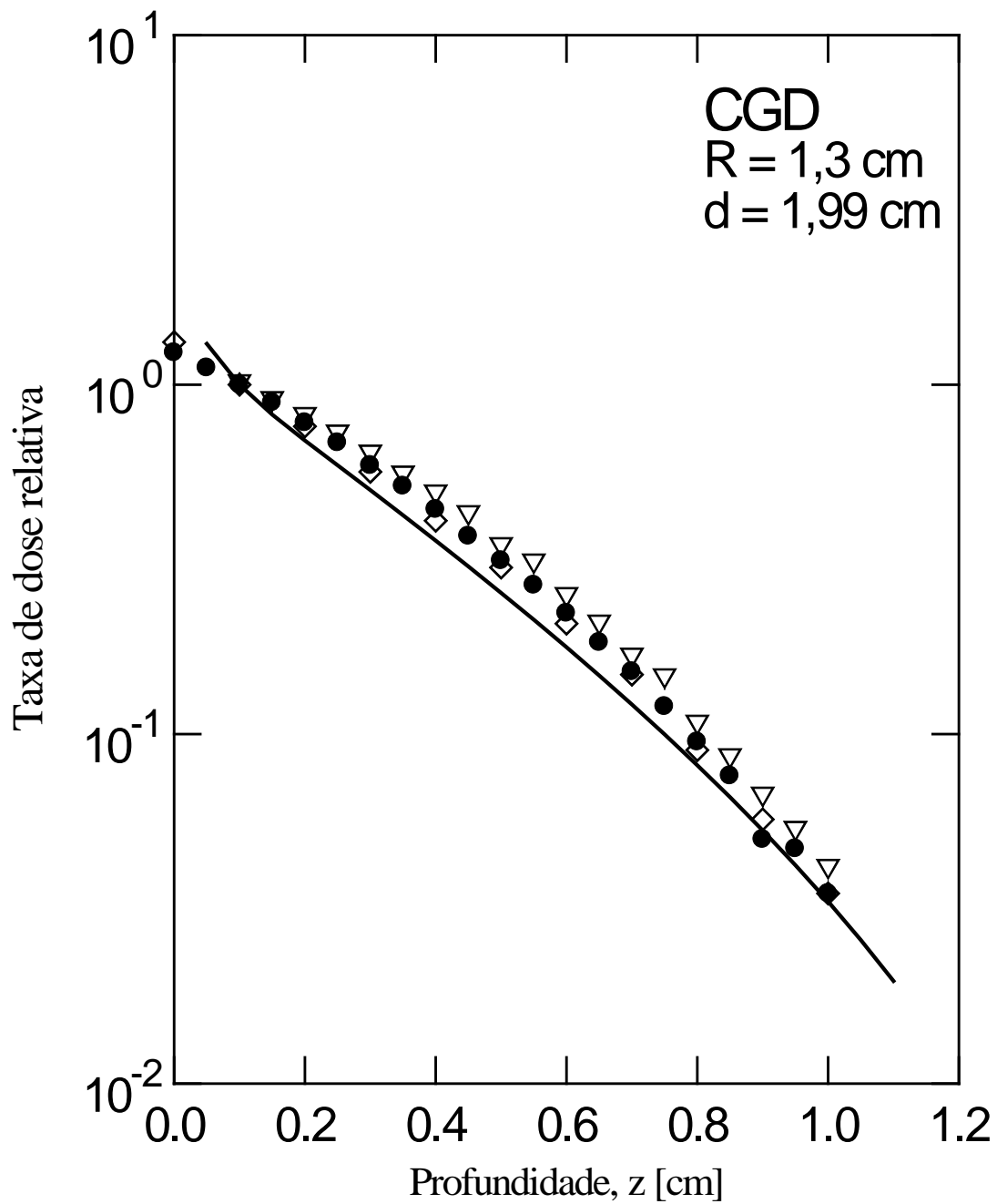


Figura 5: Taxas de doses relativas como função da profundidade ao longo do eixo central para o aplicador CGD. Linha sólida, este trabalho; losangos, resultados de simulação de MC usando o código MCNPX [21]; triângulos, resultados de medições usando um cintilador [22]; círculos, resultados de simulação de MC usando o código PENELOPE [18].

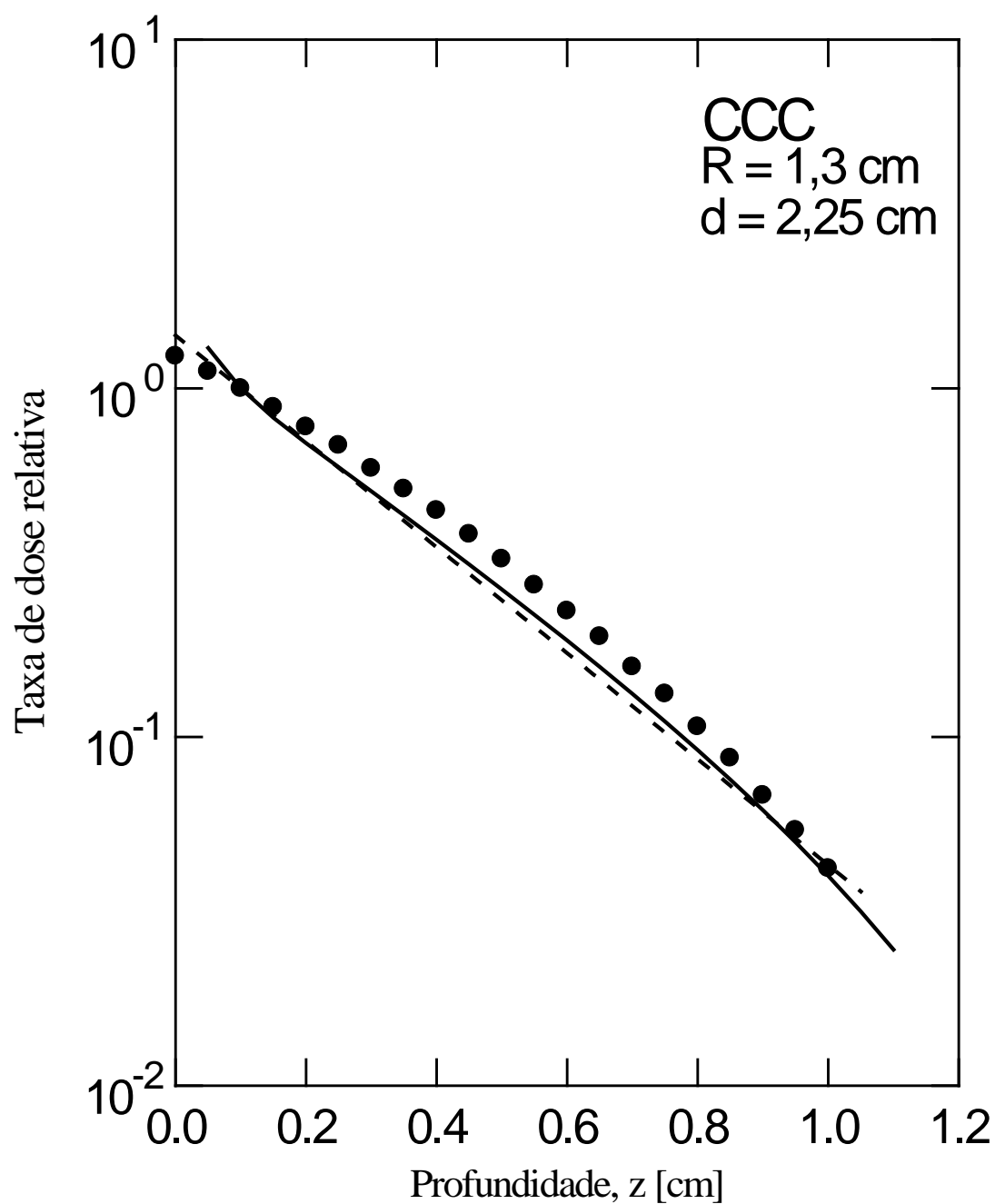


Figura 6: Taxas de doses relativas como função da profundidade ao longo do eixo central para o aplicador CCC. Linha sólida, este trabalho; linha tracejada, resultados de medições usando TLD [23]; círculos, resultados de simulação de MC usando o código PENELOPE [18].

4. CONCLUSÕES

Neste trabalho descrevemos um método analítico-numérico usado para calcular as taxas de dose absorvida relativas em água devido às fontes esféricas contendo o radionuclídeo ^{106}Ru (^{106}Rh) usado em braquiterapia oftálmica. Um código computacional desenvolvido em linguagem Fortran permitiu estimar as taxas de doses ao longo do eixo central das fontes para várias configurações de raios, diâmetros e distâncias.

Os resultados obtidos das doses relativas ao longo do eixo de simetria dos aplicadores foram comparados com alguns poucos resultados experimentais disponíveis na literatura e com valores calculados por simulação de Monte Carlo. Mesmo com a simplicidade e limitações do método e com as hipóteses adotadas foi possível reproduzir o comportamento geral das distribuições de doses ao longo do eixo central dos aplicadores curvos contendo o radionuclídeo ^{106}Ru (modelos CXS, CCX, CCD, CGD e CCC). Os resultados obtidos podem servir como uma ferramenta auxiliar no controle de qualidade de *softwares* usados em planejamento de dose em braquiterapia oftalmológica e podem ainda servir como valores de referência para futuros trabalhos teóricos e experimentais sobre a taxa de dose absorvida em profundidade para estes aplicadores.

REFERÊNCIAS

ICRU - The 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.

STALLARD, HB. Malignant melanoma of the choroid treated with radioactive applicators. **Ann R Coll Surg Engl**, v. 29, p. 170–82, 1961.

LOMMATZCH, P. Treatment of choroidal melanomas with $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ beta-ray applicators. **Surv Ophthalmol**, v. 19, p. 85–100, 1974.

LOMMATZCH, PK. Results after beta-irradiation ($^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$) of the choroidal melanomas: 20 years experience. **Br J Ophthalmol**, v. 70, p. 844–51, 1986.

SINGH, AD; TOPHAM, A. Incidence of uveal melanoma in the United States: 1973-1997. **Ophthalmol**, v. 110, p. 956–61, 2003.

MURAKAMI, N; SUZUKI, S; ITO, Y, et al. ^{106}Ru plaque therapy (RPT) for retinoblastoma. **Int J Radiat Oncol Biol Phys**, v. 84, p. 59–65, 2012.

The American Brachytherapy Society - Ophthalmic Oncology Task Force. The American Brachytherapy Society consensus guidelines for plaque brachytherapy of uveal melanoma and retinoblastoma. **Brachytherapy**, v. 13, p. 1-14, 2014.

ASTRAHAN, MA. A patch source model for treatment planning of ruthenium ophthalmic applicators. **Med Phys**, v. 30, p. 1219–28, 2003.

ROGERS, DWO. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. **Phys Med Biol**, v. 51, p. R287–R301, 2006.

LOEVINGER, R. The dosimetry of the beta sources in tissue. The point source dose function. **Radiol**, v. 66, p. 55–62. 1956.

LOEVINGER, R; JAPHA, EM; BROWNELL, GL. **Discrete radioisotope sources. In: Radiation Dosimetry**, edited by Hine, GL and Brownell, GL. New York: Academic, 1956.

VYNCKIER, S; WAMBERSIE, A. Dosimetry of beta sources in radiotherapy I. The beta point source dose function. **Phys Med Biol**, v. 27, p. 1339–47, 1982.

VYNCKIER, S; WAMBERSIE, A. Dosimetry of beta sources in radiotherapy: Absorbed dose distributions around plane sources. **Radiat Prot Dosim**, v. 14, p. 169–73, 1986.

CROSS, WG. Empirical expressions for beta ray point source dose distributions. **Radiat Prot dosim**, v. 69, p. 85–96, 1997.

HOKKANEN, J; HEIKKONEN, J; HOLMBERG, P. Theoretical calculations of dose distributions for beta-ray eye applicators. **Med Phys**, v. 24, p. 211–13, 1997.

DE PAIVA, E. Numerical calculation of relative dose rates from spherical ^{106}Ru beta sources used in ophthalmic brachytherapy. **Res Phys**, v. 5, p. 76–77, 2015.

DE PAIVA, E. Numerical calculation of relative dose rates from cylindrical ^{32}P e ^{90}Y beta sources used in intravascular brachytherapy. **Sci Plena**, v. 10, p. 094801, 2014.

HERMIDA-LÓPEZ, M. Calculation of dose distributions for 12 $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ ophthalmic applicator models with the PENELOPE Monte Carlo code. **Med Phys**, v. 40, p. 101705, 2013.

FUSS, MC; MUÑOZ, A; OLLER, JC; BLANCO, F; WILLIART, A; LIMÃO-VIEIRA, P; BORGE, MJG; TENGBLAD, O; HUERGA, C; TÉLLEZ, M; GARCÍA, G. Energy deposition by a $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ eye applicator simulated using LEPTS, a low-energy particle track simulation. **Appl Radiat Isot**, v. 69, p. 1198–1204, 2011.

KIROV, AS; PIAO, JZ; MATHUR, NK; MILLER, TR; DEVIC, S; TRICHTER, S; ZAIDER, M; SOARES, CG; LOSASSO, T. The three-dimensional scintillation dosimetry method: Test for a ^{106}Ru eye plaque applicator. **Phys Med Biol**, v. 50, p. 3063–81, 2005.

BARBOSA, NA. Desenvolvimento de um sistema dosimétrico para o controle da qualidade da distribuição de dose em braquiterapia oftalmológica [Tese]. Rio de Janeiro (RJ): COPPE/UFRJ; 127 p, 2014.

KAULICH, TW; ZURHEIDE, J; HAUG, T; BUDACH, W; NÜSSLIN, F; BAMBERG, M. On the actual state of industrial quality assurance procedures with regard to ^{106}Ru ophthalmic plaques. **Strahlenther Oncol**, v. 180, p. 358–64, 2004.

KOVACEVIC, N; VRTAR, M; VEKIC, B. A simple calibration method for ^{106}Ru – ^{106}Rh eye applicators. **Radiother Oncol**, v. 74, p. 293–99, 2005.