

Considerações radiodosimétricas da braquiterapia ocular com iodo-125 e rutênio/ródio-106*

Radiodosimetric considerations on ocular brachytherapy with iodine-125 and ruthenium/rhodium-106

Arnaldo Prata Mourão¹, Tarcísio Passos Ribeiro de Campos²

Resumo **OBJETIVO:** Analisar, por meio de um modelo computacional da região ocular, as características da distribuição da dose utilizando placas contendo iodo-125 e rutênio/ródio-106. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Foi utilizado um modelo computacional de *voxels* da região ocular incluindo os diversos tecidos, com a placa posicionada sobre a esclera. O código Monte Carlo foi utilizado para simular a irradiação. A distribuição da dose é apresentada por curvas de isodoses. **RESULTADOS:** As simulações computacionais apresentam a distribuição da dose no interior do bulbo e nas estruturas externas. Os resultados permitem comparar a distribuição espacial das doses geradas por partículas beta e por fótons. As simulações mostram que a aplicação de sementes de iodo-125 implica alta dose no cristalino, enquanto o rutênio/ródio-106 produz alta dose na superfície da esclera. **CONCLUSÃO:** A dose no cristalino depende da espessura do tumor, da posição e do diâmetro da placa, e do radionuclídeo utilizado. No presente estudo, a fonte de rutênio/ródio-106 é recomendada para tumores de dimensões reduzidas. A irradiação com iodo-125 gera doses maiores no cristalino do que a irradiação com rutênio/ródio-106. O valor máximo de dose no cristalino corresponde a 12,75% do valor máximo de dose com iodo-125 e apenas 0,005% para rutênio/ródio-106.

Unitermos: Braquiterapia; Placa ocular; Braquiterapia ocular; Monte Carlo.

Abstract **OBJECTIVE:** To analyze dose distribution utilizing plaques with iodine-125 and ruthenium/rhodium-106 in a computational model of the ocular region. **MATERIALS AND METHODS:** A voxel-based computational model including the different tissues of the ocular region was utilized with the plaque positioned on the sclera. The Monte Carlo code was utilized for simulating irradiation. The dose distribution is demonstrated by isodoses curves. **RESULTS:** Computational simulations demonstrate the dose distribution inside the ocular bulb as well as in adjacent outside structures. The results have allowed the authors to compare the spatial distribution of doses generated by beta particles and photons. The simulations demonstrated that the utilization of iodine-125 seeds implies a high dose to the crystalline lens, while ruthenium/rhodium-106 results in high dose on the sclera surface. **CONCLUSION:** The dose to the crystalline lens depends on the tumor position and thickness, the plaque diameter, and the radionuclide utilized. In the present study, the ruthenium/rhodium-106 source is recommended for low tumor thickness. Irradiation with iodine-125 results in higher doses to the crystalline lens than irradiation with ruthenium/rhodium-106. The maximum value for dose to the crystalline lens corresponds to 12.75% of the maximum dose with iodine-125 and only 0.005% for ruthenium/rhodium-106. *Keywords:* Brachytherapy; Eye plaque; Ocular brachytherapy; Monte Carlo code.

Mourão AP, Campos TPR. Considerações radiodosimétricas da braquiterapia ocular com iodo-125 e rutênio/ródio-106. *Radiol Bras.* 2009;42(1):43–48.

INTRODUÇÃO

A braquiterapia utilizando placas para a irradiação do bulbo ocular é considerada boa solução para o tratamento e controle dos tumores de úvea, retinoblastomas e

metástases oculares, sendo uma alternativa viável à enucleação. Esta técnica consiste na sutura de uma placa contendo material radioativo sobre a superfície da esclera, diretamente acima da base do tumor intra-ocular. A placa permanece posicionada até que a dose terapêutica mínima seja depositada no volume tumoral⁽¹⁻³⁾. Quando comparada à teleterapia ocular, a braquiterapia

permite melhor distribuição espacial da dose no volume do tumor, com menor deposição de dose nos tecidos adjacentes.

As placas para braquiterapia ocular têm a forma de uma calota esférica, cuja superfície côncava é acoplada à esclera. No interior da placa fica encapsulado o material radioativo, de modo a evitar a contaminação do paciente. A superfície convexa da placa possui uma barreira absorvedora que absorve grande parte da radiação que se propaga em sentido contrário do volume alvo, protegendo os tecidos posteriores à placa, estruturas externas ao bulbo ocular^(4,5).

* Trabalho realizado no Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brasil.

1. Doutor, Professor do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brasil.

2. Doutor, Professor do Núcleo de Engenharia Hospitalar do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais (Cefet-MG), Belo Horizonte, MG, Brasil.

Endereço para correspondência: Dr. Arnaldo Prata Mourão Filho, Avenida Amazonas, 5253, Nova Suíça, Belo Horizonte, MG, Brasil, 30480-000. E-mail: apratabhz@gmail.com

Recebido para publicação em 9/9/2008. Aceito, após revisão, em 12/12/2008.

Ao longo dos anos, certos tipos de radionúclídeos foram empregados em placas de braquiterapia ocular. Atualmente, as placas para braquiterapia ocular utilizam como material radioativo sementes de iodo-125 ou microsementes de rutênio/ródio-106 dispersas em uma matriz metálica. Para fins comparativos, foi investigada a distribuição espacial da dose no interior do bulbo ocular, vítreo e cristalino, e nas estruturas externas, ossos, nervo óptico e cérebro. Uma dosimetria eficiente é essencial para investigar o atendimento ao controle da dose tumoral, bem como na observação da dose depositada nos tecidos saudáveis circunvizinhos e, conseqüentemente, estimar os efeitos deletérios decorrentes deste processo terapêutico.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para a simulação da distribuição da dose foi desenvolvido um modelo computacional do olho humano por acoplamento de três modelos distintos: um modelo de *voxels* das estruturas externas ao bulbo ocular, um modelo analítico das estruturas do bulbo ocular e uma discretização por *voxels* da cavidade vítrea para permitir a observação da distribuição da dose no interior do bulbo. A este modelo da região ocular foi acoplada a placa de braquiterapia ocular para a simulação da distribuição da dose através do código Monte Carlo (MCNP-v.5).

Modelo computacional do olho

O modelo de *voxels* do olho define um volume que engloba todas as estruturas ocu-

lares. O desenvolvimento deste primeiro modelo engloba as estruturas representativas externas ao bulbo ocular e a estrutura óssea circunvizinha, e foi baseado nas imagens obtidas do projeto do homem visível⁽⁶⁾. Um conjunto de 43 imagens de corte axial do crânio visível foi selecionado e de cada uma das imagens foi retirada apenas a área de interesse, correspondente à região do bulbo ocular esquerdo, que foi o escolhido para o desenvolvimento do modelo.

Cada um dos 43 cortes da região ocular foi convertido para a escala de cinza em uma matriz de 82×100 *pixels* com dimensões de $0,5 \times 0,5$ mm². A sobreposição dos 43 cortes gerou um volume não isotrópico de $82 \times 100 \times 43$ *voxels*, definindo um volume de $41 \times 50 \times 38,7$ mm³ (x, y, z), compreendendo uma matriz de *voxels* cujos elementos de volume possuem dimensões de $0,5 \times 0,5 \times 0,9$ mm³. Com o auxílio de referências anatômicas da região, este modelo de *voxels* em escala de cinzas foi então colorizado, de maneira que cada cor escolhida correspondesse a um tecido específico, permitindo diferenciar 12 tipos de tecidos existentes na região^(7,8). A Figura 1a apresenta a imagem do corte axial da cabeça número 20, com a demarcação da região de interesse e a imagem extraída da região demarcada. Esta imagem da região ocular em escala de cinzas de 256 tons é apresentada na Figura 1b em uma matriz de 82×100 *pixels*. A mesma imagem após a colorização, de acordo com o tipo de tecido existente na região, é mostrada na Figura 1c.

O desenvolvimento do modelo analítico do bulbo ocular foi baseado em dados ana-

tômicos do bulbo ocular que permitiram determinar um conjunto de formas geométricas baseadas em equações matemáticas para reproduzir as estruturas do bulbo: esclera, coróide, retina, córnea, vítreo e cristalino⁽⁹⁾.

O modelo analítico do bulbo ocular foi acoplado ao modelo de *voxel* através do MCNP-v.5, código Monte Carlo, para permitir as simulações. A Figura 2 apresenta três cortes do modelo computacional da região ocular, um corte axial, um corte sagital e um corte coronal. Em cada um dos cortes encontra-se demarcado o eixo da posição dos outros dois cortes.

O terceiro modelo foi incorporado à estrutura geométrica previamente preparada, definindo pequenos *voxels* de $0,5 \times 0,5 \times 0,5$ mm³ para subdividir a região do vítreo em pequenas células que permitissem a medição da dose depositada e, desta maneira, obter a distribuição espacial da dose no interior do corpo vítreo.

Placas para braquiterapia

Foram escolhidas duas placas para braquiterapia ocular, ambas com 15 mm de diâmetro. A placa modelo ROPES é utilizada para acomodar dez sementes de iodo-125 e possui um núcleo com cavidades para a acomodação das sementes que se encaixa em uma cobertura em aço inoxidável. A cobertura mantém o posicionamento das sementes e serve de barreira para a radiação^(10,11). As sementes de iodo-125 utilizadas na irradiação do bulbo ocular possuem o encapsulamento de titânio e apresentam forma cilíndrica, com comprimento

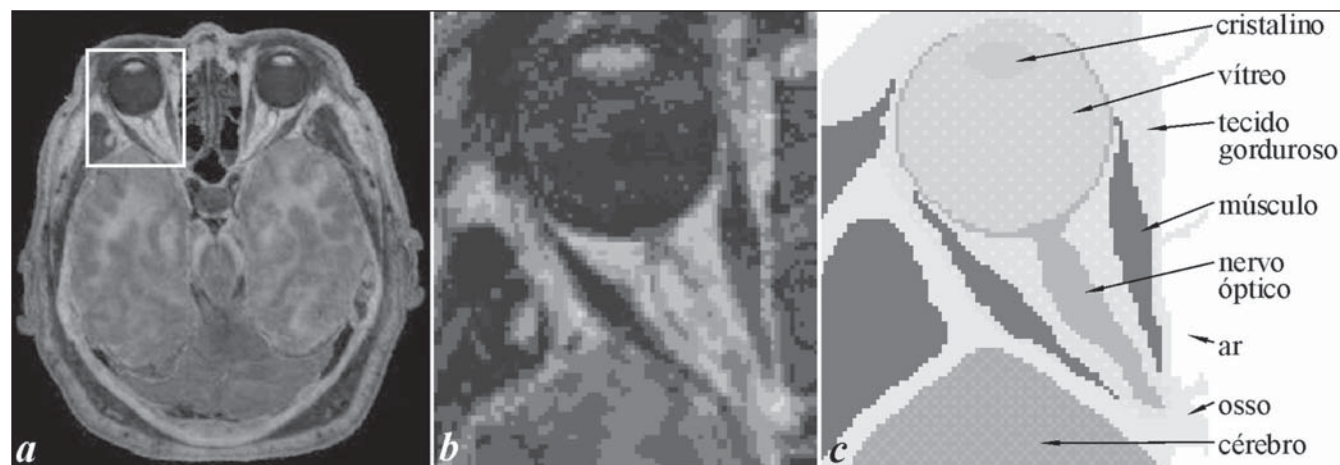


Figura 1. Imagens de cortes axiais. Corte da cabeça (a), matriz de *pixel* em escala de cinzas (b) e tecidos colorizados do modelo de *voxels* (c).

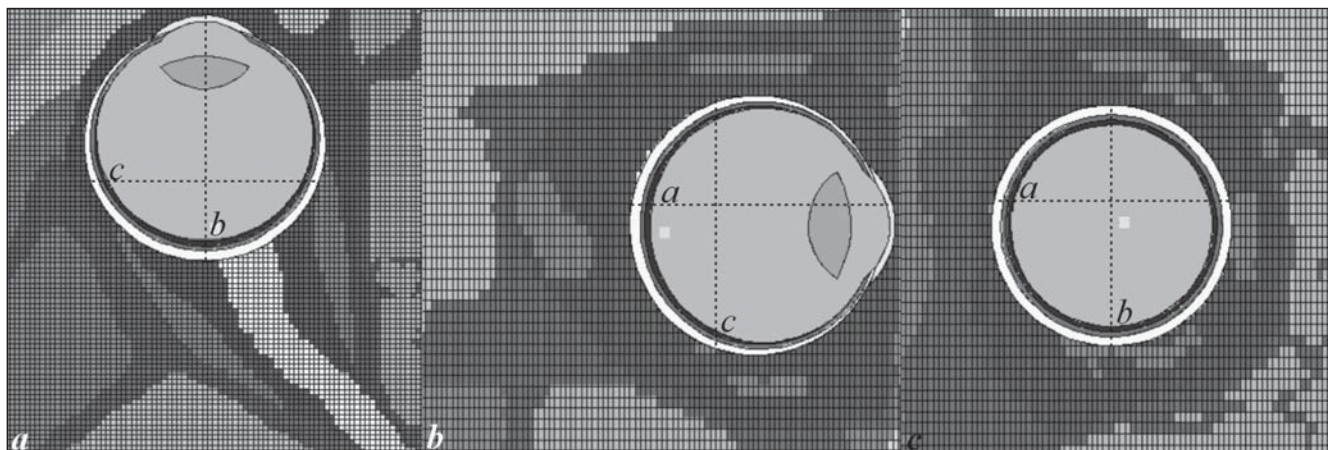


Figura 2. Imagens de corte do modelo computacional da região ocular obtidas através da interface gráfica do MCNP-v.5. Cortes axial (a), sagital (b) e coronal (c).

de 4,5 mm e diâmetro de 0,8 mm. No seu interior existe uma cerâmica porosa de 3 mm de comprimento, na qual se encontra adsorvido iodeto de prata contendo o iodo-125. O iodo-125 decai por captura eletrônica em telúrio-125, com emissão complementar de fótons gama e X, sendo que o telúrio-125 é um núcleo estável. O decaimento do iodo-125 promove liberação de energia de 185,77 keV. O período de meia-vida de uma fonte de iodo-125 é de 59,408 dias. A Tabela 1 apresenta os valores das energias dos fótons gama e X emitidos pelo decaimento do iodo-125, bem como a frequência de emissão de cada fóton. A Figura 3 apresenta a distribuição espacial das sementes de iodo no núcleo da placa modelo ROPES.

A outra placa para braquiterapia ocular utilizada na simulação computacional é fabricada em prata com 1 mm de espessura contendo um filme de rutênio/ródio-106 próximo da superfície côncava, a 0,1 mm desta superfície⁽¹²⁾. O rutênio-106 decai em ródio-106 pela emissão de partícula beta, e o ródio-106 decai pela emissão de partícula beta em paládio-106, que é um núcleo estável. O decaimento do rutênio-106 promove liberação de energia de 39,4 keV, que é o valor da energia máxima emitida pela única partícula beta no decaimento. O período de meia-vida de uma fonte de rutênio-106 é de 373,59 dias. O decaimento do ródio-106 promove liberação de energia de 3.542 keV. Esta energia é distribuída entre a partícula beta e o antineutrino emitido no decaimento, tornando o espectro beta contínuo. A energia da partícula beta do ródio-106 é utilizada no processo terapêutico,

Tabela 1 Fótons emitidos pelo iodo-125.

| Energia (keV) | Frequência (%) | Energia (keV) | Frequência (%) | Energia (keV) | Frequência (%) |
|---------------|----------------|---------------|----------------|---------------|----------------|
| 3,335 | 0,2300 | 4,173 | 0,0430 | 27,472 | 75,7000 |
| 3,606 | 0,1120 | 4,302 | 1,0100 | 30,944 | 6,8300 |
| 3,759 | 0,6300 | 4,572 | 0,4500 | 30,995 | 13,2000 |
| 3,769 | 5,6000 | 4,829 | 0,1030 | 31,237 | 0,1210 |
| 4,030 | 3,5000 | 4,829 | 0,1600 | 31,704 | 3,8110 |
| 4,069 | 0,4200 | 26,875 | 0,0032 | 31,774 | 0,5800 |
| 4,121 | 0,7000 | 27,202 | 40,6000 | 35,492 | 6,6800 |

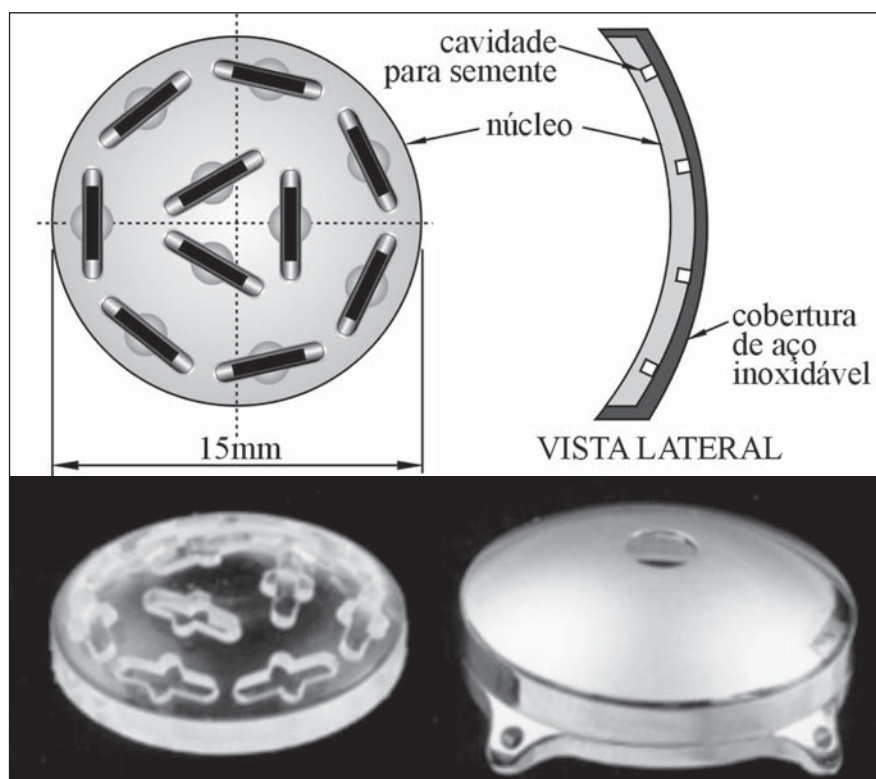


Figura 3. Distribuição das sementes de iodo-125 na placa ROPES de 15 mm.

uma vez que a partícula beta emitida pelo rutênio é pouco penetrante e não contribui para a deposição de dose no tecido tumoral. O período de meia-vida de uma fonte de ródio-106 é de 29,8 segundos, e por isso uma fonte de rutênio/ródio-106 assume o período de meia-vida de 373,9 dias⁽¹³⁾.

Simulação do código Monte Carlo

O código Monte Carlo é um código utilizado para simular o transporte de partículas como nêutrons, fótons e elétrons e suas interações com o meio, possibilitando observar, inclusive, a distribuição de dose em determinadas estruturas. Este código foi inicialmente desenvolvido para a observação do transporte de nêutrons e, posteriormente, estendido para incluir outras partículas, como os fótons e os elétrons^(14,15). O MCNP trabalha com uma configuração tridimensional usando uma tabela contendo as características de cada um dos tecidos e materiais definidos através de células geométricas e tem sido extensivamente utilizado para validar o uso de braquiterapia com radioisótopos emissores de partículas beta e fótons⁽¹⁶⁾.

As placas foram acopladas ao modelo computacional da região ocular sobre a superfície da esclera, com o seu centro alinhado com o equador do bulbo ocular na sua região medial. Este posicionamento foi escolhido considerando ser a posição que mais se aproxima do cristalino. As simulações levaram em consideração a distribuição da dose devido aos fótons emitidos pelo iodo-125 e devido às partículas beta emitidas pelo ródio-106.

RESULTADOS

As simulações das placas foram realizadas através do código nuclear MCNP-v.5, obtendo a distribuição das doses na região ocular. Para a placa de rutênio/ródio-106 foram realizadas simulações somente para as emissões beta do ródio-106, uma vez que a contribuição do decaimento do rutênio-106 na dose é insignificante devido à pequena liberação de energia que ocorre no seu decaimento e à consequente pequena penetração das partículas beta por ele emitidas⁽¹⁷⁾.

Assim, foram realizadas duas simulações distintas para a braquiterapia ocular com o ródio-106 relativas à emissão de partículas beta: uma para a região interna do bulbo ocular e outra para a região externa. As simulações para a observação da distribuição da dose devido às partículas beta foram feitas utilizando o espectro contínuo das emissões beta pelo ródio-106. Para efeito de simulação foram consideradas probabilidades de ocorrência para cada variação de 1 keV. Como a energia máxima da partícula beta emitida pelo ródio-106 é de 3.541 keV, foram gerados 3.541 índices de probabilidade de ocorrência de decaimento beta nesta simulação.

Para a placa ROPES contendo sementes de iodo-125 foram realizadas duas simulações distintas, uma para a região interna do bulbo e outra para a região externa, para a observação da dose gerada pelos fótons gama e X complementares emitidos no decaimento do iodo-125 devido à captura eletrônica. Para esta simulação foram

utilizados os dados de energia e percentual de ocorrência dos fótons do iodo-125 apresentados na Tabela 1.

Os resultados das doses em cada *voxel* do vítreo, estrutura óssea, cérebro e nervo óptico, obtidos por simulação no MCNP-v.5, foram usados como dados de entrada para o programa SISCODES para serem transformados em uma matriz de cores de distribuição de dose, permitindo observar as curvas de isodose na região ocular⁽¹⁸⁾. As simulações, externa e interna, foram obtidas separadamente e posteriormente acopladas. A Figura 4 mostra duas imagens de um mesmo corte axial que passa pelo centro do bulbo ocular e, conseqüentemente, pelo centro da placa de braquiterapia.

A imagem na Figura 4a apresenta a distribuição percentual da dose devido às partículas beta emitidas pelo ródio-106. Pela legenda é possível compreender a distribuição da dose tanto interna quanto externa ao bulbo ocular, sendo que a dose máxima externa corresponde a 32,4% da dose máxima interna. Esta condição deve ser considerada na observação da distribuição da dose.

A imagem na Figura 4b apresenta a distribuição percentual da dose devido aos fótons emitidos pelo iodo-125. Pela legenda é possível compreender a distribuição da dose tanto interna quanto externa ao bulbo ocular, sendo que a dose máxima externa corresponde a 5,77% da dose máxima interna. Da mesma forma, esta condição deve ser considerada na observação da distribuição da dose.

A distribuição da dose para a irradiação com partículas beta do ródio-106 é espa-

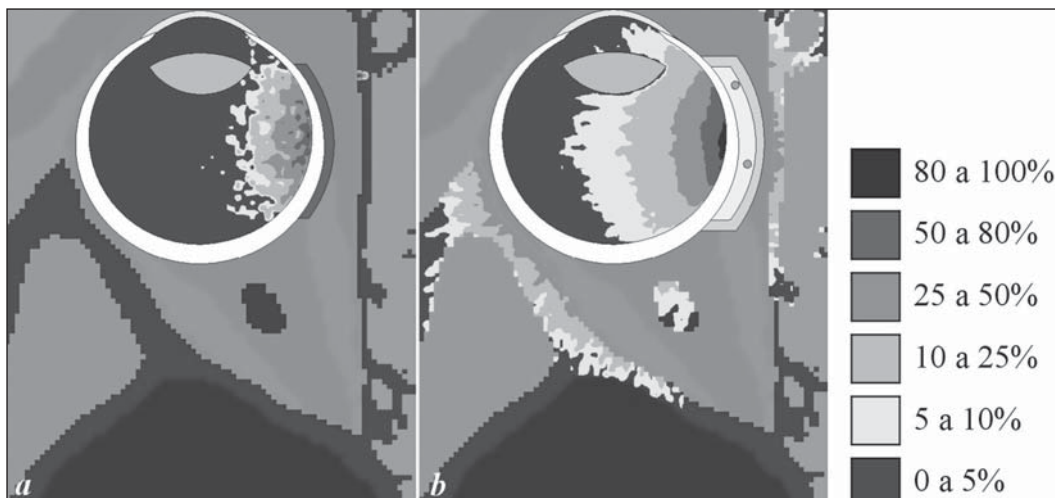


Figura 4. Distribuição percentual da dose em braquiterapia ocular. Placa de rutênio/ródio-106 (a) e placa ROPES com sementes de iodo-125 (b).

cialmente restrita e por isso as curvas de isodose são muito próximas e terminam por se misturar. Para se obter uma dose de 50 Gy na região correspondente a 10% (a uma profundidade de 7 mm), a dose máxima aplicada próximo da superfície da esclera é de 500 Gy. Para esta condição de irradiação, a dose média depositada no cristalino é de apenas 2,62 Gy (0,005%). A dose máxima na região externa ao bulbo é de 162 Gy, mas ocorre de maneira pontual.

Para a irradiação com o iodo-125, a distribuição da dose gera curvas de isodose bem definidas, o que possibilita melhora na identificação da dose com a profundidade. Para se obter uma dose de 50 Gy na região correspondente a 50%, a dose máxima aplicada próximo à superfície da esclera é de 100 Gy. Para esta condição de irradiação do bulbo ocular, a dose máxima depositada no cristalino é de 12,74 Gy na borda mais próxima da placa. A dose máxima na região externa do bulbo é de 7,84 Gy.

Um dos fatores que define a dose máxima a ser aplicada é a dose que se deseja obter no ápice do tumor; por esta razão, quanto mais espesso for o tumor ocular, maior deve ser a dose máxima aplicada na esclera, e o aumento da dose máxima implica aumento na dose nos tecidos externos e no cristalino.

A Figura 5 apresenta dois gráficos da variação percentual da dose com a profundidade, obtidos por simulação no MCNP-v.5, em um eixo que tem a sua origem no centro da superfície côncava da placa e no sentido direção do centro do bulbo ocular.

Nestes gráficos é possível observar a característica de variação da dose com a profundidade para a placa de ródio-106 e para a placa ROPES contendo sementes de iodo-125.

A curva de variação da dose com a profundidade da placa de ródio-106 é uma típica curva de penetração do feixe de partículas beta, que, após um decréscimo suave, apresenta um rápido decaimento com a profundidade, atingindo valores nulos a cerca de 10 mm. Devido a esta característica, utilizam-se radioisótopos emissores beta com energias elevadas para que se consiga uma penetração suficiente para irradiar o tecido tumoral. Na irradiação do bulbo ocular com placa de rutênio/ródio-106, 20% do valor da dose máxima ocorre a 5,16 mm de profundidade e 10% ocorre a 7,19 mm de profundidade. A partir daí a dose cai rapidamente, limitando a aplicação da irradiação com o ródio-106.

A curva de variação da dose com a profundidade do iodo-125 é uma típica curva de penetração do feixe de fótons que apresenta um decaimento exponencial com a profundidade. Como fótons são muito penetrantes, é de interesse em braquiterapia a utilização de radionuclídeos emissores gama que apresentam fótons de energia na ordem de dezenas de keV, como o iodo-125, para que a deposição de dose fique restrita ao entorno da fonte. Na irradiação do bulbo ocular com a placa ROPES, 50% do valor da dose máxima ocorre a 3,16 mm de profundidade e 30% ocorre a 5,25 mm de profundidade.

DISCUSSÃO

Os resultados da simulação da irradiação do bulbo ocular com a placa com sementes de iodo-125 permitem observar a distribuição espacial da dose, em especial com a profundidade no vítreo. No entanto, uma adequada deposição de dose no tumor implica uma dose considerável no cristalino. A dose depositada no cristalino depende, primeiramente, da posição da placa, de sua distância em relação ao cristalino, da dose que se deseja no ápice do tumor e, portanto, da espessura do tumor.

Segundo Nag et al.⁽¹⁹⁾, na irradiação com placas com sementes de iodo-125 a dose prescrita é de 85 Gy no ápice do tumor para tumores com espessuras maiores de 5 mm, e na base do tumor para tumores de espessuras menores. Considerando uma dose de 85 Gy no ápice de um tumor de 5 mm, a dose no cristalino varia entre 33,4 e 10,3 Gy, de acordo com a simulação. Esta alta dose para o cristalino está diretamente relacionada ao aparecimento posterior de catarata nesta população de pacientes^(19,20) e encaminhamento a cirurgia, uma vez que a dose recomendada como limite para o cristalino é de 5 Gy.

Em simulações com a placa de rutênio/ródio-106, a adequação do perfil espacial da dose, particularmente com a profundidade do tumor, não é tão facilmente realizada em razão da menor penetração do feixe de partículas beta. Esta característica possibilita concentrar a dose terapêutica no tecido tumoral, gerando doses menores no

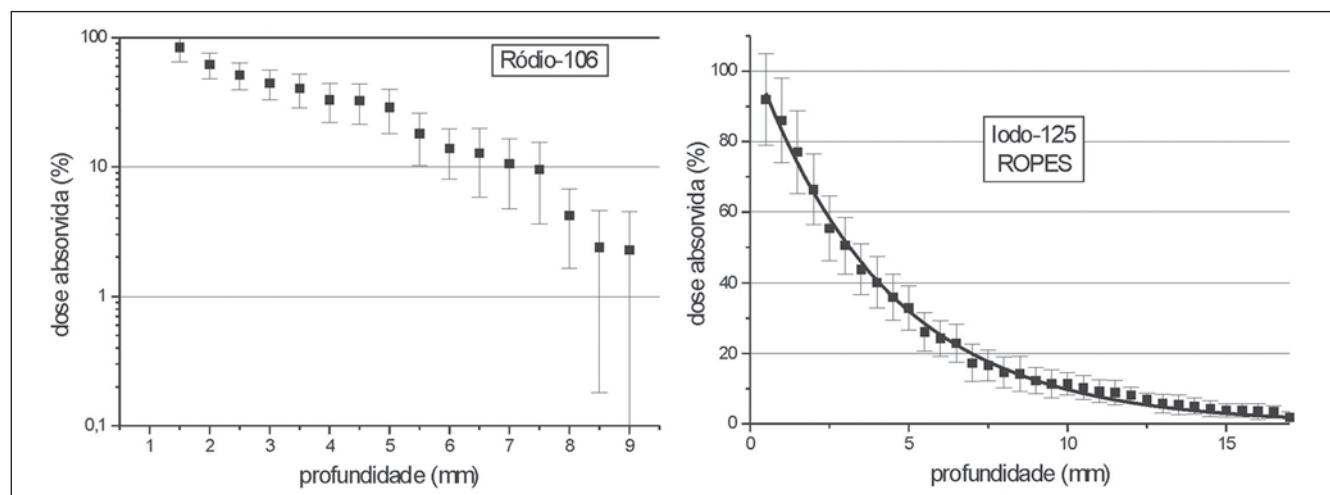


Figura 5. Variação percentual da dose com a profundidade.

crystalino do que aquelas encontradas para a placa com iodo-125. Apesar desta característica, a utilização do rutênio/ródio-106 deve ser recomendada para tumores com espessura inferior a 5 mm e com diâmetro de base inferior a 15 mm. Tumores com espessuras maiores podem requerer uma dose elevada na superfície da esclera, gerando complicações subseqüentes e uma baixa dose no ápice do tumor^(19,21).

A dose na superfície da esclera deve ser limitada em 160 Gy, o que significa uma dose de 50 Gy a 4,06 mm de profundidade para uma placa de rutênio/ródio-106⁽¹⁹⁾. Se for considerada a dose terapêutica de 55 Gy no ápice do tumor para esta irradiação, a profundidade de ocorrência é de 3,79 mm. Dessa forma, a escolha de um método de irradiação, do tipo de placa e do radionuclídeo depende das dimensões do tumor.

Para a simulação estudada, a irradiação com iodo-125 gera doses no cristalino superiores à do rutênio/ródio-106. A dose no cristalino corresponde a 12,75% da dose máxima gerada com iodo-125 e apenas 0,005% para rutênio/ródio-106.

REFERÊNCIAS

- Knutsen S, Hafslund R, Monge OR, et al. Dosimetric verification of a dedicated 3D treatment planning system for episcleral plaque therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2001;51:1159–66.
- Sauerwein W, Gérard JP. Radiothérapie des tumeurs intraoculaires. *Cancer/Radiothér.* 1999; 3(Suppl 1):102s–6.
- Dias RS, Giordani AJ, Erwenne CM, et al. Braquiterapia com rutênio-106 em melanomas uveais – resultados preliminares: experiência uni-institucional. *Radiol Bras.* 2007;40:105–11.
- Shields CL, Naseripour M, Cater J, et al. Plaque radiotherapy for large posterior uveal melanomas (> or =8-mm thick) in 354 consecutive patients. *Ophthalmology.* 2002;109:1838–49.
- Astrahan MA, Szechter A, Finger PT. Design and dosimetric considerations of a modified COMS plaque: the reusable “seed-guide” insert. *Med Phys.* 2005;32:2706–16.
- National Library of Medicine. The visible man project. [cited 2005 Oct 6]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html
- Sobotta J. Atlas de anatomia humana: cabeça, pescoço, membros superiores. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1984.
- Dantas AM. Anatomia funcional do olho e seus anexos. Rio de Janeiro: Revinter; 2002.
- Mourão AP, Campos TPR. Development of a human eye model for ophthalmic brachytherapy dosimetry in heterogeneous medium at the uvea. *Biomat 2007 – International Symposium on Mathematical and Computational Biology;* 2007 Nov 24–29; Armação dos Búzios, RJ, Brasil.
- Granero D, Pérez-Calatayud J, Ballester F, et al. Dosimetric study of the 15 mm ROPES eye plaque. *Med Phys.* 2004;31:3330–6.
- BEBIG. I-125 ophthalmic seeds. Berlin: Eckert & Ziegler; Rev. 01/2004.
- BEBIG. Ru-106 ophthalmic plaques. Berlin: Eckert & Ziegler; Rev. 02/2004.
- Berkeley National Laboratory. Table of isotopes decay data. [cited 2005 Oct 15]. Available from: <http://isotopes.lbl.gov/>
- Ballester F, Granero D, Pérez-Calatayud J, et al. Monte Carlo dosimetric study of best industries and Alpha Omega Ir-192 brachytherapy seeds. *Med Phys.* 2004;31:3298–305.
- X-5 Monte Carlo Team. MCNP – A general Monte Carlo N-particle transport code, version 5. Los Alamos National Laboratory; 2003.
- International Commission on Radiation Units & Measurements. Photon, electron, proton and neutron interaction data of body tissues. ICRU Report No. 46. Bethesda: ICRU; 1991.
- Mourão AP, Campos TPR. Dosimetric evaluation of the brachytherapy in heterogeneous medium at the uvea. *INAC 2007 – International Nuclear Atlantic Conference;* 2007 Sept 30–Oct 5; Santos, SP, Brasil.
- Trindade BM. Desenvolvimento de sistema computacional para dosimetria em radioterapia por nêutrons e fótons baseado em método estocástico SISCODES [tese de mestrado]. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais; 2004.
- Nag S, Quivey JM, Earle JD, et al. The American Brachytherapy Society recommendations for brachytherapy of uveal melanomas. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2003;56:544–55.
- Collaborative Ocular Melanoma Study Group. Incidence of cataract and outcomes after cataract surgery in the first 5 years after iodine 125 brachytherapy in the Collaborative Ocular Melanoma Study. *COMS Report No. 27. Ophthalmology.* 2007;114:1363–71.
- Rouberol F, Roy P, Kodjikian L, et al. Survival, anatomic, and functional long-term results in choroidal and ciliary body melanoma after ruthenium brachytherapy (15 years' experience with beta-rays). *Am J Ophthalmol.* 2004;137:893–900.