

# Dosimetry revisited for the HDR $^{192}\text{Ir}$ brachytherapy source model mHDR-v2

Domingo Granero<sup>a)</sup>

Radiation Physics Department, ERESA, Hospital General Universitario, E-46014 Valencia, Spain

Javier Vijande and Facundo Ballester

Department of Atomic, Molecular, and Nuclear Physics, University of Valencia, E-46100 Burjassot, Spain and IFIC, CSIC-University of Valencia, E-46100 Burjassot, Spain

Mark J. Rivard

Department of Radiation Oncology, Tufts University School of Medicine, Boston, Massachusetts 02111

(Received 3 September 2010; revised 30 November 2010; accepted for publication 2 December 2010; published 29 December 2010)

**Purpose:** Recently, the manufacturer of the HDR  $^{192}\text{Ir}$  mHDR-v2 brachytherapy source reported small design changes (referred to herein as mHDR-v2r) that are within the manufacturing tolerances but may alter the existing dosimetric data for this source. This study aimed to (1) check whether these changes affect the existing dosimetric data published for this source; (2) obtain new dosimetric data in close proximity to the source, including the contributions from  $^{192}\text{Ir}$  electrons and considering the absence of electronic equilibrium; and (3) obtain scatter dose components for collapsed cone treatment planning system implementation.

**Methods:** Three different Monte Carlo (MC) radiation transport codes were used: MCNP5, PENELOPE2008, and GEANT4. The source was centrally positioned in a 40 cm radius water phantom. Absorbed dose and collision kerma were obtained using 0.1 mm (0.5 mm) thick voxels to provide high-resolution dosimetry near (far from) the source. Dose-rate distributions obtained with the three MC codes were compared.

**Results:** Simulations of mHDR-v2 and mHDR-v2r designs performed with three radiation transport codes showed agreement typically within 0.2% for  $r \geq 0.25$  cm. Dosimetric contributions from source electrons were significant for  $r < 0.25$  cm. The dose-rate constant and radial dose function were similar to those from previous MC studies of the mHDR-v2 design. The 2D anisotropy function also coincided with that of the mHDR-v2 design for  $r \geq 0.25$  cm. Detailed results of dose distributions and scatter components are presented for the modified source design.

**Conclusions:** Comparison of these results to prior MC studies showed agreement typically within 0.5% for  $r \geq 0.25$  cm. If dosimetric data for  $r < 0.25$  cm are not needed, dosimetric results from the prior MC studies will be adequate. © 2011 American Association of Physicists in Medicine. [DOI: [10.1118/1.3531973](https://doi.org/10.1118/1.3531973)]

Key words: Ir-192, brachytherapy, dosimetry, TG-43, PSS model, MCNP5, PENELOPE2008, GEANT4

## I. INTRODUCTION

The AAPM High Energy Brachytherapy Source Dosimetry working group is concerned with the dosimetry in the near-source region (where radial distances  $r$  are approximately equal to the source active length  $L$ ). Here, the data are typically nonexistent, and the influence of the contribution of other dosimetric components such as electrons and the lack of electronic disequilibrium are frequently neglected or obviated.<sup>1,2</sup> Current treatment planning systems (TPSs) used for high-dose-rate (HDR), pulsed-dose-rate, and low-dose-rate brachytherapy allow direct introduction of tabulated dose rates from the literature using the TG-43 formalism. These TG-43 data are usually derived from Monte Carlo (MC) radiation transport simulations to estimate absorbed dose by collision kerma,  $\dot{K}$ . Consequently, these data are provided at distances from the source capsule large enough to assure that the equivalence of kerma and dose is valid. TPS extrapolates data outside of the available TG-43 data range.

Dose extrapolation at short distances would not be necessary if TG-43 data with adequate range and spatial resolution were available, which include source electron contributions to absorbed dose and account for electronic disequilibrium. Alternatively, this type of data may provide guidance in establishing methodological limitations using extrapolation techniques.

The HDR  $^{192}\text{Ir}$  model mHDR-v2 brachytherapy source<sup>3</sup> (Nucletron B.V., Veenendaal, The Netherlands) is used worldwide for HDR brachytherapy. Nucletron recently provided manufacturing and dimensional details that differed slightly from those reported by Daskalov *et al.*<sup>3</sup> These differences consist of an active core thinner and shorter than previously reported and a different union of the source to the delivery cable. The AAPM recommends that brachytherapy dosimetric data be available and new dosimetric studies must be performed following any design modifications.<sup>4,5</sup> Also, in order to compare data to the advanced TPS algorithms that

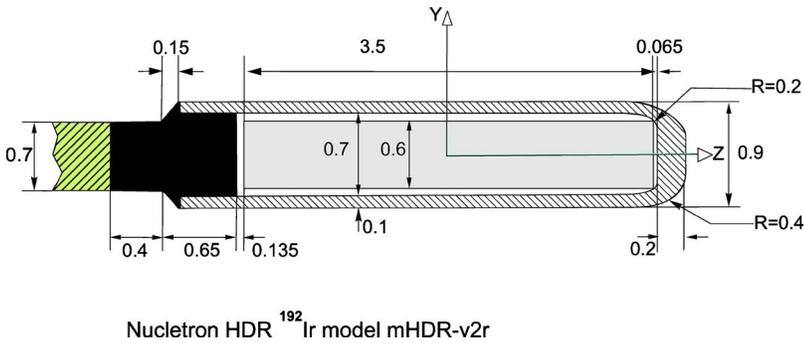


FIG. 1. Schematic design and dimensions of the model mHDR-v2r source. Dimensions are given in mm. The plot is not to scale.

account for material heterogeneities and patient dimensions,<sup>6</sup> modern data of high quality are needed. Although there are complete dosimetric studies in literature for the mHDR-v2 source,<sup>3,7,8</sup> none calculated dose at very short distances around the source or accounted for the influence of the electron dose component and the lack of electronic equilibrium on the dose distribution. Wang and Li,<sup>9</sup> Baltas *et al.*,<sup>2</sup> and Ballester *et al.*<sup>1</sup> calculated the effects of electrons emitted by the mHDR-v2 source and gave some values on the transverse axis not directly related to the dosimetry of the source.

Thus, the primary objective of this study was to calculate the dosimetric influence of the dimensional and manufacturing differences for the mHDR-v2 source, giving new dose-rate tables following the TG-43 formalism.<sup>4</sup> Additionally, dosimetric data are also provided following the primary and scatter dose separation (PSS) for the collapsed cone (CC) technique,<sup>7,10</sup> which could be used in convolution/superposition methods<sup>11</sup> to calculate dose distributions around brachytherapy sources in heterogeneous media. The influence of source electrons on dosimetry data, as well as the influence of the lack of electronic equilibrium near the source capsule, is taken into account in the TG-43 formalism and the PSS algorithm to provide more accurate dosimetric data in proximity to this source.

## II. MATERIALS AND METHODS

### II.A. Description of sources

The design of the model mHDR-v2 source was taken from Daskalov *et al.*,<sup>3</sup> as shown in their Fig. 1(c). The minor dimensional variations in the model mHDR-v2 source (model “mHDR-v2r” in the following text) are shown in Fig. 1. In contrast to the mHDR-v2 source, which is 0.65 mm in diameter and 3.6 mm in length, the mHDR-v2r  $^{192}\text{Ir}$  source is 0.60 mm in diameter and 3.5 mm in length. These changes are within the manufacturing tolerances. Another change in the mHDR-v2r source is a modified fixation of the source to the cable, where 0.4 mm of the cable attached to the source capsule has been replaced with stainless steel. Encapsulation thicknesses (0.1 mm in the transverse-axis direction and 0.2 mm at the source distal end) remain unchanged. The materials and composition by weight for the mHDR-v2r source and delivery cable have not changed from the mHDR-v2 source as reported by the manufacturer, and thus were the same as those provided by Daskalov *et al.*<sup>3</sup>

### II.B. Monte Carlo codes

MC methods for radiation transport simulations were used to study the dosimetry around the mHDR-v2r source. Different MC codes present different radiological physics models, different cross sections, and different tracking methods in the transport of electrons. As dose at short distances from the source was sought where electrons emerging from the source capsule and nonelectronic equilibrium conditions may be dosimetrically important, three different MC codes were used. These MC codes were MCNP (version 5),<sup>12</sup> PENELOPE2008,<sup>13</sup> and GEANT4 (version 9.3),<sup>14</sup> which have been successfully used for dosimetric studies in the field of brachytherapy.<sup>1,15–23</sup>

For all three MC codes, photon and electron cross sections were based on the EPDL97 and EEDL97 cross sections libraries, respectively,<sup>24,25</sup> except for PENELOPE2008 where the impulse approximation was used to account for Doppler broadening and binding effects.<sup>13</sup> Consequently, photoelectric effect, pair production, and Rayleigh cross sections used by the three codes were the same, while Compton cross sections in PENELOPE2008 differed from those of GEANT4 and MCNP5. The possible influence on the dosimetric results of using PENELOPE2008 with the Compton cross sections of the EPDL97 library was also studied. For distances where source electron contributions to dose were negligible and electronic equilibrium existed, significant differences between the codes were not expected.

### II.C. Monte Carlo simulations

#### II.C.1. Study of the model mHDR-v2 source

Differences between cross sections and photon spectrum used by Daskalov *et al.* and those used with PENELOPE2008, GEANT4, and MCNP5 are not expected to have significant influences on the final dosimetric results. Toward demonstrating this for the mHDR-v2 source, simulations were performed to mimic the circumstances of Daskalov *et al.*<sup>3</sup> The key features of the study of Daskalov *et al.* included:

- (1) MCPT code<sup>30</sup> with the DLC-99 (HUGO) (Ref. 26) photon cross sections library,
- (2)  $^{192}\text{Ir}$  source photon spectrum from Glasgow and Dillman<sup>27</sup> with no electron emissions,
- (3) Photon-only transport (no electron transport was per-

formed) with  $\dot{K}$  at a geometric point calculated using either exponential track-length estimator<sup>30</sup> or once-more collided flux estimator,<sup>28</sup>

- (4) Air-kerma rate per unit contained activity was calculated in a dry air sphere 5 m in diameter. Linear corrections were used due to the buildup of scattered photons in air. The photon cutoff energy was not indicated in Ref. 3, but 10 keV was utilized in this study.
- (5) The source geometry of Fig. 1c in Ref. 3 was used with the source centrally positioned in a 30 cm diameter spherical water phantom. Water  $\dot{K}$  was estimated at 600 positions from  $0.1 \text{ cm} \leq r \leq 14 \text{ cm}$ .
- (6) The stainless-steel capsule was modeled as AISI 316L (by weight, 2% Mn, 1% Si, 17% Cr, 12% Ni, and 68% Fe) with a density of  $8.02 \text{ g/cm}^3$ , with a 2 mm long delivery cable having an effective density of  $4.81 \text{ g/cm}^3$ .
- (7) The phantom composition was liquid water having a density of  $1 \text{ g/cm}^3$  ( $0.998 \text{ g/cm}^3$  was used in the current study).
- (8) In both studies, the radioactive material was assumed to be uniformly distributed inside the active source core.

The track-length kerma estimator and photon cross sections from the EPDL97 library were used for the simulations. The photon spectrum was taken from the NuDat database,<sup>29</sup> as recently suggested.<sup>15</sup> The number of photons  $N_\gamma$  and electrons  $N_e$  generated in each simulation were as follows: MCNP5 ( $N_\gamma=1.2 \times 10^9$ ,  $N_e=1.2 \times 10^9$ , and  $N_\gamma=2.4 \times 10^9$  to estimate  $s_K$ ), PENELOPE2008 ( $N_\gamma=5 \times 10^9$ ,  $N_e=7 \times 10^8$ , and  $N_\gamma=5 \times 10^9$  to estimate  $s_K$ ), and GEANT4 ( $10^9$   $^{192}\text{Ir}$  disintegrations).

### II.C.2. Study of the model mHDR-v2r source

The electron spectrum generated by the GEANT4 code for  $^{192}\text{Ir}$  disintegration included  $\beta$  decay, internal conversion electrons, and Auger electrons, and was similar to that of Ballester *et al.* as shown in their Fig. 1(c).<sup>1</sup> In each disintegration,  $I_\gamma=2.354$  photons/Bq and  $I_e=1.117$  electrons/Bq were generated, on average. However, due to the 10 keV cutoff used for both photons and electrons, the photon and electron intensities were reduced to  $I_\gamma=2.2992$  photons/Bq and  $I_e=1.113$  electrons/Bq.

To obtain  $\dot{K}$  and absorbed dose to water, and in order to provide adequate spatial resolution, cells were 0.01 cm thick for  $r \leq 1 \text{ cm}$  from the source and factors of 5 and 10 thicker for  $1 \text{ cm} < r \leq 3 \text{ cm}$  and  $3 \text{ cm} < r \leq 20 \text{ cm}$ , respectively. Angular sampling was taken every  $2^\circ$ .

The source was located at the geometric center of a spherical liquid water phantom with 40 cm radius  $R$  to estimate dose to water and simulate unbounded phantom conditions for  $r \leq 20 \text{ cm}$ .<sup>18,19</sup> Water composition and mass density used were those recommended by the AAPM.<sup>4</sup> Additional simulations were performed to obtain  $s_K$ , with either photon spectrum in vacuum multiplied by air mass-energy absorp-

tion coefficients at  $r=10 \text{ cm}$  or with the source surrounded by vacuum except for a small cylindrical air cell of 0.1 cm in diameter and 0.1 cm in height at  $r=10 \text{ cm}$ .

Dose contribution due to x rays and bremsstrahlung photons ( $\dot{D}_\gamma$ ); source  $\beta^-$ , Auger, and internal conversion electrons ( $\dot{D}_e$ ); and  $\dot{K}$  were calculated and scored separately in MCNP5 and PENELOPE2008, while they were obtained with GEANT4 in a consistent manner using the nuclear disintegration class G4RadioactiveDecay. In this way, the region around the source where the beta spectrum contribution to dose is significant and where electronic equilibrium is reached was determined. To estimate  $\dot{K}$ , the F6 tally (linear track length) was used in MCNP5 and user-written routines using the linear track-length estimator<sup>30</sup> were developed for PENELOPE2008 and GEANT4. Absorbed dose was obtained using the \*F8 tally (cell heating) in MCNP5 and in a similar way for PENELOPE2008 (using interacting forcing variance reduction technique to estimate the dose generated by photons in PENELOPE2008) and GEANT4. Dose and kerma rate distributions were used to derive the final dosimetric parameters: (a)  $\dot{K}$  and  $\dot{D}_\gamma$  as a function of  $r$  at every polar angle sampled, comparing by visual inspection where both calculations match and, consequently, where electronic equilibrium is reached; for  $r$  values lower than this matching distance,  $\dot{D}_\gamma$  was chosen while  $\dot{K}$  was retained for larger  $r$  values; and (b) total dose-rate  $\dot{D}$  distribution was obtained by  $\dot{D}=I_\gamma\dot{D}_\gamma+I_e\dot{D}_e$ .

The primary and scatter dose separation formalism of Russell *et al.*<sup>10</sup> separates the total dose into three components: (1) Primary dose, the dose from a photon leaving the source capsule (although there has been an interaction inside of the source) until its first interaction in the water phantom; (2) single scatter dose, the dose deposited from the first interaction of the photon in the phantom to its second interaction; and (3) the multiple scatter dose, the dose deposited from the second interaction in the phantom until the photon is absorbed or leaves the phantom. To score these components of the dose, several user-written routines have been developed in PENELOPE2008 and GEANT4. Electron dose contributions are provided as an along-and-away table for integration into the CC method. The photon spectrum as it leaves the source capsule was also scored for use in algorithms that employ the PSS formalism. For more details of the PSS technique, the reader is referred to the study of Taylor and Rogers<sup>7</sup> or the original work of Russell *et al.*<sup>10</sup>

## III. RESULTS

### III.A. Model mHDR-v2 source

The differences in Compton cross sections between the EPDL97 database and those calculated by PENELOPE2008 are greater than 2% only at energies below 10 keV. As 10 keV is considered the cutoff energy in the present study, it is expected that the influence of these differences on dosimetric results will be small. To check this hypothesis, the EPDL97 database Compton cross sections were used with the PENE-

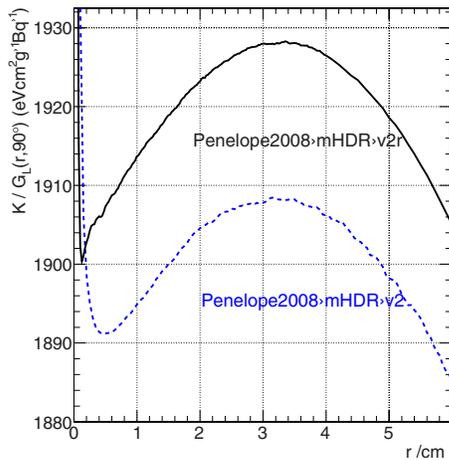


Fig. 2. Comparison of collision kerma across the transverse axis for the mHDR-v2 and mHDR-v2r source models. Collision kerma has been divided by the geometry function  $G_L(r, 90^\circ)$  to improve figure visualization due to the high-dose gradient near the source.

LOPE2008 code and the dosimetric results were compared to those obtained with the code's own Compton cross-section data. No statistically significant differences were found.

Comparisons of the results of Daskalov *et al.* with the simulations of the mHDR-v2 model in this study indicate that the TG-43 dosimetry parameters agree within  $k=1$  statistical uncertainties ( $<0.2\%$ ). Using MCNP5, PENELOPE2008, and GEANT4,  $\Lambda$  values (with  $k=1$  statistical uncertainties) were  $(1.1102 \pm 0.0004)$ ,  $(1.1100 \pm 0.0004)$ , and  $(1.1119 \pm 0.0005)$   $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$ , respectively, with an average of  $\Lambda = (1.1107 \pm 0.0008)$   $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$ . These agree with the average value of the published data,  $\Lambda = (1.109 \pm 0.012)$   $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$ .<sup>3,7-9</sup> Differences between the calculations of the radial dose function  $g_L(r)$  and 2D anisotropy function  $F(r, \theta)$  and those published are also within the statistical uncertainties. PENELOPE2008, GEANT4, and MCNP5 simulations of the mHDR-v2 model reproduced results from previous studies.<sup>3,7-9</sup>

Therefore, it was concluded that any statistically significant dosimetric differences between the mHDR-v2 and mHDR-v2r models can be attributed to source design differences and are not due to the choice of MC code and related differences in radiological physics modeling. However, it is later shown that dosimetric differences arising from dimensional changes between the designs were negligible at almost all locations in the vicinity of the source.

### III.B. Model mHDR-v2r source

#### III.B.1. Comparisons with model mHDR-v2

Figure 2 depicts the transverse axis  $\dot{K}$  for the mHDR-v2 and mHDR-v2r source models. The results plotted for each model are representative of the same calculations obtained using the other MC codes, which would be indistinguishable at the plotted scale. As shown, absolute kerma differences between the two source designs are  $\sim 1\%$ . However, when the dosimetry data are expressed in terms of the TG-43 dosimetry parameter  $\Lambda$  (i.e., dose rate per unit air-kerma

strength), these differences cancel out and the  $\Lambda$  values may be considered equivalent within statistical uncertainties (see Sec. III C).

In Fig. 3, the dose rate on the source transverse axis depicts MC-code agreement within a few percent. In Figs. 3(a) and 3(b), the contribution of source electrons to dose and the contribution of photons to dose (i.e., the effect of no electronic equilibrium close to the source) are shown, respectively. The results from the three MC codes were in agreement within the statistical uncertainties, including the dose components from photons and electrons. Agreement within statistical uncertainties was also observed in other regions (i.e.,  $5 \leq r \leq 20$  cm). The only region where the differences exceed 2% was near the source longitudinal axis where the statistical uncertainties were still greater than the dosimetric differences between the MC codes. Since the results from all three codes were similar, the results from one code (PENELOPE2008, having the lowest statistical uncertainties) were selected for uniform evaluation of the TG-43 dosimetry parameters.

The results for the mHDR-v2r source were compared to the studies of the mHDR-v2. The differences in Fig. 3(c) are due to the simplified beta spectrum considered by Baltas *et al.*<sup>2</sup> and Wang and Li.<sup>9</sup> However, the differences between GEANT4 for the mHDR-v2 source and PENELOPE2008 for the mHDR-v2r source are due to voxel size artifacts. This effect has been corrected in PENELOPE2008 by scoring the root-mean-square value of  $r$ . The results illustrating the lack of electronic equilibrium are shown in Fig. 3(d) and are compatible with those published for the mHDR-v2 source.<sup>1,2,9</sup> In Fig. 4, dose rate  $\dot{D}(r, \theta)$  ( $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$ ) is presented for  $r \leq 1$  cm, showing that the combined effect of the contribution of electrons to dose and the lack of electronic equilibrium near the source is high for  $r < 0.25$  cm as expected. Figures 2–4 have been plotted with the geometric dependence removed to improve visibility of the figures at short distances. We have used for the geometry function the linear approximation as recommended in the TG-43U1.<sup>4</sup>

#### III.B.2. TG-43U1 dataset for the model mHDR-v2r source

The dose-rate distribution  $\dot{D}(r, \theta)$  was used to derive the TG-43 dosimetry parameters<sup>4</sup> with  $L=0.35$  cm. In order to provide comprehensive TG-43 dosimetry data for this source, the data have been placed in an Excel spreadsheet as additional material;<sup>31</sup> an along-and-away table for QA purposes is also provided. Upon averaging the results from the three MC codes,  $\Lambda = (1.1121 \pm 0.0008)$   $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$  for the mHDR-v2r was obtained. This value is comparable to the results of Daskalov *et al.*<sup>3</sup>  $(1.109 \pm 0.011)$   $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$ , Taylor and Rogers<sup>7</sup>  $(1.109 \pm 0.002)$   $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$ , and Papiannidis *et al.*<sup>8</sup>  $(1.109 \pm 0.005)$   $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$  for the mHDR-v2 source.

For  $r \geq 0.25$  cm,  $g_L(r)$  was obtained using  $\dot{K}$  estimation, while absorbed dose due to photons and source electrons was used for smaller distances. The  $g_L(r)$  obtained for the mHDR-v2r source [Ref. 31 and Fig. 5(a)] agree well (typi-

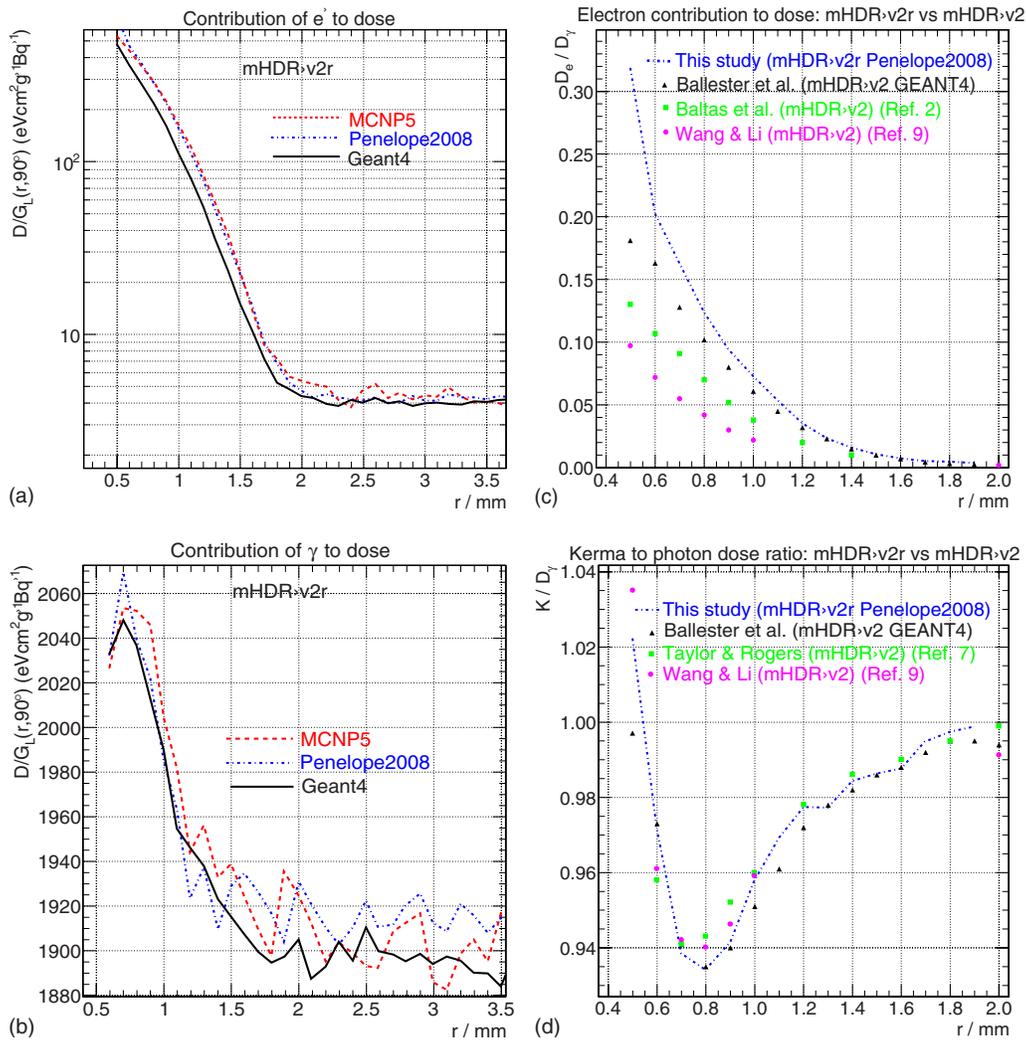


FIG. 3. (a) Dose contribution of electron spectrum ( $\beta$ , conversion electrons, and Auger electrons) obtained with the three MC codes used in this study for the mHDR-v2r source. (b) Electronic equilibrium around the source is reached at about 2 mm from the source center. (c) Comparison of the contribution of electrons to dose as obtained in this study for the mHDR-v2r source with published data for the mHDR-v2 source. (d) The same as in (c), but for the study of the lack of electronic equilibrium near the source. These four subfigures correspond to a dose profile on the source transverse axis. Absorbed dose and collision kerma have been divided by the geometry function  $G_L(r, 90^\circ)$  to improve figure visualization due to the high-dose gradient near the source.

cally  $<0.2\%$  differences) with the data of Taylor and Rogers for the mHDR-v2 source for  $r \geq 0.25$  cm as well as with our study of the mHDR-v2 source (see Sec. III B 1). In Fig. 5(b),  $g_L(r)$  is shown for  $r \leq 0.5$  cm. In order to accurately reproduce the dose distribution at close distances from the source,  $g_L(r)$  in 0.01 cm steps and up to 0.4 cm from the source center are provided in Ref. 31.

In Ref. 31,  $F(r, \theta)$  for the mHDR-v2r model is provided with high resolution for radial distances  $r < 0.4$  cm in  $2^\circ$  increments. In general,  $F(r, \theta)$  agreement between the mHDR-v2r design and the published data on the mHDR-v2 source is within a few percent, except for  $r < 0.25$  cm where electron dose contributions and the lack of electronic equilibrium become significant. For  $r \geq 0.25$  cm,  $F(r, \theta)$  for the mHDR-v2r model is nearly identical to that of the mHDR-v2 model. This comparison is shown in Figs. 6(a) and 6(b) for  $r = 0.25$  cm and  $r = 0.5$  cm, respectively. At larger distances,

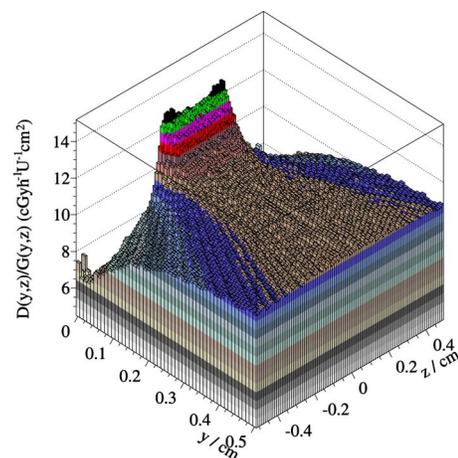


FIG. 4. Dose-rate distribution at short distances from the source. Dose rate has been divided by the geometry function  $G_L(y, z)$  to improve figure visualization due to the high-dose gradient near the source.

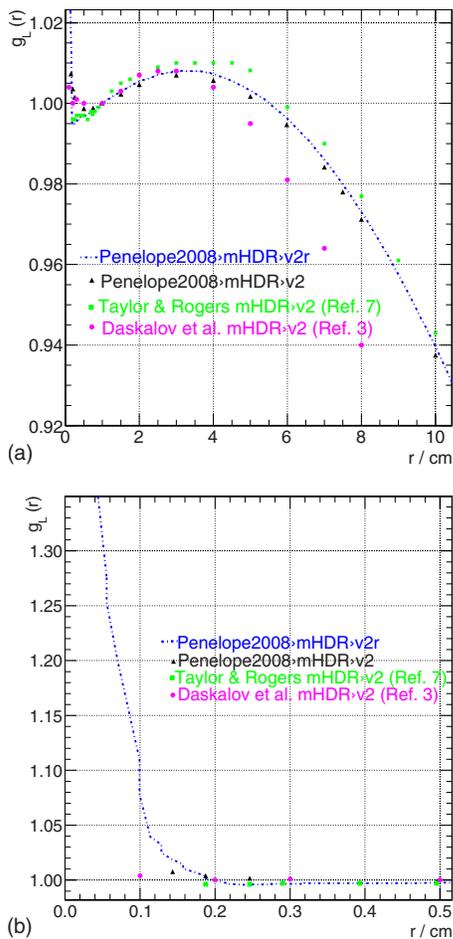


FIG. 5. Comparison of radial dose functions.

the results of the present study for both the mHDR-v2 and the mHDR-v2r sources are consistent with those published for the mHDR-v2 source.

For common brachytherapy treatments such as HDR prostate, GYN interstitial, and endobronchial, the source can be within 0.25 cm of the tissue (unlike a vaginal cylinder). Under these circumstances, the dosimetric contributions from  $^{192}\text{Ir}$  source electrons and the influence of nonequivalence of absorbed dose and collision kerma result in greater than 5% effect for  $r \leq 0.12$  cm. Specifically, the absorbed dose rate is 11% higher at  $r = 0.1$  cm and even higher in reality given the presence of air within a 5F or 6F catheter.

Reference 31 also provides the separation of absorbed dose into its components of primary, single scatter, multiple scatter, and the resultant total dose to be used in the PSS algorithms. The photon spectrum leaving the source is also included.

### III.C. Uncertainty analysis

The 2004 AAPM TG-43U1 report recommended that a dosimetric uncertainty analysis be performed when evaluating brachytherapy dosimetry parameters. The method used for Table I was identical to that published by Rivard,<sup>16</sup> but

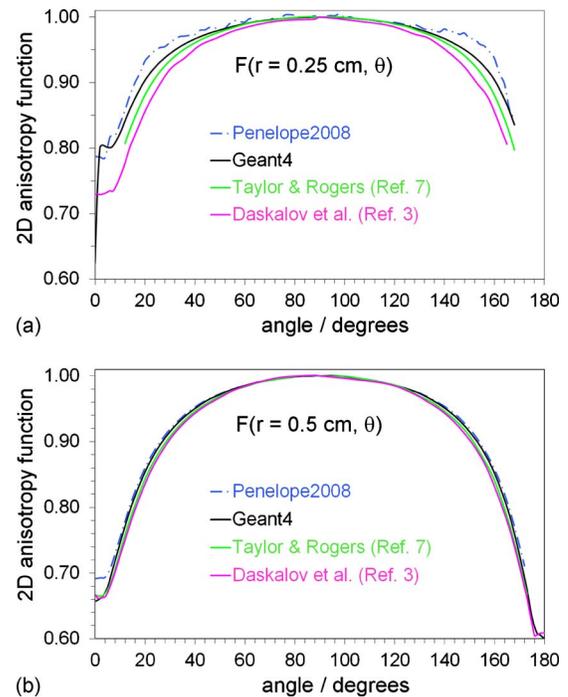


FIG. 6. Comparison of 2D anisotropy functions between the mHDR-v2r (PENelope2008 and GEANT4) and the mHDR-v2 source models. (a) PENelope2008 data have been derived using dose results, while GEANT4 data have been derived using kerma. (b) All data were derived from the kerma results. For  $r > 0.5$  cm, the results from the present study are indistinguishable from the published data.

applicable to the mHDR-v2 and mHDR-v2r  $^{192}\text{Ir}$  sources for this study. When appropriate, the results are averages of the three MC codes.

- Tolerances of 0.01 mm on the  $^{192}\text{Ir}$  source diameter and capsule wall thickness were reported by the manufacturer. These would cause 0.46% and 0.01% variations in radiation attenuation along the transverse axis, respectively, totaling to 0.47% at greatest extent. However, these effects would cancel out when deriving the uncertainty for  $\Lambda$ .
- Due to the bottoming-out of the  $^{192}\text{Ir}$  source within the capsule and subsequent capsule crimping during manufacturing, a maximum lateral shift of 0.02 mm is expected from manufacturer-reported tolerances. This would cause maximum variations in  $\dot{D}(1 \text{ cm}, \theta_0)$  and  $\dot{D}(5 \text{ cm}, \theta_0)$  of 0.4% and 0.08%, respectively, and  $s_K$  variation of 0.04%. Again, these effects would cancel out when deriving the uncertainty for  $\Lambda$ .
- Dosimetric variations due to the choice of  $^{192}\text{Ir}$  source spectrum have been recently examined by Rivard *et al.*<sup>15</sup> and were shown to cause about 1% variations, independent of the phantom depth, for both dose rate and air-kerma rate calculations. This effect would fall within the 0.05% statistical uncertainties when calculating  $\Lambda$  and would also not affect  $\Lambda$  derivation.
- Dosimetric variations due to the choice of MC radiation transport code have been recently examined by Rivard *et al.*<sup>15</sup> as well as the current work. Both studies

TABLE I. Uncertainty analysis for the mHDR-v2 and mHDR-v2r  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy sources based on Monte Carlo simulations. Type A or type B uncertainty components are categorized based on stochastic effects or systematic effects, respectively. Not all components contributed toward derivation of the  $\Lambda$  total uncertainty ( $k=1$ ) of 1.0%.

Component	$\dot{D}(1 \text{ cm}, \theta_0)$		$\dot{D}(5 \text{ cm}, \theta_0)$		$s_K$	
	Type A	Type B	Type A	Type B	Type A	Type B
Source geometry		0.46%		0.46%		0.46%
Capsule geometry		0.01%		0.01%		0.01%
Dynamic source design		0.4%		0.08%		0.04%
$^{192}\text{Ir}$ photon spectrum		1.0%		1.0%		1.0%
MC physics		0.05%		0.05%		0.05%
Phantom composition		0.01%		0.05%		0.01%
Phantom cross sections		0.013%		0.067%		0.001%
Dose calculation ( $\mu_{\text{en}}/\rho$ )		1.0%		1.0%		1.0%
Tally volume averaging		0.2%		0.4%		0.02%
Tally statistics	0.03%		0.03%		0.03%	
Quadrature sum	0.03%	1.54%	0.04%	1.50%	0.03%	1.49%
Total ( $k=1$ ) uncertainty		1.54%		1.50%		1.49%

- indicate variations in  $\dot{D}(1 \text{ cm}, \theta_0)$ ,  $\dot{D}(5 \text{ cm}, \theta_0)$ , and  $s_K$  of about 0.05%, with  $\Lambda$  variations of about 0.02%.
- (e) Uncertainties in water and air phantom compositions and mass densities were estimated to result in uncertainties in  $\dot{D}(1 \text{ cm}, \theta_0)$ ,  $\dot{D}(5 \text{ cm}, \theta_0)$ , and  $s_K$  of about 0.01%, 0.05%, and  $<0.01\%$ , respectively, with  $\Lambda$  variations of about 0.01%.
- (f) Based on photoionization cross-section uncertainties ( $k=1$ ) of 1% in low- $Z$  materials like water and air for  $^{192}\text{Ir}$  from Cullen *et al.*,<sup>25</sup> uncertainties for  $\mu/\rho$  were applied to estimate the dosimetric influence in water and air for  $\dot{D}(1 \text{ cm}, \theta_0)$ ,  $\dot{D}(5 \text{ cm}, \theta_0)$ , and  $s_K$ . These were 0.013%, 0.067%, and 0.0001%, respectively.
- (g) The aforementioned photoionization cross-section uncertainties induced 1%  $\mu_{\text{en}}/\rho$  uncertainties ( $k=1$ ) for water and air dose calculations.
- (h) Given the 0.1, 1, and 0.1 mm thick tally voxels for  $\dot{D}(1 \text{ cm}, \theta_0)$ ,  $\dot{D}(5 \text{ cm}, \theta_0)$ , and  $s_K$ , the uncertainties due to volume averaging were 0.2%, 0.4%, and 0.02%, respectively.
- (i) Using more than a billion photon histories, the  $\dot{K}$  statistical uncertainties ( $k=1$ ) for  $\dot{D}(1 \text{ cm}, \theta_0)$ ,  $\dot{D}(5 \text{ cm}, \theta_0)$ , and  $s_K$  were all about 0.03%, increasing only by a factor of 2 at the phantom periphery. For points on the longitudinal axis, the statistical uncertainties generally increased by a factor of 10. The statistical uncertainties in the calculation of absorbed dose contributions from photons and electrons were about factors of 4 and 10 greater than the  $\dot{K}$  results, respectively.

In total, the  $k=1$  dosimetric uncertainties for  $\dot{D}(1 \text{ cm}, \theta_0)$ ,  $\dot{D}(5 \text{ cm}, \theta_0)$ , and  $s_K$  were about 1.5% and about a factor of 2 less than the generic uncertainty analysis of the 2004 AAPM

TG-43U1 report. Removing correlated effects, the  $\dot{D}(1 \text{ cm}, \theta_0)$  and  $s_K$  uncertainties were used to obtain a total  $k=1$  uncertainty of 1.0% for  $\Lambda$ .

#### IV. CONCLUSIONS

Slight dimensional changes to the mHDR-v2 HDR  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy source reveal negligible differences in the calculated dose distribution for  $r \geq 0.25 \text{ cm}$  in comparison to published and current studies. For  $r < 0.25 \text{ cm}$ , three MC codes demonstrated the importance of dose contributions from source electrons and the absence of electronic equilibrium. The total dose components have been individually determined for use with the PSS method in TPS based on CC.

#### ACKNOWLEDGMENTS

The authors express their appreciation to Mark Baird and Bernadette Kirk of the Radiation Information Computational Center at Oak Ridge National Laboratory for performing some of the simulations. The authors acknowledge Josep Sempau for fruitful discussions on the technical details of PENELOPE2008, and Yun Yang for review of and contributions to the dosimetric uncertainty analysis.

<sup>a)</sup> Author to whom correspondence should be addressed. Electronic addresses: dgranero@ereso.com and domingo.granero@gmail.com

<sup>1</sup>F. Ballester, D. Granero, J. Pérez-Calatayud, C. S. Melhus, and M. J. Rivard, "Evaluation of electronic equilibrium and electron contribution to dose near brachytherapy sources," *Med. Phys.* **36**, 4250–4256 (2009).

<sup>2</sup>D. Baltas, P. Karaiskos, P. Papagiannis, L. Sakelliou, E. Loeffler, and N. Zamboglou, "Beta versus gamma dosimetry close to Ir-192 brachytherapy sources," *Med. Phys.* **28**, 1875–1882 (2001).

<sup>3</sup>G. M. Daskalov, E. Löffler, and J. F. Williamson, "Monte-Carlo aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source," *Med. Phys.* **25**, 2200–2208 (1998).

<sup>4</sup>M. J. Rivard, B. M. Coursey, L. A. DeWerd, W. F. Hanson, M. S. Huq, G. S. Ibbott, M. G. Mitch, R. Nath, and J. F. Williamson, "Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy

- dose calculations," *Med. Phys.* **31**, 633–674 (2004).
- <sup>5</sup>Z. Li, R. K. Das, L. A. DeWerd, G. S. Ibbott, A. S. Meigooni, J. Pérez-Calatayud, M. J. Rivard, R. S. Sloboda, and J. F. Williamson, "Dosimetric prerequisites for routine clinical use of photon emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV," *Med. Phys.* **34**, 37–40 (2007).
- <sup>6</sup>M. J. Rivard, J. L. M. Venselaar, and L. Beaulieu, "The evolution of brachytherapy treatment planning," *Med. Phys.* **36**, 2136–2153 (2009).
- <sup>7</sup>R. E. P. Taylor and D. W. O. Rogers, "EGSnrc Monte Carlo calculated dosimetry parameters for  $^{192}\text{Ir}$  and  $^{169}\text{Yb}$  brachytherapy sources," *Med. Phys.* **35**, 4933–4944 (2008); see also <http://www.irs.inms.nrc.ca/papers/PIRS629r/node17.html> (last accessed December 9, 2010).
- <sup>8</sup>P. Papagiannis, A. Angelopoulos, E. Pantelis, L. Sakelliou, D. Baltas, P. Karaiskos, P. Sandilos, and N. L. Valchos, "Dosimetry comparison of  $^{192}\text{Ir}$  sources," *Med. Phys.* **29**, 2239–2246 (2002).
- <sup>9</sup>R. Wang and X. A. Li, "Dose characterization in the near-source region for two high dose rate brachytherapy sources," *Med. Phys.* **29**, 1678–1686 (2002).
- <sup>10</sup>K. R. Russell, A. K. Carlsson-Tedgren, and A. Ahnesjö, "Brachytherapy source characterization for improved dose calculations using primary and scatter dose separation," *Med. Phys.* **32**, 2739–2752 (2005).
- <sup>11</sup>J. F. Williamson, R. S. Baker, and Z. Li, "A convolution algorithm for brachytherapy dose computation in heterogeneous geometries," *Med. Phys.* **18**, 1256–1265 (1991).
- <sup>12</sup>X-5 Monte Carlo Team, MCNP—A general Monte Carlo N-particle transport code, Version 5, Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM, 2003.
- <sup>13</sup>F. Salvat, J. M. Fernandez-Varea, E. Acosta, and J. Sempau, PENELOPE—A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport, Version 2008, OECD Nuclear Energy Agency, Issy-les-Moulineaux, see also <http://www.nea.fr/html/science/pubs/2009/nea6416-penelope.pdf> (last accessed December 9, 2010).
- <sup>14</sup>S. Agostinelli *et al.*, "Geant4—A simulation toolkit," *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **506**, 250–303 (2003); see also <http://geant4.web.cern.ch/geant4> (last accessed December 9, 2010).
- <sup>15</sup>M. J. Rivard, D. Granero, J. Pérez-Calatayud, and F. Ballester, "Influence of photon energy spectra from brachytherapy sources on Monte Carlo simulations of kerma and dose rates in water and air," *Med. Phys.* **37**, 869–876 (2010).
- <sup>16</sup>M. J. Rivard, "Brachytherapy dosimetry parameters calculated for a  $^{131}\text{Cs}$  source," *Med. Phys.* **34**, 754–762 (2007).
- <sup>17</sup>M. J. Rivard, "Monte Carlo radiation dose simulations and dosimetric comparison of the model 6711 and 9011  $^{125}\text{I}$  brachytherapy sources," *Med. Phys.* **36**, 486–491 (2009).
- <sup>18</sup>C. S. Melhus and M. J. Rivard, "Approaches to calculating AAPM TG-43 brachytherapy dosimetry parameters for  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{125}\text{I}$ ,  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{103}\text{Pd}$ , and  $^{169}\text{Yb}$  sources," *Med. Phys.* **33**, 1729–1737 (2006).
- <sup>19</sup>J. Pérez-Calatayud, D. Granero, and F. Ballester, "Phantom size in brachytherapy source dosimetric studies," *Med. Phys.* **31**, 2075–2081 (2004).
- <sup>20</sup>D. Granero, J. Pérez-Calatayud, and F. Ballester, "Monte Carlo study of the dose rate distributions for the Ir2.A85-2 and Ir2.A85-1 Ir-192 after-loading sources," *Med. Phys.* **35**, 1280–1287 (2008).
- <sup>21</sup>D. Granero, J. Pérez-Calatayud, E. Casal, F. Ballester, and J. Venselaar, "A dosimetric study on the Ir-192 HDR Flexisource," *Med. Phys.* **33**, 4578–4582 (2006).
- <sup>22</sup>F. Mourtada, C. G. Soares, S. M. Seltzer, P. M. Bergstrom, Jr., J. M. Fernández-Verea, J. Asenjo, and S. H. Lott, "Dosimetry characterization of a  $^{32}\text{P}$  source wire used for intravascular brachytherapy with automated stepping," *Med. Phys.* **30**, 959–971 (2003).
- <sup>23</sup>C. Austerlitz, H. C. Mota, J. Sempau, S. M. Benhabib, D. Campos, R. Allison, C. E. de Almeida, D. Zhu, and C. H. Sibata, "Determination of absorbed dose in water at the reference point  $D(r_0, \theta_0)$  for an  $^{192}\text{Ir}$  HDR brachytherapy source using a Fricke system," *Med. Phys.* **35**, 5360–5365 (2008).
- <sup>24</sup>D. E. Cullen, S. T. Perkins, and S. M. Seltzer, "Tables and graphs of electron-interaction cross-sections from 10 eV to 100 GeV derived from the LLNL Evaluated Electron Data Library (EEDL),  $Z=1-100$ ," Lawrence Livermore National Laboratory Report No. UCRL-50400, 2001, Vol. 31.
- <sup>25</sup>D. Cullen, J. H. Hubbell, and L. Kissel, "EPDL97: The Evaluated Photon Data Library, '97 version," Lawrence Livermore National Laboratory Report No. UCRL-50400, 1997, Vol. 6, Rev. 5.
- <sup>26</sup>R. W. Roussin, J. K. Knight, J. H. Hubbell, and R. J. Howerton, "Description of the DCL-99/Hugo package of photon interactions," Report No. ORNL/RSIC-46 (RSIC Data Library Collection, Oak Ridge National Laboratory, Radiation Shielding Information Center, Oak Ridge, TN, 1983).
- <sup>27</sup>G. P. Glasgow and L. T. Dillman, "Specific  $\gamma$ -ray constant and exposure rate constant of  $^{192}\text{Ir}$ ," *Med. Phys.* **6**, 49–52 (1979).
- <sup>28</sup>Z. Li, J. F. Williamson, and H. Perera, "Monte Carlo calculation of kerma-to-a-point in the vicinity of media interfaces," *Phys. Med. Biol.* **38**, 1825–1840 (1993).
- <sup>29</sup>NUDAT 2.5, National Nuclear Data Center, Brookhaven National Laboratory, <http://www.nndc.bnl.gov/nudat2/> (last accessed December 9, 2010).
- <sup>30</sup>J. F. Williamson, "Monte Carlo evaluation of kerma at a point for photon transport problems," *Med. Phys.* **14**, 567–576 (1987).
- <sup>31</sup>See supplementary material at E-MPHYA6-38-055101 to see the new dosimetric data of the mHDR-v2r source. For more information on supplementary material, see <http://www.aip.org/pubservs/epaps.html>.

# HDR(高線量率)<sup>192</sup>Ir(イリジウム)小線源治療用線源モデル mHDR-v2 (高線量率 MicroSelectron-v2)向け線量測定法の再考

Domingo Granero<sup>a)</sup>

大学総合病院 ERESA 社 放射線物理学部門, E-46014 Valencia, Spain

Javier Vijande and Facundo Ballester

順に、バレンシア工科大学 原子・分子・原子核物理学科, E-46100 Burjassot, Spain

同大学 CSIC(スペイン高等科学研究所), IFIC(粒子物理学研究所), E-46100 Burjassot, Spain

Mark J. Rivard

タフツ大学医学部 放射線腫瘍学科, Boston, Massachusetts 02111

(2010.9.3 受付; 2010.11.30 改訂; 2010.12.2 受理; 2010.12.29 出版)

**目的:** 先日、HDR <sup>192</sup>Ir 小線源治療用 mHDR-v2 線源の製造業者が、若干の設計変更（以下 mHDR-v2r と称する）を申し出た。設計変更は製作公差の範囲内に留まるものの、同線源の現行の線量測定データと差異が生じることも想定される。本研究の目的は下記の通り。(1) 上記の設計変更が、同線源について公表された現行の線量測定データに影響するかどうかをチェックすること；(2) 線源に極めて近い領域で線量測定データを新たに取得すること。当該データは、<sup>192</sup>Ir 電子の寄与を反映したものであり、かつ、電子平衡の不成立を前提とするものである；(3) 崩壊円錐の治療計画システムの具現に向け、散乱線量成分を求めること。

**方法:** モンテカルロ法 (MC) による放射線輸送計算コードは、下記の 3 種類を使用：MCNP5、PENELOPE2008、GEANT4。線源は、半径 40 cm の水ファントムの中央に配置した。厚さ 0.1 mm (0.5 mm) のボクセルを用いて吸収線量と衝突カーマを求め、線源近傍（遠方）において高分解能の線量測定を行った。3 種類の MC コードを用いて求めた線量率分布を比較した。

**結果:** 3 種類の放射線輸送計算コードを用い、mHDR-v2 と mHDR-v2r の各設計品をシミュレーションしたところ、 $r \geq 0.25$  cm において概ね 0.2% 以内で一致した。線量測定に及ぼす線源電子の寄与は、 $r < 0.25$  cm において有意であった。線量率定数と放射状線量関数は、mHDR-v2 設計品について以前に行った MC 法研究結果と酷似した。2D 異方性関数も、 $r \geq 0.25$  cm において mHDR-v2 設計品と一致した。改造後の線源設計品について、線量分布と散乱成分の詳細結果を示す。

**結論:** 以上の結果を以前に行った MC 法研究結果と比較したところ、 $r \geq 0.25$  cm において概ね 0.5% 以内で一致した。 $r < 0.25$  cm における線量測定データが必要でない場合、以前に行った MC 法研究に基づく線量測定結果で十分と思われる。2011 年度著作権は、米国医学物理学学会に帰属。[デジタルオブジェクト識別子: 10.1118/1.3531973]。

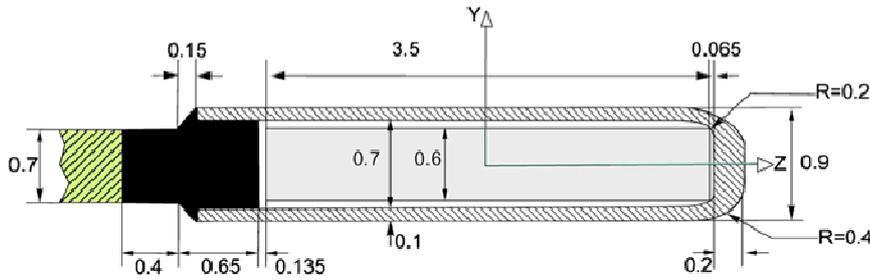
キーワード: Ir-192、小線源治療、線量測定、TG-43、PSS モデル、MCNP5、PENELOPE2008、GEANT4。

## I. 緒言

米国医学物理学学会 (AAPM) の「高エネルギー小線源治療用線源向けの線量測定」作業部会は、線源近傍 (放射距離  $r$  が線源の有効長  $L$  にほぼ等しい領域) における線量測定に携わっている。この領域のデータは存在しない場合が一般的であり、他の線量測定成分 (電子など) の寄与による影響や電子平衡の不成立による影響は無視または除外する場合が多い<sup>1,2</sup>。高線量率 (HDR)、パルス線量率、低線量率の各小線源治療に用いる現行の治療計画システム (TPS) の場合、TG-43 形式論を用いた文献の線量率表をそのまま引用している。この場合の TG-43 データは一般に、モンテカルロ (MC) 法による放射線輸送シミュレーションから導出され、衝突カーマ  $K$  を用いて吸収線量を推定する。従って、カーマと線量の等価性が有効であると保証できるほど線源カプセルが十分大きいことを前提に、TG-43 データは線源カプセルから複数の距離で示されている。TPS は、TG-43 データ取得範囲外へデータを外挿できるが、範囲と空間分解能が十分な TG-43 データを取得できる場合であって、当該 TG-43 データが線源電子による吸収線量への寄与を反映するとともに電子不平衡を裏付けるものであ

るならば、近距離への線量外挿は不要となる。代わりにこの種のデータを辿って行けば、外挿技術を用いる場合の方法論的限界が見定められることになる。

HDR <sup>192</sup>Ir 小線源治療用線源モデル mHDR-v2<sup>3</sup> (Nucletron B.V., ヴィーネンダール, オランダ) は、世界中で HDR 小線源治療に用いられている。Nucletron が最近公表した製作・寸法上の詳細は、Daskalov ら<sup>3</sup>が報じた詳細と若干異なる。この差異は、以前に報じたものと比べて炉心が薄くて短いことと、線源から出口ケーブルまでのユニオン継手が異なることによるものである。AAPM は、小線源治療による線量測定データを取得することに加え、設計変更後に線量測定研究を改めて行う必要があると推奨している<sup>4,5</sup>。さらに、材料の不均一性や患者の背丈を勘案した最新式の TPS アルゴリズム<sup>6</sup>とデータとを比較するため、高品質の最新データが要求される。mHDR-v2 線源を扱う文献において、完成度の高い線量測定研究が幾つか報じられているものの<sup>3,7,8</sup>、線源から極めて近距離において線量を計算する研究例も、線量の電子成分や電子平衡の不成立が線量分布へ及ぼす影響を裏付ける研究例も報じられていない。Wang and Li<sup>9</sup>、Baltas ら<sup>2</sup>及び Ballester ら<sup>1</sup>は、mHDR-v2 線源が放出する電子の効果を計算で求め、幾つかの数値を公



Nucletron HDR <sup>192</sup>Ir mHDR-v2r モデル

図 1. mHDR-v2r 線源モデルの基本設計および寸法。寸法の単位は mm。図の縮尺率は正確でない。

表したが、線源の線量測定に直接関係しない Y 軸上に限ったものであった。

以上を踏まえ、本研究の第 1 の目的は、mHDR-v2 線源の寸法・製作上の差異が線量測定へ及ぼす影響を計算し、TG-43 形式論<sup>4</sup>に準じた新たな線量率表を定めることであった。さらに、崩壊円錐 (CC) 技術<sup>7,10</sup>として一次・散乱線量分離 (PSS) に準じ、線量測定データも記述した。CC を畳み込み/重畳積分法<sup>11</sup>に用いることで、不均質媒体中の小線源治療用線源周囲における線量分布を計算できる。線源カプセル近傍における電子平衡不成立の影響に加え、線源電子が線量測定データへ及ぼす影響も、TG-43 形式論と PSS アルゴリズムへ勘案されており、これにより上記線源近傍における線量測定データをより正確に示した。

## II. 材料および方法

### II.A. 線源の説明

mHDR-v2 線源モデルの設計は、Daskalov ら<sup>3</sup>の論文の図 1 (c) から引用した。mHDR-v2 線源モデルにおける若干の寸法変更 (以下「mHDR-v2r」モデルとする) を図 1 に示す。mHDR-v2 線源が直径 0.65 mm、長さ 3.6 mm であるのに対し、mHDR-v2r <sup>192</sup>Ir 線源は直径 0.60 mm、長さ 3.5 mm である。この寸法変更は製作公差の範囲内に留まる。mHDR-v2r 線源のもう一つの変更は、線源とケーブルとの固定部の改造である。線源カプセルへのケーブル取り付け部 0.4 mm をステンレス鋼で置き換えた。被包部の厚さ (Y 軸方向に 0.1 mm、線源の遠位端に 0.2 mm) はそのままとした。製造業者の申し出によれば、mHDR-v2r 線源と出口ケーブルの材料・重量組成は mHDR-v2 線源から変更しておらず、Daskalov ら<sup>3</sup>が公表したものと同一であった。

### II.B. モンテカルロコード

MC 法を用いて放射線輸送シミュレーションを行い、mHDR-v2r 線源周囲の線量測定について調べた。MC コードの種類ごとに、放射線物理学モデル、断面積、電子輸送の追跡法が異なる。本研究では線源から近距離における線量を求めようとしており、この領域では、線源カプセルから放出される電子と電子不平衡条件が線量測定上重要であることから、3 種類の MC コードを用いた。これらの MC コードは MCNP (バージョン 5)<sup>12</sup>、PENELOPE2008<sup>13</sup>、GEANT4 (バージョ

ン 9.3)<sup>14</sup>であり、いずれも小線源治療の分野で線量測定の研究に成功を収めている<sup>1,15-23</sup>。

3 種類の MC コードはいずれも、光子、電子の断面積がそれぞれ、EPDL97、EEDL97 断面積ライブラリーに基づく<sup>24,25</sup>。ただし、PENELOPE2008 は、ドップラー広がりと束縛効果を勘案するためインパルス近似を用いた<sup>13</sup>。結果として、3 種類の MC コードに用いた光電効果、電子対生成、レイリー断面積は同じであるのに対し、PENELOPE2008 のコンプトン断面積は GEANT4、MCNP5 のそれと異なった。EPDL97 ライブラリーのコンプトン断面積を PENELOPE2008 へ適用することが線量測定結果へ及ぼす影響も調べた。線源電子による線量への寄与が無視でき、かつ、電子平衡が成立する距離では、コード間の有意差は見込まれなかった。

### II.C. モンテカルロシミュレーション

#### II.C.1. mHDR-v2 線源モデルの研究

Daskalov らが用いた断面積、光子スペクトルと PENELOPE2008、GEANT4、MCNP5 へ用いた断面積、光子スペクトルとの差異が最終的な線量測定結果へ及ぼす影響は有意であるとは見込まれない。このことを mHDR-v2 線源で証明するため、Daskalov ら<sup>3</sup>の条件を模してシミュレーションを行った。Daskalov らの研究の重要な特徴は下記を含む：

- (1) MCPT コード<sup>30</sup>を、DLC-99 (HUGO) (参考文献 26) 光子断面積ライブラリーと組み合わせる。
- (2) <sup>192</sup>Ir 線源の光子スペクトルは Glasgow and Dillman<sup>27</sup>から引用したもので、電子放出は想定していない。
- (3) 光子のみの輸送 (電子輸送は起こらない)。ある幾何学上の地点における K は、指数関数的な飛行距離による評価法<sup>30</sup>、再衝突流束による評価法<sup>28</sup>の何れかに基づき計算した。
- (4) 単位含有放射能当たりの空気カーマ率は、直径 5 m の乾燥空気球を想定して計算した。空気中の散乱光子のビルドアップに伴い直線補正を行った。光子のカットオフエネルギーは参考文献 3 に掲載されていないため、本研究では 10 keV を用いた。
- (5) 線源の幾何学的形状は、参考文献 3 中の図 1c のとおりである。線源は、直径 30 cm の水球体ファントムの中央に配置した。水の K は、0.1 cm ≤ r ≤ 14 cm の範囲の 600 地点で推定した。

- (6) ステンレス鋼カプセルモデルは、AISI 316L (重量%で、2% Mn, 1% Si, 17% Cr, 12% Ni, 68% Fe)、密度 8.02 g/cm<sup>3</sup> とし、出口ケーブルは長さ 2 mm、有効密度 4.81 g/cm<sup>3</sup> とした。
- (7) ファントムの組成は、密度 1 g/cm<sup>3</sup> (現行の研究では 0.998 g/cm<sup>3</sup> を使用) の液体の水とした。
- (8) 両研究において、線源の炉心内部へ放射性物質が均一に分布すると仮定した。

シミュレーションでは、飛行距離によるカーマ評価法、EPDL97 ライブラリーの光子断面積を用いた。近年の提言<sup>15</sup>を踏まえ、光子スペクトルは NuDat データベース<sup>29</sup>から引用した。各シミュレーションで発生する光子数  $N_\gamma$ 、電子数  $N_e$  は下記の通り: MCNP5 ( $N_\gamma=1.2 \times 10^9$ ,  $N_e=1.2 \times 10^9$ ,  $s_K$  推定用の  $N_\gamma=2.4 \times 10^9$ )、PENELOPE2008 ( $N_\gamma=5 \times 10^9$ ,  $N_e=7 \times 10^8$ ,  $s_K$  推定用の  $N_\gamma=5 \times 10^9$ )、GEANT4 ( $10^9$  <sup>192</sup>Ir 壊変)。

## II.C.2. mHDR-v2r 線源モデルの研究

<sup>192</sup>Ir 壊変用の GEANT4 コードで発生する電子スペクトルは、 $\beta$  崩壊、内部転換電子、オージェ電子を含み、Ballester らの電子スペクトル[図 1 (c)]<sup>1</sup>に酷似した。各壊変時に、平均値で  $I_\gamma=2.354$  光子/Bq、 $I_e=1.117$  電子/Bq が発生した。だが、光子、電子のいずれも 10 keV をカットオフとしたため、光子強度、電子強度はそれぞれ  $I_\gamma=2.2992$  光子/Bq、 $I_e=1.113$  電子/Bq に減衰した。

$K$  と水への吸収線量を求めるにあたり、十分な空間分解能を確保するため、セルの厚さは、線源から  $r \leq 1$  cm では 0.01 cm とし、 $1 \text{ cm} < r \leq 3$  cm ではその 5 倍、 $3 \text{ cm} < r \leq 20$  cm ではその 10 倍厚くした。角度サンプリングは 2° ごとに行った。

水への線量を推定するとともに、 $r \leq 20$  cm において無限ファントム条件をシミュレートする目的上、半径  $R$  が 40 cm の液体の水球体ファントムの幾何学的中心へ線源を配置した<sup>18,19</sup>。用いた水の組成と質量密度は、AAPM の推奨値とした<sup>4</sup>。 $s_K$  を求める目的でシミュレーションを追加した。ここで、真空中の光子スペクトルへ  $r=10$  cm における空気の質量エネルギー吸収係数を乗じるか、線源が真空中で覆われるか(ただし、直径 0.1 cm、高さ 0.1 cm の小型円柱の空気セルを  $r=10$  cm へ配置)のいずれかを想定した。

X 線による線量への寄与、制動放射光子 ( $D_\gamma$ ); 線源  $\beta^-$ 、オージェ電子、内部転換電子 ( $D_e$ );  $K$  は、MCNP5 と PENELOPE2008 の場合は個々に計算、点数化する一方、GEANT4 の場合は、原子核壊変クラスを G4 放射性崩壊とし、一貫した方法で求めた。以上の過程を経て、 $\beta$  スペクトルによる線量への寄与が有意であり、かつ、電子平衡に達する領域として、線源周囲の領域を決定した。 $K$  を推定するにあたり、MCNP5 では F6 タリー(直線飛行距離)を用いる一方、PENELOPE2008 と GEANT4 では、直線飛行距離による評価法<sup>30</sup>を基にユーザー作成ルーチンを開発した。MCNP5 では \*F8 タリー(セル加熱)

に基づき、また、PENELOPE2008 (相互作用による強制分散減少技術に基づき、PENELOPE2008 において光子が発生する線量を推定) と GEANT4 では同様の方法で、吸収線量を求めた。線量分布とカーマ率分布を基に、最終的な線量測定パラメータを導出した: (a)  $K$  と  $D_\gamma$ 。インボリュート角ごとに  $r$  の関数としてサンプリングしながら、目視検査を基に、両方の計算結果が符合する地点、従って、電子平衡に達する地点を比較した; この場合の符号距離よりも小さい  $r$  の値では  $D_\gamma$  を選定した。一方、符号距離よりも大きい  $r$  の値では  $K$  を用いた; (b) 総線量率  $D$  分布を、 $D=I_\gamma D_\gamma + I_e D_e$  から求めた。

Russell ら<sup>10</sup>が提唱した一次・散乱線量分離形式論は、総線量を 3 つの成分に分離した: (1) 一次線量。すなわち、水ファントム中で 1 回目の相互作用が発生するまでの間、(線源内部ではすでに相互作用が発生しているが) 線源カプセルから放出された光子が発生する線量; (2) 単一散乱線量。すなわち、ファントム中における光子の 1 回目の相互作用から 2 回目の相互作用までの間に堆積した線量; (3) 多重散乱線量。すなわち、ファントム中における 2 回目の相互作用から光子が吸収されるかファントムから放出されるまでの間に堆積した線量。以上の 3 つの線量成分を点数化するにあたり、PENELOPE2008 と GEANT4 において、ユーザー作成ルーチンをいくつか開発した。電子による線量への寄与は、Z 軸方向と Y 軸方向を組み合わせた表として表わし、CC 法へ取り込んだ。光子が線源カプセルから放出される際の光子スペクトルも点数化し、PSS 形式論を採り入れたアルゴリズムに用いた。PSS をより詳しく知りたい読者は、Taylor and Rogers<sup>7</sup>の研究または Russell ら<sup>10</sup>の原著を参照されたい。

## III. 結果

### III.A. mHDR-v2 線源モデル

EPDL97 データベースと PENELOPE2008 が計算したデータベースとの間のコンプトン断面積の差異は、エネルギー 10 keV 未満でのみ 2% を上回っている。本研究では、10 keV をカットオフエネルギーと見なしているため、上記の差異が線量測定結果へ及ぼす影響はわずかと見込まれる。この仮説を確かめるため、PENELOPE2008 コードへ EPDL97 データベースのコンプトン断面積を適用した場合の線量測定結果を、PENELOPE2008 コード自体のコンプトン断面積データから求めた線量測定結果と比較した。統計的有意差は認めなかった。

Daskalov らの結果を本研究で扱う mHDR-v2 モデルのシミュレーションと比較したところ、TG-43 線量測定パラメータは、 $k=1$  における統計的不確かさ (<0.2%) 以内で一致している。MCNP5、PENELOPE2008、GEANT4 を用いた場合、 $\Lambda$  の値 ( $k=1$  における統計的不確かさを含む) はそれぞれ、(1.1102 ± 0.0004)、(1.1100 ± 0.0004)、(1.1119 ± 0.0005) cGyh<sup>-1</sup>U<sup>-1</sup> で、 $\Lambda$  の平均値は (1.1107 ± 0.0008) cGyh<sup>-1</sup>U<sup>-1</sup> であった。いずれも公表データの平均値  $\Lambda = (1.109 \pm 0.012)$  cGyh<sup>-1</sup>U<sup>-1</sup> と一致する<sup>3,7,9</sup>。放射状線量関数  $g_L(r)$ 、2D 異方性関数  $F(r, \theta)$  の計算結果とそれらの公表値との差異も、統計的不確かさ以内に収まっている。

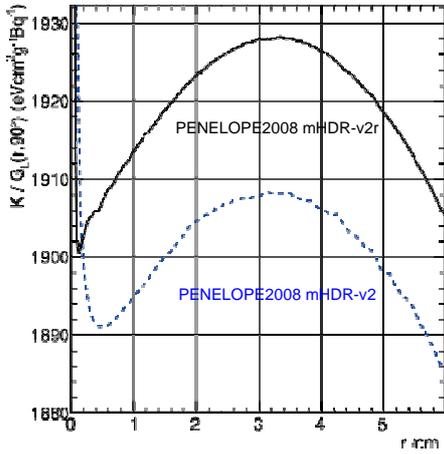


図2. Y軸を横切る衝突カーマをmHDR-v2、mHDR-v2rの両線源モデルで比較したもの。線源近傍では線量勾配が大きいため、図を見やすくするため、衝突カーマを幾何学的関数  $G_L(r, 90^\circ)$  で割った。

PENELOPE2008、GEANT4、MCNP5を用いたmHDR-v2モデルのシミュレーションは、以前に行った研究結果を再現した<sup>3,7-9</sup>。

以上より、mHDR-v2、mHDR-v2rの両モデル間の線量測定上の統計的有意差は、線源の設計上の差異に帰属するものであって、MCコードの選択に由来するものではなく、放射線物理学のモデル化に伴う差異であると結論付けられた。ただし、設計品間の寸法変更に伴う線量測定上の差異は線源近傍のほとんどすべての位置で無視できることが、その後知見されている。

### III.B. mHDR-v2r 線源モデル

#### III.B.1. mHDR-v2 モデルとの比較

図2は、mHDR-v2、mHDR-v2rの両線源モデルについて、Y軸上のKを表わしたものである。各モデルのプロット結果は、他のMCコードを用いて求めた同じ計算結果を代表するもので、プロットした目盛上では、計算結果はMCコード間で識別できない。図のように、両線源設計品間のカーマの絶対差は約1%である。ところが、線量測定データをTG-43線量測定パラメータ $\Lambda$ （すなわち、単位空気カーマ強度当たりの線量率）で表わしたところ、上記の絶対差が相殺され、 $\Lambda$ の値は統計的不確かさ以内で等しいと見なされる（III.C節を参照）。

図3において、線源のY軸上の線量率は、MCコード間が数%以内で一致することを示している。図3(a)、3(b)はそれぞれ、線源電子による線量への寄与、光子による線量への寄与（すなわち、線源近傍で電子平衡が成立しないことによる効果）を表わす。3種類のMCコードを用いた場合の結果（光子、電子由来の線量成分を含む）は、統計的不確かさ以内で一致した。統計的不確かさ以内の一致は、他の領域（すなわち、 $5\text{ cm} \leq r \leq 20\text{ cm}$ ）でも観察された。差異が2%を超える唯一の領域は線源のZ軸近傍であった。この領域では、統計的不確かさがMCコード間の線量測定上の差異よりも大きかった。3種類のコードを用いた場合の結果は酷似していることから、いずれか一つのコード（統計的不確かさが最も小さい

PENELOPE2008）を用いた場合の結果を、TG-43線量測定パラメータの画一的評価用に選択した。

mHDR-v2r線源から得た結果をmHDR-v2の研究と比較した。図3(c)中の差異は、Baltasら<sup>2</sup>とWang and Li<sup>9</sup>が考察した $\beta$ スペクトルの単純化に由来する。一方、mHDR-v2線源用GEANT4とmHDR-v2r線源用PENELOPE2008との差異は、ボクセルサイズによる人為的要素に由来する。 $r$ の実効値を点数化することで、PENELOPE2008においてこの影響が補正された。電子平衡の不成立を図解した結果は、図3(d)で表わされ、mHDR-v2r線源について公表した結果と矛盾しない<sup>1,2,9</sup>。図4は、 $r \leq 1\text{ cm}$ における線量率 $D(r, \theta)$  ( $\text{cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ )を表わす。予想通り、電子による線量への寄与と線源近傍における電子平衡の不成立とを組み合わせた影響が $r < 0.25\text{ cm}$ で大きいことが、この図から窺える。図2~4をプロットする際、近距離において図を見やすくするため、幾何学的形状への依存性を除外した。我々は、TG-43U1<sup>4</sup>が推奨する直線近似を幾何学的関数として用いた。

#### III.B.2. mHDR-v2r 線源モデル向けTG-43U1 データセット

線量率分布 $D(r, \theta)$ を基に、 $L=0.35\text{ cm}$ におけるTG-43線量測定パラメータ<sup>4</sup>を導出した。この線源のTG-43線量測定データを包括的に公表するにあたり、追加資料として、Excelスプレッドシートへデータを格納した<sup>31</sup>；品質保証を目的に、Z軸方向とY軸方向の距離を組み合わせた表も公表している。3種類のコードを用いた場合の結果を平均すると、mHDR-v2rの場合、 $\Lambda = (1.1121 \pm 0.0008)\text{ cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ が求められた。この値は、mHDR-v2線源の場合のDaskalovら<sup>3</sup>の結果 $(1.109 \pm 0.011)\text{ cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ 、Taylor and Rogers<sup>7</sup>の結果 $(1.109 \pm 0.002)\text{ cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ 、Papagiannisら<sup>8</sup>の結果 $(1.109 \pm 0.005)\text{ cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ とほぼ一致する。

$r \geq 0.25\text{ cm}$ では、Kの推定値を用いて $g_L(r)$ を求めたのに対し、これより小さい距離では、光子、線源電子に由来する吸収線量を用いて $g_L(r)$ を求めた。mHDR-v2r線源について求めた $g_L(r)$  [参考文献31および図5(a)]は、Taylor and Rogersが報じたmHDR-v2線源、 $r \geq 0.25\text{ cm}$ におけるデータとも、mHDR-v2線源についての我々の研究（III.B.1節を参照）とも十分（概ね差異0.2%未満で）一致する。図5(b)は、 $r \leq 0.5\text{ cm}$ における $g_L(r)$ を表わす。線源から近距離における線量分布を正確に再現するため、線源中心から0.4 cmまで0.01 cmごとの $g_L(r)$ を参考文献31へ公表した。

放射距離 $r < 0.4\text{ cm}$ において $2^\circ$ ごとに高分解能で、mHDR-v2rモデルの $F(r, \theta)$ を参考文献31へ公表した。mHDR-v2r設計品とmHDR-v2線源の公表データとの $F(r, \theta)$ の一致性は概ね数%以内に収まるものの、 $r < 0.25\text{ cm}$ では、電子による線量への寄与と電子平衡の不成立とが有意となる。 $r \geq 0.25\text{ cm}$ では、mHDR-v2rモデルの $F(r, \theta)$ はmHDR-v2モデルのそれとほとんど同じである。 $r=0.25\text{ cm}$ 、 $r=0.5\text{ cm}$ において、この比較を表わしたのがそれぞれ図6(a)、6(b)である。これより大きい距離では、mHDR-v2、mHDR-v2rの両線源についての本研究の結果は、mHDR-v2線源の公表データと一致している。

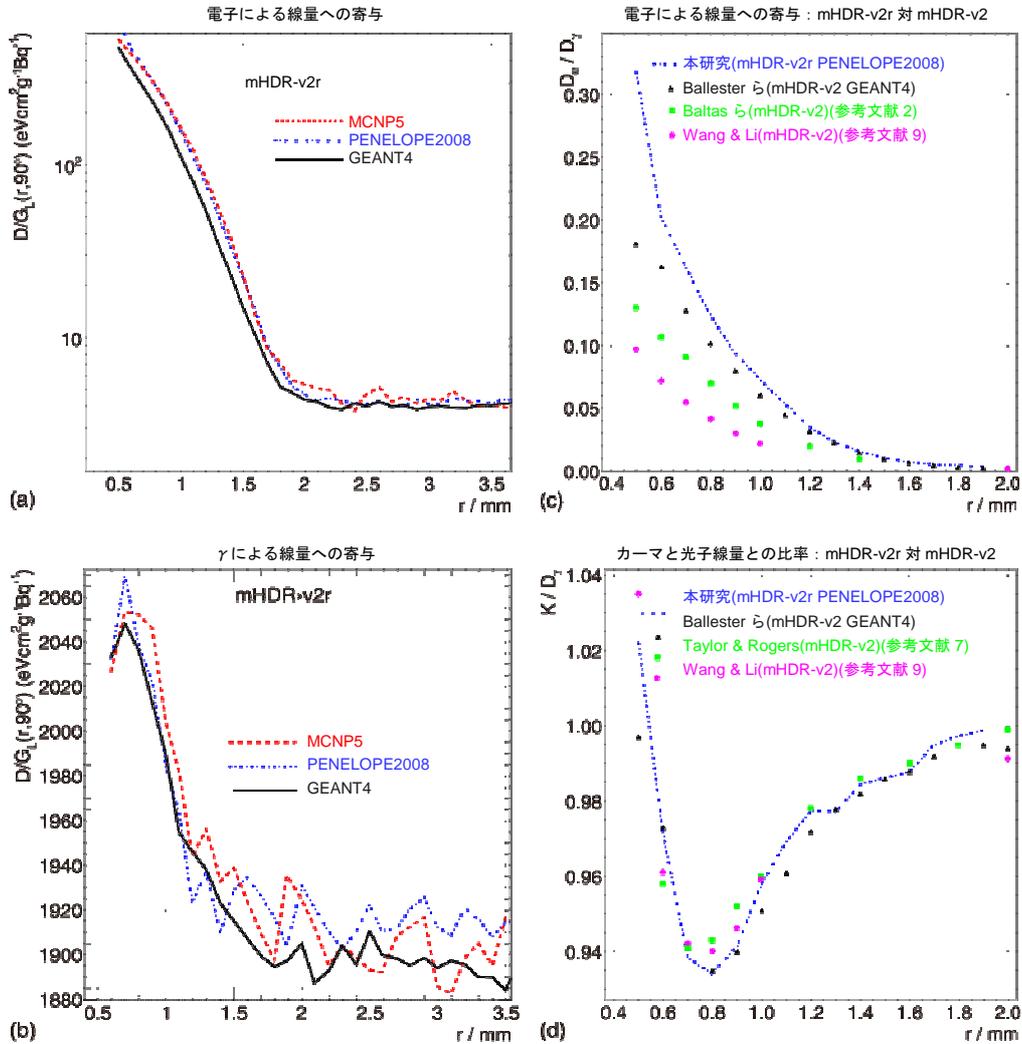


図3. (a)電子スペクトル(β、転換電子、オージェ電子)による線量への寄与は、3種類のMCコードを用いて求めた。尚、これらのMCコードは、本研究でmHDR-v2r線源へ用いた。(b)線源周囲の電子平衡は、線源中心から約2mmの地点で達成される。(c)本研究でmHDR-v2r線源について求めた電子による線量への寄与を、mHDR-v2線源の公表データと比較したもの。(d)(c)と同様だが、線源近傍における電子平衡の不成立について調べるためのもの。これらの4つの図は、線源のY軸上の線源プロファイルに相当する。線源近傍では線量勾配が大きいため、図を見やすくするよう、吸収線量と衝突カーマを幾何学的関数 $G_L(r, 90^\circ)$ で割った。

HDR 前立腺、婦人科の組織内、気管支内などの一般的な小線源治療では、線源が組織の0.25 cm以内となる場合がある(腔シリンダーの場合を除く)。これらの治療環境では、<sup>192</sup>Ir線源電子による線量測定への寄与、吸収線量と衝突カーマが等しくないことの影響は、 $r \leq 0.12$  cmにおいて5%を上回る。とりわけ、 $r=0.1$  cmにおいて、吸収線量率が11%大きくなり、5Fまたは6Fカテーテル内部に空気が含まれる場合、実際にはもっと大きくなる。

参考文献31は、吸収線量を一次線量、単一散乱線量、多重散乱線量の各成分に分離すること、さらに、その結果生じる総線量(PSSアルゴリズムへ適用される)も取り上げている。線源から放出される光子スペクトルも取り上げている。

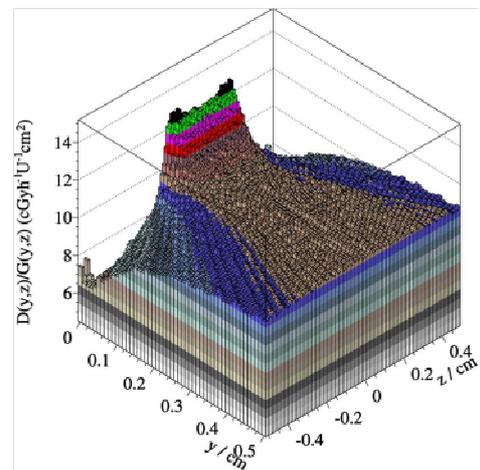


図4. 線源から近距離における線量率分布。線源近傍では線量勾配が大きいため、図を見やすくするよう、線量率を幾何学的関数 $G_L(y, z)$ で割った。

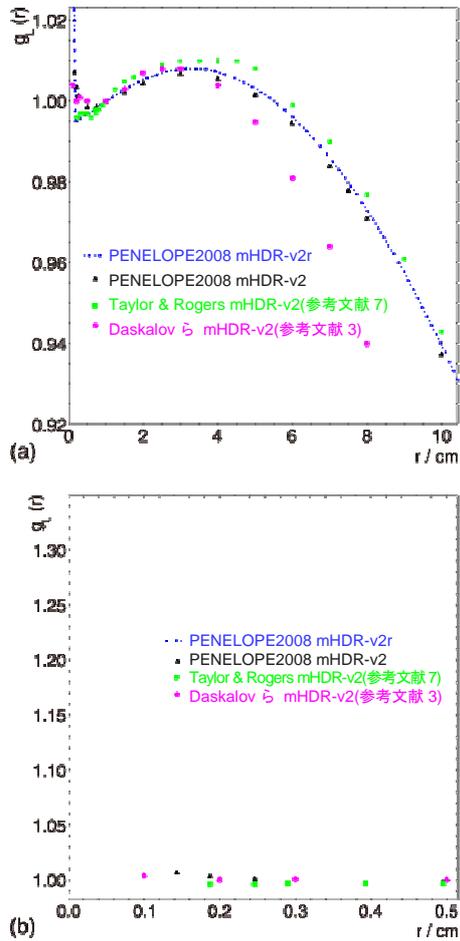


図5. 放射状線量関数の比較。

III.C. 不確かさ解析

2004年度のAAPM TG-43U1報告書は、小線源治療用線量測定パラメータを評価する際、線量測定上の不確かさ解析を行うことを推奨している。表1で用いる方法は、Rivard<sup>16</sup>が公表した方法と同じであるが、本研究で扱うmHDR-v2、mHDR-v2rの両<sup>192</sup>Ir線源に適用できる。適宜、3種類のコードの平均値を結果として用いる。

- (a) <sup>192</sup>Ir線源の直径とカプセル壁の厚さの両公差が0.01 mmであると、製造業者が申し出た。両公差に伴い、Y軸に沿った放射線減衰はそれぞれ0.46%、0.01%に及び、合計すると最大0.47%に及ぶ。だが、Λの不確かさを導出する際、これらの影響は相殺される。
- (b) カプセル内における<sup>192</sup>Ir線源の基盤面仕上げとその後の製作過程におけるカプセルのひだ付け締めに伴い、製造業者公称公差を照らし合わせると、最大側方偏位0.02 mmが見込まれる。これに伴い、D(1 cm, θ<sub>0</sub>)、D(5 cm, θ<sub>0</sub>)の最大変動はそれぞれ0.4%、0.08%、s<sub>K</sub>の変動は0.04%と想定される。この場合も、Λの不確かさを導出する際、これらの影響は相殺される。
- (c) Rivardら<sup>15</sup>は近年、<sup>192</sup>Ir線源スペクトルの選定に伴う線量測定上の変動について調査し、線量率、空気カーマ率の両計算結果において、ファントムの深さによらず、変

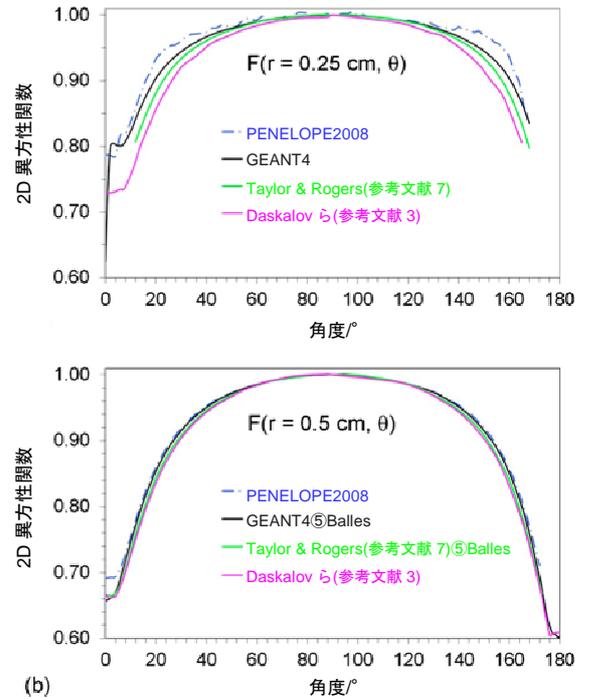


図6. mHDR-v2r (PENEL0PE2008とGEANT4)、mHDR-v2の両線源モデル間で2D異方性関数を比較したものの。(a) PENEL0PE2008データは線量結果を基に導出したのに対し、GEANT4データはカーマを基に導出した。(b)データはすべてカーマの結果を基に導出した。r > 0.5 cmでは、本研究結果と公表データとは識別できない。

動が約1%に及ぶことを知見した。Λを計算する際、この影響は統計的不確かさ0.05%以内に収まり、Λの導出にも影響しないと思われる。

- (d) 本研究以外にも、Rivardら<sup>15</sup>は近年、MC法による放射線輸送計算コードの選定に伴う線量測定上の変動について調査した。両研究によれば、D(1 cm, θ<sub>0</sub>)、D(5 cm, θ<sub>0</sub>)、s<sub>K</sub>の変動は約0.05%、Λの変動は約0.02%を示した。
- (e) 水・空気ファントムの組成と質量密度の不確かさが推定され、Λの変動が約0.01%の条件で、D(1 cm, θ<sub>0</sub>)、D(5 cm, θ<sub>0</sub>)、s<sub>K</sub>の不確かさがそれぞれ約0.01%、0.05%、<0.01%となった。
- (f) Cullenら<sup>25</sup>によれば、水、空気などの低原子番号材料中において、<sup>192</sup>Irの光イオン化断面積の不確かさ(k=1)は1%であった。この値に基づき、μ/ρの不確かさを適用し、水、空気中において、D(1 cm, θ<sub>0</sub>)、D(5 cm, θ<sub>0</sub>)、s<sub>K</sub>の線量測定上の影響を推定した。その結果はそれぞれ、0.013%、0.067%、0.0001%であった。
- (g) 水、空気中の線量計算において、上述の光イオン化断面積の不確かさを基に、μ<sub>en</sub>/ρの不確かさ(k=1)1%が導出された。
- (h) D(1 cm, θ<sub>0</sub>)、D(5 cm, θ<sub>0</sub>)、s<sub>K</sub>に対し、タリーボックスの厚さをそれぞれ0.1 mm、1 mm、0.1 mmと仮定した場合、体積平均化に伴う不確かさはそれぞれ、0.2%、0.4%、0.02%であった。
- (i) 10億以上の光子履歴に基づけば、D(1 cm, θ<sub>0</sub>)、D(5 cm, θ<sub>0</sub>)、s<sub>K</sub>に対するKの統計的不確かさ(k=1)はいずれも約

表 I. <sup>192</sup>Ir 小線源療法用 mHDR-v2、mHDR-v2r の両線源について、モンテカルロシミュレーションに基づく不確かさ解析。タイプ A、タイプ B の不確かさ要素はそれぞれ、確率的影響、系統的影響に基づき分類している。Λ の総不確かさ (k = 1) 1.0% を導出する際、すべての不確かさ要素が寄与しているとは限らない。

要素	$\dot{D}(1 \text{ cm}, \theta_0)$		$\dot{D}(5 \text{ cm}, \theta_0)$		$s_K$	
	タイプ A	タイプ B	タイプ A	タイプ B	タイプ A	タイプ B
線源の幾何学的形状		0.46%		0.46%		0.46%
カプセルの幾何学的形状		0.01%		0.01%		0.01%
線源の動的設計		0.4%		0.08%		0.04%
<sup>192</sup> Ir 光子スペクトル		1.0%		1.0%		1.0%
MC 法物理学		0.05%		0.05%		0.05%
ファントムの組成		0.01%		0.05%		0.01%
ファントムの断面積		0.013%		0.067%		0.001%
線量計算結果 ( $\mu_{en/\rho}$ )		1.0%		1.0%		1.0%
タリ-体積平均化		0.2%		0.4%		0.02%
タリ-統計量	0.03%		0.03%		0.03%	
求積法総和	0.03%	1.54%	0.04%	1.50%	0.03%	1.49%
総不確かさ (k = 1)		1.54%		1.50%		1.49%

0.03%で、ファントム周囲では 2 倍の増加に留まった。Z 軸上の複数の地点で、統計的不確かさが概ね 10 倍に増えた。光子、電子による吸収線量への寄与を計算したところ、統計的不確かさはそれぞれ、K の結果の約 4 倍、10 倍となった。

総じて、 $D(1 \text{ cm}, \theta_0)$ 、 $D(5 \text{ cm}, \theta_0)$ 、 $s_K$  の k=1 における線量測定上の不確かさは約 1.5%で、2004 年度の AAPM TG-43U1 報告書による包括的な不確かさ解析の約 1/2 となった。相関効果を除外したところ、 $D(1 \text{ cm}, \theta_0)$ 、 $s_K$  の不確かさを基に、Λ の k=1 における総不確かさ 1.0%が求められた。

IV. 結言

公表済の研究と本研究とを比較したところ、HDR <sup>192</sup>Ir 小線源治療用 mHDR-v2 線源への若干の寸法変更は、 $r \geq 0.25 \text{ cm}$  において、それに伴う線量分布 (計算値) の差異が無視できることを示唆している。3 種類の MC コードは、 $r < 0.25 \text{ cm}$  において、線源電子による線量への寄与の重要性と電子平衡の不成立を証明した。個々の総線量成分を決定し、CC に基づく TPS において PSS 法と組み合わせて用いた。

謝辞

筆者らは、シミュレーションをいくつか実施するにあたりご尽力賜った、オークリッジ国立研究所放射線情報計算センターの Mark Baird、Bernadette Kirk 両氏に対し感謝の意を表す。筆者らは、PENELOPE2008 の技術的詳細について有意義な考察を賜った Josep Sempau 氏に対し、また、線量測定上の不確かさ解析に評価と貢献を賜った Yun Yang 氏に対し謝意を表明する。

<sup>a)</sup> 書面の宛先となる筆者。電子メールアドレス:dgranero@eres.com および domingo.granero@gmail.com.

<sup>1</sup> F. Ballester, D. Granero, J. Pérez-Calatayud, C. S. Melhus, and M. J. Rivard, "Evaluation of electronic equilibrium and electron contribution to dose near brachytherapy sources," *Med. Phys.* 36, 4250–4256 (2009).

<sup>2</sup> D. Baltas, P. Karaiskos, P. Papagiannis, L. Sakelliou, E. Loeffler, and N. Zamboglou, "Beta versus gamma dosimetry close to Ir-192 brachytherapy sources," *Med. Phys.* 28, 1875–1882 (2001).

<sup>3</sup> G. M. Daskalov, E. Löffler, and J. F. Williamson, "Monte-Carlo aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source," *Med. Phys.* 25, 2200–2208 (1998).

<sup>4</sup> M. J. Rivard, B. M. Coursey, L. A. DeWerd, W. F. Hanson, M. S. Huq, G. S. Ibbott, M. G. Mitch, R. Nath, and J. F. Williamson, "Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations," *Med. Phys.* 31, 633–674 (2004).

<sup>5</sup> Z. Li, R. K. Das, L. A. DeWerd, G. S. Ibbott, A. S. Meigooni, J. Pérez-Calatayud, M. J. Rivard, R. S. Sloboda, and J. F. Williamson, "Dosimetric prerequisites for routine clinical use of photon emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV," *Med. Phys.* 34, 37–40 (2007).

<sup>6</sup> M. J. Rivard, J. L. M. Venselaar, and L. Beaulieu, "The evolution of brachytherapy treatment planning," *Med. Phys.* 36, 2136–2153 (2009).

<sup>7</sup> R. E. P. Taylor and D. W. O. Rogers, "EGSnrc Monte Carlo calculated dosimetry parameters for <sup>192</sup>Ir and <sup>169</sup>Yb brachytherapy sources," *Med. Phys.* 35, 4933–4944 (2008); see also <http://www.irs.inms.nrc.ca/papers/PIRS629r/node17.html> (last accessed December 9, 2010).

<sup>8</sup> P. Papagiannis, A. Angelopoulos, E. Pantelis, L. Sakelliou, D. Baltas, P. Karaiskos, P. Sandilos, and N. L. Valchos, "Dosimetry comparison of <sup>192</sup>Ir sources," *Med. Phys.* 29, 2239–2246 (2002).

<sup>9</sup> R. Wang and X. A. Li, "Dose characterization in the near-source region for two high dose rate brachytherapy sources," *Med. Phys.* 29, 1678–1686 (2002).

<sup>10</sup> K. R. Russell, A. K. Carlsson-Tedgren, and A. Ahnesjö, "Brachytherapy source characterization for improved dose calculations using primary and scatter dose separation," *Med. Phys.* 32, 2739–2752 (2005).

<sup>11</sup> J. F. Williamson, R. S. Baker, and Z. Li, "A convolution algorithm for brachytherapy dose computation in heterogeneous geometries," *Med. Phys.* 18, 1256–1265 (1991).

<sup>12</sup> X-5 Monte Carlo Team, MCNP—A general Monte Carlo N-particle transport code, Version 5, Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM, 2003.

<sup>13</sup> F. Salvat, J. M. Fernandez-Varea, E. Acosta, and J. Sempau, PENELOPE—A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport, Version 2008, OECD Nuclear Energy Agency, Issy-les-Moulineaux, see also <http://www.nea.fr/html/science/pubs/2009/nea6416-penelope.pdf> (last accessed December 9, 2010).

<sup>14</sup> S. Agostinelli et al., "Geant4—A simulation toolkit," *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* 506, 250–303 (2003); see also <http://geant4.web.cern.ch/geant4> (last accessed December 9, 2010).

<sup>15</sup> M. J. Rivard, D. Granero, J. Pérez-Calatayud, and F. Ballester, "Influence of photon energy spectra from brachytherapy sources on Monte Carlo

- simulations of kerma and dose rates in water and air," *Med. Phys.* **37**, 869–876 (2010).
- <sup>16</sup>M. J. Rivard, "Brachytherapy dosimetry parameters calculated for a  $^{131}\text{Cs}$  source," *Med. Phys.* **34**, 754–762 (2007).
- <sup>17</sup>M. J. Rivard, "Monte Carlo radiation dose simulations and dosimetric comparison of the model 6711 and 9011  $^{125}\text{I}$  brachytherapy sources," *Med. Phys.* **36**, 486–491 (2009).
- <sup>18</sup>C. S. Melhus and M. J. Rivard, "Approaches to calculating AAPM TG-43 brachytherapy dosimetry parameters for  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{125}\text{I}$ ,  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{103}\text{Pd}$ , and  $^{169}\text{Yb}$  sources," *Med. Phys.* **33**, 1729–1737 (2006).
- <sup>19</sup>J. Pérez-Calatayud, D. Granero, and F. Ballester, "Phantom size in brachytherapy source dosimetric studies," *Med. Phys.* **31**, 2075–2081 (2004).
- <sup>20</sup>D. Granero, J. Pérez-Calatayud, and F. Ballester, "Monte Carlo study of the dose rate distributions for the Ir2.A85-2 and Ir2.A85-1 Ir-192 after-loading sources," *Med. Phys.* **35**, 1280–1287 (2008).
- <sup>21</sup>D. Granero, J. Pérez-Calatayud, E. Casal, F. Ballester, and J. Venselaar, "A dosimetric study on the Ir-192 HDR Flexisource," *Med. Phys.* **33**, 4578–4582 (2006).
- <sup>22</sup>F. Mourtada, C. G. Soares, S. M. Seltzer, P. M. Bergstrom, Jr., J. M. Fernández-Verea, J. Asenjo, and S. H. Lott, "Dosimetry characterization of a  $^{32}\text{P}$  source wire used for intravascular brachytherapy with automated stepping," *Med. Phys.* **30**, 959–971 (2003).
- <sup>23</sup>C. Austerlitz, H. C. Mota, J. Sempau, S. M. Benhabib, D. Campos, R. Allison, C. E. de Almeida, D. Zhu, and C. H. Sibata, "Determination of absorbed dose in water at the reference point  $D(r_0, \theta_0)$  for an  $^{192}\text{Ir}$  HDR brachytherapy source using a Fricke system," *Med. Phys.* **35**, 5360–5365 (2008).
- <sup>24</sup>D. E. Cullen, S. T. Perkins, and S. M. Seltzer, "Tables and graphs of electron-interaction cross-sections from 10 eV to 100 GeV derived from the LLNL Evaluated Electron Data Library (EEDL), Z=1–100," Lawrence Livermore National Laboratory Report No. UCRL-50400, 2001, Vol. 31.
- <sup>25</sup>D. Cullen, J. H. Hubbell, and L. Kissel, "EPDL97: The Evaluated Photon Data Library, '97 version," Lawrence Livermore National Laboratory Report No. UCRL-50400, 1997, Vol. 6, Rev. 5.
- <sup>26</sup>R. W. Roussin, J. K. Knight, J. H. Hubbell, and R. J. Howerton, "Description of the DCL-99/Hugo package of photon interactions," Report No. ORNL/RSIC-46 (RSIC Data Library Collection, Oak Ridge National Laboratory, Radiation Shielding Information Center, Oak Ridge, TN, 1983).
- <sup>27</sup>G. P. Glasgow and L. T. Dillman, "Specific  $\gamma$ -ray constant and exposure rate constant of  $^{192}\text{Ir}$ ," *Med. Phys.* **6**, 49–52 (1979).
- <sup>28</sup>Z. Li, J. F. Williamson, and H. Perera, "Monte Carlo calculation of kerma-to-a-point in the vicinity of media interfaces," *Phys. Med. Biol.* **38**, 1825–1840 (1993).
- <sup>29</sup>NUDAT 2.5, National Nuclear Data Center, Brookhaven National Laboratory, <http://www.nndc.bnl.gov/nudat2/> (last accessed December 9, 2010).
- <sup>30</sup>J. F. Williamson, "Monte Carlo evaluation of kerma at a point for photon transport problems," *Med. Phys.* **14**, 567–576 (1987).
- <sup>31</sup>See supplementary material at E-MPHYA6-38-055101 to see the new dosimetric data of the mHDR-v2r source. For more information on supplementary material, see <http://www.aip.org/pubservs/epaps.html>.