

# $^{125}\text{I}$ 短程治疗源剂量计算参数的蒙特卡罗确定

孙亮, 李君利

(清华大学 工程物理系, 北京 100084)

**摘要:** 依据 AAPM TG43U1 推荐的剂量计算公式, 针对 6711 型(3M) $^{125}\text{I}$  短程治疗源, 用蒙特卡罗方法计算剂量率常数、径向剂量函数和各向异性函数的数值, 并与已发表的相关数据进行了比较。其中, 剂量率常数为  $0.986 \text{ cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ , 与 TG43U1 给出值相差  $2.31\%$ ; 径向剂量函数数值与 TG43 和 TG43U1 的均符合较好; 随着角度和距离的增加, 各向异性函数数值与 TG43 和 TG43U1 之间的符合程度趋佳。对径向剂量函数和各向异性函数进行拟合, 得到实用性较强的经验公式。

**关键词:** 蒙特卡罗方法; 剂量率常数; 径向剂量函数; 各向异性函数; 经验公式

中图分类号: R146 文献标识码: A 文章编号: 1000-6931(2006)06-0657-05

## Determination of Dose Calculation Parameters of $^{125}\text{I}$ Brachytherapy Source With Monte-Carlo Method

SUN Liang, LI Jun-li

(Department of Engineering Physics, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

**Abstract:** According to dose calculation formalism recommended by AAPM TG43U1, dose rate constant, radial dose function and anisotropy function of Model 6711(3M) $^{125}\text{I}$  brachytherapy source are calculated by Monte-Carlo method. Comparisons with the relative data recommended by AAPM are performed. Dose rate constant,  $0.986 \text{ cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ , is in agreement within  $2.31\%$  compared to recommended value of TG43U1; values of radial dose function are in good agreement with TG43 and TG43U1; the agreement of anisotropy function with TG43 and TG43U1 is improved with increase of angle and distance. Empiric equations are obtained for radial dose function and anisotropy function by curve and surface fitting.

**Key words:** Monte-Carlo method; dose rate constant; radial dose function; anisotropy function; empiric equation

目前, 短程治疗源在临床肿瘤治疗中得到广泛应用。源植入人体后在组织中的剂量分布

将决定疗效。因此, 确定相关源的剂量计算参数十分重要。本工作选择 6711 型(3M) $^{125}\text{I}$

源<sup>[1]</sup>为例,利用蒙特卡罗模拟确定各参数。

## 1 剂量计算参数

美国医用物理学家协会(American Association of Physicists in Medicine, AAPM)在1995年发布了用于指导短程治疗源在组织中的TG43报告<sup>[1]</sup>,并于2004年发布其修订版TG43U1。目前推荐的短程治疗源剂量计算公式<sup>[2]</sup>如下:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta) \quad (1)$$

式(1)使用的坐标示于图1。式(1)中的符号含义如下。

$(r, \theta)$  分别表示极坐标下关心点与源中心的距离以及关心点与源中心的连线与源长轴方向的夹角;  $(r_0, \theta_0)$  表示源中垂轴上距离 1 cm 的位置点,通常称该点为参考点。

$S_k$  为空气比释动能强度(air kerma strength),其意义为真空中在距离远大于源本身尺寸的位置上由能量大于  $\delta$  的光子在无限小体积元空气中造成的空气比释动能率  $K_\delta(d)$  与距离  $d$  平方的乘积,即:

$$S_k = K_\delta(d) d^2 \quad (2)$$

$S_k$  的单位为 cGy · h<sup>-1</sup> · cm<sup>2</sup>,专用符号为 U。

$\Lambda$  为剂量率常数,表示液态水中参考点单位空气比释动能强度的源所致剂量率,即:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad (3)$$

$\Lambda$  的单位为 cGy · h<sup>-1</sup> · U<sup>-1</sup>。定义中将液态水作为组织等效材料。

$G(r, \theta)$  为几何函数。该函数是对适用于点源的反比平方定律的修正,其具体的计算方法可参阅文献[2]。

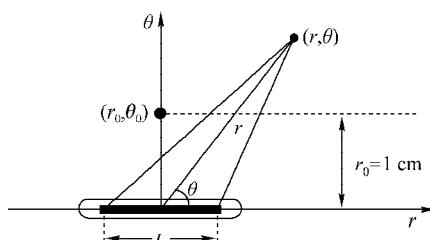


图1 剂量计算使用的极坐标系统

Fig. 1 Polar coordinates system for dose calculation

L 为活性长度

$g(r)$  为径向剂量函数,用于对种子源中垂轴不同距离处组织(液态水)的衰减和吸收进行修正,其计算公式<sup>[2]</sup>为:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \pi/2)/G(r, \pi/2)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)/G(r_0, \theta_0)} \quad (4)$$

$g(r)$  是一相对比值,即在中垂轴上对参考点进行归一。于是,  $g(r_0)=1$ , 该函数无量纲。

$F(r, \theta)$  为各向异性函数,用于描述角度  $\theta$  对剂量分布的影响,其计算公式<sup>[2]</sup>为:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)/G(r, \theta)}{\dot{D}(r, \theta_0)/G(r, \theta_0)} \quad (5)$$

显然,  $F(r, \theta_0)=1$ , 且该函数无量纲。

综上可知,式(1)的实质就是先确定源中轴线上参考点处的剂量率,再通过几何函数做线源修正,最后利用径向剂量函数和各向异性函数建立关心点  $(r, \theta)$  处的剂量率与参考点剂量率之间的关系。式(1)中需要确定的剂量计算参数有剂量率常数  $\Lambda$ 、径向剂量函数  $g(r)$  和各向异性函数  $F(r, \theta)$ 。

## 2 蒙特卡罗模拟

### 2.1 源的几何结构及计算相关的物理参数

6711型(3M)<sup>125</sup>I 源整体为小圆柱形,<sup>125</sup>I 均匀分布于内部圆柱形银棒的表面,其外有1层钛包壳,两端为焊头。沿源长轴方向(longitudinal axis)的剖面图示于图2。与其结构类似的源在国内外临床实践中较为常见<sup>[1-3]</sup>。

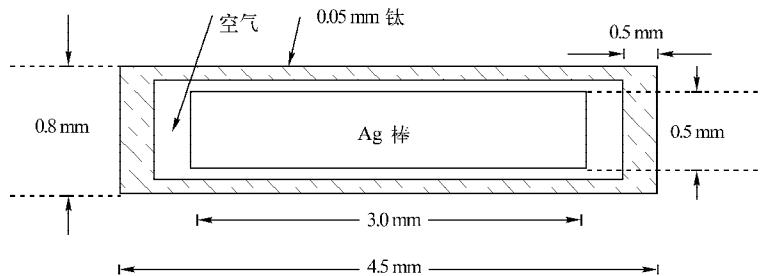
进行蒙特卡罗方法模拟时,采用的核素和介质的物理参数分别列于表1和表2。

本工作使用的蒙特卡罗模拟软件为MCNP 4C<sup>[5]</sup>,所有计算均在清华大学蒙特卡罗计算中心完成。单次计算时间为1 500 min,模拟的光子数为  $(5\sim8)\times10^7$ 。

表1 放射性核素<sup>125</sup>I 的相关核数据<sup>[2]</sup>

Table 1 Nuclear data for <sup>125</sup>I<sup>[2]</sup>

半衰期/d	光子能量/keV	每次衰变发出的光子数
$59.40 \pm 0.01$	27.202	0.406 0
	27.472	0.757 0
	30.980	0.202 0
	31.710	0.043 9
	35.492	0.066 8

图 2 6711 型(3M)<sup>125</sup>I 源的内部结构(长轴方向)Fig. 2 Longitudinal view of 6711 Model (3M)<sup>125</sup>I source表 2 蒙特卡罗模拟中相关介质的物理参数<sup>[4]</sup>Table 2 Physical parameters  
of materials in Monte-Carlo simulation<sup>[4]</sup>

介质	密度/(g·cm <sup>-3</sup> )	元素组成	质量份额
银	10.50	Ag	1
钛	4.540	Ti	1
空气	0.001 205	C	0.000 124
		N	0.755 268
		O	0.231 781
		Ar	0.012 827
液态水	1.00	H	0.111 898
		O	0.888 102

## 2.2 $\Lambda$ 的计算

根据式(2)和式(3),分为 2 步计算。第 1 步,计算空气比释动能强度,建立 1 个半径 30 cm 球形模型,介质为低密度空气(成分与表 2 中的空气一致,但密度为其 1/10),源置于球心,沿其中垂轴布计算点,距中心分别为 1.0、5.0、10.0、12.0、15.0、18.0 和 20.0 cm。计算这些位置上的光子能量注量(由能量大于 5 keV 的光子造成),然后依据光子在空气中的质量能量转移系数<sup>[4]</sup>求得空气比释动能,其与相应距离平方的乘积即为空气比释动能强度。第 2 步,建立与第 1 步相同的模型,介质换为液态水,球心放置种子源,在立体角  $4\pi$  范围内布置 4 个计算点,即 4 个参考点。计算这些位置上的光子能量注量,在假定带电粒子平衡的情况下利用光子在水中的质量能量吸收系数<sup>[4]</sup>求得吸收剂量,进行平均后作为计算结果。依据

上述两步的结果即可确定  $\Lambda$ 。

计算结果表明,第 1 步中 7 个关心位置上由 MCNP 计算给出的空气比释动能强度的估计相对误差<sup>[5]</sup>(estimated relative errors)均不大于 2.2%。当距离大于 10.0 cm 后,空气比释动能强度变化很小(不超过 3%),故将 10.0、12.0、15.0、18.0 和 20.0 cm 处的数值进行平均得到  $S_k$ 。第 2 步中 4 个参考点上吸收剂量的 MCNP 估计相对误差均不大于 0.25%,对这 4 个数值直接进行平均即得吸收剂量。

## 2.3 $g(r)$ 的计算

建立半径为 30 cm 的液态水球模型。球心放置种子源,在源中垂轴的正负方向上各布置 1 组计算点。每组包含 21 个计算点,分别距源中心 0.1、0.15、0.25、0.3、0.4、0.5、0.75、1.0、1.5、2.0、2.5、3.0、3.5、4.0、4.5、5.0、6.0、7.0、8.0、9.0 和 10.0 cm。计算这些位置上的吸收剂量,将正负方向上距离相同的两点处的数值进行平均后作为该距离处吸收剂量的计算值,依据式(4)求得各距离上的  $g(r)$ 。

结果表明,距离小于 2.0 cm,MCNP 估计相对误差不大于 1.0%;距离为 10.0 cm 时,相对误差为 4.35%。

## 2.4 $F(r, \theta)$ 的确定

建立与 2.3 节中相同的液态水球,距离  $r$  取 0.5、1.0、2.0、3.0、4.0、5.0、6.0 和 7.0 cm,因源结构左右对称,故角度  $\theta$  取 0°~90°,间隔 5°。计算各位置处的吸收剂量,然后依据式(5)求得  $F(r, \theta)$ 。

结果表明,对于所有 152 个计算点,MCNP 估计相对误差均不大于 3.1%。

### 3 参数计算结果及相关比较

#### 3.1 剂量率常数 $\Lambda$

对于剂量率常数  $\Lambda$ ,本文计算结果为  $\Lambda=0.986 \text{ cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ 。TG43 推荐的数值为  $0.88 \text{ cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ 。TG43U1 中另 1 种极类似源 6711(AH)的推荐值为  $0.965 \text{ cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ 。本文计算值与 TG43 推荐值间的相对偏差为 12.0%,与 TG43U1 推荐值间的相对偏差为 2.2%。本文结果与 TG43U1 推荐值符合较好。与 TG43 推荐值相差较大的原因在于,TG43 未考虑  $^{125}\text{I}$  光子在钛包壳中因光电吸收产生的低能特征 X 射线(通常能量低于 5 keV)对空气比释动能强度的显著影响。

#### 3.2 径向剂量函数 $g(r)$

计算获得的径向剂量函数  $g(r)$  列于表 3。

表 3 径向剂量函数  $g(r)$

Table 3  $g(r)$  at various distances

$r/\text{cm}$	$g(r)/(\text{cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1})$		
	本工作	TG43U1	TG43
0.10	1.081	1.055	
0.15	1.092	1.078	
0.25	1.093	1.082	
0.30	1.089		
0.40	1.078		
0.50	1.071	1.071	1.040
0.75	1.039	1.042	
1.00	1.000	1.000	1.000
1.50	0.927	0.908	0.926
2.00	0.831	0.814	0.832
2.50	0.748		0.731
3.00	0.658	0.632	0.632
3.50	0.588		0.541
4.00	0.514	0.496	0.463
4.50	0.447		0.397
5.00	0.399	0.364	0.344
6.00	0.298	0.270	0.264
7.00	0.229	0.199	0.204
8.00	0.169	0.148	
9.00	0.128	0.109	
10.00	0.093	0.080	

由表 3 可见,本工作计算获得的  $g(r)$  与

TG43U1 和 TG43 的推荐值均符合较好。出于实用目的,对表 3 中的数据进行拟合,所得  $g(r)$  经验公式如下:

$$g(r) = (a + br + cr^2 + dr^3 + er^4 + fr^5)e^{-kr} \quad (6)$$

式中: $a = 1.08$ ;  $b = 0.9707$ ;  $c = 0.02957$ ;  $d = 0.1429$ ;  $e = -0.02256$ ;  $f = 0.003117$ ;  $k = 0.7875$ 。拟合相关系数  $R^2 = 0.9999$ , 偏差平方和  $\text{SSE} = 2.78 \times 10^{-4}$ 。该式适用范围为  $r = 0.1 \sim 10.0 \text{ cm}$ 。

#### 3.3 各向异性函数 $F(r, \theta)$

本文计算的  $F(r, \theta)$  列于表 4。与 TG43 和 TG43U1 相比,小角度处的  $g(r)$  值与 TG43 和 TG43U1 推荐值间的相对偏差较大。 $0^\circ$  角下,距离 1 cm 时,与 TG43 间的相对偏差为 28.16%,与 TG43U1 间的为 32.04%。随距离增大,相对偏差呈下降趋势,在 5 cm 时,相对偏差分别迅速降至 0.35% 和 3.80%;对于角度  $50^\circ$ ,距离 1 cm 时的相对偏差分别为 6.10% 和 3.36%;在 5 cm 时,分别为 3.35% 和 3.57%。对于  $80^\circ$  角,距离 1 cm 时,相对偏差分别为 1.47% 和 0.50%;在 5 cm 时,分别为 2.0% 和 0.60%。以上结果表明,随着角度和距离的增加,本文的  $g(r)$  计算值与 TG43 和 TG43U1 之间的符合程度趋佳。小角度、小距离处相对偏差较大的原因是因蒙特卡罗模拟中对源两端焊头的形状和厚度的处理与实际状况间存在差异所致。

对表 4 中的数据进行拟合,得如下经验式:

$$\begin{aligned} F(r, \theta) = & a + b\theta + c\ln r + d\theta^2 + \\ & e\ln^2 r + f\theta\ln r + g\theta^3 + h\ln^3 r + \\ & i\theta\ln^2 r + j\theta^2\ln r \end{aligned} \quad (7)$$

式(7)中: $a = 0.2635$ ;  $b = 1.4991$ ;  $c = 0.1632$ ;  $d = -1.005$ ;  $e = -0.0284$ ;  $f = -0.3150$ ;  $g = 0.2224$ ;  $h = 0.0202$ ;  $i = 0.00155$ ;  $j = 0.1322$ 。

需要注意的是,式(7)中的  $\theta$  以弧度值表示。以上拟合相关系数  $R^2 = 0.9926$ 。

### 4 讨论

本工作依据 AAPM TG43U1 的相关定义,在建立恰当的计算模型基础上,利用蒙特卡罗方法计算了 6711 型(3M) $^{125}\text{I}$  短程治疗源的剂量参数。所得结果的误差来源是多方面的。

表4  $F(r, \theta)$ 的计算值  
Table 4 Calculated  $F(r, \theta)$  values

$\theta/^\circ$	不同 $r$ (cm)处的 $F(r, \theta)$							
	0.5	1.0	2.0	3.0	4.0	5.0	6.0	7.0
0	0.145 83	0.251 44	0.361 54	0.428 42	0.513 00	0.571 82	0.622 76	0.631 67
5	0.254 85	0.364 43	0.453 54	0.511 16	0.559 16	0.606 44	0.651 29	0.703 01
10	0.342 64	0.467 90	0.566 79	0.606 02	0.650 14	0.673 89	0.702 43	0.735 65
15	0.526 11	0.602 59	0.666 14	0.686 18	0.722 61	0.751 52	0.775 21	0.782 48
20	0.635 07	0.697 74	0.751 82	0.743 60	0.765 92	0.795 30	0.830 67	0.844 46
25	0.720 42	0.772 65	0.790 51	0.785 65	0.815 63	0.842 24	0.888 22	0.872 66
30	0.780 62	0.814 26	0.844 18	0.830 46	0.867 98	0.865 04	0.880 74	0.928 05
35	0.834 23	0.859 62	0.875 54	0.875 58	0.895 23	0.906 24	0.915 81	0.913 66
40	0.875 28	0.896 21	0.889 77	0.877 15	0.907 32	0.904 14	0.941 06	0.937 88
45	0.903 32	0.923 06	0.917 06	0.915 21	0.916 72	0.925 61	0.944 39	0.963 10
50	0.929 05	0.939 30	0.945 88	0.925 36	0.930 78	0.934 39	0.951 62	1.002 26
55	0.943 12	0.965 48	0.951 53	0.936 19	0.961 94	0.961 81	0.984 93	1.005 27
60	0.963 44	0.974 72	0.966 15	0.936 64	0.944 77	0.964 75	0.985 71	1.014 50
65	0.977 27	0.991 19	0.952 79	0.942 51	0.975 28	0.972 47	0.991 17	0.998 38
70	0.988 74	1.000 90	0.983 80	0.967 61	0.990 12	0.991 63	0.996 92	1.021 37
75	0.994 90	0.997 37	1.007 64	0.968 10	0.988 45	1.000 25	1.014 34	0.991 61
80	1.000 59	1.004 96	0.990 32	0.959 37	1.000 45	1.006 03	1.011 18	1.021 65
85	1.004 77	1.009 60	0.985 41	0.952 87	0.978 91	0.988 26	0.999 95	1.034 95
90	1.000 00	1.000 00	1.000 00	1.000 00	1.000 00	1.000 00	1.000 00	1.000 00

其中,源的几何结构和源内放射性核素的分布状况最为重要<sup>[2]</sup>。通常,源内放射性核素发射的光子能量较低(小于300 keV),这些低能光子对源包壳的介质组成及其形状、厚度等敏感,它们的一些微小改变可能导致参数值的较大变化。源两端焊头厚度、焊头形状对0°附近的剂量分布有较大影响<sup>[2]</sup>。源的加工工艺决定了通常不可能在蒙特卡罗计算文件中完全精确描述源结构和核素分布,但进行一定的合理近似,对实践而言是可接受的。

#### 参考文献:

[1] NATH R, ANDERSON L L, LUXTON G, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of AAPM radiation therapy committee task group No43 [J]. Medical Physics, 1995, 22:209-234.

- [2] RIVARD M J, COURSEY B M, DEWERD L A, et al. Update of AAPM task group No43 report:A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations[J]. Medical Physics, 2004, 31:633-674.
- [3] 王俊杰,修典荣,冉维强. 放射性粒子组织间近距离治疗肿瘤[M]. 2版. 北京:北京大学医学出版社,2004: 26-46.
- [4] HUBBELL J H, SELTZER S M. Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV for elements  $Z=1$  to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest, NISTIR 5632[R]. Japan:NIST, 2004.
- [5] BRIESMEISTER J F. MCNP—A general Monte-Carlo N-particle transport code (version 4B), LA-12625-M Manual 4B [R]. USA: LANL, 1997.