

## GZP3 钴-60 近距离治疗源剂量学参数的蒙特卡洛计算

龙凤翔<sup>1</sup>, 许安建<sup>2</sup>, 雷琴<sup>1</sup>, 吴骏翔<sup>1</sup>, 黄静<sup>1</sup>, 勾成俊<sup>1</sup>, 侯氢<sup>1</sup>, 吴章文<sup>1</sup>

1. 四川大学核科学与技术学院教育部辐射物理与技术重点实验室, 四川 成都 610065; 2. 中国核动力研究设计院, 四川 成都 610005

**【摘要】**根据美国医学物理协会TG-43报告的建议,应用蒙特卡洛程序GEANT4,针对中国核动力研究设计院推出的GZP3型腔内后装治疗机,模拟计算并得到了其钴-60(<sup>60</sup>Co)后装源的剂量学参数。在计算中,分别在径向方向和不同的各项异性方向上设定了16个计数点,并且在每个计数点放置了一个探测器用来收集源发射的粒子能量。对于大于1 cm的各项异性距离,探测器的体积要比靠近源处的探测器体积大10倍。经过一系列的计算,我们得到了剂量率常数、径向剂量函数值和各项异性函数值,并对剂量率常数、径向剂量函数值以及各项异性函数值等数据进行了相关的比较分析,然后将它的径向剂量函数值和各项异性函数值与相应的Flexisource <sup>60</sup>Co源、GZP6源做了比较,比较结果用图表列举出来,其中GZP3源的剂量率常数的模拟值为(1.100±0.05) cGy·h<sup>-1</sup>·U<sup>-1</sup>。这一剂量学参数,在临床上可以用来作为三维近距离放射治疗计划系统的输入参数。

**【关键词】**钴-60; 近距离治疗; 蒙特卡洛计算; GEANT4; 剂量参数

**【中图分类号】** R811.1

**【文献标志码】** A

**【文章编号】** 1005-202X(2017)02-0115-06

### Monte Carlo calculation of dosimetric parameters of GZP3 <sup>60</sup>Co brachytherapy source

LONG Fengxiang<sup>1</sup>, XU Anjian<sup>2</sup>, LEI Qin<sup>1</sup>, WU Junxiang<sup>1</sup>, HUANG Jing<sup>1</sup>, GOU Chengjun<sup>1</sup>, HOU Qing<sup>1</sup>, WU Zhangwen<sup>1</sup>

1. Key Laboratory of Radiation Physics and Technology of Ministry of Education, Institute of Nuclear Science and Technology, Sichuan University, Chengdu 610065, China; 2. Nuclear Power Institute of China, Chengdu 610005, China

**Abstract:** According to the recommendations of the American Association of Physicist in Medicine Task Group 43, Monte Carlo program GEANT4 is used to simulate and calculate the dosimetric parameters of GZP3 <sup>60</sup>Co brachytherapy source of the GZP3 cavity after loader designed by Nuclear Power Institute of China. In the calculations, we set 16 counting points in the radial direction and different anisotropy directions, respectively, and place a detector at each point to collect the energy of the particles emitted by the source. For the anisotropy distance which is more than 1 cm, the volume of the detectors is ten times larger than that of the detectors near the source. After a series of calculations, the dose rate constant, radial dose function values and anisotropy function values were obtained, and the dose rate constants, radial dose functions and anisotropy functions were comparatively analyzed. The compared results about the radial dose functions and the anisotropy functions among GZP3 <sup>60</sup>Co, Flexisource <sup>60</sup>Co and GZP6 <sup>60</sup>Co were presented in charts. The simulated value of dose rate constant of GZP3 source was (1.100±0.050) cGy·h<sup>-1</sup>·U<sup>-1</sup>. The dosimetric parameters of GZP3 <sup>60</sup>Co source can be used as input parameters of three-dimensional brachytherapy radiation therapy planning system in clinic.

**Keywords:** <sup>60</sup>Co; brachytherapy; Monte Carlo calculation; GEANT4; dosimetric parameter

### 前言

最近,由于近距离治疗与外照射混合治疗技术

的应用,近距离治疗作为外照射辅助治疗的一种形式,在肿瘤的临床治疗中有了很大的进展。三维近距离治疗过程一般如下:首先施源器放置到治疗组织或需要进行放射治疗的人体的自然腔里面;然后做CT扫描;接着在三维近距离放射治疗计划系统上进行三维计划设计;治疗时,用一个可编程的机器人设备(后装机)将经包壳封装的放射源沿着施源管步

**【收稿日期】**2016-11-08

**【基金项目】**国家重点研发计划(2016YFC0105103)

**【作者简介】**龙凤翔,硕士研究生,研究方向:辐射物理与医学物理, E-mail: 844167125@qq.com

**【通信作者】**吴章文, E-mail: wuzhangwen@scu.edu.cn

进移动,在各驻留位置停留计划的驻留时间。这里源的放射性强度很小并且治疗距离很短,大约0.5~5 cm。可用于近距离治疗的放射源包括镭-226(<sup>226</sup>Ra)、铯-137(<sup>137</sup>Cs)、钴-60(<sup>60</sup>Co)、铱-192(<sup>192</sup>Ir)以及碘-125(<sup>125</sup>I)等。三维近距离放射治疗计划系统,一方面要根据医生处方,提供最优的治疗计划;另一方面要对于给定的治疗计划,提供精确的剂量分布。三维剂量计算,需要三维人体数据,还需要后装源的相关剂量学参数。根据AAPM和ESTRO提供的建议<sup>[1]</sup>,近距离治疗源GZP3的剂量参数应当在应用于临床治疗前用TG43/TG43U1的剂量计算公式确定下来<sup>[2,6]</sup>。这些剂量参数包括相应的吸收剂量率,几何因子,径向剂量函数和各项异性函数。由于整个模拟过程是在水中进行的,因此水被推荐为近距离治疗源的剂量测定的参考介质<sup>[3-4]</sup>。

本文中,我们针对中国核动力研究设计院推出的GZP3型腔内后装治疗机,应用蒙特卡罗程序GEANT4,模拟计算其<sup>60</sup>Co后装源的剂量学参数。在近距离治疗中,由于<sup>192</sup>Ir的半衰期很短,仅为74 d,<sup>192</sup>Ir后装源需要频繁更换,而<sup>60</sup>Co的半衰期为5.27年,因此不需要多次替换源。因此尽管<sup>60</sup>Co后装源的应用没有<sup>192</sup>Ir那么普遍,但<sup>60</sup>Co被认为是临床实践中一个非常有意义的替代物。

## 1 材料和方法

### 1.1 剂量计算参数

根据1999年American Association of Physicists in Medicine(AAPM)发表的TG60报告,推荐射线近距离处的源剂量率计算公式如下<sup>[5]</sup>:

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

其中 $r$ 为从计算点到源的距离, $\theta$ 是计算点和横坐标的极角, $S_k$ 代表空气比释动能强度或参考空气比释动能率( $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$ 或 $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2\cdot\text{h}^{-1}$ ),也被称为 $U$ 。 $\Lambda$ 是剂量率常数,定义为:

$$\Lambda = \dot{D}\left(1\text{ cm}, \frac{\pi}{2}\right) / S_k \quad (2)$$

$G(r, \theta)$ 是几何因子,定义为:

$$G(r, \theta) = \begin{cases} G_p(r, \theta) = r^{-2} \text{ 点源近似} \\ G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \sin \theta}, & \theta \neq 0 \\ \left(r^2 - \frac{L^2}{4}\right)^{-1}, & \theta = 0 \end{cases} \text{ 线源近似} \end{cases} \quad (3)$$

其中 $L$ 为源的活性长度, $\beta$ 是关于点 $(r, \theta)$ 由活性源所包围的角度。

$g(r)$ 是径向剂量函数,定义为:

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

$F(r, \theta)$ 是各项异性函数,定义为:

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

这里把辐射源的中垂线上极坐标为1 cm处的点选作为剂量计算的参考点 $p(r_0, \theta_0)$ 。

图1为计算这些参数的坐标示意图。

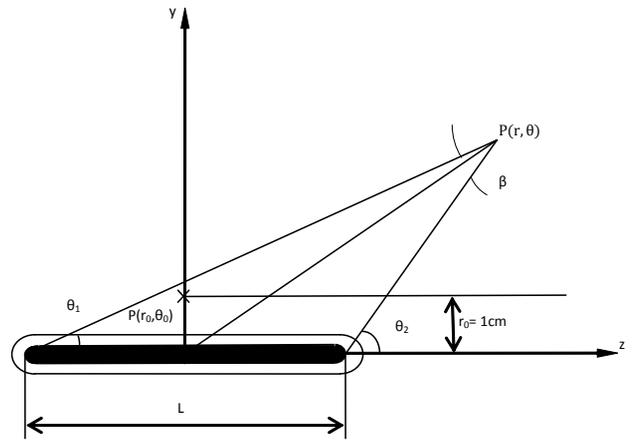


图1 剂量计算的极坐标图

Fig.1 Polar coordinate system for the dose calculation

### 1.2 <sup>60</sup>Co源的几何结构

GZP3源的设计和材料如图2所示,材料的组成呈现在表1中。活性核心是由直径为0.1 cm、长度为0.2 cm且密度为8.9 g/cm<sup>3</sup>的圆柱形<sup>60</sup>Co组成。<sup>60</sup>Co被一个0.02 cm厚、外径为0.15 cm且密度为8 g/cm<sup>3</sup>的不锈钢外壳包裹。

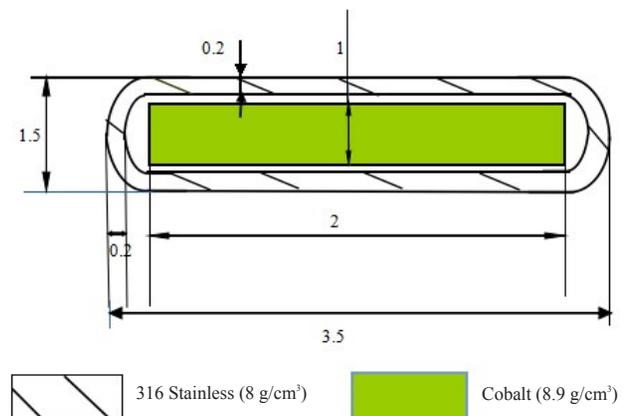


图2 <sup>60</sup>Co的纵向视图(mm)

Fig.2 Longitudinal view of <sup>60</sup>Co (mm)

### 1.3 蒙特卡罗程序

近年来,蒙特卡罗粒子输运方法在医学物理领

表1 GZP3 钴-60源的材料组成成分

Tab.1 Composition of the materials of GZP3 <sup>60</sup>Co source

Material: description	Mass density/ g · cm <sup>-3</sup>	Composition (element/ weight fraction)
Cobalt: source core	8.9	Co/1
Stainless steel: source capsule	8	Fe/0.67, Ni/11, Cr/0.18, Si/0.02, Mn/0.02
Air	0.001 29	N/0.7, O/0.3
Water: phantom material	1	H/0.11, O/0.89

域得到了广泛的应用,尤其是近距离治疗。用于近距离治疗领域的蒙特卡洛方法包括 GEANT4、FLUC、EGS 和 MCNP<sup>[7-9]</sup>。本文采用蒙特卡洛程序中的 GEANT4 程序来模拟计算 GZP3 <sup>60</sup>Co 源的剂量参数。GEANT4 程序(Geant4.9.6.P02 version)是由欧洲核子研究组织(CERN)基于 MC C++ 程序而研发的。与 MCNP、EGS 和其他软件相比较,它的主要优势就是它的源代码是完全开放的,这使得用户可以根据他们的实际需求更改和扩展 GEANT4 程序。

如前面发表的文章所描述的那样<sup>[10-12]</sup>,在水中和固态水体模中的薄层的吸收剂量的蒙特卡洛计算是基于 FLURZnrc 用户代码的<sup>[13]</sup>,计算中用到的体模的直径为 100 cm,高度为 100 cm。

在计算过程中,由于 <sup>60</sup>Co 的能量很高,在近源处不能达到光电平衡,因此,近距离处的剂量值就不能近似等于空气比释动能。因此在  $r \leq 1$  cm 处设置的探测器的体积比  $r > 1$  cm 处要小约 10 倍。且源结构中设置的不锈钢外壳可以阻挡  $\beta$  光谱和电子,因此计算中仅考虑了 <sup>60</sup>Co 发射的能量分别为 1.17 MeV 和 1.33 MeV 的  $\gamma$  光子。为了减少统计误差,粒子数被设定为  $2 \times 10^9$  个。计算中采用一个环状旋转体的计数体栅

元来收集源周围的吸收剂量。由于源周围剂量的对称性,我们仅研究  $r \leq 10$  cm,  $\theta \leq \pi/2$  情况下的剂量参数。根据图 1 的坐标,当  $z=0$ ,  $y$  分别为 0.25, 0.5, 0.75, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 12, 15 和 20 cm 的时候,我们设定了 16 个计数点,并收集每个点的吸收剂量。然后,根据 TG-43 里面的公式获取径向剂量函数。在同样的水体模中,为了获取各项异性函数,我们把  $0^\circ$  到  $90^\circ$  之间的部分分割成很多小部分,并且当  $\theta = 10^\circ, 20^\circ, 30^\circ, 40^\circ, 50^\circ, 60^\circ, 70^\circ, 80^\circ, 90^\circ$  时,分别在  $r = 0.25, 0.5, 0.75, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 12, 15$  和 20 cm 处设定了 16 个计数点。接下来获取每个点的吸收剂量并根据 TG-43 里面的公式得到了各项异性函数。最后的工作中,利用蒙特卡洛代码 GEANT4 来模拟 GZP3 <sup>60</sup>Co 源,得到它的径向剂量函数和各项异性函数,并把这些剂量学参数拿来与 GZP6 源做比较。

## 2 结果与讨论

### 2.1 剂量率常数

表 2 中列举了两种不同的 <sup>60</sup>Co 源的剂量率常数。Flexisource <sup>60</sup>Co 源由一个中心的圆柱形活性核心组成,该核心由长度 0.35 cm、直径 0.05 cm、密度为 8.9 g/cm<sup>3</sup> 的金属 <sup>60</sup>Co 制成。且活性核心被一个外径 0.09 cm,密度 8 g/cm<sup>3</sup> 的圆柱形 316L 不锈钢层所覆盖<sup>[15]</sup>。两种源之间的区别就在于这有效密度为 4.81 g/cm<sup>3</sup> 的 0.2 cm 长的 316L 钢丝索。剂量率常数  $\Lambda$  和空气比释动能强度  $S_k$  之间的关系为  $\Lambda = \dot{D}(1 \text{ cm}, \frac{\pi}{2})/S_k$ , 其中  $\Lambda$  表示水中放射源中垂线上每单位空气比释动能强度的剂量率,并且与放射源的距离为 1 cm。

表2 两种不同 <sup>60</sup>Co 源的剂量率常数Tab.2 Dose rate constant of two different <sup>60</sup>Co sources

Type of sources	L/cm	$\Lambda/\text{cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$	$\Lambda/G (r=1 \text{ cm}, \theta=90^\circ) (\text{cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1})$
Flexisource <sup>60</sup> Co	0.35	1.085±0.003	1.096
GZP3 <sup>60</sup> Co	0.20	1.100±0.005	1.105

### 2.2 GZP3 <sup>60</sup>Co 源的径向剂量函数

如前所述,我们介绍了计算径向剂量函数的方法。表 3 中列出了中垂线上从 0.25 到 20 cm 这 16 个计数点的径向剂量函数。

根据表 3 的数据可以发现径向剂量函数值呈现一个特定的趋势:首先,在函数值逐渐减小之前,它

们随着径向距离的增加达到了最大值。需要注意的是,由于背散射的缺乏,在径向距离靠近模体边缘处 ( $r=20$  cm) 的径向剂量函数值比在一个无界体模中计算出来的值要小<sup>[14, 16]</sup>。当与其他文献做比较时<sup>[15]</sup>,我们就能确定计算值的精确度,如图 3 所示。在径向剂量函数值之间,我们仅能在非常靠近源的距离处 ( $r=$

表3 GZP3 <sup>60</sup>Co源的径向剂量函数

Tab.3 Radial dose functions of GZP3 <sup>60</sup>Co source

r/cm	GZP3
0.25	1.029 69
0.50	1.031 61
0.75	1.008 14
1.00	1.000 00
2.00	0.981 23
3.00	0.967 29
4.00	0.951 69
5.00	0.934 91
6.00	0.920 50
7.00	0.898 48
8.00	0.891 03
9.00	0.866 37
10.00	0.848 59
12.00	0.814 21
15.00	0.751 93
20.00	0.653 09

0.25 cm)观察到大约4.5%的差异,这可能是由于源与探测器和背散射之间的位置关系引起的。当探测器在源内部的时候,收集的能量可能会受到影响。此外,对于所有其他径向距离来说差异都小于2%。再者,随着r值的增加,统计涨落变得越来越小。

除此之外,我们还观察到该GZP3 <sup>60</sup>Co源的径向剂量函数的总体变化趋势与相应文献中的高剂量率<sup>60</sup>Co源几乎是一样的。由Mohammad等<sup>[17]</sup>计算出来的值与上述源短距离处的值相一致。随着距离的增加,GZP6 <sup>60</sup>Co源的径向剂量函数值偏低,它的变化趋势与其他<sup>60</sup>Co源的不一致,这从一个物理学观点来说很难解释。

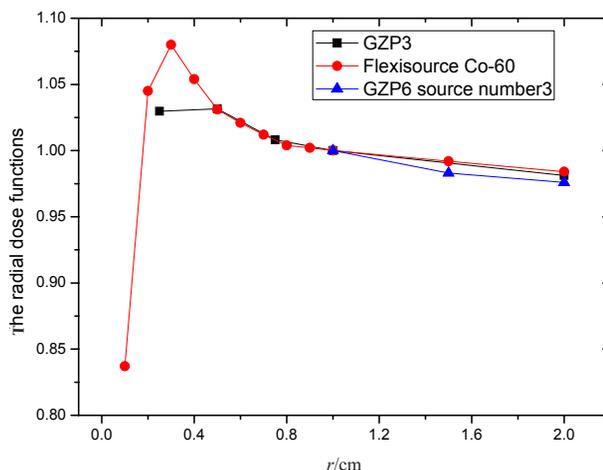
### 2.3 GZP3 <sup>60</sup>Co源和GZP6 <sup>60</sup>Co源的各项异性函数

GZP3 <sup>60</sup>Co源的各项异性函数的计算结果如表4中所示。

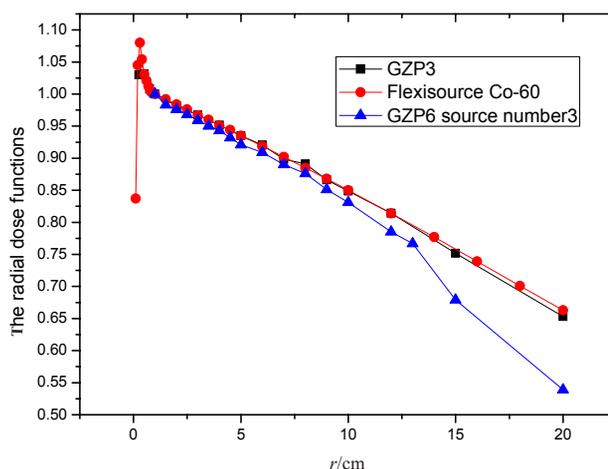
图4中呈现了不同r值的各项异性函数  $F(r, \theta)$ 。

如图4所示,对于不同的距离处,  $F(r, \theta)$  表现得与  $r=1$  cm 处方式相同,该值在大约1的地方波动。

图5中比较了GZP6 <sup>60</sup>Co源和该GZP3 <sup>60</sup>Co源的各项异性函数数据。在所有的计算当中,我们只考虑了<sup>60</sup>Co光谱中的 $\gamma$ 谱,并且由于金属<sup>60</sup>Co周围不锈钢外壳的存在阻止了电子,导致 $\beta$ 光谱和电子谱对剂量值的贡献可以忽略不计。在本文中,我们比较了



a: Radial distance ranged from 0 to 20 cm



b: Radial distance ranged from 0 to 2 cm where the electronic disequilibrium is located

图3 3种不同<sup>60</sup>Co源的径向剂量函数

Fig.3 Radial dose functions of 3 different <sup>60</sup>Co sources

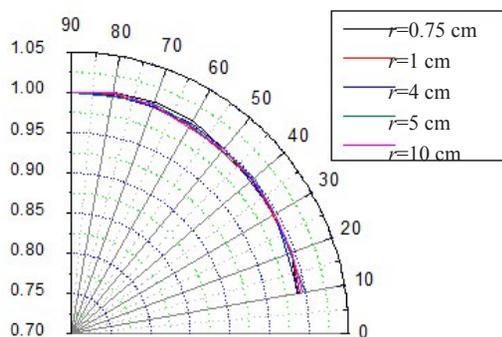


图4 GZP3 <sup>60</sup>Co源的选定距离处的各项异性函数值

Fig.4 Anisotropy function values of GZP3 <sup>60</sup>Co source for the selected distances

GZP6 <sup>60</sup>Co源与GZP3 <sup>60</sup>Co源的剂量学参数。GZP6 <sup>60</sup>Co源由一个密度为8.85 g/cm<sup>3</sup>、直径为0.1 cm,长度为0.2 cm的活性圆柱形金属<sup>60</sup>Co制成。此外,被一个0.025 cm厚的钛包壳所封装。活性核心由一个外径0.27 cm且由6个钢丸(3个在左,3个在右)组成的圆柱形钢弹簧盖所包裹。

表4 GZP3 <sup>60</sup>Co源的各项异性函数计算值  
Tab.4 Anisotropy function calculated value for GZP3 <sup>60</sup>Co source

$\theta/r$	Radial distance/cm																
	0.25	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	7.00	8.00	9.00	10.00	12.00	15.00	20.00	
10	-	-	0.989 1	0.992 8	0.996 2	0.991 3	0.987 2	0.999 6	0.986 4	0.999 7	0.985 2	1.001 0	0.996 4	0.987 4	1.002 8	0.991 6	
20	-	0.985 6	0.996 3	0.996 2	1.001 0	0.989 7	0.992 8	0.993 6	0.988 0	0.999 9	0.983 5	0.996 2	0.995 7	0.997 1	1.008 2	0.990 9	
30	-	0.994 1	0.996 2	0.994 9	0.998 4	0.996 4	0.997 2	0.996 1	0.991 7	0.996 8	0.993 7	0.998 3	0.995 3	0.988 0	0.994 4	0.996 4	
40	0.906 5	0.996 0	0.995 4	0.997 6	0.997 8	0.997 9	0.997 9	1.000 8	0.996 4	1.002 1	0.989 3	1.002 4	0.998 9	1.004 2	1.004 0	0.996 4	
50	0.935 8	0.998 9	0.998 9	0.995 3	1.000 3	0.998 8	0.998 5	0.997 7	0.998 3	1.002 3	0.995 6	1.003 8	0.998 9	1.003 8	1.002 9	0.994 8	
60	0.964 4	1.001 1	1.005 3	0.999 0	1.004 5	1.002 0	1.002 5	0.999 9	0.998 2	1.009 2	0.990 9	0.998 9	0.996 0	1.001 7	1.001 8	0.999 8	
70	0.980 9	1.003 3	1.005 7	1.000 2	1.000 8	0.999 8	1.001 2	1.003 5	1.002 6	1.004 6	0.996 9	1.004 2	1.002 7	1.003 9	1.005 1	1.002 3	
80	0.991 6	1.001 0	1.003 7	1.002 2	1.003 2	1.000 7	1.003 1	0.999 6	0.997 4	1.001 4	0.994 0	1.002 5	1.004 0	0.998 6	1.003 7	1.004 7	
90	1.000 0	1.000 0	1.000 0	1.000 0	1.000 0	1.000 0	1.000 0	1.000 0	1.000 0	1.000 0	1.000 0	1.000 0	1.000 0	1.000 0	1.000 0	1.000 0	

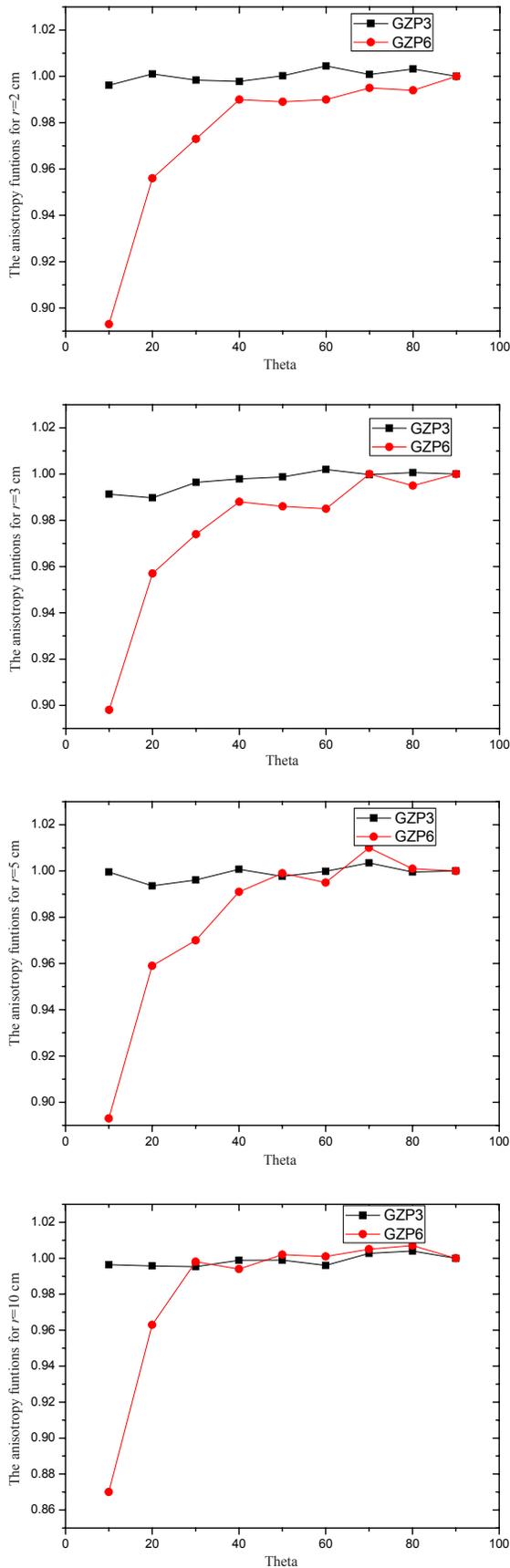


图5 在  $r$  分别为 2、3、5 和 10 cm 时的 GZP6 <sup>60</sup>Co 和 GZP3 <sup>60</sup>Co 源各项异性函数值的比较

Fig.5 Anisotropy function values of GZP6 <sup>60</sup>Co and GZP3 <sup>60</sup>Co when  $r$  is 2, 3, 5 and 10 cm, respectively

在极角小于 $40^\circ$ 时,两种源的各项异性函数值的差别主要就受GZP6  $^{60}\text{Co}$ 源结构中的左右3个钢球影响,加上钢球以后,各项异性函数值就明显降低。

研究表明,GZP6  $^{60}\text{Co}$ 源的径向剂量函数与其他 $^{60}\text{Co}$ 源的数据不一致。然而,在径向方向上,二维的剂量分布与Flexisource  $^{60}\text{Co}$ 源显示同样的趋势,并且几乎不受Z轴上的钢球的影响。而在各项异性方向上,二维的剂量分布受钢球影响较大,使得各项异性函数值呈现一个递增的趋势。

### 3 结论

本文应用蒙特卡洛程序GEANT4,模拟计算了GZP3  $^{60}\text{Co}$ 后装源的剂量学参数,对径向剂量函数值以及各项异性函数值等数据进行了分析,并与Flexisource源、GZP6源进行了比较。径向剂量函数值的差异主要是由源的不同结构造成的。此外,运行程序时的随机性也会导致计算值有偏差。总的来说,GZP3  $^{60}\text{Co}$ 源的统计涨落很小。对于小于1 cm的径向距离处,该差值小于5%(除了距离 $r=1$  cm处),并且当径向距离 $r$ 满足 $1 < r < 20$  cm时,差值从0%变化到2%。在图5中还比较了不同源的各项异性函数值,从图中可以得知,当极角小于 $40^\circ$ 的时候,模拟的GZP3源的各项异性函数值与GZP6源有较大差别。

$^{60}\text{Co}$ 可作为高剂量率近距离治疗中 $^{192}\text{Ir}$ 的有效替代物,主要用于妇科病变的治疗。本文模拟计算得到的GZP3源的剂量学参数,可以作为三维近距离放射治疗计划系统的剂量计算基础数据,也可供医院物理师验证系统时使用。

### 【参考文献】

- [1] LI Z, DAS R K, DEWERD L A, et al. American Association of Physicists in Medicine(AAPM), European Society for Therapeutic Radiology and Oncology(ESTRO). Dosimetric prerequisites for routine clinical use of photon emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV[J]. Med Phys, 2007, 34(1): 37-40.
- [2] RIVARD M J, COURSEY B M, DEWERD L A, et al. Update of AAPM Task Group No.43 Report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations[J]. Med Phys, 2005, 32(6): 633-674.
- [3] AGOSTINELLI S, ALLISON J, AMAKO K, et al. GEANT4-A simulation toolkit[J]. Nucl Instrum Methods Phys Res Sec A, 2003, 506(3): 250-303.
- [4] GRIGSBY P W, WILLIAMSON J F, PEREZ C A. Source configuration and dose rates for the selectron afterloading equipment for gynecologic applicators[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1992, 24(2): 321-327.
- [5] NATH R, AMOLS H, COFFEY C, et al. Intravascular brachytherapy physics: report of the AAPM radiation therapy committee task group No.60[J]. Phys Med Biol, 1999, 26(2): 119-152.
- [6] NATH R, ANDERSON L L, LUXTON G, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM radiation therapy committee task group No.43 [J]. Med Phys, 1995, 22(2): 209-234.
- [7] BALLARINI F, BATTISTONI G, CAMPANELLA M, et al. The FLUKA code: an overview[J]. J Phys Conf Ser, 2006, 4(1): 151-160.
- [8] WANG R, SLOBODA R S. EGS4 dosimetry calculation for cylindrically symmetric brachytherapy sources [J]. Med Phys, 1996, 23 (8): 1459-1465.
- [9] CHIU- TSAO S, FANG F X, AHUNBAY E, et al. Dosimetric parameters for  $^{192}\text{Ir}$  and  $^{125}\text{I}$  seeds for intravascular brachytherapy [J]. Med Phys, 1997, 24: 994.
- [10] SUBHALAXMI M, SELVAM T P. Monte Carlo-based investigation of absorbed-dose energy dependence of radiochromic films in high energy brachytherapy dosimetry[J]. J Appl Clin Med Phys, 2014, 15(15): 4448.
- [11] SELVAM T P, MISHRA S, VISHWAKARMA R S. Monte Carlo calculation of beam quality correction for solid-state detectors and phantom scatter correction at  $^{137}\text{Cs}$  energy [J]. J Appl Clin Med Phys, 2014, 15(1): 339-350.
- [12] SUBHALAXMI M, SELVAM T P. Monte Carlo-based beam quality and phantom scatter corrections for solid-state detectors in  $^{60}\text{Co}$  and  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy dosimetry[J]. J Appl Clin Med Phys, 2014, 15(6): 4907.
- [13] ROGERS D W, KAWRAKOW I, SEUNTJENS J P, et al. NRC user codes for EGSnrc. NRCC Report PIRS- 702(rev B) [R]. Ottawa: National Research Council of Canada, 2010.
- [14] SAKELLIU L, SAKELLARIOU K, SARIGIANNIS K, et al. Dose rate distributions around  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{198}\text{Au}$ ,  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{241}\text{Am}$ ,  $^{125}\text{I}$  (models 6702 and 6711) brachytherapy sources and the nuclide  $^{99}\text{Tcm}$ [J]. Phys Med Biol, 1992, 37(10): 1859-1872.
- [15] VIJANDE J, GRANERO D, PEREZ-CALATAYUD J, et al. Monte Carlo dosimetric study of the Flexisource  $^{60}\text{Co}$  high dose rate source [J]. Nucl Instrum Methods Phys Res A, 2012, 4(1): 34-44.
- [16] ANGELOPOULOS A, PERRIS A, SAKELLARIOU K, et al. Accurate Monte Carlo calculations of the combined attenuation and buildup factors, for energies (20-1500 keV) and distances (0-10 cm) relevant in brachytherapy[J]. Phys Med Biol, 1991, 36(6): 763-778.
- [17] MOHAMMAD T B, MAHDI G, ALI A M, et al. Dosimetric characterizations of GZP6  $^{60}\text{Co}$  high dose rate brachytherapy sources: application of superimposition method[J]. Radiol Oncol, 2012, 46(2): 170-178.

(编辑:薛泽玲)