

西门子加速器射束特点的 Geant4 模拟研究

孔 栋 苗 利 赵 飞 陈 勇 倪 婕 顾思毅 孙 亮

(苏州大学医学部放射医学与防护学院 苏州 215123)

摘要 利用 Geant4 程序包编程构建 SIEMENS 直线加速器机头结构,模拟产生 6MV-X 射线的电子打靶及后续粒子输运过程,通过与测量数据对比,在保证模型构建合理的基础上,获取常用射野平面粒子出射信息并分析所得相空间文件,得到光子和电子的平均能量、能谱分布、粒子注量分布、能量注量分布及角分布等信息。结果表明:出射光子平均能量要高于电子;光子和电子能谱呈连续分布;出射电子粒子注量与光子相差两个数量级以上;射野内光子的粒子注量和能量注量分布较均匀,电子则波动很大;射野外光子粒子注量和能量注量均迅速下降,电子的变化趋势不太明显;出射光子角分布主要集中在与中心轴成 10° 范围内,电子角分布范围则较大。

关键词 加速器,蒙特卡罗,百分深度剂量,离轴比,能谱,注量,角分布

中图分类号 TL53

现代放疗已进入了精确定位、精确计划、精确治疗的“三精”时代,而精确计划的一个重要环节是剂量计算必须准确。蒙特卡罗方法是目前公认的最精确、最可靠的剂量计算方法。关于蒙特卡罗方法在放疗中的应用研究国内外已有报道^[1-3],对于放疗中加速器模型构建,目前多用 BEAMnrc 程序^[4],但由于 BEAMnrc 太过模块化,于精细处不足,且其相互作用截面库的应用不够灵活,因此,本文中用 Geant4 程序包^[5]作为构建模型和模拟粒子输运的工具。作为通用的蒙特卡罗程序包,Geant4 中物理模型经过了充分的验证,采用了现代化的软件技术,并且有很大的灵活性^[6],其已经广泛应用在核物理、核物理、空间物理、医学物理等方面。目前关于应用 Geant4 模拟医用加速器方面的文献比较少,国内仅有白彦灵等^[7]的一篇报道,国外文献也很少看到,但是 Poon 等^[8]对于 Geant4 在这方面的准确性进行了报道。因此本工作是对应用 Geant4 研究加速器射束特征的进一步探索和尝试。通过模拟医用电子直线加速器粒子输运的过程,可以得到很多现实中不能或者不方便测量的值,为我们开展临床工作以及进行相关研究带来很多便利。

目前,国内外对于出射束特点的研究,较多的是针对瓦里安和医科达公司的加速器^[9-11],对于我

国医院常用的西门子加速器的研究较少,而加速器出射束特点将直接影响放疗效果和对辐射防护的要求,通常测量到的水模体中的剂量分布也只是间接地反应了出射束的一些特点,并不是特别详细。因此,加强对西门子加速器出射束的研究势在必行。在通过多方面调研后,本文基于蒙特卡罗方法,对西门子加速器源皮距(SSD)为 100 cm,射野为 5 cm × 5 cm、10 cm × 10 cm、15 cm × 15 cm、20 cm × 20 cm 的 6 MV-X 射线束进行了研究,计算得到了其出射束的一些特点,包括光子和电子与正电子的平均能量、能谱分布、粒子注量分布、能量注量分布以及角分布,这为我们进一步研究西门子加速器射束与生物体的相互作用过程以及由此产生的生物效应打下一定基础,对临床工作以及辐射防护工作的开展具有一定的指导意义。

1 实验材料和方法

1.1 实验材料

SIEMENS Primus Plus 医用电子直线加速器, IBA 三维水箱, Geant4 蒙特卡罗程序包(版本号 9.6)。

第一作者:孔栋,男,1987年2月出生,2011年毕业于苏州大学医学部放射医学与公共卫生学院,放射医学专业,现为苏州大学生物医学工程专业2011级在读硕士研究生,研究方向为医学物理,Email: kongdong111016@gmail.com

通讯作者:孙亮,博士,副教授,Email: slhmz@126.com

收稿日期:初稿 2013-05-28,修回 2013-07-12

1.2 构建加速器模型及水模体

依据医院和加速器厂商所提供信息，分别构建 SSD 为 100 cm，射野为 5 cm×5 cm、10 cm×10 cm、15 cm×15 cm、20 cm×20 cm 的加速器机头模型。本研究中模拟的医用电子直线加速器机头模型从电子打靶开始，之前的一系列均没有考虑，机头部件主要包括 X 线靶、初级准直器、均整器、监控电离室、次级准直器，光野十字线等。Geant4 构建加速器机头各部件的具体情况见表 1，所构建出的机头模型见图 1。

表 1 Geant4 中加速器机头各组件细节
Table 1 Components' details of the accelerator head in Geant4

组件 Component	形状 Shape	材料 Material	厚度 / mm Thick
窗 Window	G4Box	G4_Ti	0.050
靶 Target	G4Box	G4_Au	0.965
冷却水 Cooling water	G4Box	G4_WATER	1.79
射线拦阻 Beamstopprt	G4Box	G4_GRAPHITE	10.16
初级准直器 Primary coll	G4Cons	G4_W	78.74
均整器 Flatten filter	G4Cons	G4_Fe*	20.92
监控电离室 Dose chamber	G4Box	G4_ALUMINUM_OXIDE	4.57
反射镜 Mirror	G4Box	G4_GLASS_PLATE	1.60
上准直器 Upper jaws	G4Trd	G4_W	76.20
下准直器 Lower jaws	G4Trd	G4_W	76.20
“+”字叉线 Reticle	G4Box	G4_PLEXIGLASS	3.0

注：*，FLATTEN FILTER 材料应该为不锈钢，但因材料成分不清楚，所以这里用了 G4_Fe。

Note: *, the material of FLATTEN FILTER should be stainless steel, but the elements and their percentages of the stainless steel are unknown, so G4_Fe instead.

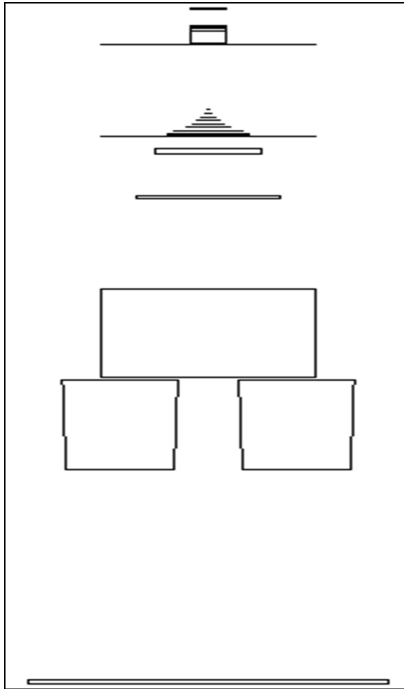


图 1 Geant4 构建加速器机头模型
Fig.1 Model of accelerator head in Geant4

在另一个程序中构建 30 cm×30 cm×30.5 cm 的水模体，并在其中设置需要记录剂量沉积的体素。本研究中，在射野为 10 cm×10 cm 时对模型参数进行调整，水模体中体素设置如图 2 所示。为了能够在运行中同时获取百分深度剂量（PDD）和离轴比（OAR），在水模中心轴及 1.6 cm 深度和 10 cm 深度的 Y 方向上设置了体素，体素大小依据模体中剂量沉积特点而定，不同坐标处体素大小设置如表 2 所示。

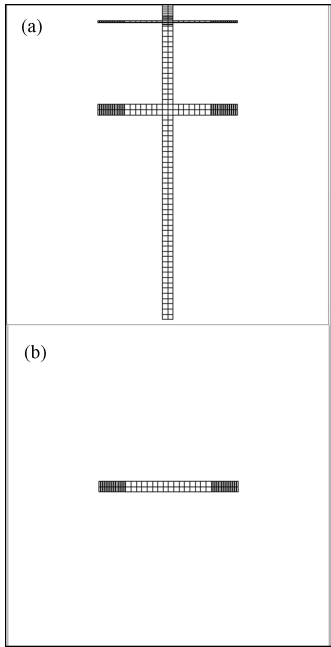


图 2 水体模中体素设置
Fig.2 Setting of voxels in water phantom: (a)viewpoint vector is 1 0 0, (b)viewpoint vector is 0 0 1

表 2 体素设置
Table 2 Setting of voxels

坐标轴 Coordinate axis	起始点/cm Starting point	设置 Setting(size×number)
Z	-15.25	0.2 cm×5+0.1 cm×10 +0.5 cm×56
X	-0.5	0.5 cm×2
Y	-6.5	0.1 cm×25+0.5 cm×16 +0.1 cm×25

1.3 蒙特卡罗模拟

综合考虑到时间花费以及剂量计算的精确性，在 Geant4 模拟过程中，构建了光子、电子和正电子三种粒子，并将它们的截止范围均设为 1 mm，物理过程中针对光子注册了光电效应、康普顿散射、伽马转换、瑞利散射；针对电子和正电子，注册了多重散射、电离、韧致辐射以及正电子湮没等，均为 Penelope 模型。

模拟过程中，首先在射束方向上距离靶 100 cm 处设置中心位于射束轴上并垂直于射束轴的 30 cm × 30 cm × 1 cm 的相空间记录体，将其中的最大步长设置为 0.5 cm，以保证到达该体积的粒子，只要其位置不是非常靠近记录体边缘，都会被追踪到，记录相关粒子的电荷、能量、位置和动量，生成记录粒子信息的相空间文件。

通过坐标转换，将 10 cm × 10 cm 射野的相空间记录体放置在水模体表面，将相应的相空间文件作为粒子源进行抽样，并模拟粒子在水模中的输运过程。对于有剂量沉积的体素，对其沉积剂量进行逐步累计，并在运行完成后将各体素中的剂量沉积结果输出到 ASCII 文件。通过与测量数据对比，不断调整各相关参数，直到计算和测量数据最大相差 ≤ 2%。

本研究针对 4 个常用射野分别模拟了产生 6MV-X 射线的电子的打靶过程，每次模拟分为 8 组，每组电子数为 2.25×10^8 ，运行约需要 23 h，生成的相空间文件中包含粒子信息分别约为 2.1×10^6 个、 4.2×10^6 个、 1.1×10^7 个和 1.9×10^7 个。在射野为 10 cm × 10 cm 情况下，计算水模中剂量沉积时也分为 8 组，每组采样粒子数为 4.0×10^7 个，运行约需要 5–6 h，统计误差控制在 1% 以内（剂量沉积较少地方除外）。共运行了 3 次，每次运行结果在误差允许范围内一致。

1.4 相对强度

本文中用到了相对强度（Relative intensity, RI ），某射野 F 下某种粒子 P 相对强度 RI_{FP} 计算公式如下：

$$RI_{F,P} = \frac{N_{E,F,P}}{N_{T,F}} \quad (1)$$

式中， $N_{E,F,P}$ 为射野为 F ，能量为 E 时，单位能量间隔内某种粒子 P 的粒子数目； $N_{T,F}$ 为射野为 F 时总的粒子数目； RI_{FP} 单位为 1。

2 计算结果和讨论

2.1 加速器模型参数的调整

图 3 为 SSD 为 100 cm，射野为 10 cm × 10 cm 时 6MV-X 射线 PDD 和 OAR 的模拟值与测量值的比较。其中，测量值由 IBA 三维水箱测量所得。为避免表面污染电子影响^[12,13]，在计算 PDD 和 OAR 时，本研究以中心轴 10 cm 深度处作为归一点^[8,9]。对于 PDD ，由图 3a 可见，除模体表面外，模拟与测量的 PDD 值符合很好，最大相对误差不超过 2%，可知选定的初始电子能量 6.2 MeV 是合理的，可用于下一步的工作；对于 OAR ，由图 3b 可见，1.6 cm 深度处，距中心轴 -5.0 cm 到 +5.0 cm 内最大相对误差约为 2%，而 10 cm 深度处，距中心轴 -5.5 cm 到 +5.5 cm 内最大相对误差不超过 2%。这些误差的产生可能是由于以下几方面原因：模型构建不够精细，一些细节问题没有考虑到；模拟粒子数不够多，有一定的统计误差在内；水模周围环境设置与治疗室不一致；测量过程中的误差。考虑到如上多方面的因素，其综合作用的误差为 2%，可知，本研究对于加速器模型的构建是合理的，模拟结果可信，由其产生的相空间文件可用于分析该加速器射束特点。

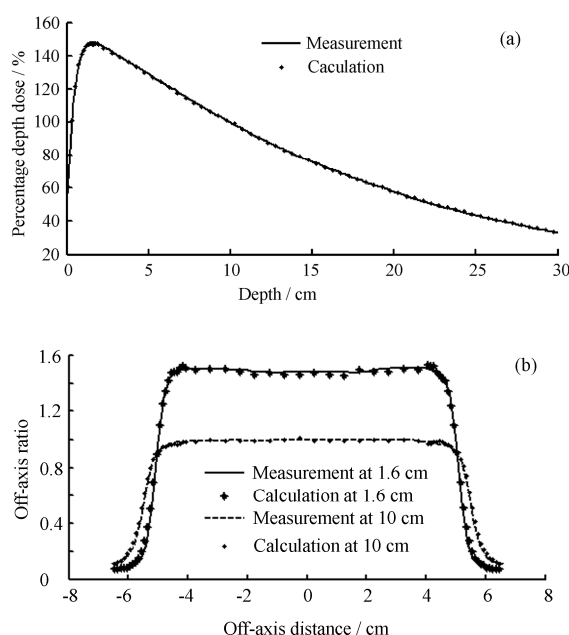


图3 计算与测量的百分深度剂量和离轴比的比较

Fig.3 Comparisons between calculated and measured PDD(a) and OAR(b)

2.2 加速器射束特点

编程提取相空间文件中信息并进行分析处理,以获取射线进入水模前射束粒子的平均能量、能谱分布、粒子注量分布,能量注量分布和粒子角分布(与射束中心轴的夹角)等信息。

2.2.1 射束能谱分布 如图4所示为不同射野下6MV-X射线束中不同种类粒子的能谱分布信息。由图4可以看出,在各不同射野下,光子相对强度要高出电子和正电子两者和(以下统称电子)两个数量级左右,说明到达模体表面的光子中污染电子很少,但还没有达到相关文献^[14,15]报道的相差三个数量级,这可能是由于以下几种原因造成的:所模拟加速器结构的不同,如参考文献中均整器位于初级准直器下方,本文依据医院提供的信息,将均整器置于初级准直器中间靠下的位置,沿XY平面看是重合的;某些部件的材料不一样,如参考文献中靶材料为钨(W),而本文中靶材料为金(Au);BEAMnrc和Geant4程序内核的差异,尤其是电子输运的具体实现方式上的差异^[16];统计误差。在整个能量范围内,光子能谱呈连续分布,各射野除了在较低能量和较高能量处有较小差别外,符合性很好,电子能谱也近似呈连续分布,某些能量位置处波动较大可能是因为电子数目较少,统计误差较大

所致,不同射野之间光子能谱的符合性较差,但总体趋势一致;随着能量的增加,光子能谱先上升后下降,峰值出现在0.5 MeV附近,这与程品晶等^[15]报道的峰值在0.7 MeV附近不一致,对于这个差异有待进一步研究,推测可能是由于加速器靶材质的差异以及BEAMnrc和Geant4程序内核的差异,电子能谱则呈持续降低趋势;在1-3 MeV之间,光子和电子下降趋势相似,之后电子下降趋势要比光子更加显著,即随着能量的增加,电子减少更明显,因此对于电子,处于较低能区的所占比重更大,这也很好的解释了电子和光子平均能量的关系,电子的平均能量为1.0-1.2 MeV,光子的平均能量为1.6-1.7 MeV。

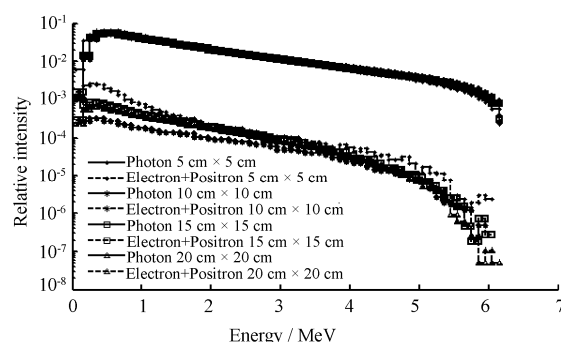


图4 不同射野能谱分布

Fig.4 Energy spectra distributions in different fields

2.2.2 射束粒子注量和能量注量分布 图5所示为不同射野下X轴上粒子注量和能量注量的分布,图6所示为10 cm × 10 cm时,射野平面上粒子注量和能量注量的分布。由图可见,对于光子和电子,粒子注量分布和能量注量分布是相似的,在射野内,无论是粒子注量还是能量注量,光子均远远高于电子,且光子在射野内分布较均匀,射野边缘处要高于中心处,电子则波动很大,这主要是因为在该模拟过程中到达水模表面的电子数量较少,误差较大所导致;射野外,光子的粒子注量和能量注量均迅速下降,这一点在放疗中是很重要的,对保护靶区周围重要的正常组织具有重大意义,电子虽然也下降,但趋势并不明显,并且,与射野内明显不同的是,射野外电子粒子注量和能量注量均明显高于光子,这是由于电子能量较低,易发生散射的缘故,因此放疗中射野外污染电子造成的皮肤剂量要高于光子,这是在放疗中需要注意的。另外,由图5可以看出,随着射野面积的增大,在距离中心轴相同距离处,电子的粒子注量和能量注量也增加。

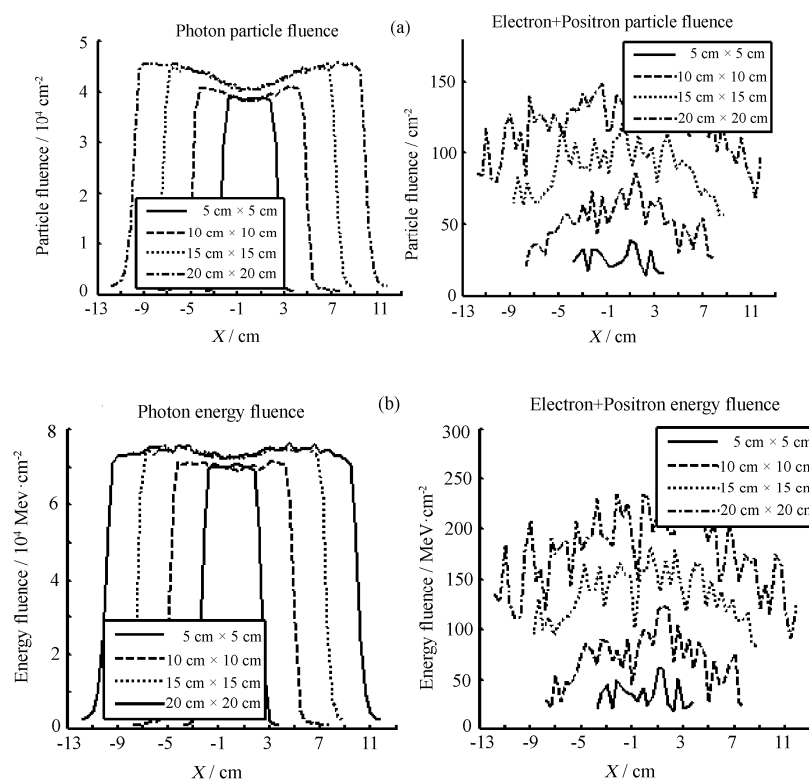


图 5 不同射野粒子注量分布和能量注量分布

Fig.5 Particle fluence distributions(a) and energy fluence distributions(b) in different fields

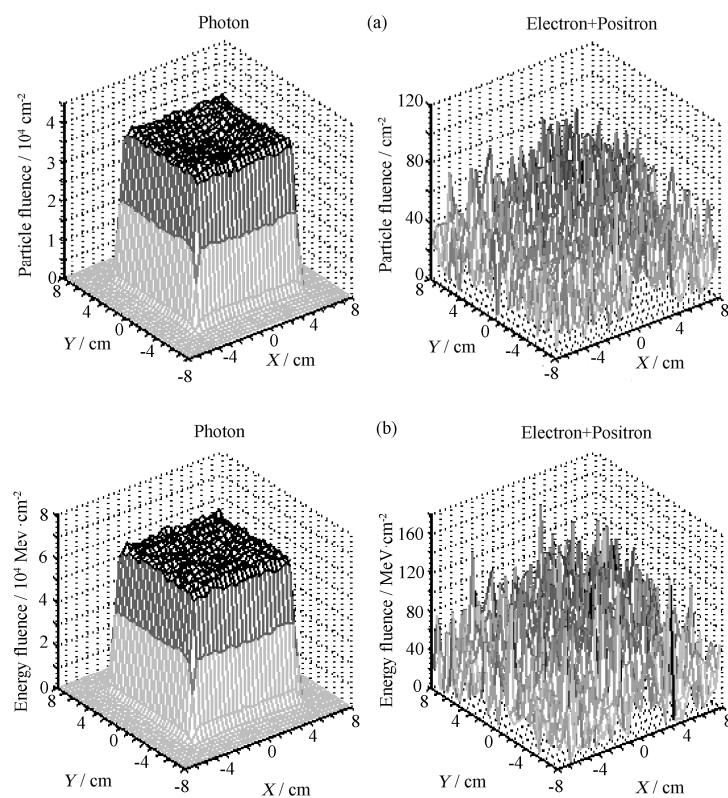


图 6 10 cm x 10 cm 射野的粒子注量分布(a)和能量注量分布(b)

Fig.6 Particle fluence distributions(a) and energy fluence distributions(b) of 10 cm x 10 cm

2.2.3 射束粒子角分布 图7所示为 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ 射野和 $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ 射野的粒子角分布。由图可见,随着角度的增加,光子和电子的相对强度均呈先上升后下降;光子的相对强度随角度变化明显,角分布主要集中在 10° 范围内,这是由于光子能量较高,不易发生散射, 70° 之后出现较大的波动,是因为该角度范围内光子数过少,统计误差较大所致;电子在 10° 之前迅速上升,之后较平缓, $10^\circ\sim 20^\circ$ 之间达到峰值,之后缓慢下降,在整个角分布范围内,电子的相对强度变化只有1个数量级左右,由此可以进一步确定,由于电子能量较低,易于与周围介质发生相互作用从而发生散射,这与图5、图6所显示信息相吻合。

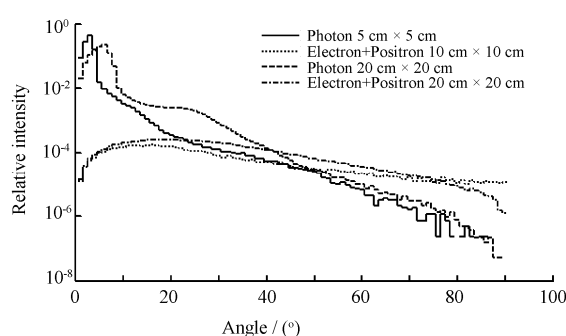


图7 粒子角分布
Fig.7 Particle angular distributions

3 结论

文章研究了6 MV射线束中光子和电子的平均能量、能谱分布、粒子注量分布、能量注量分布、角分布等信息,这些射束信息对于临床和辐射防护有一定的意义。

参考文献

- 1 Reynaert N, van der Marck S C, Schaart D R, *et al.* Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams [J]. *Radiation Physics and Chemistry*, 2007, **76**: 643–686
- 2 翁学军. 放射治疗剂量计算的蒙特卡罗方法研究 [D]. 南京: 东南大学博士学位论文, 2003
WENG Xunjun. Studying Monte Carlo Dose Calculation Method in Radiotherapy [D]. Nanjing: Doctoral Dissertation of Southeast University, 2003
- 3 金浩宇, 周凌宏, 陈超敏. 在放射治疗计划中应用蒙特卡罗剂量计算方法研究[J]. *临床医学工程*, 2010, **17**(1): 9–10
- 4 JIN Haoyu, ZHOU Linghong, CHEN Chaomin. Application of Monte Carlo dose calculation method in the radiotherapy planning [J]. *Clinical Medical Engineering*, 2010, **17**(1): 9–10
- 5 Rogers D W O, Walters B, Kawrakow I. BEAMnrc Users Manual [R]. NRCC Report PIRS-0509(A) evL, 2011
- 6 Geant4 Collaboration. Geant4 User's Guide for Application Developers [R/OL]. [2013-09-05]. <http://geant4.web.cern.ch/geant4/UserDocumentation/UsersGuides/ForApplicationDeveloper/html/index.html>. 2012
- 7 Arce P, Lagares J I, Perez-Astudillo D, *et al.* Optimization of an external beam radiotherapy treatment using GAMOS/Geant4 [J]. *IFMBE Proceedings*, 2009, **25**(1): 794–797
- 8 白彦灵, 肖雪夫, 邵文成. 直线加速器 8MV X 射线能谱及结构研究[J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2012, **21**(2): 181–184
BAI Yanling, XIAO Xuefu, SHAO Wencheng. Investigation of 8MV X-rays energy spectrum structure of medical linear accelerator[J]. *Chin J Radiat Oncol*, 2012, **21**(2): 181–184
- 9 Poon E, Verhaegen F. Accuracy of the photon and electron physics in GEANT4 for radiotherapy applications [J]. *Med Phys*, 2005, **32**(6): 1696–1711
- 10 林辉, 吴东升, 李国丽, 等. Varian 2300C 直线加速器 6MV-X 线的蒙特卡罗模拟 [J]. *原子核物理评论*, 2008, **25**(3): 254–258
LIN Hui, Wu Dongsheng, LI Guoli, *et al.* Simulating varian2300C6 MV-X Beam by Monte Carlo code [J]. *Nuclear Physics Review*, 2008, **25**(3): 254–258
- 11 时颖华, 周凌宏, 刘迎军, 等. 6MV 医用电子直线加速器的蒙特卡罗模拟 [J]. *中华放射医学与防护杂志*, 2011, **31**(2): 220–224
SHI Yinghua, ZHOU Linghong, LIU Yingjun, ZHEN Xin, *et al.* Monte Carlo simulation of 6 MV medical electron linear accelerator[J]. *Chin J Radiol Med Prot*, 2011, **31**(2): 220–224
- 12 Juste B, Miro R, Campayo J M, *et al.* Photon spectra calculation for an Elekta linac beam using experimental scatter measurements and Monte Carlo techniques [R]. *Eng Med Biol Soc*, 2008: 3289–3292

- 12 Chetty I J, Curran B, Cygler J E, *et al.* Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning [J]. *Med Phys*, 2007, **34**(12): 4818–4853
- 13 Abdel-Rahman W, Seuntjens J P, Verhaegen F, *et al.* Validation of Monte Carlo calculated surface doses for megavoltage photon beams [J]. *Med Phys*, 2005, **32**(1): 286–298
- 14 陈朝斌, 黄群英, 吴宜灿, 等. 蒙特卡罗方法在放疗计划中的应用 [J]. *核技术*, 2006, **29**(1): 22–28
CHEN Chaobin, HUANG Qunying, WU Yican, *et al.* Application of Monte Carlo techniques in radiation treatment planning [J]. *NUCLEAR TECHNIQUES*, 2006, **29**(1): 22–28
- 15 程晶晶, 王宇, 凌球. 医用直线加速器治疗头的蒙特卡罗模拟 [J]. *核电子学与探测技术*, 2009, **29**(1): 105–107
CHENG Pinjing, WANG Yu, LING Qiu. Monte Carlo Simulation for the Therapy Head of a Medical Linac [J]. *Nuclear Electronics & Detection Technology*, 2009, **29**(1): 105–107
- 16 邱睿, 李君利, 武祯, 等. 四种蒙特卡罗程序的比较计算 [J]. *原子能科学技术*, 2008, **42**(12): 1149–1152
QIU Rui, LI Junli, WU Zhen, *et al.* Comparison calculation of four Monte Carlo codes [J]. *Atomic Energy Science and Technology*, 2008, **42**(12): 1149–1152

Simulation study on Siemens accelerator beam characteristics with Geant4 code

KONG Dong MIAO Li ZHAO Fei CHEN Yong NI Jie GU Siyi SUN Liang

(School of Radiation Medicine and Protection, Medical College of Soochow University, Suzhou 215123, China)

ABSTRACT The Geant4 code was used to model components of the head of Siemens medical linear accelerator with the field commonly used. Then we simulated the process of electron beams, which could produce 6 MV X-rays, bombarding a gold target. By comparison with the measured data, we ensured that the model was built correctly. Then we obtained the information of all the particles to the field plane, and wrote it to a phase space file. The kinds of particles and their average energy, energy spectrum distributions, particle fluence distributions, energy fluence distributions, and angular distributions were presented by processing the file with the procedure written by myself. The results show that the average energy of photon is higher than that of electron and positron; energy spectra of photon and electron show continuous distributions; electronic particle fluence is two orders of magnitude less than that of photons; particle fluence and energy fluence of photons are evenly distributed in the field and decrease rapidly out of the field, while the electronic's fluctuate considerably in the field and smoothly out of the field. Angular distribution of photon is mainly concentrated within the range of 10° off the central axis, while the electronic's are in a relatively larger range.

KEYWORDS Accelerator, Monte Carlo, Percentage depth dose, Off-axis ratio, Energy spectrum, Fluence, Angle distribution

CLC TL53