

放疗污染电子来源及去除方法的 Monte Carlo 模拟研究

赵飞 薛影 陈勇 顾熹豪 杨洋 文万信

(苏州大学医学部放射医学与防护学院 江苏省放射医学与防护重点实验室 苏州 215123)

摘要 利用 Monte Carlo 程序模拟研究了放射治疗过程中污染电子的产生规律及剂量学特性,并进一步研究充氦及安置铅过滤板两种方法减少污染电子的效果。结果表明:污染电子主要来源于加速器机头和空气的散射,并随射野面积和初级光子束能量的增加而增加;充氦能够有效地减少初级光子束与空气反应产生的污染电子;安置铅过滤板能够有效减少机头部件散射的污染电子;同时使用两种方法后,来源于机头部件与空气的污染电子均有较大程度减少。因此,使用充氦和铅过滤板可以有效减少污染电子造成的皮肤表面剂量,达到较好保护皮肤组织的目的。

关键词 污染电子, Monte Carlo 模拟, BEAM 程序, 氦气, 过滤板

中图分类号 R142, R811.1, R815.6

对人体内较深部位的肿瘤进行放射治疗时,通常选用电子加速能量为兆伏(MeV)级的X射线,这类高能射线的最大剂量沉积点一般在皮下数厘米处^[1],在剂量建成区有较低的皮肤表面剂量。然而放疗过程中产生的次级电子则会降低高能光子束的皮肤豁免效应,次级电子对皮肤表面剂量的贡献可高达44%,同时也会影响模体最大剂量点位置。Jursinicy等^[2]对4、6和10 MeV光子束进行了测量和Monte Carlo模拟计算,得出X线和电子束对模体最大剂量点的贡献分别为21%—2% (4 MeV)、13.2%—3.5% (6 MeV)、8.2%—5% (10 MeV); Ding等^[3]研究了Varian 21EX加速器6 MeV和18 MeV光子束污染电子的产生情况,结果显示污染电子所致表面剂量随射野变化的最大剂量比值(污染电子在特定深度处沉积的剂量与所有粒子在同一深度处沉积的总剂量之比)范围为11%—29%。

近年来,许多学者对污染电子的来源及性质进行了研究:Petti等^[4]和Jackson^[5]发现次级污染电子主要来自初级光子束在均整器和电离室的康普顿散射;Velkley等^[6]和Hounsell等^[7]的研究指出准直器与初级光子束发生的康普顿散射也是次级电子来源的一部分;在进行病人和模体表面剂量研究时,Yorke等^[8]和Nilsson等^[9]发现,射野范围内空气与光子的反应也是污染电子的一个重要来源。

Malataras等^[10]进一步指出随着光子能量增加,来自空气的污染电子相对比例降低,而在高能束中,初级准直器和靶是污染电子主要来源。污染电子的产生数量与初级光子束能量和射野面积大小相关,并随源皮距减小而增加^[11],同时还受到光子射束角度、有无组织补偿器及挡铅的影响^[12]。

随着医用直线加速器和现代放疗技术的发展,皮肤剂量和皮肤反应已经不再是临床放射治疗过程中的一个主要问题,但在特定情况下,放疗过程中仍需要控制皮肤剂量来减轻皮肤反应。Ling等^[13]提出可以通过偏转电磁场使污染电子偏出射束方向而去除其影响。Li等^[14]建议使用1 mm厚的铅质过滤器去除污染电子对百分深度剂量的影响,这种过滤板最好放置在治疗机头下方。1985年Yorke等^[8]发现利用氦气袋放在病人体表可以减少空气中污染电子对皮肤剂量的贡献。最近Wu等^[15]又提出远红外电磁波与X射线同步照射可以降低污染电子在皮肤表面剂量的沉积,机制是远红外电磁波照射物质后引起吸收原子和分子低频共振,产生分子-底物或吸附物-底物结合,影响低能电子使其重组来达到减少污染电子在皮肤表面的剂量沉积,但这种方法仅适用于低能光子束。

很多研究证明,利用Monte Carlo程序来模拟放射治疗束传输过程是最精确的方法。本文主要利

江苏高校优势学科建设工程资助项目(PAPD)、江苏省环保科技项目(201020)资助

第一作者:赵飞,男,1986年10月出生,2010年毕业于苏州大学,现为苏州大学生物医学工程专业2010级硕士研究生,研究方向为医学物理

通讯作者:文万信, Email: wxwen@suda.edu.cn

收稿日期:初稿 2012-02-13, 修回 2012-04-09

用 BEAM 程序模拟,研究了临床医用直线加速器光子束在传输过程中产生的污染电子主要来源及性质,利用程序中的 LATCH 功能分析到达某一层面的污染电子径迹进而确定其具体来源,另外对污染电子数量随初始光子束能量和射野面积大小的变化情况也进行了详细的模拟计算和讨论。很多研究表明充氦气及安置铅滤过板两种方法均可以去除放疗过程中产生的污染电子,本文利用 Monte Carlo 程序模拟计算了使用这两种方法后特定平面污染电子的产生情况,对充氦及滤过板去除污染电子的效果进行了详细分析,并讨论了这两种方法在临床实践中的应用和局限。

1 模拟程序和计算方法

1.1 蒙特卡罗程序

本文主要采用加拿大国家研究委员会(NRC) OMEGA (Ottawa Madison Electron Gamma Algorithm) 项目组开发的 BEAM 程序代码系统(包括 BEAMnrc 程序^[16]和 BEAMDP 程序^[17])对 SIEMENS Primus 系列直线加速器进行模拟计算。用户可以利用 BEAMnrc 程序自定义加速器机头各部件的性质和几何参数,在选择合适的参数设置后进行 Monte Carlo 模拟,最终的运行结果以相空间文件形式保存。相空间文件中包含了每个模拟粒子传输过程中的详细信息,包括粒子能量、位置、反应角度、电荷量等。BEAMDP (BEAM Data Processor) 程序用来分析 BEAMnrc 产生的相空间文件,可得到射束到达某一平面的粒子注量、能量注量、平均能量、角度分布、能谱等信息。

1.2 模拟计算方法

利用 BEAM 程序系统对 SIEMENS 公司 Primus 加速器 6 MeV、15 MeV、23 MeV 3 种能量光子束在不同条件下污染电子的产生情况进行模拟计算。

1.2.1 BEAMnrc 程序进行模拟计算得到相空间文件(.egsphsp 文件) 对 6 MeV、15 MeV、23 MeV 3 种能量光子在下列 4 种情况分别进行模拟,得到相空间文件: (1) 加速器机头内及机头与模体之间的介质为空气; (2) 加速器机头内及机头与模体之间的介质为氦气; (3) 加速器机头内及机头与模体之间的介质为空气,在加速器的机头下方安置 1 mm

厚的铅过滤板; (4) 加速器机头内及机头与模体之间的介质为氦气,在加速器的机头下方安置 1 mm 厚的铅过滤板。

模拟程序中,源皮距 SSD 为 100 cm,情况(1)射野面积分别为 10 cm×10 cm、20 cm×20 cm、40 cm×40 cm, (2)、(3)、(4)射野面积为 10 cm×10 cm。

1.2.2 利用 BEAMDP 程序对相空间文件进行分析 用 BEAMDP 程序对步骤 1.2.1 中生成的相空间文件进行分析,得到模体表面上方污染电子的特性,包括来源、注量、平均能量、最大能量、能谱分布、角度分布。对比各种条件下产生的污染电子差别。

1.2.3 蒙特卡罗程序参数设定 程序在 Windows 系统下运行,模拟程序的主要参数设定见表 1。

Table 1 Main parameters input in Monte-Carlo^[18]

Parameter	Value / MeV
AE (Low charged particle cutoff energy)	0.7
ECUT (Electron transport cutoff energy)	0.7
AP (Low photon cutoff energy)	0.01
PCUT (Photon transport cutoff energy)	0.01

模拟过程中使用的方差减小技术 (Variance Rejection techniques): (1) 均一韧致辐射分裂技术 (Uniform Bremsstrahlung Splitting, UBS); (2) 启用俄式轮盘技术 (Russian Roulette); (3) 启用能级抑制技术 (Range Rejection): ECUTRR (Electron cutoff energy of range rejection)=2.0 MeV。

2 结果和讨论

2.1 污染电子的性质

2.1.1 污染电子的来源及变化规律 利用 BEAMnrc 程序 LATCH 技术可以追踪每一个粒子的径迹,得到进入某一特定平面的粒子来源。图 1 为 15 MeV 光子束在 10 cm×10 cm、20 cm×20 cm、40 cm×40 cm 射野面积产生的污染电子注量分布。从图 1 中可以看出,污染电子主要有两大来源: 加速器机头部件 (CMs, Component Modules) 散射和空气散射。总污染电子注量和来源于机头散射的污染电子注量随着射野增大而增大; 空气散射的污染电子数量相对稳定。

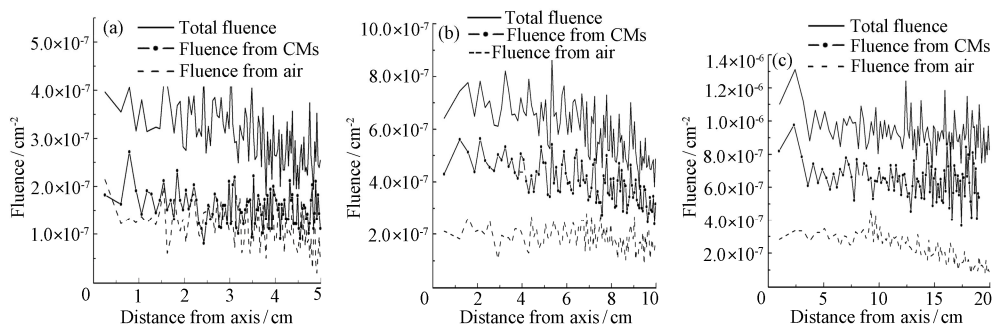


Fig.1 Comparison of total electron fluence, electron fluence from CMs (Component Modules) and from air of 15MeV photon beam with different sizes: (a) 10 cm×10 cm; (b) 20 cm×20 cm; (c) 40 cm×40 cm

图 2 为不同能量光子束在射野为 10 cm×10 cm 时计数平面的电子注量比较, 从图 2 中可以看出, 同一射野面积, 污染电子产生数量随光子束能量增大而增加。这与 Yang 等^[19]的研究结果相符。污染电子数量随射野面积和光子束能量变化的原因是初始光子能量较大或射野较大时, 光子与机头、空气发生康普顿散射产生更多的次级电子。

2.1.2 污染电子的能谱分布、最大能量、平均能量分布 图 3 为不同能量光子束在射野为 10 cm×10 cm 时污染电子能谱分布以及与初级光子束能谱的比较, 表 2 为不同能量光子束在射野为 10 cm×10 cm 时污染电子平均能量与初始光子平均能量的关系。从图 3 和表 2 中可以得到与 Sheikh 等^[20]相同的结论: 污染电子能谱形状与初级光子束能谱形状相似,

污染电子的平均能量与初级光子束平均能量近似成线性关系。本研究对其他射野面积的情况也进行了模拟计算, 结果与 10 cm×10 cm 情况相似。

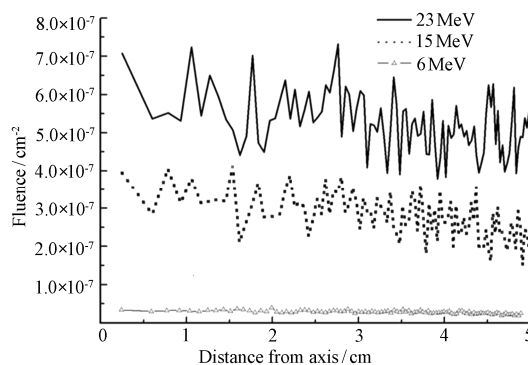
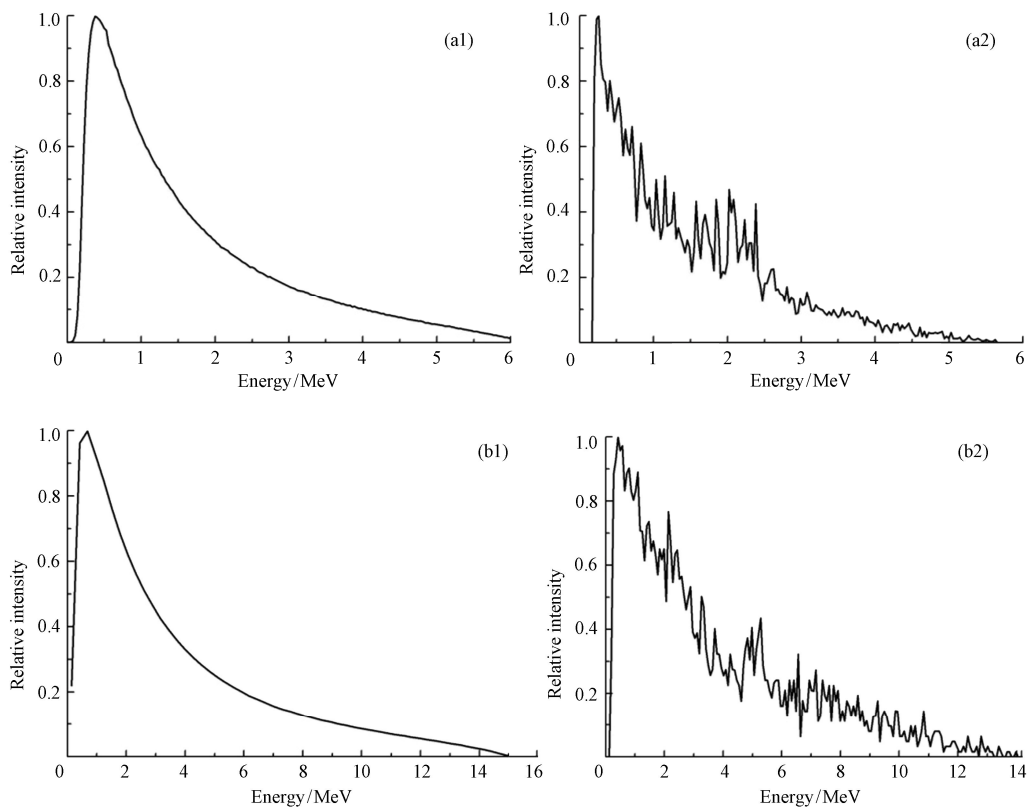


Fig.2 Electron fluence of 6 MeV, 15 MeV, 23 MeV photon beam in 10 cm×10 cm field



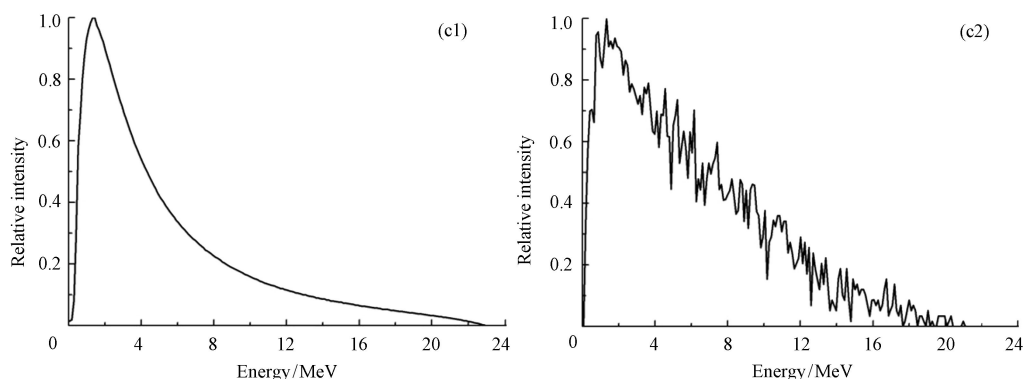


Fig.3 Photon spectral and contamination electron spectral of 6 MeV, 15 MeV, 23 MeV photon beam in 10 cm×10 cm field, (a1)(b1)(c1): photon spectral of 6 MeV, 15 MeV, 23 MeV beams; (a2)(b2)(c2): electron spectral of 6 MeV, 15 MeV, 23 MeV beams

Table 2 Relationship between mean energy of photon and contamination electron

Beam type / MeV	Photon mean energy / MeV	Electron mean energy / MeV
6	1.619787	1.818917
15	4.046515	4.577126
23	5.413968	5.916046

2.2 机头充氦和装置铅过滤板对污染电子的去除效果

消除污染电子效果的研究均在射束能量为 15 MeV, 射野面积为 10 cm×10 cm 的条件下进行。

2.2.1 充氦后模体表面污染电子去除情况 到达模体表面的污染电子有两大来源, 一种是机头部件与初级光子发生反应产生, 另一部分是初级光子束与空气(包括机头内空气介质和机头外模体上方的空气介质)反应产生。图 4 为充氦后模体表面产生的污染电子注量与条件(1)中来自空气的污染电子注量对比, 可以看到污染电子的产生数量有较大程度减少。这是由于利用氦气代替空气后, 大大减少了初级射束与空气相互作用产生的电子。

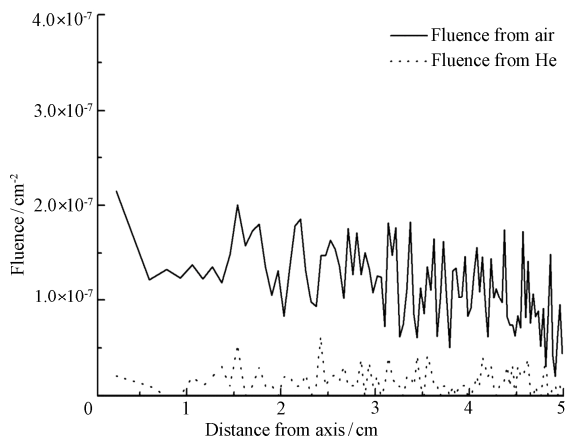


Fig.4 Contrast of electron fluence before and after Helium instead of air, 15 MeV, 10 cm×10 cm

2.2.2 在机头下安置铅过滤板后污染电子去除情况 Li 等^[14]在他们的研究中指出, 用 1 mm 厚的铅过滤器可以挡住几乎所有低能污染电子, 该去除污染电子方法适用于能量从 1.25 MeV 的 ^{60}Co 射线至 50 MeV 的加速器放射治疗束, 本研究中在模拟机头正下方放置了厚度为 1 mm 的铅过滤板。图 5 为添加过滤板后来自机头散射和空气散射的污染电子注量分布与条件(1)的对比, 可以看到来自机头散射的污染电子数量有较大幅度减少; 空气来源的污染电子也有所减少, 但程度较小, 这种差异是由于铅过滤板仅仅阻挡了来自其上方机头内部件和空气的散射电子, 而机头与模体之间的空气散射仍会对计数平面污染电子注量造成影响。值得注意的是, 初级光子束在经过 1 mm 厚铅板后强度会有一定的衰减, 根据文献[21]中各能量光子在铅中的质量衰减系数计算得到, 6 MeV 和 15 MeV 的光子强度分别衰减了 4.8%和 6.2%, 另外高能光子束也会与铅过滤板反应产生次级电子, 这一问题需要进一步研究。

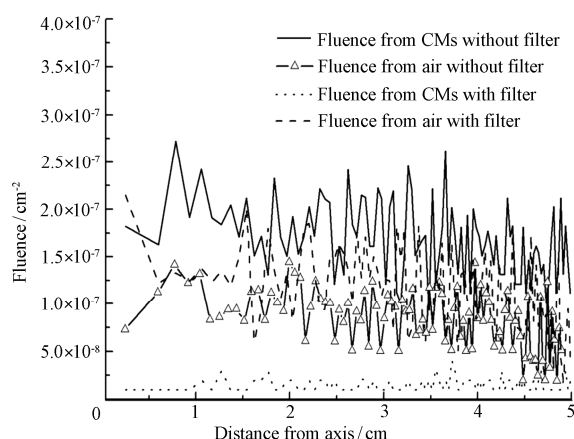


Fig.5 Contrast of electron fluence with and without 0.1cm thick lead filter, 15 MeV, 10 cm×10 cm

2.2.3 同时应用充氦处理与安置铅过滤板后污染电子去除情况 图 6 为模体表面总污染电子注量分布与条件(1)的对比, 可以看出各种来源的污染电子数

量都有较大程度减少, 说明同时使用这两种方法对污染电子的去除效果明显。

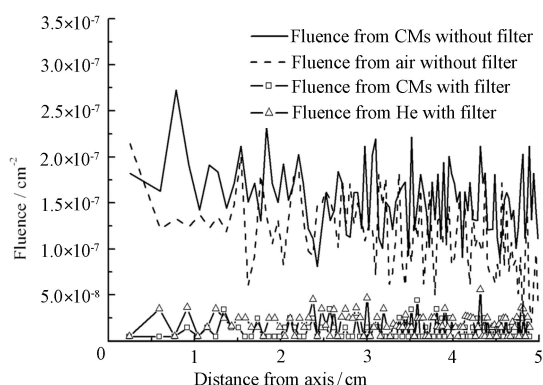


Fig.6 Contrast of electron fluence with and without 0.1cm thick lead filter, before and after Helium instead of air, 15 MeV, 10 cm×10 cm

3 结论

初级光子束与机头部件及空气发生反应产生的污染电子是临床放射治疗过程中皮肤剂量的主要来源之一。本文利用 Monte Carlo 程序 BEAM 对充氦及在机头下安置过滤板减少污染电子的效果进行了模拟研究, 结果表明, 充氦处理可有效地减少初级光子束与空气反应产生的污染电子; 在机头下安置 1 mm 铅过滤板可以有效减少机头内空气和机头部件散射产生的污染电子; 同时使用上述两种方法可较大幅度减少临床治疗野中污染电子的产生数量, 降低其造成的皮肤表面剂量。临床上可在机头下方托架上放置铅质过滤板, 使用薄层塑料袋充氦后放置在病人皮肤表面来达到减少污染电子的目的。但考虑到高能光子与铅板发生反应也会产生一定量的次级电子, 并且会影响治疗射线品质, 这一问题仍需要进一步研究。

参考文献

- 1 Goldschmidt H, Breneman J C, Breneman D L. Ionizing radiation therapy in dermatology [J]. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 1994, **30**(2): 157-182
- 2 Jursinicy P A, Mackie T R. Characteristics of secondary electrons produced by 6, 10 and 24 MeV X-ray beams [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1996, **41**(8): 1499-1509
- 3 Ding G X. Energy spectra, angular spread, fluence profiles and dose distributions of 6 and 18 MeV photon beams: results of Monte Carlo simulations for a Varian 2100EX accelerator [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2002, **47**(7): 1025-1046
- 4 Petti P L, Goodman M S, Sisterson J M, *et al.* Sources of electron contamination for the Clinac-35-25 MeV photon beam [J]. *Medical Physics*, 1984, **10**(6): 856-861
- 5 Jackson W. Surface effects of high-energy X-rays at oblique incidence [J]. *British Journal of Radiology*, 1971, **44**(518): 109-115
- 6 Velkley D E, Manson D J, Purdy J A, *et al.* Build-up region of megavoltage photon radiation sources [J]. *Medical Physics*, 1975, **2**(1): 14-19
- 7 Hounsell A R, Wilkinson J M. Electron contamination and build-up doses in conformal radiotherapy fields [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1999, **44**(1): 43-55
- 8 Yorke E D, Ling C C, Rustgi S. Air-generated electron contamination of 4 and 10 MeV photon beams: a comparison of theory and experiment [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1985, **30**(12): 1305-1314
- 9 Nilsson B, Brahme A. Absorbed dose from secondary electrons in high energy photon beams [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1979, **24**(5): 901-912
- 10 Malataras G, Kappas C, Lovelock D M J. A Monte Carlo approach to electron contamination sources in the Saturne-25 and -41 [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2001, **46**(9): 2435-2446
- 11 Klein E E, Purdy J A. Entrance and exit dose regions for a clinac-2100c [J]. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 1993, **27**(2): 429-435
- 12 Dogan N, Glasgow G P. Surface and build-up region dosimetry for obliquely incident intensity modulated radiotherapy 6 MeV X-rays [J]. *Medical Physics*, 2003, **30**(12): 3091-3096
- 13 Ling C C, Schell M C, Rustgi S N. Magnetic analysis of the radiation components of a 10 MeV photon beam [J]. *Medical Physics*, 1982, **9**(1): 20-26
- 14 Li X A, Rogers D W O. Reducing electron contamination for photon beam-quality specification [J]. *Medical Physics*, 1994, **21**(6): 791-797
- 15 Wu J M, Yeh S A, Hsiao K Y, *et al.* Far infrared for decreasing surface radiation dose of phantom with EBT film dosimetry [J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 2011, **652**(1): 701-704
- 16 Rogers D W O, Walters B, Kawrakow I. BEAMnrc Users Manual. NRCC Report PIRS-0509(A)revK. Ottawa, Canada: NRC, 2009
- 17 Ma C M, Rogers D W O. BEAMDP Users Manual. NRCC Report PIRS-0509(C)revA. Ottawa, Canada: NRC,

- 2009
- 18 Bielajew A F, Rogers D W O. Presta: The parameter reduced electron-step transport algorithm for electron monte carlo transport [J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, 1986, **18**(1-6): 165-171,174-181
- 19 Yang J, Li J S, Qin L, *et al.* Modelling of electron contamination in clinical photon beams for Monte Carlo dose calculation [J]. Physics in Medicine and Biology, 2004, **49**(12): 2657-2673
- 20 Sheikh-Bagheri D, Rogers D W O. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code [J]. Medical Physics, 2002, **29**(3): 391-401
- 21 Hubbell J H, Seltzer S M. Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 KeV to 20 meV for elements z=1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest. Gaithersburg, Maryland: National Institute for Science and Technology, 1995, NISTIR 5632

The Monte Carlo simulation study on origin and removal methods of contamination electrons in radiotherapy

ZHAO Fei XUE Ying CHEN Yong GU Xihao YANG Yang WEN Wanxin

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

ABSTRACT Monte Carlo simulation was used to study the dosimetric characteristics and the yield of contamination electrons, as well as electron removal efficiency of applying helium and lead-filter. The results showed that most contamination electrons came from accelerator head components and air, and the amount increased with the increment of beam field size and primary photon energy. Instead of air, Helium loading in the accelerator head could significantly reduce the electrons scattering from air, and lead-filter could block the electrons caused by accelerator head components effectively. When both methods were used simultaneously, the majority of electrons could be eliminated. Therefore, employing Helium and lead-filter at the same time is an effective way to reduce the dose delivered on the surface and protect the skin tissue.

KEYWORDS Contamination electrons, Monte Carlo simulation, BEAM, Helium, Lead-filter

CLC R142, R811.1, R815.6