

直线加速器散射校正因子的蒙特卡罗计算

陈勇¹ 倪婕¹ 陈秋秋¹ 孙亮¹ 陈宏林² 张旭光²

¹ (苏州大学医学部放射医学与公共卫生学院 苏州 215123)

² (徐州市肿瘤医院放疗科 徐州 221005)

摘要 临床上处方剂量计算时要考虑百分深度剂量(PDD)和总散射校正因子(S_c, p)的影响。本研究中利用蒙特卡罗程序(BEAMnrc和DOSXYZnrc)模拟SIEMENS Primus Plus直线加速器6 MV能量的电子束,计算各照射范围内总散射校正因子和百分深度剂量值,并与指形电离室测量值比较,同时计算了总散射校正因子(S_c, p)随照射范围和深度的变化。计算结果表明:总散射校正因子随着照射范围的增加而增大,当照射范围 $>10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$ 时,总散射校正因子随着深度的增加而增大;当照射范围 $<10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$ 时,总散射校正因子随着深度的增加而减小。利用蒙特卡罗方法可以建立全面准确的散射校正因子资料,为临床放射治疗提供质量保证和质量控制。

关键词 直线加速器, 散射校正因子, 蒙特卡罗方法

中图分类号 R144.1, R815.6, R811.1

直线加速器因能产生各种能量的电子束射线,及其剂量分布呈现百分深度剂量高,皮肤剂量低,能谱分布好等特点,逐渐替代 ^{60}Co 治疗机,成为目前肿瘤放射治疗中最常用的设备^[1]。

被照射组织(被称为模体)中任意一点剂量为原射线与散射线剂量贡献之和^[2]。原射线剂量是指从放射源(或X线靶)直接产生的照射剂量,散射线剂量是指原射线与准直系统(一级准直器、均整器、治疗准直器等)相互作用产生的散射辐射以及泄漏射线与模体相互作用后产生的散射剂量之和。

描述上述原射线与散射线的剂量学修正因素有准直器散射因子(S_c),模体散射校正因子(S_p)和总散射校正因子(S_c, p)。准直器散射校正因子(S_c)即为照射范围输出因子(OUF)定义为照射范围在空气中的输出剂量率与参考照射范围(一般为 $10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$)在空气中的输出剂量率之比。 S_c, p 为准直器和模体的散射线造成的总散射校正因子,定义为照射范围内在模体中的输出剂量率与参考照射范围内在模体中的输出剂量率之比。模体散射校正因子(S_p)定义为照射范围内在模体内参考点(一般在最大剂量点)深度处剂量率与准直器开口不变时参考照射范围(一般为 $10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$)在同一深

度处剂量率之比,但是 S_p 的测量相当困难,需要根据下式进行计算:

$$S_p = \frac{S_c, p}{S_c} \quad (1)$$

临床处方剂量计算时要考虑散射校正因子和百分深度剂量的影响,所以散射校正因子和百分深度剂量的准确计算和测量在临床治疗中变得至关重要。然而总散射校正因子的测量只对少数方形野和特定的深度有效,而且有时受测量条件的限制(如测量深度不准确等),影响测量结果的准确性。蒙特卡罗方法可以模拟大量粒子的运行信息,计算不同深度处的散射校正因子,可以用来计算复杂条件下的剂量分布,被认为是剂量计算最准确的方法,因此有必要用蒙特卡罗方法对加速器散射校正因子做进一步研究,建立一种更准确全面的处方剂量计算方法。

经过详细的文献调研,发现目前国内外散射因子的研究主要集中在较小照射范围的总散射因子测量研究^[3,4],没有涉及到深度对总散射因子的影响,和利用蒙特卡罗方法模拟加速器的射野输出因子(OUF)随射野大小变化的影响相似^[5,6],所以有必要应用蒙特卡罗方法模拟计算加速器不同射野及深度下的总散射校正因子,为临床治疗提供全面可靠

江苏省级高校重点实验室开放研究课题(KJS1026)资助

第一作者:陈勇,男,1986年10月出生,2009年毕业于苏州大学并获医学学士学位,现为苏州大学在读医学硕士,研究方向为蒙特卡罗方法在医学中应用

通讯作者:孙亮, Email: slhmz@126.com

收稿日期:初稿 2011-04-12, 修回 2011-05-30

的参考数据。

本研究利用加拿大国家研究院 (National research council of canada) 和威斯康星大学 (University of Wisconsin) 基于 EGSnrc 程序系统开发的 BEAMnrc 程序^[7,8]模拟加速器机头的结构, 生成相空间文件信息, 再把相空间文件作为输入信息, 利用 DOSXYZnrc 程序^[8,9]模拟水模体中不同射野下的剂量分布, 通过对计算结果处理得到 6 MV 能量不同照射野下的总散射校正因子和百分深度剂量值, 获得了比实际测量更多、更全面的资料, 为临床放射治疗中处方剂量计算提供质量保证和质量控制。

1 直线加速器机头部件和仿真参数设定

1.1 直线加速器机头部件和材质组成

本研究模拟 SIEMENS Primus Plus 直线加速器, 加速器产生的 X 线或者电子射束必须经过机头各个结构的修整, 形成剂量分布均匀、射野大小合适的射线束后才能用于治疗。模拟的加速器机头的主要结构包括有靶, 初级准直器, 均整器, 监控电离室, 次级准直器, 多叶光栅 (MLC), 光野十字线等。根据医院和厂家提供的加速器设计蓝图, 以及实际测量结果, 建立模拟加速器机头的七个部件模块^[10], 详细情况参见表 1。

Table 1 The Components and materials of accelerator head

Components	Structures	Materials
SLAB	Target	Gold
CONS3R	Primary collimator	Tungsten
FLATFLT	Flattening filter	Stainless steel
CHAMBER	Ionization chamber	Alumina
JAWS	Movable collimator	Tungsten
MLC	MLC	Tungsten
SLAB	Reticle	PMMA

1.2 蒙特卡罗程序主要仿真参数设定

程序在 Windows 系统下运行, 各部件以及主要参数设定详见表 2。

Table 2 The main parameters input in Monte-Carlo^[11]

Parameters	Values / MeV
AE (Lower charged particle cutoff energy)	0.7
ECUT(Electron transport cut off energy)	0.7
AP (The lower photon cutoff energy)	0.01
PCUT(Photon transport cut off energy)	0.01
ESTEPE (Energy loss per transport step of the electron)	Controlled by PRESTA

2 蒙特卡罗计算

应用 BEAMnrc 程序模拟了加速器机头结构^[10]如图 1 所示。本工作模拟计算了源到机器等中心距离 (源轴距, SAD) 与源到模体表面距离 (源皮距, SSD) 均为 100 cm 时, 射野大小为

5 cm×5 cm、6 cm×6 cm、8 cm×8 cm、10 cm×10 cm、12 cm×12 cm、15 cm×15 cm、18 cm×18 cm、20 cm×20 cm、25 cm×25 cm 模体中不同深度处的吸收剂量, 把所得的值与 10 cm×10 cm 射野下的计算值相比较得出不同射野下的总散射校正因子 (S_c, p)。

在本工作中, 首先利用 BEAMnrc 模拟不同射野条件下的机头结构, 生成不同射野下的相空间文件 (Phase space file), 再把生成的相空间文件作为输入信息, 利用 DOSXYZnrc 模拟计算了不同射野下标准水模体内的吸收剂量分布。为了与实际测量数据比较, 应用 DOSXYZnrc 模拟的水模, 采用的体素大小为 2 cm×0.3 cm×1 cm ($X \times Y \times Z$)。

本文模拟的 BEAMnrc 运行的粒子数随着射野大小不同而定, 使相空间文件中光子数达到一千万个以上, DOSXYZnrc 中模拟的粒子数为 1.0×10^9 , 计算的相对误差控制在 0.5% 以下 (剂量较小的地方除外)。

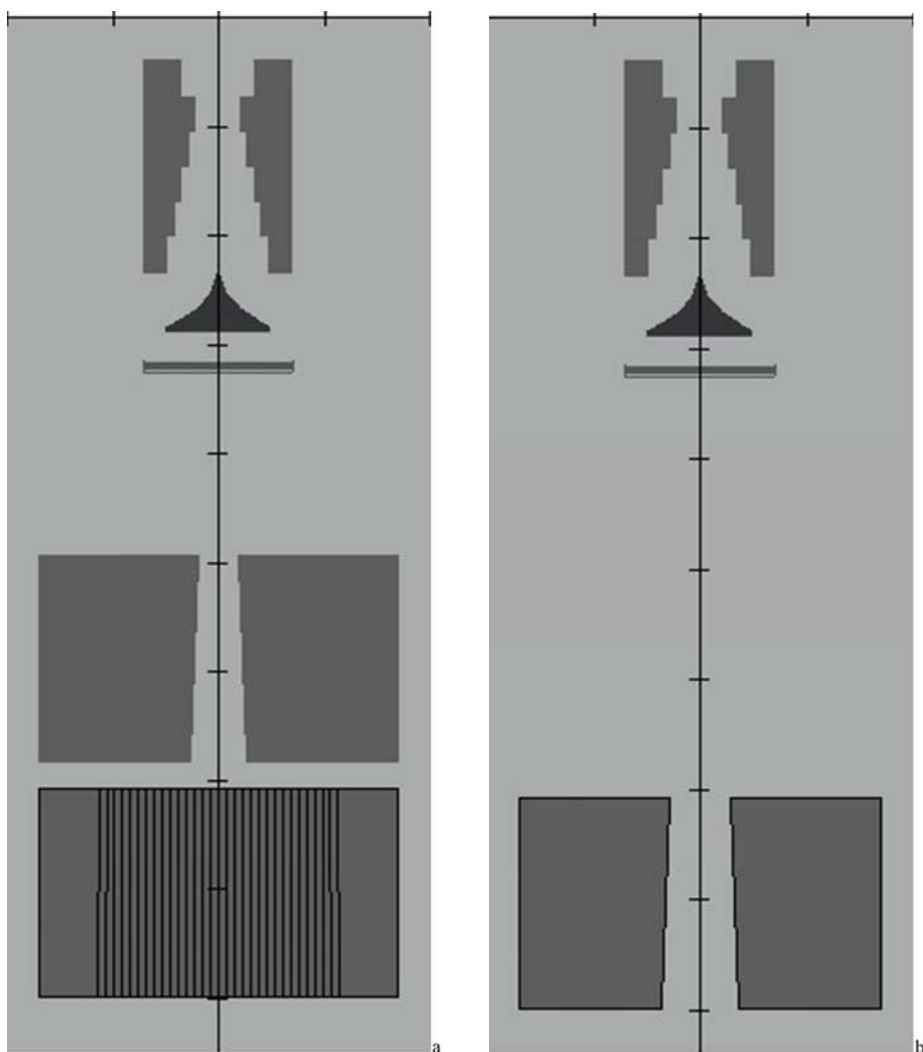


Fig.1 Model of accelerator head
a. yz direction of the whole accelerator head; b. xz direction of the whole accelerator head

3 实际测量

测量用 NE 公司 Farmer 2570/1B 剂量仪, 指形电离室 0.60cm^3 Robust Farmer 2581(PMMA 帽), 水模体为 $30\text{cm}\times 30\text{cm}\times 30\text{cm}$ 标准水模, 加速器为 SIEMENS Primus Plus NO.70-5047。各野吸收剂量测量方法是按照国际原子能机构(IAEA) 277 号报告^[12]。

$$D_w = M_u \cdot N_d \left(\frac{S_w}{S_a} \right)_u \cdot P_u \cdot P_{cel} \quad (2)$$

式中, D_w 为电离室有效测量点处的吸收剂量值, M_u 为经温度和气压校正后的电离室剂量仪仪表读数, $(S_w/S_a)_u$ 为水和空气的阻止本领比值, P_u 为扰动校正因子, P_{cel} 为电离室中心收集极空气等效不完全的校正因子。

4 计算结果

4.1 实际测量值与蒙特卡罗方法计算值比较

本工作对应用 BEAMnrc 和 DOSXYZnrc 模拟计算的不同射野下的总散射校正因子平均值和百分深度剂量平均值分别与 NE 公司 Farmer 2570/1B 剂量仪实际测量的加速器散射校正因子和百分深度剂量进行了比较, 如图 2 所示。

从图 2a 中可以看出, 蒙特卡罗计算值与测量值符合较好, 最大相对误差出现在 20×20 射野处, 其值为 1.78%, 总散射校正因子 (S_c, p) 随着射野的增加而增大。从图 2b 中可见计算值与测量值的百分深度剂量比较, 两者差异最大为 2.22%, 说明两者吻合较好, 模拟结果可信。从图 2a 中可见总散射校正因子的变化, 计算值比测量值显著。

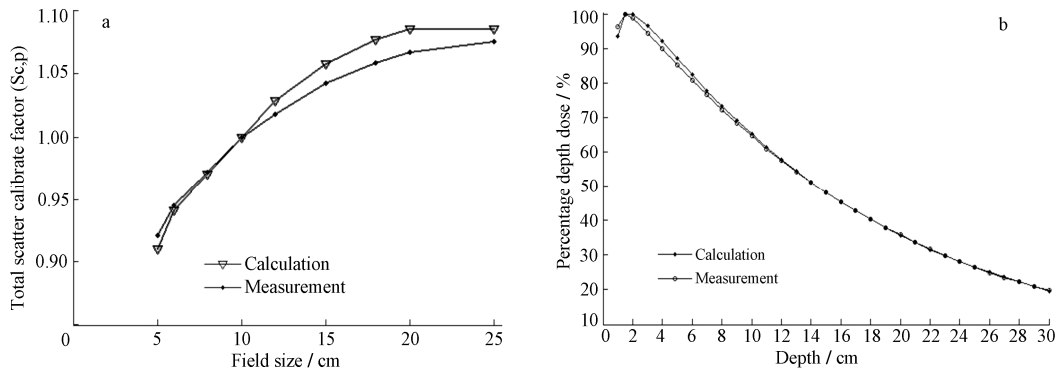


Fig.2 Calculated values of $S_{c,p}$ and PDD compared with measurement values

a. Calculated values of $S_{c,p}$ compared with measured values
b. Calculated values of PDD compared with measured values in the field of 10 cm×10 cm

4.2 总散射校正因子 ($S_{c,p}$) 随射野及深度的变化

本次工作中计算了一系列射野下不同深度的总散射校正因子 ($S_{c,p}$) 的变化, 取其中的 6 个射野和 10 cm×10 cm 射野作图, 如图 3 所示。

从图 3 中可见, 总散射因子随着射野的增大而增大。当射野大小 >10 cm×10 cm 时, 总散射因子 ($S_{c,p}$) 随着深度的增加而增大; 当射野大小 <10 cm×10 cm 时, 总散射因子随着深度的增加而减小。

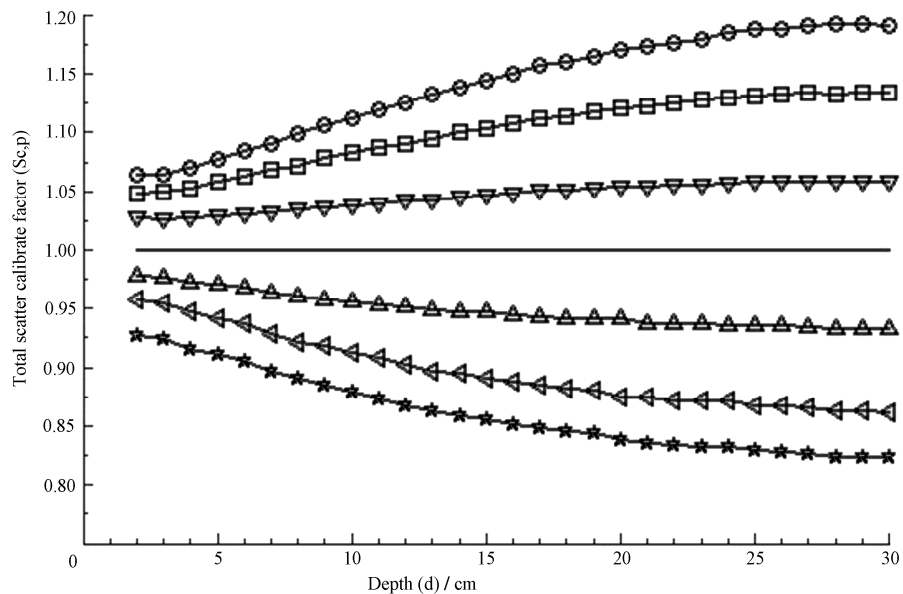


Fig.3 Relationship between $S_{c,p}$ and d with a series of beam fields

○. 18 cm×18 cm; □. 15 cm×15 cm; ▽. 12 cm×12 cm; —. 10 cm×10 cm; △. 8 cm×8 cm; ◁. 6 cm×6 cm; ☆. 5 cm×5 cm

对上面 6 条曲线进行多项式拟合, 拟合发现应用二项式方程已经能很好拟合以上数据, 建立方程为:

$$Y = A + B_1 X + B_2 X^2 \quad (3)$$

式中, Y 为总散射因子, X 为深度, A 为常数项, 表示模体表面散射, B_1 为一次项系数, B_2 为二次项系数。6 条曲线模拟结果参数见表 3。

从拟合结果可见, 常数项 A 随着射野的增加而逐渐增大, 与模体表面散射随射野增加而逐渐增大

趋势一致。从表 3 中可见, 因 B_2 非常小, 计算表明在深度 $X > 60$ cm 左右时其对散射因子的影响才显著, 而本研究中最大深度为 30 cm, 因此可忽略 B_2 对散射因子的影响。在射野大小 <10 cm×10 cm 时, B_1 的绝对值在 5 cm×5 cm 时最大, 6 cm×6 cm 次之, 8 cm×8 cm 时最小, 这说明散射因子随着深度增加而下降的趋势应该是在 5 cm×5 cm 时最大, 6 cm×6 cm 次之, 8 cm×8 cm 最小, 这个趋势可在图 3 中明白地显示。同样在射野大小 >10 cm×10 cm 时,

B_1 的值在 18 cm×18 cm 最大, 15 cm×15 cm 次之, 12 cm×12 cm 最小, 散射因子随着深度增加而增加的趋势在 18 cm×18 cm 最大, 15 cm×15 cm 次之, 12 cm×12 cm 最小, 此趋势在图 3 中同样可以清楚显示。综合表 3 拟合结果和图 3 可见, 随着

射野的增加总散射因子逐渐增大, 当射野大小 <10 cm×10 cm 时, 总散射因子随着深度增加而减小, 且射野越小, 减小的趋势越明显; 当射野大小 >10 cm×10 cm 时, 总散射因子随着深度的增加而增大, 且射野越大, 增大趋势越明显。

Table 3 Fitting results of the six field sizes curve

Field size / cm ²	A	B_1	B_2	Correlation / R
5×5	0.94506	-0.00785	1.27605×10^{-4}	0.99871
6×6	0.97384	-0.00729	1.20813×10^{-4}	0.99769
8×8	0.98564	-0.00349	5.85977×10^{-5}	0.99713
12×12	1.01875	0.00237	-3.34587×10^{-5}	0.98999
15×15	1.02977	0.00633	-9.26514×10^{-5}	0.99637
18×18	1.03699	0.00901	-1.23444×10^{-4}	0.99600

4.3 误差分析

蒙特卡罗方法模拟计算结果与 Farmer 剂量仪的测量结果有一定的偏差, 影响其中的原因可能有:

(1) 蒙特卡罗程序的系统误差 (如代码误差、光子截面数据误差等) 约占 3%^[13]; (2) 模拟中简化了加速器机头的结构; (3) 测量本身的系统误差和随机误差 (如测量深度的不准确、最大剂量点处电子污染等)^[14]。

5 结论

处方剂量^[2]定义为对已确认的射野, 希望达到一定靶区 (或肿瘤) 剂量为 D_T , 换算到标准水模体内每个使用射野中心轴上最大剂量点处的剂量 D_m , 单位为 cGy。当使用射野的最大剂量点处的剂量 D_m 或者照射剂量率是以参考射野 10 cm×10 cm 的剂量 D_m 或剂量率标定时, 则使用射野的处方剂量 D_m 通过相应的射野输出因子 (S_c 和 S_p) 表示成参考射野 10 cm×10 cm 的处方剂量 D_m , 单位为 cGy。对于直线加速器上的剂量仪, 一般使参考射野在标称源皮距 (SSD) 或标称源轴距 (SAD) 处, 标定成

1cGy=1MU, MU 为加速器剂量仪的监测计数。此时处方剂量是以 MU 为单位表示的剂量。对于 SSD 照射, 根据下式由靶区 (或肿瘤) 剂量 D_T 可计算出处方剂量 D_m , 单位为 MU。

$$D_m = \frac{D_T}{PDD \bullet Sp(FSZ) \bullet OUF(FSZ_0) \bullet (SSD \text{因子})} \quad (4)$$

式中, PDD 为百分深度剂量, FSZ 为表面射野大小, FSZ_0 为等中心处的射野大小, 两者的关系为:

$$FSZ_0 = FSZ \bullet \left(\frac{SAD}{SSD} \right) \quad (5)$$

如果射野输出因子 OUF 在 SAD 测量, 同时 $SSD=SAD$ 时, 则式中的 $FSZ_0=FSZ$ 。SSD 因子表示为:

$$SSD \text{因子} = \left(\frac{SCD}{SSD + d_m} \right)^2 \quad (6)$$

式中, SCD 为校准测量时源到电离室中心的距离。如果测量是在标称源皮距处进行, 则 SSD 因子=1。对于等中心所给定的角照射, 一般用 TMR 值计算。如果加速器测量仍按上述方法校准, 则 SAD 技术的处方剂量 D_m 由下式计算:

$$D_m = \frac{D_T}{TMR(d, FSZ_d) \bullet Sp(FSZ_d) \bullet OUF(FSZ_0) \bullet (SAD \text{因子})} \quad (7)$$

式中, TMR 为组织最大剂量比, SAD 因子= $\left(\frac{SCD}{SAD} \right)^2$, SCD 为源到电离室中心的距离。

可见无论对于 SSD 照射还是 SAD 照射, 散射校正因子都是计算处方剂量十分重要的参数, 计算处方剂量时不可忽略其影响。蒙特卡罗方法被广泛认定

为是剂量计算最精确的方法, 在模拟计算散射因子、百分深度剂量等方面, 可以计算出实际测量很难测量的特殊深度和射野的散射因子及百分深度剂量, 建立一组准确、全面的散射因子和百分深度剂量值资料, 为临床放射治疗提供质量保证和质量控制。

参考文献

- Hanson W F. The changing role of accelerators in radiation therapy [J]. IEEE Trans Nucl Sci NS, 1983, **30**(2): 1781-1783
- 胡逸民. 肿瘤放射物理学[M]. 北京: 原子能出版社, 1999: 165-168, 178-179
- HU Yimin. Radiation oncology physics [M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999: 165-168, 178-179
- Paolo Francescon, Stefania Cora, Carlo Cavedon. Total scatter factors of small beams: A multidetector and monte carlo study [J]. Med Phys, 2008, **35**(2): 504-513
- Zhu X R, Allen J J, Shi J, *et al.* Total scatter factors and tissue maximum ratios for small radiosurgery fields: Comparison of diode detectors, a parallel-plate ion chamber, and radiographic film [J]. Med Phys, 2000, **27**(3): 472-477
- Haryanto F, Fippel M, Laub W, *et al.* Investigation of photon beam output factors for conformal radiation therapy-Monte Carlo simulations and measurements [J]. Phys Med Biol, 2002, **47**(11): 133-143
- Ding G X. Using Monte Carlo simulations to commission photon beam output factors-a feasibility study [J]. Phys Med Biol, 2003, **48**(23): 3865-3874
- Rogers D W O, Walters B, Kawrakow I. BEAMnrc Users Manual [R]. National Research Council of Canada, Ottawa, Report PIRS-0509 (A) revK 2009
- Kawrakow I, Mainegra-Hing E, Rogers D W O, *et al.* "The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport"[R]. NRCC Report PIRS-701, 2010
- Walters B, Kawrakow I, Rogers D W O, DOSXYZnrc Users Manual [R]. Ionizing Radiation Standards National Research Council of Canada, NRCC Report PIRS-794revB, 2009
- Rogers D W O, Faddegon B A, Ding G X, *et al.* "BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units" [J]. Med Phys, 1995, **22**(5): 503-524
- Bielajew A F, Rogers D W O, PRESTA: the parameter reduced electron-step transport algorithm for electron Monte Carlo transport [J]. Nucl Instrum Methods Phys Res, B 18, 1987, 165-181
- IAEA International Atomic Energy Agency, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams-An International Code of Practice, IAEA Technical Report No. 277 [R]. International Atomic Energy Agency, 1987
- 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]. Medical Physics, 2004, **31**(3): 633-674
- Laberators A D A C. Photon Beam Physics Measured Data Requirement. In: ADAC Laberators eds, Pinnacle Beam Data Collection Guide [S]. USA: ADAC Laberators, 2000.

Calculation of scatter calibrate factor for accelerator of

SIMENS with Monte-Carlo method

CHEN Yong¹ NI Jie¹ CHEN Qiuqiu¹ SUN Liang¹ CHEN Honglin² ZHANG Xuguang²

¹(School of Radiation Medicine and Public Health Medical College of Soochow University, Suzhou 215123, China)

²(Radiotherapy Center Xuzhou Cancer Hospital, Xuzhou 221005, China)

ABSTRACT The effect of percentage depth dose (PDD) and total scatter factor should be inspected in clinical prescription dose calculation. In this study, the simulation of SIEMENS Primus Plus accelerator and calculation of the total scatter calibrate factor (S_c, p) and percentage depth dose (PDD) of 6MV electron beam energy was made by use of Monte-Carlo method (BEAMnrc and DOSXYZnrc). And the results were compared with the measured one by use of thimble chamber. What's more, the effect of radiation field and depth on total scatter calibrate factor (S_c, p) of linear accelerator was also calculated in Monte-Carlo method. The results show that the total scatter calibrate factor (S_c, p) increases with increment of field size and the scatter calibrate factor (S_c, p) increases with the increment of depth when field size is larger than 10 cm×10 cm. However, the total scatter calibrate factor (S_c, p) decreases with the increment of depth when field size was smaller than 10 cm×10 cm. It has been confirmed that Monte-Carlo method can establish a comprehensive and accurate information on the scatter calibrate factor for clinical radiotherapy, which may provide more realizable quality assurance and control.

KEYWORDS Linear accelerator, Scatter calibrate factor, Monte-Carlo method

CLC R144.1, R815.6, R811.1