

加速器百分深度剂量蒙特卡罗模拟计算准确性研究

倪昕晔 汤晓斌 耿长冉 林涛 陈达

【摘要】 目的 比较蒙特卡罗模拟计算与实际测量的百分深度剂量差异。方法 利用模拟加速器机头的蒙特卡罗算法 BEAMnrc 软件模拟西门子 PRIUMS 直线加速器 6 MV X 线, 利用 DOSXYZnrc 程序生成百分深度剂量。实际测量西门子加速器百分深度剂量由 PTW 公司生产的 MP3 三维水箱采集得到。计算两种方法不同深度下百分深度剂量偏差 $[(\text{测量值} - \text{模拟计算值}) / \text{测量值} \times 100\%]$ 。结果 离水面距离 < 1.2 cm 时偏差 $> 2\%$, 离水面距离 > 1.2 cm 时偏差 $< 2\%$ 。结论 在建成区深度内由蒙特卡罗模拟计算的百分深度剂量更为准确。

【关键词】 百分深度剂量; 模拟计算值; 测量值

Study on accurateness of percentage depth dose with Monte Carlo simulation algorithm NI Xinye*, TANG Xiao-bing, GENG Chang-ran, LIN Tao, CHEN Da. *Department of Radiation Oncology, Affiliated Changzhou Second People's Hospital, Nanjing Medical University, Changzhou 213003, China

【Abstract】 **Objective** To study the percentage depth dose difference (PDD) between Monte Carlo method and the measurement method. **Methods** Based on the detail treatment head structure designing by the manufacture, the BEAMnrc Monte Carlo code was used to simulate the 6 MV photon beams of a Siemens Primus linear accelerator. DOSXYZnrc program generated 6 MV X-ray parameters such as PDD, and it was measured by MP3 three-dimensional water of PTW corporation phantom. The deviation of PDD was calculated using formulas $((\text{measured value} - \text{simulation algorithm value}) / \text{measured value} \times 100\%)$. **Results** Distance from the surface of the water was less than 1.2 cm, the deviation of PDD was $> 2\%$. Distance from the surface greater than 1.2 cm, the deviation of PDD was $< 2\%$. **Conclusion** In the built-up areas, PDD obtained by the Monte Carlo simulation algorithm is more accurate.

【Key words】 Percent depth dose; Simulation algorithm value; Measured value

ICRU24 号报告指出原发灶根治剂量精确性应好于 5%, 否则可能产生肿瘤局部复发或并发症增加^[1]。目前加速器输出剂量最精确模拟算法是蒙特卡罗方法^[2-3], 而在 EGS4 基础上由加拿大与美国联合开发的 OMEGA/BEAMnrc 软件可通过编写加速器机头靶、电离室、准直器等部件的材料种类、尺寸大小、调整仿真参数可模拟加速器光子束和电子束^[4-5]; 而 BEAMnrc 模拟从源到模体间粒子输运过程并获得记录粒子输运信息的相空间文件, 由 DOSXYZnrc 程序模拟模体内剂量分布^[6-7]。为此笔者观察百分深度剂量(percent depth dose, PDD)模拟计算值与实际测量值差异, 并分析差异原因。

材料与方 法

1. 设备选择: 模拟源为 0 号源, 源半径为 0.5 mm, 电子截止能量(包含电子静止能量)为 0.7 MeV, 光子截止能量为 0.01 MeV, 模拟粒子数为 $1 \times 10^8 \sim 1 \times 10^{10}$, 以确保统计误差在 2% 内。初始电子平均能量为 6.3 MeV 左右, 每台不同加速器即使同种型号加速器其初始电子平均能量也是不一样的, 西门子加速器通过改变偏转电流来改变初始电子平均能量, 实际应用中同样 6 MV 加速器其能量允许有一定偏差范围, 因此初始电子平均能量根据每台加速器而定。BEAMnrc 用的截面数据库是 700icru. pgs4 dat, 最大输运步长是 5 cm。

2. 加速器建模: 根据西门子加速器实际情况, 由 FLATFILT 组建来描述靶和初级准直器, 在 BEAMnrc 中初级准直器内是不能单独设置元器件的, 而在西门子加速器中均准块大部分在初级准直器中, 为此用 FLATFILT 组建同时描述初级准直器

DOI:10.3760/cma.j.issn.1004-4221.2013.01.020

基金项目:江苏省常州市社会发展项目(CS20102019)

作者单位:213003 常州,南京医科大学附属常州第二人民医院放疗科(倪昕晔、林涛);南京航空航天大学核科学与工程系(汤晓斌、耿长冉、陈达)

和均准块;CHAMBER 组建来描述电离室;MIRROR 组建描述反射镜;JAWS 组建来描述 y 方向的一对 准直器;多叶准直器组建来描述 x 方向多叶光栅,由 27 对在离源 100 cm 处投影为 1 cm 宽和 2 对 6.5 cm 宽准直器组成,x、y 两对准直器组成最大射野为 40 cm × 40 cm,y 方向准直器离源较近;SLABS 组建 描述空气。

3. PDD 获取:PDD 定义为沿射线中心轴、深度 d 处吸收剂量与束轴上参考深度 d_0 处吸收剂量之比 (本研究 d_0 为 1.5 cm)。

(1) 模拟计算值:由 BEAMnrc 生成相空间文件,大小为 2 ~ 4GB,再由 DOSXYZnrc 程序得到 3 ddose 文件从而生成 PDD,DOSXYZnrc 程序模拟粒子数根据射野大小一般为 $1 \times 10^8 \sim 1 \times 10^{10}$,电子截止能量(包含电子静止能量)为 0.7 MeV,光子截止能量为 0.01 MeV,计算网格大小为 0.1 cm × 0.1 cm × 0.1 cm,模拟值通过 Origin 7 软件来做图,经插值得到单位为 0.05 cm 的 PDD。

(2) 测量值:由 PTW 公司生产的 MP3 三维水箱 采集得到,数据分析软件为 MEPHYSTO,采集数据 间距为 0.1 cm,经插值得到单位为 0.05 cm 数值的 PDD。参考电离室大小为 0.125 cm³,测量电离室体 积为 0.6、0.125、0.015 cm³,以满足不同射野大小测 量要求,也为减少电离室测量灵敏体积大小而引起 的测量偏差。同一数据测量 3 次取平均值。测量加 速器为西门子 PRIMUS (H) 型直线加速器,共 3 台, 测量数据为 3 台加速器的平均值。

4. 观察指标:加速器 X 射线实际能谱测量复 杂,检验蒙特卡罗计算的能谱结构是否真实常通过 PDD 计算结果与测量结果比较判定^[8]。因此计算 模拟计算与实际测量的 PDD 偏差 = (测量值 - 模拟 计算值) / 测量值 × 100%。

结 果

1. 不同射野的模拟计算与实际测量的 PDD 比 较:图 1 ~ 图 5 显示 ≥ 2 cm × 2 cm 射野且 > 1.2 cm 时两者结果基本一致,偏差 < 2%;10 cm × 10 cm 射 野时两者在 0.6、0.125、0.015 cm³ 电离室测量的最 大剂量点后重合,在最大深度剂量点前重合度较差。 离水面越近两者差距越大,在距水面 0.1 cm 处分别 为 57.8%、56.4%、48.1%,距水面 0.5 cm 处分别为 89.7%、84.4%、79.2%。10 cm × 10 cm 射野时距水 面 0.1 cm 处分别为 56.4%、30.8%,距水面 0.5 cm 处分别为 84.4%、76.8%。用 0.015 cm³ 电离室测

量在 0 ~ 1.5 cm 间测量与 0.125 cm³ 电离室测量结 果相比更接近模拟结果,但在浅表处与模拟结果相 比仍有较大差异。

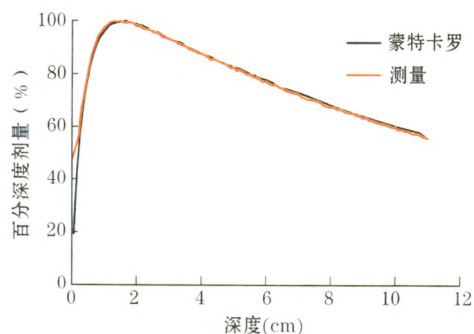


图 1 2 cm × 2 cm 射野下蒙特卡罗模拟计算与实际测量的百分深度剂量

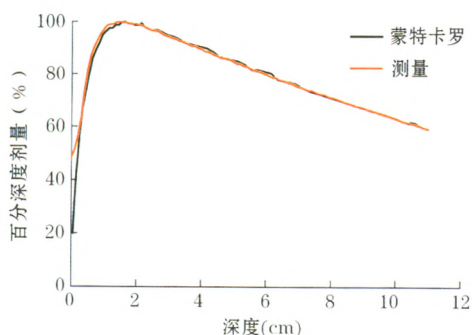


图 2 5 cm × 5 cm 射野下蒙特卡罗模拟计算与实际测量的百分深度剂量

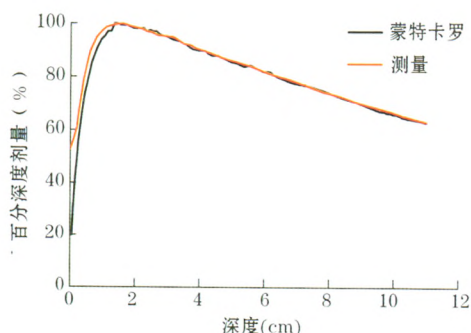


图 3 10 cm × 10 cm 射野下蒙特卡罗模拟计算与实际测量的百分深度剂量

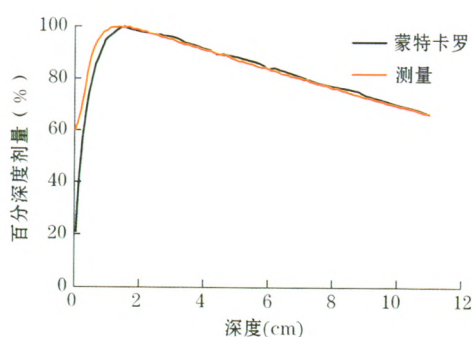


图 4 20 cm × 20 cm 射野下蒙特卡罗模拟计算与实际测量的百分深度剂量

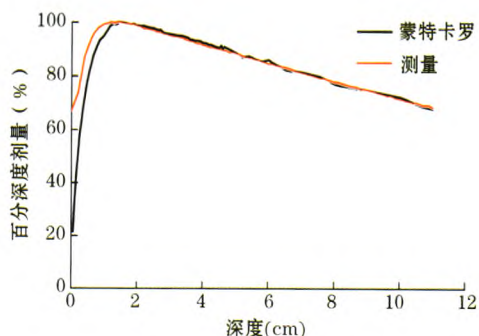


图 5 40 cm × 40 cm 射野下蒙特卡罗模拟计算与实际测量的百分深度剂量

2. 不同射野的 PDD 偏差比较:图 6 显示较小射野时重合度好,随着射野面积增大重合度变差,重合度变差集中在深度 0 ~ 1.2 cm 间。射野为 2 cm × 2 cm、5 cm × 5 cm、10 cm × 10 cm、20 cm × 20 cm、40 cm × 40 cm 时偏差 > 2% 的深度分别为 0.6、0.9、1.1、1.2、1.2 cm,偏差 > 3% 的深度分别为 0.3、0.6、0.8、1.0、1.0 cm。

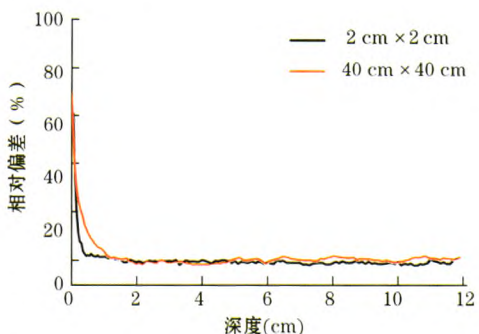


图 6 不同射野不同深度的百分深度剂量偏差

3. 能谱分析: > 6 MV X 线建成深度(即 1.2 cm)满足 PDD 偏差 < 2% 且满足最大剂量点深度,此时入射电子束能量为 6.8 MeV 可满足以上要求,能量半高宽为 0.3 MeV。模拟光子能谱在 0 ~ 6 MeV 范围内连续分布,能谱低能成份强度的峰值出现在 0.7 MeV 附近。

讨 论

蒙特卡罗方法是精确的计算方法,但它也有缺点:①蒙特卡罗方法能正确模拟加速器的前提是要有全套需要模拟加速器机头的尺寸、材料、位置等参数,即使是同一个厂家生产的同一种型号的加速器由于在装配、调试过程中的差异因而产生的射线的参数是不一样的;②蒙特卡罗方法计算花费时间太长,无法满足临床要求,因此目前尚无蒙特卡罗计划系统用于临床,只有改良的或优化的蒙特卡罗计划系统。另外,蒙特卡罗方法模拟得到的 PDD 是由不

同深度单个体元的剂量组成,如 0 ~ 0.1、0.1 ~ 0.2 cm 体元,得到的剂量计算结果被认为是 0.05、0.15 cm 处剂量,两个体元剂量经插值得到 0.10 cm 处剂量。因此蒙特卡罗方法在深度 0 cm 处剂量计算有一定微小误差。

本研究结果显示在深度 1.2 cm 前差距较大,特别在 0.5 cm 以前差距很大,测量体积较小的电离室与模拟结果值较接近。产生差异的原因主要是由电离室测量缺陷造成:①电离室在测量建成区剂量时缺少电子平衡;②建成区剂量变化梯度大、能谱复杂、电子污染;③电离室受灵敏体积、能量响应、有效测量点深度影响;④电离室固有的外壳材料产生了建成效应,在射线入射处表现得尤为突出;⑤在射野较小时次级射线对电离室贡献较小,在射野较大时次级射线及次次级射线对电离室贡献较大,且能谱复杂电离室不能有效测量,当射野增大到一定时即超出次级射线对电离室贡献时偏差将不会增大;⑥三维水箱测量时为避免电离室运动引起水波动从而影响测量效果,电离室运动方向是从测量水箱底向水面方向运动,当电离室露出水面时因水的张力使电离室上面带有水,造成了建成效应。

由于指型电离室测量建成区域时存在误差,常用平板电离室和胶片测量浅表区的剂量分布。张黎等^[9]使用辐射直接显色胶片(EBT 胶片)和电离室三维水箱测量加速器 6 MV X 线浅表区的剂量分布,在浅表区剂量最大差为 49.3%,深度 > 0.6 cm 后两者剂量差 < 2%。Klein 等^[10]用平板电离室测量加速器的 6 MV X 线剂量分布,在入射处 PDD 为 20% 左右,与本研究结果相符。放疗时一定要考虑建成区的射野数据偏差,特别是进行表浅部位放疗时。如按照测量数据进行放疗时通常实际得到的剂量数据比计算的低,必要时进行修正。因此获得准确的剂量建成区数据对治疗计划系统建模、表浅部肿瘤剂量是否添加补偿块及选择其厚度等具有重要临床意义,否则在治疗时有可能产生热点或冷点,不利于治疗效果^[11-12]。因此如以测量数据为基础输入放疗计划时,PDD 在水深 1.2 cm 后采用测量数据,而在水深 1.2 cm 前采用蒙特卡罗模拟数据,可提高放疗计划的计算精度。蒙特卡罗方法模拟加速器是目前最精确的方法^[2-3],前提是能精确模拟完整的加速器机头参数。

总之,在建成区深度内由蒙特卡罗模拟计算的百分深度剂量更为准确,但在实际应用中既不能迷信测量数据也不能迷信蒙特卡罗数据,评判两者偏

差产生原因并选择最准确数据,才能为精确放疗剂量计算提供有力保证。

志谢 德国西门子医疗器械有限公司提供了完整加速器机头参数,使模拟工作得以实现

参 考 文 献

- [1] 胡逸民. 放射治疗的质量保证与质量控制//胡逸民,张红志,戴建荣. 肿瘤放射物理学. 北京:原子能出版社,1999:114.
- [2] Juste B, Miro R, Gallardo S, et al. Considerations of MCNP Monte Carlo code to be used as a radiotherapy treatment planning tool//IEEE. Proceedings of the 2005 IEEE. Engineering in medicine and biology 27th annual conference, Shanghai, 2005. Shanghai: IEEE Engn Med& Biol Soc, 2005:2828-2831.
- [3] Verhaegen F, Seuntjens J. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. Phys Med Biol, 2003, 48:107-164.
- [4] Sheikh-Bagheri D, Rogers DWO, Ross CK, et al. Comparison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions from the NRC linac. Med Phys, 2000, 27:2256-2266.
- [5] Rogers DWO, Faddegon BA, Ding GX, et al. BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. Med Phys, 1995, 22:503-524.
- [6] Ni XY, Tang XB, Geng CR, et al. The prospect of carbon fiber implants in radiotherapy. J Appl Clin Med Phys, 2012, 13:152-159.
- [7] Deng J, Jiang SB, Kapur A, et al. Photon beam characterization and modelling for Monte Carlo treatment planning. Phys Med Biol, 2000, 45:411-427.
- [8] 白彦灵,肖雪夫,邵文成. 直线加速器 8 MV X 射线能谱及结构研究. 中华放射肿瘤学杂志, 2012, 21:181-184.
- [9] 张黎,邓小武,黄晓延,等. 应用辐射直接显色剂量胶片测量高能光子线的表面和建成区剂量. 中国医学物理学杂志, 2007, 24:157-159.
- [10] Klein EE, Esthappan J, Li ZF, et al. Surface and buildup dose characteristics for 6, 10, and 18 MV photons from an Elekta Precise linear accelerator. J Appl Clin Med Phys, 2003, 4:1-7.
- [11] Fraass B, Doppke K, Hunt M, et al. American association of physicists in medicine radiation therapy committee task group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. Med Phys, 1998, 25:1773-1829.
- [12] Jaffray DA, Battista JJ, Fenster A, et al. X-ray sources of medical linear accelerators: focal and extra focal radiation. Med Phys, 1993, 20:1417-1427.

(收稿日期:2012-01-29)

· 综述 ·

放疗运动靶区的实时定位方法研究现状

郝超 戴建荣

调强放疗技术解决了静态靶区的适形治疗问题,但由于人体器官运动常引起靶区运动,计划时适形剂量分布在治疗时可能会偏离靶区,可能会出现边缘模糊效应和相互影响^[1];加之器官(靶区)运动往往难以预测,因此需要发展实时定位方法。在此基础上,开展门控治疗和跟踪治疗技术,从而确保运动靶区的精确治疗。目前已有多种已处于临床应用或仍处于研究阶段的定位方法,下面分类介绍这些方法。

一、直接定位法

1. X 射线成像定位

(1) X 射线交角立体成像定位:立体成像定位是指通过在两个不同方向上的 X 射线成像来定位靶区(或靶区标记物)的三维运动位置,该方法应用简单,同时能得到较好的定位精度。靶区立体成像定位的实现需要使用能实时成像的立体成像设备,同时运用二维图像配准算法分别将实时得到的两幅不同投影角度的靶区 X 射线图像与从患者 CT 图像中获得的数字重建图像进行比较,并将结果转换为三维的空

间变换来获取靶区的平移或旋转等信息^[2-3]。然而在大多数情况下,肿瘤无法在 X 射线图像中显示得轮廓清晰并具有高对比度;同时配准算法相对较为耗时,限制实时定位的实现。因此,通常会考虑在肿瘤靶区内部植入人工标记物来提高对靶区的定位效果。对于标记物的立体成像定位,常规加速器一般都配备有电子射野影像装置,因此在治疗过程中可利用不同机架角度的兆伏级 X 射线图像来实现近实时的标记物定位^[4-5]。如果肿瘤靶区是静止不动的,标记物的三维空间坐标就是前后两条投影直线的交点;而在治疗过程中肿瘤靶区常处于运动状态,所以可用两条投影直线之间最小距离处中点近似作为标记物位置。而为了实现标记物实时定位,不少研究中都使用了额外配备的一对立体千伏级 X 射线源及荧光屏成像设备^[6-7]。随着加速器技术的发展,近几年研究中更多的是利用加速器自身配备的千伏级成像源及成像设备结合兆伏级治疗源与电子射野影像装置来实现靶区标记物的立体定位^[8-10],较之双荧光屏定位,该方法减少了成像设备数量,具有操作上的简易性并减少了成像剂量。

(2) 基于运动模型的单方向成像定位:立体成像定位虽然能达到较好精度,却在治疗过程中对患者曝光了较多成像剂量。如果能只利用单方向 X 射线图像来实时定位靶区标记物,既能保证治疗精确性,又减少了成像剂量,将会是一个非常好的选择。Berbeco 等^[11]针对单方向的射野图像能否

DOI:10.3760/cma.j.issn.1004-4221.2013.01.021

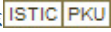
作者单位:100021 北京协和医学院 中国医学科学院肿瘤医院肿瘤研究所放疗科

通信作者:戴建荣

加速器百分深度剂量蒙特卡罗模拟计算准确性研究

作者: [倪昕晔](#), [汤晓斌](#), [耿长冉](#), [林涛](#), [陈达](#), [NI Xin-ye](#), [TANG Xiao-bing](#), [GENG Chang-ran](#),
[LIN Tao](#), [CHEN Da](#)

作者单位: [倪昕晔, 林涛, NI Xin-ye, LIN Tao\(南京医科大学附属常州第二人民医院放疗科, 常州, 213003\)](#), [汤晓斌, 耿长冉, 陈达, TANG Xiao-bing, GENG Chang-ran, CHEN Da\(南京航空航天大学核科学与工程系\)](#)

刊名: [中华放射肿瘤学杂志](#) 

英文刊名: [Chinese Journal of Radiation Oncology](#)

年, 卷(期): 2013, 22(1)

参考文献(12条)

1. [胡逸民](#) [放射治疗的质量保证与质量控制](#) 1999
2. [Juste B;Miro R;Gallardo S](#) [Considerations of MCNP Monte Carlo code to be used as a radiotherapy treatment planning tool](#) 2005
3. [Verhaegen F;Seuntjens J](#) [Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams](#) 2003
4. [Sheikh-Bagheri D;Rogers DW0;Ross CK](#) [Comparison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions from the NRC linac](#) 2000
5. [Rogers DW0;Faddegon BA;Ding GX](#) [BEAM:a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units](#) 1995
6. [Ni XY;Tang XB;Geng CR](#) [The prospect of carbon fiber implants in radiotherapy](#) 2012
7. [Deng J;Jiang SB;Kapur A](#) [Photon beam characterization and modelling for Monte Carlo treatment planning](#) 2000
8. [白彦灵;肖雪夫;邵文成](#) [直线加速器8 MVX射线能谱及结构研究](#) 2012
9. [张黎;邓小武;黄晓延](#) [应用辐射直接显色剂量胶片测量高能光子线的表面和建成区剂量](#) 2007
10. [Klein EE;Esthappan J;Li ZF](#) [Surface and buildup dose characteristics for 6,10, and 18 MV photons from an Elekta Precise linear accelerator](#) 2003
11. [Fraass B;Doppke K;Hunt M](#) [American association of physicists in medicine radiation therapy committee task group 53:quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning](#) 1998
12. [Jaffray DA;Battista JJ;Fenster A](#) [X-ray sources of medical linear accelerators:focal and extra focal radiation](#) 1993

本文链接: http://d.wanfangdata.com.cn/Periodical_zhfszl201301020.aspx