

医用加速器 X-射线射野剂量分布的 蒙特卡罗模拟与实验测量

蔡国鑫^{1,2} 王学涛² 杨耕² 招什武² 朱远湖² 周凌宏¹

¹ (南方医科大学生物医学工程学院 广州 510515)

² (广东省中医院 广州 510120)

摘要 用电离室测量及蒙特卡罗方法计算水模体中瓦里安 6 MV X-射线射野的百分深度剂量和射野离轴比,对测量和计算结果进行比较和分析。结果表明: 10 cm × 10 cm 射野百分深度剂量在 0–20 cm 深度范围内,按 2 mm / 2%标准, $\gamma \leq 1$ 的通过率为 96.47%,按 3 mm / 3%标准, $\gamma \leq 1$ 的通过率为 99.23%; 射野离轴比按 2 mm / 2%标准, $\gamma \leq 1$ 的通过率为 97.56%,按 3 mm / 3%标准, $\gamma \leq 1$ 的通过率为 99.42%; 10 cm × 10 cm 射野深度剂量中的电子线份额为 5.3%, 40 cm × 40 cm 射野深度剂量中的电子线份额为 15.2%。通过电离室测量和蒙特卡罗计算的方法能够确定 X-射线射野的剂量分布特性。

关键词 剂量分布, 蒙特卡罗模拟, 实验测量

中图分类号 TL72

DOI: 10.11889/j.1000-3436.2015.rj.33.020202

目前临床上开展的影像引导放疗、容积旋转放疗等先进放疗技术,其剂量计算方法主要是笔形束算法和点核的卷积/叠加算法^[1-2],这需要一定数量不同尺寸射野的百分深度剂量(Percentage depth dose, PDD)和离轴比(Off axis ratio, OAR)等物理数据进行拟合,这些数据的测量和拟合计算直接影响患者体内剂量分布的准确性。立体定向放疗和调强适形放疗等新技术,经常要用到小射野甚至是零野的物理数据,在多叶光栅的静态调强方式中,最小的子野有时小于 1 cm × 1 cm^[3]。小射野(≤ 3 cm × 3 cm)的剂量梯度大,离轴比曲线几乎没有平台区,如果用常规电离室测量,由于侧向电子失衡,测量误差很大,目前国内外尚没有小射野剂量检定的规程或技术规范^[4]; X-射线射野百分深度剂量和离轴比的测量和计算非常重要,这是开展常规放疗,特别是调强适形放疗的基础。

本研究在水模体中测量 Varian 23EX 加速器 6 MV X-射线射野的 PDD 和 OAR,并在相同条件下采用蒙特卡罗方法进行计算,分析两者之间的差异,研究蒙特卡罗方法模拟加速器 X-射线射野剂量分布的可行性。

1 材料与方法

1.1 Blue Phantom 三维剂量测量系统

Blue Phantom 三维剂量测量系统由水箱、控制单元、探头、储水水箱、升降台、计算机及软件等部分组成^[5]。水模体扫描体积 48 cm × 48 cm × 41 cm,分辨率 0.1 mm,定位精度±0.1 mm,重复性±0.1 mm,最大扫描速度为 50 mm/s,水箱厚度 15 mm,水箱壁材料 Acrylic。扫描用微型电离室具有防水功能,型号 CC04,腔体积 0.04 cm³,长度 3.6 mm,半径 2.0 mm,腔壁厚度 0.070 g/cm²,腔壁材料 C552,电极材料 C552。OmniPro-Accept (V7)软件能够驱动电机进行百分深度剂量、组织最大剂量比、射野离轴比和总散射因子等的扫描测量。系统软件分析射野的最大剂量点深度,离轴比的半高宽、平坦度和对称性等。

1.2 Varian 23EX 加速器 6 MV X-射线射野的蒙特卡罗模拟

OMEGA/BEAM 是由加拿大国家研究院开发的

基金资助: 广东省医学科研基金项目(A2014274)资助

第一作者: 蔡国鑫,男,1980年12月出生,2005年毕业于南方医科大学

通信作者: 周凌宏,硕士,教授, E-mail: smart@smu.edu.cn; 王学涛,博士,副主任技师, E-mail: wangxuetao0625@126.com

收稿日期: 初稿 2014-11-18; 修回 2014-12-24

专门用于模拟医用直线加速器的软件程序包, 本文利用 BEAMnrc 和 DOSXYZnrc 子程序模拟 Varian 23EX 加速器 6 MV X-射线射野的剂量分布。加速器治疗头的结构如图 1 所示, 包括靶、初级准直器、Be 窗、均整器、电离室、射野镜、次级准直器等。

在 BEAMnrc 中, 选择高斯分布的放射源 (ISOURC=19), 能量选择 5.6–6.2 MeV, FWHM 选择 1.0–1.6 mm^[6], (UINC, VINC, WINC)=(0, 0, 1), 相空间文件的记录面距离 X-射线源 80 cm。为了提高计算效率, 减少统计误差, 需要对电子截止能量、光子截止能量及韧致辐射粒子分裂数等主要模拟参数进行优化设置^[7], 电子、光子的截止能量分别为 0.70、0.01 MeV, 采用方向韧致辐射分裂 (Directional bremsstrahlung splitting, DBS) 技术, 粒子分裂数为 1000。

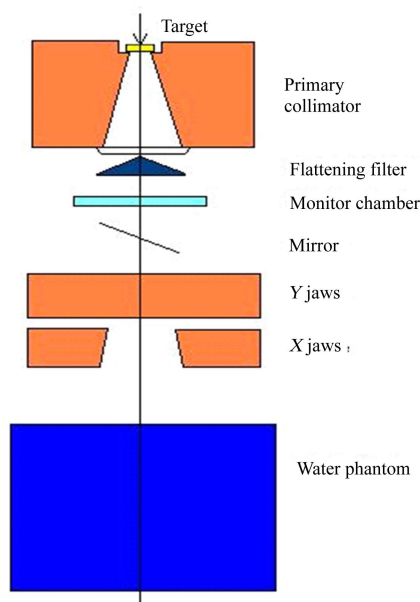


图 1 Varian Clinac 23EX 医用直线加速器治疗头
Fig.1 Structural diagram for Varian Clinical linac head

利用 DOSXYZnrc 子程序模拟 PDD 时, 计算的大部分时间消耗在处理粒子如何离开体素边界上, 为了加快计算速度, 将射野 X、Y、Z 3 个方向的体素设置成不同的尺寸, 在中心区域 1 cm × 1 cm 的范围内, 体素设置为 2 mm × 2 mm × 5 mm, 周围的体素可以按水体模的尺寸设置成几个大的体素。计算射野的离轴比时, 一般按 1:1.2 的范围设置需要采集数据的区域范围, 例如, 计算 10 cm × 10 cm 射野 X 方向的离轴比, 需要在 x=0 cm, y=12 cm 的范围内设置 2 mm × 2 mm × 2 mm 的体素, 周围的体素按水体模的尺寸设置, 需要注意的是, 随着深度

的增加, 由于射线的锥形扩散和低能散射线的增加, 射野离轴比曲线的尺寸进一步扩大, 需要精细模拟的区域范围相应要增加, 如图 2 所示。

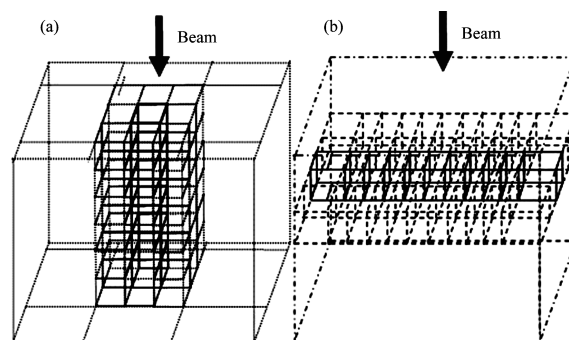


图 2 百分深度剂量(a)和离轴比(b)测量示意图
Fig.2 Diagram of measurement for percentage depth dose (a) and off axis ratio (b)

1.3 PDD 和 OAR 的测量与计算

加速器设置不同尺寸的射野, 在三维水箱测量系统中, 将 CC04 电离室调节至水面射野中心轴上, 放射源至电离室有效测量点的距离为 100 cm, 测量各个射野中心轴上不同深度处的输出剂量率, 并归一到各自射野的最大剂量深度处的输出剂量率获得射野的 PDD; 将 CC04 电离室分别移动至水平面下 1.5、5、10 及 20 cm, 做水平方向扫描, 测量各个射野不同深度处水平方向的输出剂量率, 并归一到各自射野不同深度中心轴处的输出剂量率获得射野的 OAR。

蒙特卡罗模拟的几何条件与测量条件相同, 将 BEAMnrc 模拟得到的结果输入到 DOSXYZnrc, 在相空间文件中, 选择所有的粒子计算出模体的吸收剂量, 获得射野的 PDD 和 OAR; 只选择电子, 则计算出电子线在模体中的吸收剂量, 电子线剂量与总剂量的比值为电子线的剂量份额。根据不同的射野尺寸, 模拟粒子数的范围为 1×10^7 – 5×10^8 , 以保证计算结果的统计误差均 ≤ 1.5%。

1.4 γ 方法

蒙特卡罗模拟和测量的曲线, 在高剂量梯度区域, 即使等剂量曲线很接近, 某些点的剂量有可能差别很大; 反之, 在剂量平坦区域, 即使某些点的剂量差别很小, 等剂量曲线也可能间距很大。 γ 方法考虑了上述两种情况, γ_m 点的 γ 值定义如下^[8]:

$$\gamma(r_m) = \min\{I(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\} \quad (1)$$

式中,

$$F(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}}$$

$$r(r_m, r_c) = |r_c - r_m|$$

$$\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_c)$$

其中, γ_m 为单个测量点的位置, 设为原点; γ_c 为计算点的空间位置; Δd_M 为距离评判准则; ΔD_M 为剂量评判准则; $D_c(r_c)$ 为 γ_c 点的计算剂量; $D_m(r_c)$ 为 γ_m 点的测量剂量。

选取 $\Delta d_M = 2$ 或 3 mm, $\Delta D_M = 2\%$ 或 3% ; 当 $\gamma(r_m) \leq 1$ 时, γ_m 和 γ_c 点的剂量符合评判准则, 当 $\gamma(r_m) > 1$ 时, γ_m 和 γ_c 点的剂量不符合评判准则, 以测量结果为参考剂量分布, 对蒙特卡罗模拟结果进行评估。

2 结果

2.1 射野中心轴百分深度剂量 PDD

图 3 是 $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ 射野中心轴百分深度剂量的蒙特卡罗计算值与测量值的比较, 测量值以射野最大剂量深度 $d_m = 1.5 \text{ cm}$ 的剂量值归一, 使计算值和测量值在 $d = 10 \text{ cm}$ 深度百分深度剂量相等。由图 3 可见, 建成区附近, 计算值和测量值差异明显, 其他区域两者一致性较好。在 $0 \sim 20 \text{ cm}$ 深度范围内, 按 $2 \text{ mm} / 2\%$ 标准, $\gamma \leq 1$ 的通过率为 96.47% , 按 $3 \text{ mm} / 3\%$ 标准, $\gamma \leq 1$ 的通过率为 99.23% 。其他射野中心轴百分深度剂量计算和测量的结果与此类似。

图 4 为 $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ 射野建成区深度附近测量值和计算值的比值, 图示可见, 越接近水体模表面, 两者的差异越大, 在水模体表面比值为 1.18 。

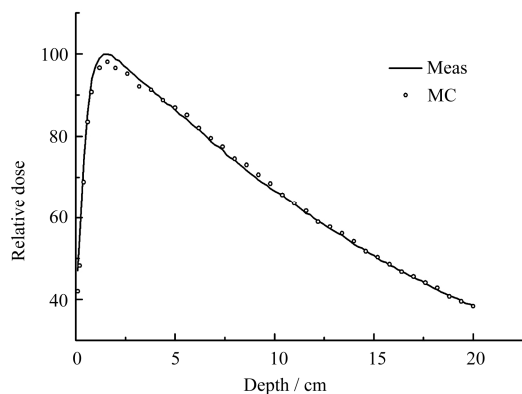


图 3 $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ 射野中心轴百分深度剂量曲线
Fig.3 Percentage depth dose curve for $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ field

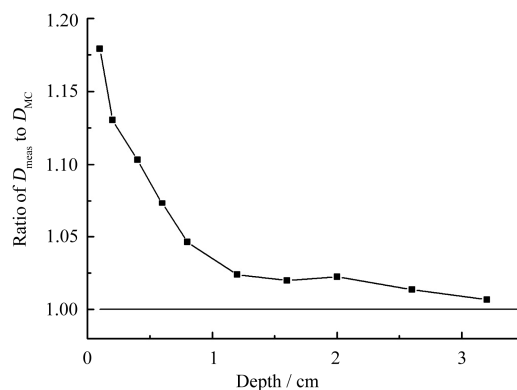


图 4 $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ 射野建成区深度附近测量值和计算值的比较

Fig.4 Dose ratio of measurement and calculation about buildup depth for $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ field

2.2 射野离轴比 OAR

图 5 是 $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ 射野离轴比的蒙特卡罗计算值与测量值的比较, 按射野中心轴方式剂量归一 (为显示方便, 深度为 1.5 、 5 、 10 及 20 cm 的离轴比曲线分别乘以 1.00 、 0.85 、 0.65 及 0.35)。由图可见, 在半影区域 ($10\% \sim 90\%$ 的剂量区域), 计算值和测量值有明显差异, 估计与电离室本身的固有特性和侧向电子失衡有关; 在剂量平台区域, 计算值和测量值没有明显差异, 大部分点的误差小于 1.5% 。在整个射野范围内, 按 $2 \text{ mm} / 2\%$ 标准, $\gamma \leq 1$ 的通过率为 97.56% , 按 $3 \text{ mm} / 3\%$ 标准, $\gamma \leq 1$ 的通过率为 99.42% 。其他射野离轴比计算和测量的结果与此类似。

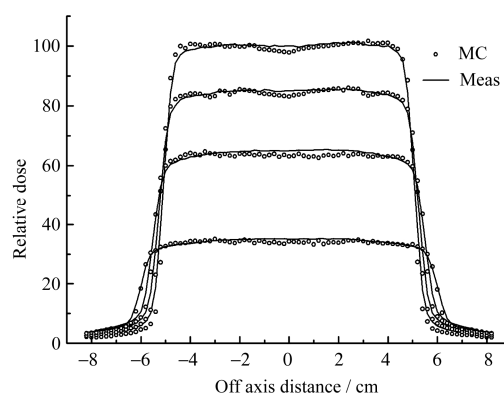


图 5 $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ 射野离轴比曲线
Fig.5 OAR curves for $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ field

2.3 射野中心轴深度剂量中的电子线份额

水模体表面剂量中的电子线份额主要来源于光子与水模体、光子与加速器治疗头作用所产生的次级电子^[9]。图 6 是 $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ 和 $40 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$

射野中心轴电子线深度剂量与同深度所有射线粒子剂量的比值,对于 6 MV X-射线,其深度剂量主要是由光子线和电子线形成的。由图 6 可知,随着深度增加,射野深度剂量中电子线的份额迅速下降,在 2.5 cm 左右下降至零;水模体的表面处 40 cm × 40 cm 射野深度剂量中的电子线份额 15.2%, 10 cm × 10 cm 射野深度剂量中的电子线份额为 5.3%,由此可见,电子线对射野表浅百分深度剂量有一定影响。其他射野中心轴深度剂量中的电子线份额与此类似。

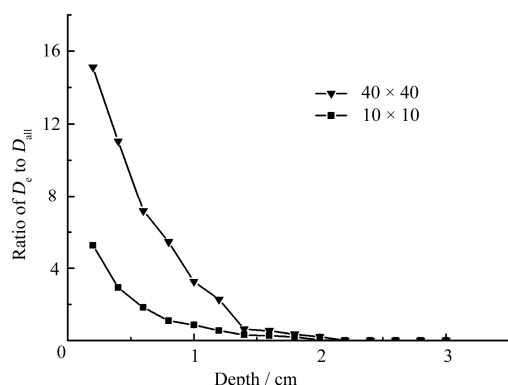


图 6 10 cm × 10 cm 和 40 cm × 40 cm 射野中心轴电子线深度剂量分布的计算结果

Fig.6 Electron depth dose distribution along central axis for 10 cm × 10 cm and 40 cm × 40 cm fields

3 讨论与结论

射野中心轴百分深度剂量建成区附近测量值和计算值的差异,估计首先与电离室本身的特性和测量时侧向电子不平衡有关,其次建成区剂量受污染电子影响较大,而目前的蒙特卡罗方法尚没有很好地解决这个问题^[10];最后蒙特卡罗模拟加速器治疗头的各种近似处理也是造成二者差别的重要原因。有研究者^[11]在做蒙特卡罗模拟高能 X-射线时,假定加速器治疗头有一电子射线源,较好地解决了这个问题。

射野离轴比平台区测量值和计算值一致性很好,射野边缘二者差异明显。电离室有一定的体积和固定的有效测量点,剂量的空间分辨率较差,如果用于测量梯度较大的区域或小射野的剂量,必须进行校正^[12]。因此,如何选择合适的剂量仪及正确的方法测量射野的剂量分布是需要探讨的课题。

高能 X-射线射野的电子线污染可以增加模体表面的剂量^[13],临床上实施 X-刀或等中心旋转治疗时,准直器离患者距离近,患者皮肤表面电子线剂

量更大。这种额外增加的电子线剂量的深度、水平分布与加速器治疗头的结构、机头附件有关,一般临床上的治疗计划系统无法计算。Ding^[14]研究了 18 MV X-射线射野的电子线污染问题,并用铅箔过滤了电子线,但电子线撞击铅箔引起的韧致辐射无法解决。因此,如何准确计算和测量 X-射线射野的电子线份额是需要进一步研究的问题。

本研究结果表明,除剂量梯度较大的区域外,X-射线射野中心轴百分深度剂量和离轴比的蒙特卡罗方法计算与测量结果的偏差≤1.5%,模体表面电子线污染导致浅表剂量增加,该结果表明蒙特卡罗方法模拟医用加速器 X-射线放射源是可行的,这为进一步研究 X-射线射野的剂量学特性奠定了基础。

参考文献

- 1 Cilla S, Digesu C, Macchia G, *et al.* Clinical implications of different calculation algorithms in breast radiotherapy: a comparison between pencil beam and collapsed cone convolution [J]. *Physica Medica*, 2014, **30**(4): 473-481.
- 2 Zhang P, Simon A, De Crevoisier R, *et al.* A new pencil beam model for photon dose calculations in heterogeneous media [J]. *Physica Medica*, 2014, **30**(7): 765-773.
- 3 Wolfram U, Tony W. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT [J]. *Medical Physics*, 2003, **30**(3): 341-348.
- 4 胡家成, 周汝信, 杨元第, 等. γ 刀剂量场的测量与研究 [J]. *现代计量测试*, 2001, **9**(1): 25-30.
HU Jiacheng, ZHOU Ruxin, YANG Yuandi, *et al.* Measurement and research in dose field of γ knife [J]. *Modern Measurement and Test*, 2001, **9**(1): 25-30.
- 5 OmniPro-Accept(V7) user's guide. IBA Dosimetry GmbH, 2009.
- 6 Keall P J, Siebers J V, Libby B, *et al.* Determining the incident electron fluence for Monte Carlo-based photon treatment planning using a standard measured data set [J]. *Medical Physics*, 2003, **30**(4): 574-582.
- 7 戴振晖, 王学涛, 朱琳, 等. OMEGA/BEAM 模拟医用加速器 6 MV X-线的效率研究 [J]. *核技术*, 2013, **36**(2): 020302.
DAI Zhenhui, WANG Xuetao, ZHU Lin, *et al.* An investigation of the efficiency in simulating 6 MV medical accelerator using OMEGA/BEAM [J]. *Nuclear Techniques*, 2013, **36**(2): 020302.

- 8 Daniel A, Willian B L, Sasa Mutic H, *et al.* A technique for the evaluation of dose distributions [J]. Medical Physics, 1998, **25**(5): 656-661.
- 9 Devic S, Seuntjens J, Abdel-Rahman W, *et al.* Accurate skin dose measurements using radiochromic film in clinical applications [J]. Medical Physics, 2006, **33**(4): 1116-1124.
- 10 Ding G. Dose discrepancies between Monte Carlo calculations and measurements in the buildup region for a high energy photo beam [J]. Medical Physics, 2002, **29**(11): 2459-2463.
- 11 Hartmann Siantar C L, Walling R S, Daly T P, *et al.* Description and dosimetric verification of the PEREGRINE Monte Carlo dose calculation system for photo beams incident on a water phantom [J]. Medical Physics, 2001, **28**(7): 1322-1337.
- 12 Alashrah S, Kandaiya S, Yong S Y, *et al.* Characterization of a 2D ionization chamber array for IMRT plan verification [J]. Nuclear Instruments & Methods in Physics Research, 2010, **619**(1-3): 181-185.
- 13 Oborn B M, Kolling S, Metcalfe P E, *et al.* Electron contamination modeling and reduction in a 1 T open bore inline MRI-linac system [J]. Medical Physics, 2014, **41**(5): 051708.
- 14 Ding G X. Dose discrepancies between Monte Carlo calculations and measurements in the buildup region for a high-energy photo beam [J]. Medical Physics, 2002, **29**(11): 459-463.

Monte Carlo simulation and experimental measurement of X-ray fields' dose distribution for medical accelerator

CAI Guoxin^{1,2} WANG Xuetao² YANG Geng² ZHAO Shiwu² ZHU Yuanhu² ZHOU Linghong¹

¹(School of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China)

²(Guangdong Provincial Hospital of TCM, Guangzhou 510120, China)

ABSTRACT The beam dose distribution is compared with those obtained from Monte Carlo (MC) simulation and measurement to investigate dosimetry characteristics for X-ray fields. The beam data, including percentage depth dose (PDD) and off axis ratio (OAR), were acquired by measurement and MC calculation in water phantom for Varian 6 MV X-ray fields. The results were compared and analyzed. The match result, for PDD of the field of 10 cm × 10 cm, has shown 96.47% agreement for $\gamma \leq 1$ with 2% delta dose and 2 mm DTA for calculated and measured dose distribution at the depth of 0 to 20 cm, and 99.23% for $\gamma \leq 1$ with 3% delta dose and 3 mm DTA. The match result of OAR has shown 97.56% agreement for $\gamma \leq 1$ with 2% delta dose and 2 mm DTA for calculated and measured dose distribution, and 99.42% for $\gamma \leq 1$ with 3% delta dose and 3mm DTA. Electron dose is 5.3% of depth dose for 10 cm × 10 cm, and 15.2% for 40 cm × 40 cm. Dose distribution can determined through the measurement and calculation in fields.

KEYWORDS Dose distribution, Monte Carlo simulation, Experimental measurement

CLC TL72