

文章编号: 1007-4627(2007)04-0304-05

一种用于多叶准直器适形放疗的剂量算法研究^{*}

高玲媛, 张紫竹, 陈炳周, 侯 氢[#]

(四川大学原子核科学技术研究所辐射物理及技术教育部重点实验室, 四川成都 610064)

摘要: 描述了一种用于多叶准直器适形放疗的剂量计算方法。在不同大小的方野和非规则野照射情况下, 将此方法得到的剂量分布与微分卷积法计算得到的剂量分布进行了精度验证。结果表明, 这种算法具有较高的剂量精度和较快的计算速度, 因此可在适形放疗中用作 MLC 适形野的自动生成。

关键词: 剂量计算; MLC 叶片位置; MLC 适形治疗

中图分类号: R811 **文献标识码:** A

1 引言

放射治疗是目前肿瘤治疗中最主要的 3 种治疗手段之一(另外两种是手术和化疗)。放射治疗分内照射和外照射: 外照射是指用医用加速器产生的高能光子或电子束杀死肿瘤细胞; 在外照射中, 为了减少靶区以外的重要器官(紧要器官)受到的辐射剂量, 通常要采用适形技术^[1], 对于一些复杂的情形, 例如靶区是凹形的, 则要用调强放疗技术^[2]。

适形放疗是指: 在垂直于射束方向的平面上, 形成一个非规则射野, 该射野的形状与靶区在该平面的投影相符合或近似符合。适形放疗可以用挡铅实现, 但由于其繁重的工作流程, 临床上更多的是采用多叶准直器(Multileaf Collimator, 简称 MLC)来实现。

MLC 可以方便地形成各种几何形状的非规则射野。图 1 展示了一个 MLC 非规则野示意图, MLC 射野形状的设计是在放射治疗计划系统上通过自动或人工方式完成。在自动方式下, 目前的治疗计划系统主要是根据靶区在 MLC 平面上的几何投影来产生 MLC 射野形状。从剂量分布来看, 由于没有考虑射线的散射等因素, 几何上的适形并不代表剂量上适形(例如, 95% 的等剂量线并不能覆盖靶区), 因此, 治疗计划系统产生了一个初始的 MLC 形状后, 通常还需要人工调整 MLC 叶片位置以使高剂量区更好地覆盖靶区, 同时还要使重要器官上的剂

量不超过容忍值。由于这是一个人机交互反复“试-错”的过程, 因此要求剂量计算可以很快完成。另外, 随着影像引导放疗新技术的发展, 在治疗过程中跟踪靶区和重要器官的运动和形变已逐渐成为可能, 在线修正治疗计划也对剂量计算速度提出了高要求。

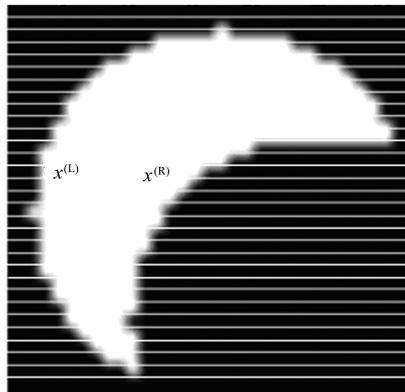


图 1 非对称野的形状

放疗中, 剂量计算总是在计算速度和计算精度间寻找平衡点。对于非规则射野, Monte Carlo 和微分卷积法是目前最精确的算法, 但其计算速度较慢。所以, 通常用的是有限大小笔束(finite size pencil beam, 简称 FSPB)方法^[3-6], 这也是多数商品化治疗计划系统(如 ADAC 公司的 Pinnacle 系统)中

^{*} 收稿日期: 2007-04-10; 修改日期: 2007-07-16

^{*} 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(10475059); 教育部优秀青年教师资助计划项目

作者简介: 高玲媛(1983-), 女(汉族), 重庆人, 硕士研究生, 从事医学物理研究; E-mail: gaolingyuan@gmail.com

[#] 通讯联系人: 侯 氢, E-mail: qhou@mail.edu.cn

采用的剂量算法。在 FSPB 方法中，非规则射野被离散化为数百或上千个有限尺寸（例如 2 mm × 2 mm）的射束元，射束元在人体中的剂量分布称为射束元剂量核，人体中的剂量分布即为射束元剂量核的线性叠加。射束元剂量核可以用 Monte Carlo 方法计算，也可以是实验测量并作为数据库保存。为计算方便起见，射束元剂量核可用合适的解析式描述。解析式中的参数通过拟合 Monte Carlo 计算或实验测量数据确定，不同计划系统中采用的射束元剂量核的解析计算式可能不一样，解析式的选择将直接影响剂量计算精度。

FSPB 模型既可用于挡铅适形野的剂量计算，也可用于 MLC 适形野下的剂量计算。

在 FSBP 模型的框架下，Jeleń 等^[3]提出了一种经验算法。由于 Jeleń 等关心的是用于调强放射治疗强度优化中的剂量计算，所以只用该算法来计算射束元剂量核。根据文献[3]中的 self-consistency 假设，非规则野的剂量可由射束元剂量叠加得到。本文采用了类似 Jeleń 等的方法，建立了一种针对 MLC 适形放疗的剂量计算方法。与 FSPB 模型不同的是，本文的计算方法无需将 MLC 非规则野划分为射束元的叠加，因此使计算效率进一步提高。本文第 2 节将介绍该方法的原理，第 3 节将以模拟的算例对该算法的有效性进行检验。

2 原理与方法

2.1 MLC 非规则野的剂量计算式

假设 MLC 有 N 对叶片，如图 1 所示，MLC 非规则野可以用叶片的位置参数 $\{x^{(L)}, x^{(R)}; y, w\}$ 表示。这里， $x^{(L)}, x^{(R)}, y$ ，和 w 都是 N 维的数组。 $x^{(L)}$ 和 $x^{(R)}$ 分别表示左右叶片端口的坐标，是描述 MLC 非规则野的变量； y 和 w 是 MLC 硬件参数，分别为叶片中心线位置和叶片宽度（有些 MLC 则采用了不均匀的叶片宽度，因此 w 用数组表示）。在剂量计算点 $\mathbf{r} = (x, y, z)$ 处，将剂量写为

$$D(\mathbf{r}; x^{(L)}, x^{(R)}) = \sum_{i=1}^N F(x, y; x_i^{(L)}, x_i^{(R)}, y_i, w_i, \alpha, \beta, \omega) D^{(0)}(x_i^{(L)}, x_i^{(R)}, d) \cdot A(\sqrt{x^2 + y^2}, d) \left(\frac{SAD}{z}\right)^2, \quad (1)$$

这里， d 是射束源到达 \mathbf{r} 时在模体中的等效深度。经验参数 α, β 和 ω 都是 d 的函数，需要通过拟合

实验测量或精确剂量计算给出的剂量分布得到（将在下文介绍）。 $D^{(0)}(x_i^{(L)}, x_i^{(R)}, d)$ 是由 $(x_i^{(L)}, x_i^{(R)})$ 确定的等效方野的中心轴剂量。 SAD 是等中心距离。上式中的 A 是一个刻度函数，假设 MLC 最大开野宽度为 W ，最大开野下测量的离轴比为 $OAR^{(0)}(x)$ ，则

$$A(x, d) = \frac{OAR^{(0)}(x)}{\sum_{i=1}^N F\left(x, 0; -\frac{W}{2}, \frac{W}{2}, y_i, w_i, \alpha, \beta, \omega\right) \left(\frac{SAD}{z}\right)^2} \quad (2)$$

和 Jeleń 等的做法相同，我们将函数 $F(x, y; x^{(L)}, x^{(R)}, y, w, \alpha, \beta, \omega)$ 用一维的分布函数 $f(x; x_1, x_2, u)$ 生成：

$$F(x, y; x^{(L)}, x^{(R)}, y, w, \alpha, \beta, \omega) = \omega f(x, x^{(L)}, x^{(R)}; \alpha) f(y, y - \frac{W}{2}, y + \frac{W}{2}; \alpha) + (1 - \omega) f(x, x^{(L)}, x^{(R)}; \beta) f(y, y - \frac{W}{2}, y + \frac{W}{2}; \beta), \quad (3)$$

这里分布函数 $f(x; x_1, x_2, u)$ 写成：

$$f(x, x_1, x_2; u) = \begin{cases} \frac{1}{2} \exp(ux) [\exp(-ux_1) - \exp(-ux_2)], & x < x_1 \\ 1 - \frac{1}{2} \{ \exp[u(x_1 - x)] + \exp[u(x - x_2)] \}, & x_1 \leq x \leq x_2 \\ \frac{1}{2} [\exp(ux_2) - \exp(ux_1)] \exp(-ux), & x_2 < x \end{cases} \quad (4)$$

和 Jeleń 等不同的是，这里的 (3) 式相对于 $x = 0$ 是非对称。当 (3) 式中的 $x_1 = -x_2 \equiv x_0$ ，(3) 式退化为 Jeleń 等用于对称野情况下的函数形式：

$$f(x, -x_0, x_0; u) \equiv f(x, x_0, x_0) = \begin{cases} \sinh(ux_0) \exp(ux), & x < -x_0 \\ 1 - \exp(-ux_0) \cosh(ux), & -x_0 \leq x \leq x_0 \\ \sinh(ux_0) \exp(-ux), & x_0 < x \end{cases}$$

2.2 参数拟合

(1) 式中的经验参数 α, β 和 ω 是待定的，在实

际应用中可通过拟合实验测量给出的标准条件下的离轴比确定。假设在给定深度下，实验测量的离轴比为 $OAR^{(exp)}(x)$ ，由 (1) 式计算的离轴比为 $OAR^{(cal)}(x, \alpha, \beta, \omega)$ ，曲线拟合的目标函数为

$$O(\alpha, \beta, \omega) = \sum_i [OAR^{(exp)}(x_i) - OAR^{(cal)}(x_i, \alpha, \beta, \omega)]^2, \quad (5)$$

这里 i 为第 i 个测量点。确定 α, β 和 ω 就要通过最优化 α, β 和 ω 使目标函数 $O(\alpha, \beta, \omega)$ 最小。因 $O(\alpha, \beta, \omega)$ 是非线性的，本文用遗传算法^[7]来最优化 α, β 和 ω 。

在遗传算法中，先随机产生 50 组 α, β 和 ω 值，分别计算每组参数的目标函数。目标函数值代表参数组合的适应度，目标函数值越小则该组参数越优。对这一代参数组合进行排序，通过优选、交叉和变异等操作演化，产生下一代个体，对新一代个体仍依此演化，直至产生使目标函数值最小的最优参数组合。具体操作见文献^[7]，在此不再赘述。

作为对算法的测试，本文用微分卷积法^[8-10]计算得到的离轴比来代替实验测量的离轴比 $OAR^{(exp)}(x)$ 。在标准条件下，微分卷积法和 Monte Carlo 方法的计算精度相当。

2.3 算法的 γ 值检验

本文对所用算法的剂量精度采用了 γ 值比较法。此方法是 Van Dyk 等人提出的采取相同位置点

剂量的相对误差与最近相同剂量点距离 (distance to agreement, 简称 DTA) 相结合进行比较的方法。Low 等^[11]进一步发展了该方法。具体来说，假设在检验点 \mathbf{r} 处的实验值 (本文即为微分卷积法的计算值) 为 $D^{(exp)}(\mathbf{r}_0)$ ，由本文算法得到的剂量分布为 $D(\mathbf{r})$ ，则在 \mathbf{r}_0 处的 γ 值定义为

$$\gamma(\mathbf{r}_0) = \min \{ \Gamma(\mathbf{r}_0, \mathbf{r}) \} \forall \{ \mathbf{r} \}, \quad (9)$$

其中

$$\Gamma(\mathbf{r}_0, \mathbf{r}) = \sqrt{\frac{|\mathbf{r} - \mathbf{r}_0|^2}{R^2} + \frac{[D^{(exp)}(\mathbf{r}_0) - D(\mathbf{r})]^2}{[D^{(exp)}(\mathbf{r}_0)\Delta]^2}}, \quad (10)$$

这里， R 表示 DTA 标准值，本文选取的是 3 mm； Δ 表示的是剂量相对误差的标准值，本文选取的是 3%。 $\gamma(\mathbf{r}_0)$ 表征了 $D(\mathbf{r}_0)$ 在 \mathbf{r}_0 与实验值的偏差， $\gamma(\mathbf{r}_0)$ 越大则两个剂量分布在此处的偏差越大，一般认为 $\gamma(\mathbf{r}_0)$ 的容忍值是 $\gamma(\mathbf{r}_0) \leq 1$ 。

在实际计算中，本文对 $D^{(exp)}(\mathbf{r}_0) > 0$ 的点进行随机抽样，随机选取 20 000 个随机点 \mathbf{r}_0 ，计算出在抽样点的 γ 值，并由此得到 γ 值分布直方图。计算结果在下面给出。

3 结果及讨论

本文的计算均采用密度是水密度的均匀体模。模体在垂直于射束方向的尺寸为 20 cm × 20 cm，沿射束方向的深度是 60 cm，每个体元为 0.2 cm ×

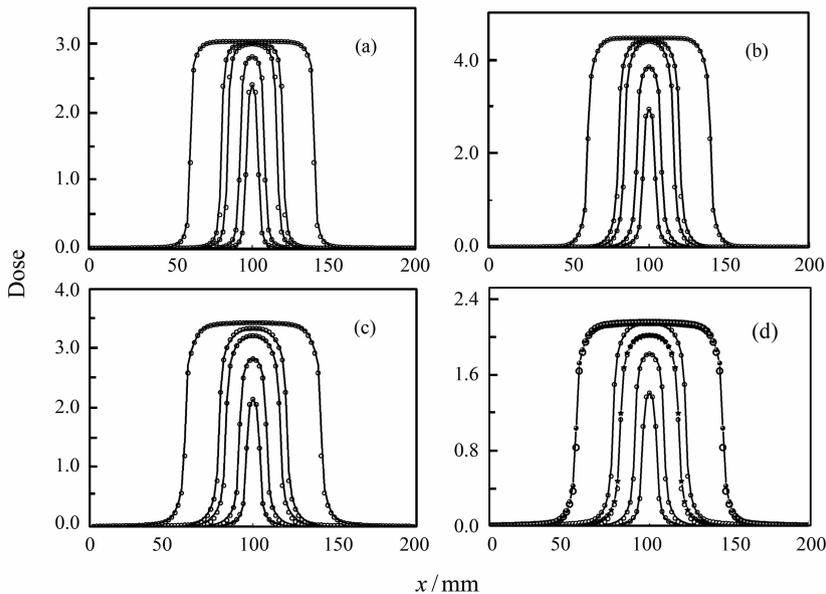


图 2 不同射野下中心层面的离轴剂量曲线 (SSD 90 cm)

(a) 深度 1 cm, (b) 深度 2 cm, (c) 深度 10 cm, (d) 深度 20 cm。

0.2 cm × 0.2 cm，体元数目为 100 × 300 × 100。源皮距取 90 cm。参数 $\alpha, \beta, \omega, A(x, d)$ 由标准条件下的 10 cm × 10 cm 射野的剂量分布拟合得到。用本文描述的方法，我们分别计算了用 MLC 形成的规则野和非规则野照射下，在体模中的剂量分布，并对计算精度进行了检验。

3.1 规则野

规则射野下的剂量计算精度是检验放疗计划系统剂量算法的标准内容。本文分别检验 1 cm × 1 cm, 2 cm × 2 cm, 4 cm × 4 cm, 5 cm × 5 cm, 10 cm × 10 cm 大小的方形射野。图 2 给出了不同射野大小下中心层面的离轴剂量曲线比较。其中，实线是本文描述的用于 MLC 非规则野的剂量算法得到的剂量，空心圆是用微分卷积法计算得到的剂量。

本文采用 γ 值比较法对二者进行三维剂量评估， γ 值直方图如图 3 所示。横坐标是 γ 值，纵坐标是百分比。可见随着射野增大， γ 值曲线右移，误差大的计算点增多。又因本文算法中用的参数是模拟 10 cm × 10 cm 射野得到的，所以计算射野 10 cm × 10 cm 时的剂量分布误差较小， γ 值曲线没有按规律向右移。对不同大小的射野， γ 分别在大于 0.63, 0.55, 0.61, 0.49 和 0.85 后百分比为 0，完全符合一般 $\gamma \leq 1$ 的要求。

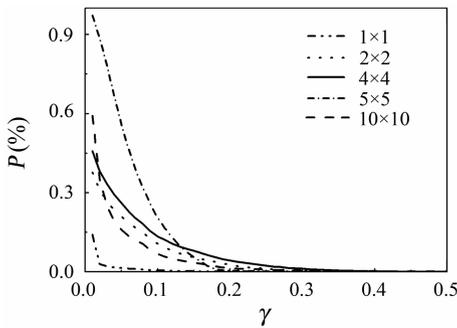


图 3 γ 值分布直方图
射野大小分别为 1 cm × 1 cm, 2 cm × 2 cm, 4 cm × 4 cm, 5 cm × 5 cm, 10 cm × 10 cm。

对于 1 cm × 1 cm 的射野，用微分卷积法计算本文设定的体模中的剂量分布大约要 13 h，射野为 10 cm × 10 cm 时需要 22 h。在参数 $\alpha, \beta, \omega, A(x, d)$ 已经计算好的情况下，本文所用的算法计算方野平均只需 31 s，有多对 MLC 叶片需计算时，时间与 MLC 叶片对数成正比。注意，本文测试实例中的水

箱有 300 万个体元，即剂量计算点，在临床实例中体元数目通常小于这个数。另外，本文着重于考察该算法的计算精度，程序设计还有优化的余地。

3.2 非规则野

为进一步验证本文提出的用于 MLC 适形放疗的剂量算法在不对称的非规则野中的有效性，本文用如图 1 所示形状的射野进行验证。为便于比较，按(1)式计算得到的剂量分布和微分卷积法计算的剂量分布都在最大剂量点归一。图 4 给出了二者的中心层面离轴剂量曲线的比较。其中，实线是用于 MLC 适形放疗的剂量算法得到的，空心圆圈是微分卷积法得到的。我们分别做了在深度 1, 2, 4 和 10 cm 处的比较。从图 4 可看出，在高剂量区二者符合很好，而在射野边缘的半影区，由于剂量分布变化梯度很大，对拟合式的选择以及拟合参数的值很敏感，因此在射野边缘的半影区二者相对误差增加，但由于这个区域剂量值本身很小，从临床应用的角度来说，这样的误差不重要。

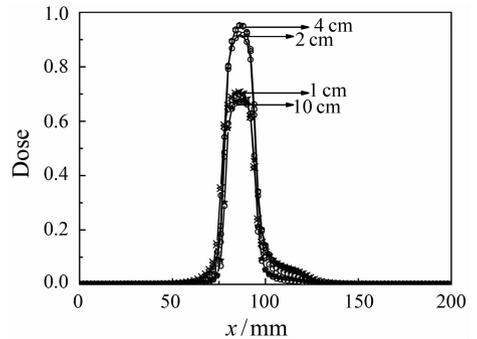


图 4 非对称射野中心层面的离轴剂量曲线 (SSD 90 cm)
深度分别为 1, 2, 4 和 10 cm。

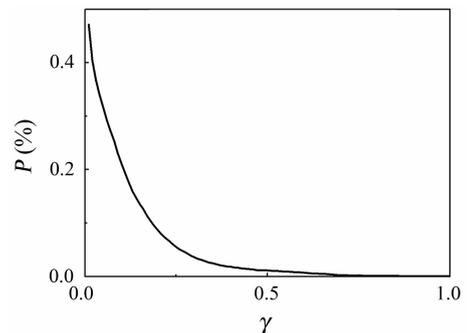


图 5 非对称射野 γ 值的分布直方图

为了更量化地判断，仍然用 γ 值直方图来评估剂量计算精度。如图 5 所示， γ 最大值为 0.472，

说明本文描述的用于 MLC 适形放疗的剂量算法的计算精度是满足剂量精度标准的。

4 结论

本文描述了一种用于 MLC 适形放疗的剂量计算方法,并验证了在 MLC 形成的规则野和非规则野照射下的剂量计算精度。从计算结果来看,用于 MLC 适形放疗的剂量计算方法与微分卷积法符合得很好,计算时间相对缩短了很多。本文描述的用于 MLC 适形放疗的剂量计算方法,可以在保证精度的情况下极大地提高计算速度,缩短调整 MLC 叶片位置的时间,实现从几何适形^[12]到剂量适形。另外,适形放疗计划中 MLC 适形野的自动生成将是该算法的一个可能的应用,另一个可能的应用是在影像引导适形放疗中,MLC 射野形状的在线修正。

参考文献 (References):

[1] Zheng Xiaokang, Chen Longhua. CT Simulation and 3-D Planning. Beijing: People Medical Publishing House, 2001, 1—39 (in Chinese).

nese).

(郑小康,陈龙华. 三维适形放疗临床实践. 北京: 人民卫生出版社, 2001, 1—39.)

- [2] Steve Webb. Intensity-modulated Radiation Therapy. Sutton Surrey (UK): Institute of Physics Publishing, 2001, 1—34.
- [3] Jeleń U, Söhn M, Alber M. Phys Med Biol, 2005, **50**: 1 747.
- [4] Bourland J D, Chaney E L. Med Phys, 1992, **19**: 1 401.
- [5] Ostapiak O Z, Zhu Y, Van Dyk J. Med Phys, 1997, **24**(5): 743.
- [6] Chenshou Chui, Radhe Mohan. Med Phys, 1988, **15**(2): 138.
- [7] Chen Bingzhou, Zhang Conghua, Tang Zhiquan, *et al.* Nuclear Technique(will be published)(in Chinese). (陈柄周,张从华,唐志全等. 核技术(待发表。))
- [8] Mackie T R, Scrimger J W, Battista J J. Med Phys, 1985, **12**(2): 188.
- [9] Mohan R, Chui C. Med Phys, 1986, **13**(1): 64.
- [10] Boyer A, Mok E. Med Phys, 1985, **12**: 169.
- [11] Low D A, Harms W B, Mutic S, *et al.* Med Phys, 1998, **25**(5): 656.
- [12] Wang Binbing, Tang Zhiquan, Hou Qing. J Biomed Eng, 2006, **23**(3): 483(in Chinese). (王彬冰,唐志全,侯 氢. 生物医学工程学杂志, 2006, **23**(3): 483.)

A Dose Computation Algorithm Used in MLC Conformal Treatment*

GAO Ling-yuan, ZHANG Zi-zhu, CHEN Bing-zhou, HOU Qing[#]

(Key Laboratory for Radiation Physics and Technology of Ministry of Education,

Institute of Nuclear Science and Technology, Sichuan University, Chengdu 610064, China)

Abstract: A dose calculation algorithm for MLC based conformal radiotherapy is described in this paper. The algorithm is formulated by the coordinate of MLC leaves. Verification on the algorithm is made by comparing the dose distributions generated by this algorithm with that generated by a Differential Convolution Superposition algorithm for various regular and irregular fields. The results demonstrate that the present algorithm has suitable accuracy and high computational efficiency, thus it could be useful for the treatment planning process in MLC based conformal radiotherapy, where the workload for interactively or automatically designing the shapes of MLC is heavy.

Key words: dose calculation; coordinate of MLC leave; MLC conformal treatment

* Received date: 10 Apr. 2007; Revised date: 16 Jul. 2007

* Foundation item: National Natural Science Foundation of China(10475059); Excellent Young Teachers Program of Education Ministry of China

Corresponding author: Hou Qing, E-mail: qhou@mail.scu.edu.cn