

文章编号: 1007-4627(2010)01-0077-05

精确放射治疗中改进的楔形挡板剂量修正算法^{*}

兰海洋^{1,2}, 郑华庆^{1,3}, 李贵^{1,3, #}, 宋钢^{1,3}, 程梦云^{1,3}, 吴宜灿^{1,3,4}, FDS 团队

(1 中国科学院等离子体物理研究所, 安徽 合肥 230031;

2 合肥工业大学应用物理系, 安徽 合肥 230009;

3 安徽省精确放疗工程技术研究中心, 安徽 合肥 230009;

4 中国科学技术大学核科学技术学院, 安徽 合肥 230027)

摘要: 在精确放射治疗中, 精确计算楔形挡板的楔形因子是精确修正加入楔形挡板后剂量值的关键。提出了基于衰减系数法思想的改进楔形野剂量修正算法, 首先计算了楔形挡板材料的线性衰减系数, 再根据楔形挡板的实际剖面尺寸, 建立了线性拟合公式计算射线束穿过楔形挡板的实际厚度, 精确计算楔形因子, 并以 AAPM55 号报告提供的 45°楔形挡板进行了验证。该方法在保证计算精度的同时减少了大量离轴测量数据, 减轻了物理师的负担, 可以作为一种有效的楔形挡板修正算法应用于放射治疗计划系统中。

关键词: 精确放射治疗; 楔形挡板; 楔形因子; 线性衰减系数; 剂量计算

中图分类号: R815.6

文献标识码: A

1 引言

精确放射治疗是集核物理学、放射剂量学、放射生物学、计算机科学、最优化理论与方法、医学影像学等知识和方法为一体的先进放疗方法。它基于最新的计算机技术, 能够对医学影像信息进行处理, 准确建立剂量计算模型, 并可以结合快速精确的三维剂量场剂量计算方法以及多目标优化理论和算法, 实现实时准确的摆位和定位^[1-3]。

剂量计算是精确放射治疗计划系统的核心功能之一。常用的剂量计算方法包括解析剂量计算方法和蒙特卡罗剂量计算方法^[4, 5], 其计算精度直接影响放射物理师制定治疗计划^[1-3, 6]。然而使用加速器治疗肿瘤时, 为了减少靶区以外的重要器官(紧要器官)受到的辐射, 通常要采用适形技术(如使用多叶准直器 MLC), 形成非规则野^[7]; 对于一些复杂的情形, 则要用调强放疗技术(如使用楔形挡板), 对射线束进行修整来获得特定形状的剂量分布和理想的靶区剂量, 以改变平野的剂量分布^[8, 9]。

传统用的楔形挡板有 15°, 30°, 45°和 60° 4 种, 而且剖面也有变化。为了计算添加楔形挡板后的剂量分布, 要实际测量每个楔形板在不同射野的百分深度剂量(PDD)和不同深度的离轴剂量(OAR)。在放射治疗计划系统中, 通常用测量加和不加楔形挡板的剂量来计算楔形因子, 再计算出加入楔形挡板后的剂量分布^[10]。这种方法忽略楔形挡板对 PDD 的影响, 用一个参考深度($d=10.0\text{ cm}$)^[11]测得的楔形因子结合平野的剂量得到楔形野的 PDD 值。根据研究可知, 在特定射野和深度处测量的楔形因子应用于其他射野和深度时, 楔形照射野剂量计算误差超过 2% 是不可避免的^[12]; 在离轴方向上, 需要测量大量楔形野的 OAR, 数据的处理和存储等工作量较大。在研究基于衰减系数法思想的楔形挡板修正算法的基础上, 我们提出了基于线性拟合的楔形挡板修正算法, 对中心轴上的剂量计算方法进行了改进, 提高计算精度; 在离轴方向上减少测量数据; 同时对最初的线性插值的楔形挡板修正算法进行了改进, 可以作为一种有效的楔形野剂量

* 收稿日期: 2009-02-19; 修改日期: 2009-12-02

* 基金项目: 国家自然科学基金青年基金资助项目(30900386); 安徽省自然科学基金资助项目(090413095)

作者简介: 兰海洋(1983-), 男(汉族), 安徽宿州人, 硕士, 从事精确放射治疗剂量计算关键计算研究。

通讯联系人: 李贵, E-mail: ligui@ipp.ac.cn

计算方法在放射治疗计划系统中使用。

2 楔形因子计算数学模型

2.1 楔形野条件下的剂量计算公式

根据楔形因子的定义^[8]可知,对 X(γ)射线束,添加了楔形挡板后人体中某一点 $P(x, y, z)$ 的剂量 $D_w(x, y, z)$ 可用公式(1)表示为

$$D_w(x, y, z) = D(x, y, z)F_w, \quad (1)$$

式中, $D(x, y, z)$ 为平野(即未加楔形挡板情况)下点 $P(x, y, z)$ 的剂量, F_w 为添加的楔形挡板的楔形因子。其中 $D(x, y, z)$ 可以使用有限元笔形束^[13]、规则束模型^[14]、Monte Carlo^[12-17]等方法获得; F_w 使用衰减系数法计算。

$$F_w = e^{-\mu d}, \quad (2)$$

式中, μ 为楔形挡板材料的线性衰减系数; d 为射束到达计算点 $P(x, y, z)$ 时,穿过楔形挡板的厚度。在 F_w 和 d 确定的情况下,使用下式计算楔形挡板材料的线性衰减系数:

$$\mu = \frac{\ln F_w}{d}. \quad (3)$$

2.2 楔形因子 F_w 的计算方法

现在医院内楔形挡板的放置经常采用通用型系统^[8],即射线束中轴始终通过楔形挡板的中心,如图 1 所示。其中, S 为放射源;楔形挡板位于放射

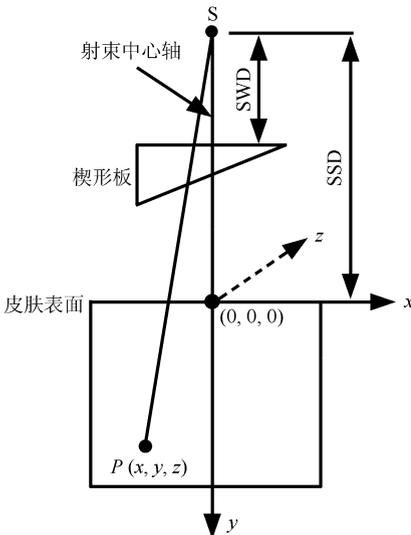


图 1 楔形挡板放置示意图

源的下方,楔形挡板到放射源的距离为源楔距

(SWD); $P(x, y, z)$ 为人体内某一计算点;坐标原点 $(0, 0, 0)$ 选择射束中心轴与皮肤表面的交点。

楔形因子的计算,包括两步:一是计算楔形挡板材料的线性衰减系数;二是计算射束穿过楔形挡板的实际厚度,其中第二步是关键。

2.2.1 计算楔形挡板材料的线性衰减系数 μ

楔形挡板材料的线性衰减系数与射线的能量和楔形挡板的材料有关,因此针对具体加速器的特定能量,测量不同射野、参考深度($d=10.0$ cm)下的楔形因子,以及射束中心轴穿过楔形挡板的厚度,根据公式(3)计算得到在具体能量和不同射野下楔形挡板材料的线性衰减系数 μ 。

2.2.2 计算射束穿过楔形挡板的实际厚度

(1) 建立笛卡尔坐标系。在设定的坐标系下(如图 1 所示), x 轴正方向指向楔形挡板的插入方向, y 轴和 z 轴正方向由右手螺旋定律确定。其中, y 轴正方向指向射线束的入射方向, $x-z$ 平面与射线束中心轴垂直; $x-y$ 平面与射线束中心轴平行。

(2) 确定楔形挡板各顶点的坐标。根据楔形挡板的实际尺寸,按照一定的顺序(本文采用逆时针方向),确定各个顶点的坐标。由于楔形挡板在板长方向(即 z 方向)的厚度总是相同的,因此仅需计算在 $x-y$ 平面内穿过楔形挡板的厚度 d 。

(3) 计算射线束穿过楔形挡板的厚度。根据放射源坐标 $S(x_s, y_s)$ 、计算点坐标 $P(x, y)$ 和楔形挡板各顶点坐标,分别确定扇形线方程 SP 和楔形挡板各个顶点连线间的直线方程,根据线段相交计算扇形线 SP 与楔形挡板各顶点连线的交点坐标。由于射线束穿过楔形挡板的厚度沿 y 轴方向上,根据 y 轴方向上的交点就计算得到经过计算点 $P(x, y)$ 的射线束穿过楔形挡板的厚度。楔形挡板的插入方向包括左插、右插、前插和后插 4 种,各个顶点的坐标确定后,插入方向也同时确定,因此使用上述方法在各种插入情况下都适用。

(4) 计算楔形挡板的楔形因子。计算得到射线束穿过楔形挡板的厚度后代入公式(2),便可计算出任意计算点处的楔形因子。

2.2.3 射束中心轴上的剂量校正

测量不同射野和不同深度楔野下的 PDD,使用楔形野下的测量剂量作为射束中心轴上的剂量计算结果。

3 计算结果与讨论

选取美国 AAPM (American Association of Physicists in Medicine) 55 号报告提供的 18 MV 和 45° 楔形挡板 (如图 2 所示) 作为示例, 对添加楔形挡板后的剂量计算结果进行验证, 将测量数据与计算值进行比较。

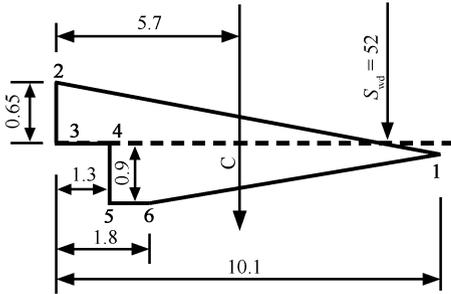


图 2 18 MV 和 45° 楔形挡板示意图^[18]

为了便于计算, 以该报告中提供的平野剂量代替修正算法中的平野剂量 (其中实验误差为 2%^[18]), 计算加入楔形挡板后任意计算点处的楔形因子。其中, 源楔距为 52.0 cm, 源皮距为 100.0 cm。在定义的坐标系下, 楔形挡板各个顶点的坐标按照逆时针顺序分别为 1 (4.40 cm, -47.8 cm), 2 (-5.70 cm, -48.65 cm), 3 (-5.70 cm, -48.0 cm), 4 (-4.40 cm, -48.0 cm), 5 (-4.40 cm, -47.1 cm) 和 6 (-3.90 cm, -47.1 cm)。射束中轴穿过楔形挡板的厚度 0.74 cm, 10 cm × 10 cm 射野对应的楔形因子 0.648。

使用该模型进行验证时, 选择 10 cm × 10 cm 的射野, 以 AAPM 公布的楔形野条件下的测量结果作为参考标准, 对基于线性衰减系数思想计算得到的楔形因子与平野下的剂量结果相乘, 得到楔形野条件下的 PDD 结果 (见图 3, 图中 Cal., AAPM

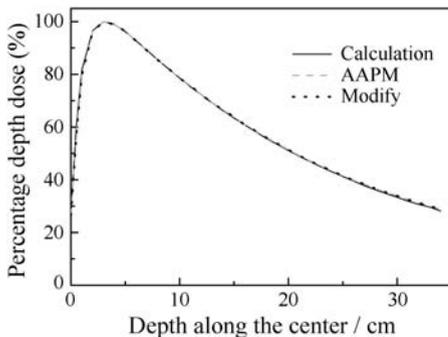


图 3 PDD 分布

和 Modify 3 条曲线重合) 和若干深度下的 OAR 结果见图 4 和表 1, 将该结果与相同条件下的 AAPM 测量数据进行比较。

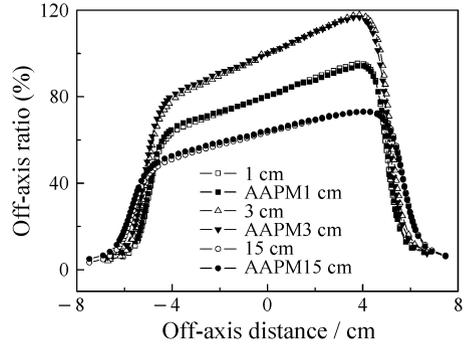


图 4 OAR 分布

表 1 误差统计

	PDD		OAR(野内)		
	原始	改进后	深度 1 cm	深度 3 cm	深度 15 cm
最大误差	2.72%	2.0%	2.84%	3.47%	2.71%

使用改进的楔形挡板剂量校正算法得到的计算结果, PDD 最大误差为 2.0%; 深度为 3 cm 时的 OAR 最大误差为 3.47%, 但是最大误差都符合靶区剂量不确定度应控制在 ±5%^[11] 的要求, 能够达到临床对剂量精度的要求; 而且同原始的楔形挡板剂量校正算法相比, 改进算法在 PDD 的精度上提高了 1% 左右。

改进的楔形挡板修正算法, 在射束中心轴上使用测量的楔形挡板 PDD 数据代替计算得到的 PDD 值, 充分考虑了深度对楔形因子的影响, 提高计算精度; 在离轴方向上不仅考虑了楔形板形状对楔形因子的影响, 保证计算精度, 消除实验误差后最大误差在 1% 左右, 而且相比传统的楔形因子计算方法, 极大地减小了离轴测量数据的存储和使用。

不同楔形挡板具有不同的剖面尺寸, 具有对应的楔形因子和 PDD 测量数据。改进的楔形挡板剂量修正算法根据上述少量的楔形挡板具体测量数据即可算出相应的楔形因子。当这些测量数据准备齐全后, 便可以进行计算。因此该方法能够满足临床的需求, 可以作为一种普适的、有效的楔形野剂量修正算法用于精确放射治疗计划系统。

4 结论

基于线性衰减系数思想的楔形挡板剂量修正算

法,在射线束中心轴上,使用楔形野的 PDD 值代替平野的 PDD 值进行剂量计算,修正了深度对楔形因子造成的影响,提高了计算精度;在离轴方向上,考虑了深度对楔形因子的影响,在保证精度的同时减少了大量临床 OAR 数据的测量、数据处理与储存,减轻物理师的工作负担,提高工作效率。

相对于最初的基于衰减系数思想的楔形挡板修正算法,将楔形挡板各个顶点的线性拟合代替线性插值,解决了楔形剖面某些顶点处于同一竖直平面内不能插值的问题,同时该方法获得不同楔形挡板的测量数据后,就可以针对具体楔形挡板进行计算,是一种普适的楔形野剂量修正算法,可以应用到大部分精确放射治疗计划系统中。

参考文献 (References):

- [1] Wu Yican, Li Guoli, Tao Shengxiang, *et al.*, Chinese Journal of Medical Physics, 2005, **22**(6): 283(in Chinese).
(吴宜灿,李国丽,陶声祥等.中国医学物理学杂志,2005,**22**(6):283.)
- [2] Wu Yican, Song Gang, Cao Ruifen, *et al.* Chinese Physics C (HEP & NP), 2008, **32**(Suppl. II): 177.
- [3] Lin Hui. The Dose Calculation Method of the Crucial Techniques for Accurate Radiotherapy (Dissertation of Doctor). Hefei: Institutes of Physical Science Chinese Academy of Sciences, 2007(in Chinese).
(林辉.精确放疗关键技术之剂量计算方法的研究(博士论文).合肥:中国科学院物质科学研究院,2007.)
- [4] Lin Hui, Xu Liangfeng, Xu Yuanying, *et al.* Nuclear Physics Review, 2007, **24**(4): 299(in Chinese).
(林辉,许良凤,徐元英等.原子核物理评论,2007,**24**(4):299.)
- [5] Lin Hui, Cheng Dongying, Wu Dongsheng, *et al.* Nuclear Physics Review, 2008, **25**(2): 154(in Chinese).
(林辉,陈冬颖,吴东升等.原子核物理评论,2008,**25**(2):154.)
- [6] Song Gang. Hybrid Dose Calculation Research and Program Development for Accurate Radiotherapy(Dissertation of Doctor). Hefei: Institutes of Physical Science Chinese Academy of Sciences, 2008(in Chinese).
(宋钢.精确放射治疗中混合剂量计算方法及软件系统设计研究(博士论文).合肥:中国科学院物质科学研究院,2008.)
- [7] Gao Lingyuan, Zheng Zizhu, Chen Bingzhou, *et al.* Nuclear Physics Review, 2007, **24**(4): 304(in Chinese).
(高玲媛,张紫竹,陈炳周等.原子核物理评论,2007,**24**(4):304.)
- [8] Hu Yimin. Radiation Oncology Physics. Beijing: Atomic Energy Press, 1998, 184—187(in Chinese).
(胡逸民.肿瘤放射物理学.北京:原子能出版社,1998,184—187.)
- [9] Deng Chunlian. Hainan Medical Journal, 2007, **18**(11): 179 (in Chinese).
(邓春涟.海南医学,2007,**18**(11):179.)
- [10] Yang Dailun, Luo Zhengming. Journal of Sichuan University (Natural Science Edition), 2003, **40**(5): 901(in Chinese).
(杨代伦,罗正明.四川大学学报(自然科学版),2003,**40**(5):901.)
- [11] ICRU, Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. ICRU Report 24, 1976.
- [12] Tao Jianmin, Hu Ji, Zhang Ying, *et al.* Journal of Tongji University(Medical Science), 2003, **24**(6): 465(in Chinese).
(陶建明,胡杰,张莹等.同济大学学报(医学版),2003,**24**(6):467.)
- [13] Lin Hui, Wu Yican, Chen Yixue. Phys Med Biol, 2006, **51**: 13.
- [14] Song Gang. Development of RBM Dose Engine for Accurate Radiotherapy Planning System (Dissertation of Master). Hefei: Hefei University of Technology, 2005(in Chinese).
(宋钢.放疗计划系统中 RBM 剂量计算方法的研究(硕士论文).合肥:合肥工业大学,2005.)
- [15] Chen Chaobin, Huang Qunying, Wu Yican. Plasma Science & Technology, 2005, **7**(2): 2777.
- [16] Chen Chaobin. The Application of Monte Carlo Method in Dose Calculation in Radiotherapy (Dissertation of Master). Hefei: Institutes of Physical Science Chinese Academy of Sciences, 2004(in Chinese).
(陈朝斌.蒙特卡罗方法在放疗剂量计算中的应用研究(硕士论文).合肥:中国科学院合肥物质科学院,2004.)
- [17] Jiang Haiyan. The Monte Carlo Simulation and Analysis of the Damage to the Cell in Boron Neutron Capture Therapy(Dissertation of Master). Hefei: Hefei University of Technology, 2004(in Chinese).
(江海燕.硼中子俘获治疗中细胞损伤的 Monte Carlo(硕士论文).合肥:合肥工业大学,2004.)
- [18] AAPM. AAPM Report No. 55, 1995.

Improved Corrected Algorithm of Wedge Factors in Accuracy Radiotherapy*

LAN Hai-yang^{1,2}, ZHENG Hua-qing^{1,3}, LI Gui^{1,3,*}, SONH Gang^{1,3},

CHENG Meng-yun^{1,3}, WU Yi-can^{1,3,4}, FDS Team

(1 *Institute of Plasma Physics, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China;*

2 *Department of Applied Physics, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China;*

3 *Engineering Technology Research Center of Accurate Radiotherapy of Anhui Province, Hefei 230009, China;*

4 *School of Nuclear Science and Technology, University of Science and Technology of China, Hefei 230027, China*)

Abstract: In accuracy radiotherapy, it is difficult to calculate dose accurately during wedge fields. In this paper, an improved corrected algorithm of wedges based on the line-attenuation was proposed. The line-attenuation coefficient of wedges was calculated firstly, then the actual path of radial beam in the wedge was calculated by the “linear fitting” according to the sizes of wedges section. Finally the wedge factors could be determined accurately, and the dose could be corrected. The data of the 45 degree wedge in the report of AAPM 55 were used to make the calculation and verification. Using this algorithm, amount of measured data were decreased, the accuracy of calculation could be assured, and the job of physician could be reduced, so this algorithm could be applied in the treatment planning system as an effective calculation method of wedges field.

Key words: accuracy radiotherapy; wedge; wedge factor; line attenuation; dose calculation

* **Received date:** 19 Feb. 2009; **Revised date:** 2 Dec. 2009

* **Foundation item:** National Natural Science Foundation of China (30900386); Natural Science Foundation of Anhui Province (090413095)

* **Corresponding author:** Li Gui, E-mail: ligui@ipp.ac.cn