

文章编号: 1007-4627(2006)02-0246-04

## 基于混合 Batho 修正的 RBM 剂量计算方法 在仿真头模实验中的剂量学验证\*

宋 钢<sup>1</sup>, 李国丽<sup>1</sup>, 吴爱东<sup>1</sup>, 陈义学<sup>1</sup>, 吴宜灿<sup>1</sup>, 孔令玲<sup>2</sup>, 唐 虹<sup>2</sup>, 汪 志<sup>2</sup>

(1 中国科学院等离子体物理研究所, 安徽 合肥 230031;

2 安徽医科大学第一附属医院放疗科, 安徽 合肥 230022)

**摘 要:** 基于混合 Batho 修正的规则束模型剂量计算方法可以根据放射治疗过程中加速器相关物理参数和从病人的医学影像数据中获取的人体组织非均匀信息计算出人体内的剂量场数据。在简要介绍该方法的基础上, 通过将其计算结果与仿真头模的实测结果进行对比, 初步证明了该方法可以作为一种较为可靠的快速剂量计算方法供临床治疗计划系统使用。

**关键词:** 放射治疗; 剂量计算; 混合 Batho 修正; 仿真头模

**中图分类号:** R730.55 **文献标识码:** A

### 1 引言

中国科学院等离子体物理研究所 FDS 课题组正在发展的“精确放射治疗计划与质量保证系统”(ARTS)是以医学应用为最终目标, 以剂量计算程序系统为基础, 结合计算机图像处理技术、辅助建模技术与可视技术和智能控制和定位等, 研究放射治疗中改进放疗仪器和提高放疗效果的一系列关键问题<sup>[1-3]</sup>。

剂量计算模块是 ARTS 系统的核心组成部分之一, 对于治疗计划的优劣和放疗效果的好坏有着至关重要的影响<sup>[4,5]</sup>。在规则均匀模体剂量分布计算的基础上, 以 Batho 和改进 Batho 方法为代表的一维组织非均匀性修正方法只考虑主光子束传播路径上的人体非均匀信息, 忽略周边非均匀组织造成的散射线的变化对于剂量场的影响。虽然计算误差较三维方法稍大, 但因为具有易程序实现和计算速度快的特点而广为临床放射治疗计划系统所使用<sup>[6,7]</sup>。

基于混合 Batho 修正的规则束模型(RBM)剂量计算方法是在 ARTS 框架下开发的一种快速精确剂量计算工具。它综合了 Batho 和改进 Batho 两种修

正方法在计算精度方面的优点。本文在简要介绍基于混合 Batho 修正的 RBM 剂量计算方法的基础上, 使用成都仿真头模对该方法进行了剂量学验证。初步证明了该方法可以作为一种快速精确的剂量计算方法供临床使用。同时结合误差分析对实验中出现的可能影响测量结果精度的若干细节进行了探讨。

### 2 基于混合 Batho 修正的 RBM 剂量计算方法

RBM 是一种基于测量数据的剂量计算方法, 其适用范围包括医用直线加速器产生的 X 光子束和<sup>60</sup>Co 源产生的  $\gamma$  光子束等, 所需测量数据包括规则模体中心轴深度剂量值和若干深度下的离轴剂量分布值。通过相应的插值算法, RBM 可以三维重建出矩形规则野照射条件下规则模体中任意点的剂量值<sup>[8]</sup>。

在对 Batho 和改进 Batho 两种组织非均匀性修正方法计算精度进行校核的过程中发现, 改进的 Batho 修正方法在 10 cm 以内深度区域修正效果较好, Batho 修正方法在大于等于 10 cm 深度区域修正效果较好。因此, 可以将这两种修正方法分段使

收稿日期: 2005-11-20; 修改日期: 2006-01-12

\* 基金项目: 安徽省自然科学基金资助项目(01043601); 安徽省教委自然科学基金资助项目(2004KJ220ZC); 中国科学院知识创新工程资助项目

作者简介: 宋 钢(1979-), 男(汉族), 安徽蚌埠人, 博士研究生, 从事精确放疗剂量计算相关研究工作; E-mail: gang@ipp.ac.cn

用, 称之为混合 Batho 修正方法<sup>[2]</sup>:

$$CF = K_N \cdot \prod_{m=1}^N T(d_m + d_b, A)^{\rho_m \cdot \rho_m^{-1}}, d_m < 10 \text{ cm}, (1)$$

$$CF = K_N \cdot \prod_{m=1}^N T(d_m, A)^{\rho_m \cdot \rho_m^{-1}}, d_m \geq 10 \text{ cm}, (2)$$

其中,  $K_N$  是第  $N$  层材料的质能衰减系数与水的质能衰减系数之比, 其数值采用文献[4] 所列的公开发表数据;  $d_m$  为所求栅格点  $P$  到第  $m$  条边界的距离;  $d_b$  为该能量条件下的建成区深度;  $T(d_m, A)$  是深度为  $d_m$ 、方野边长为  $A$ 、射线能量为  $E$  时归一化后的组织模体比(TPR), 其数值由安徽医科大学第一附属医院放疗科使用 Varian 23EX 加速器在光子能量为 6 MeV、中心轴源皮距为 100 cm 的条件下测得, 归一化点取 1.5 cm 深度处;  $\rho_m$  为第  $m$  层材料相对于水的电子密度值( $m$  为 0 时该材料为水)。

因此, 基于混合 Batho 修正的 RBM 剂量计算方法可以表示为

$$Dose_{\text{人体}}(P) = Dose_{\text{规则模体}}(P) \times CF。 (3)$$

### 3 实验模型

本文所使用的成都仿真头模如图 1 所示, 该头模应用了仿生功能材料层次设计原理和仿真模体相似原理, 在实验过程中能够实现人体外部形态仿生、化学组成仿生、内部结构仿生和能量传递沉积的仿生。实验过程中, 使用 Varian 23EX 医用直线加速器产生的 X 射线对仿真头模进行多次照射, 使用热释光探测器对不同照射方案下头模中的剂量场进行测量, 同时基于混合 Batho 修正的 RBM 对相应测量点的剂量值分别进行模拟计算, 最后将测量值和计算值进行对比分析, 对基于混合 Batho 修正的 RBM 方法进行剂量学验证。

实验中所使用的热释光片为直径 1.5 mm、厚度 0.8 mm 的 LiF(Mg, Cu, P) 圆片, 刻度工作在中国计量科学研究院进行, 剂量读出器为 BR 2000A-III 型。在实验过程中, 将 5 片热释光片封装在由人体等效材料制成的塑料管中, 塑料管两头用电烙铁封口后置于测量孔内。经加速器照射和数据读出后, 由 5 片热释光片的剂量读出值平均来表征测量孔几何中心位置处的剂量测量值。

为获取仿真头模中的组织非均匀信息, 从颈部到头顶, 以 2 mm 为层厚对其进行 CT 扫描, 共得

100 张 CT 片, CT 片依次编号为 102—201。



图 1 成都仿真头模示意图

剂量计算所使用的  $xy$  轴坐标原点取在 CT 片左上角位置, 其中  $x$  轴正方向沿 CT 片横向向右,  $y$  轴正方向沿 CT 片纵向向下。

### 4 实验方案

在头模剂量学验证实验中, 共设计了两个实验方案:

方案一: Varian 23EX 医用直线加速器, 6 MeV X 射线, 8 cm × 8 cm 正方野, 源皮距 100 cm, 射野中心轴所在平面为头模 CT 片序列中第 81 (编号 181) 张 (如图 2 所示), 射野中心轴与该层 CT 片中皮肤边界的交点位置为脑纵膈向上延长线与皮肤交点, 该点 (A 点) 坐标为 (13.04, 2.40), 剂量归一化点取在 A 点正下方 1.5 cm 处 (13.04, 3.90)。

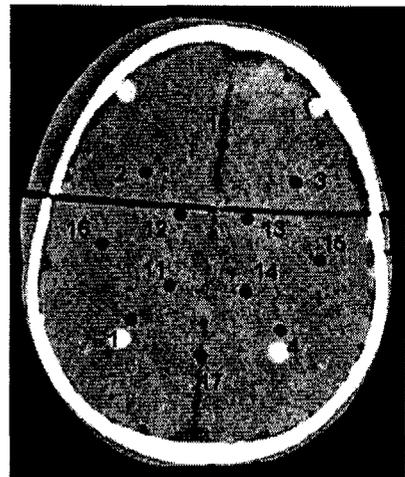


图 2 实验方案一测量孔位置及编号示意图  
黑色圆点为热释光测量孔, 所有测量孔统一为直径 3 mm, 长度 6 mm 的圆柱体。

方案二: Varian 23EX 医用直线加速器, 6 MeV X 射线, 8 cm × 8 cm 正方野, 源皮距 100 cm, 射野中心轴所在平面为头模 CT 片序列中第 26 (编号 126) 张 (如图 3 所示), 射线中心轴与该层 CT 片中皮肤边界的交点 (A 点) 的位置为金属丝标记点正下方 (图 3 中最上方的白色标记点), A 点坐标 (11.86, 1.04), 剂量归一化点取在 A 点正下方 1.5 cm 处, 归一化点坐标为 (11.86, 2.54)。

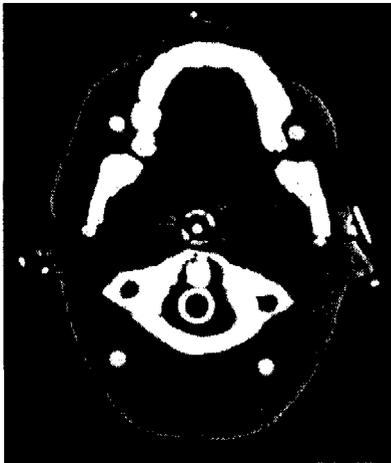


图 3 实验方案二测量孔位置及编号示意图

## 5 理论计算结果与实验结果的比较

实验方案一和二实测结果与理论计算结果如表 1 和表 2 所示。

表 1 实验方案一实验结果

编号	坐标 (x, y)	测量值 /Gy	RBM 计算值 /Gy	RBM 误差 /(%)
1	(9.13, 13.79)	0.485	0.495	2.06
2	(9.70, 8.19)	0.652	0.671	2.91
3	(15.39, 8.52)	0.645	0.660	2.33
4	(14.83, 14.22)	0.475	0.479	0.84
10	(12.61, 7.11)	0.699	0.701	0.29
11	(10.59, 12.52)	0.520	0.530	1.92
12	(10.97, 9.74)	0.627	0.616	1.75
13	(13.60, 9.93)	0.599	0.604	0.83
14	(13.51, 12.76)	0.505	0.515	1.98
15	(16.29, 11.53)	0.556	0.560	0.72
16	(8.05, 10.87)	0.038	0.037	2.63
17	(11.77, 15.25)	0.442	0.448	1.36

表 2 实验方案二实验结果

编号	坐标 (x, y)	测量值 /Gy	RBM 计算值 /Gy	RBM 误差 /(%)
5	(12.33, 7.58)	0.635	0.637	0.31
6	(13.98, 5.74)	0.703	0.689	1.99
7	(12.33, 4.66)	0.730	0.738	1.10
8	(11.06, 5.51)	0.697	0.708	1.58

## 6 讨论与结论

从表 1 和表 2 中可以看出, 基于混合 Batho 修正的 RBM 方法所得结果与实测结果相比, 最大误差在  $\pm 3\%$  之内, 参照临床对于剂量计算工具精度的要求<sup>[8]</sup>, 可以认为基于混合 Batho 修正的 RBM 方法的计算精度处于临床可以接受的范围之内, 能够作为一种快速精确的剂量计算方法供临床治疗计划系统使用。

在头模实验中同时也发现了一些问题。例如, 测量孔在 CT 片所在平面内的坐标可以通过 CT 片上的像素值精确确定, 但因为测量孔的长度为 6 mm, 测量孔会同时出现在不同 CT 片上, 因此测量孔在垂直于 CT 片平面方向上的位置难以严格确定。目前采用的方法是将所有有测量孔的 CT 片序列中间一张作为测量孔中心位置所在 CT 片。另外, 热释光片在刻度过程中是直径 1.5 mm 圆面向上进行的, 但在实验照射过程中热释光片是立起来的, 可能会对剂量的读出产生一定的影响。

对于常规放疗来说, 上述问题对结果精度的影响不大, 但对于精确放疗的剂量学验证来说, 这些问题可能会对验证精度产生一定程度的影响, 其影响程度和解决方法还需要在下一步的工作中逐步研究解决。

**致谢:** 本工作得到中国军事医学科学院放射医学研究所张 建教授、中国计量科学研究院电离辐射与医学处周汝信研究员的指导和帮助, 在此表示深切的感谢。对于 ARTS 课题组陶声祥、林 辉、赵 攀、曹瑞芬等的帮助与配合也深表谢意。

## 参考文献:

- [1] 吴宜灿, 李国丽, 陶声祥等. 中国医学物理学杂志, 2005, **22** (6): 683.
- [2] 宋 钢, 李国丽, 吴宜灿等. RBM 剂量计算中组织不均匀性混合 Batho 修正方法. 核技术(已接收).
- [3] 赵 攀, 陈义学, 林 辉等. 原子核物理评论, 2006, **23**(2): 258.
- [4] 王志远, 李树祥, 吕庆文等. 中国医学物理学杂志, 2002, **19** (2): 94.
- [5] 胡逸民. 肿瘤放射物理学. 北京: 原子能出版社, 1999, 206—207.
- [6] Batho H F. J Can Assn Radiol, 1964, **15**: 79.
- [7] Simon, Thomas J. Medical Physics, 1991, **18**(4): 71.
- [8] Pascal Storchi, Evert Woudstra. Phys Med Biol, 1995, **40**: 511.
- [9] Van Dyk J, Barnett R B, Cygler J E, *et al.* Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1993, **26**:261.

## Verification of RBM Dose Engine in Experiment Using Emulational Head Phantom\*

SONG Gang<sup>1</sup>, LI Guo-li<sup>1</sup>, WU Ai-dong<sup>1</sup>, CHEN Yi-xue<sup>1</sup>, WU Yi-can<sup>1</sup>,  
KONG Ling-ling<sup>2</sup>, TANG Hong<sup>2</sup>, WANG Zhi<sup>2</sup>

(1 *Institute of Plasma Physics, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China;*  
2 *Hospital of Anhui Medical University, Hefei 230022, China*)

**Abstract:** The dose distribution can be calculated by the Regular Beam Model (RBM) dose engine based on the accelerator parameters and the inhomogeneity data of the patient for the radiotherapy planning. In this paper, the newly-developed mixed Batho correction based RBM is introduced, and then the calculation results are compared with the measured ones using the head phantom. The results demonstrate that the RBM dose engine can be used as a kind of reliable fast dose calculation tool in the clinical treatment planning system.

**Key words:** radiotherapy; dose calculation; mixed Batho correction method; emulational head model

\* **Foundation Item:** Natural Science Foundation of Anhui Province(01043601); Natural Science Foundation of Anhui Province Education Commission(2004KJ220ZC); Knowledge Innovation Project of Chinese Academy of Sciences