

非均匀组织中光子剂量分布的 MC 模拟研究

闫冰¹, 李国丽², 吴爱东¹

(1. 安徽医科大学附属医院放疗科, 安徽合肥 230001; 2. 安徽大学电气与自动化工程学院, 安徽合肥 230601)

摘要:放疗计划系统中的光子剂量计算一般先基于均匀水模进行, 然后根据人体组织密度的非均匀性, 利用修正算法, 将均匀水模的剂量分布修正到真实人体. 在不同组织交界面处, 非均匀修正的精度较差. 本研究利用蒙特卡洛程序对人体非均匀组织的几种组合情况进行模拟, 获得非均匀组织对光子吸收剂量的影响, 为发展精确的剂量修正方法提供基础.

关键词: MC; 非均匀组织; 光子; 剂量分布;

中图分类号: R811.1 **文献标识码:** A doi:10.3969/j.issn.0253-2778.2013.10.012

引用格式: Yan Bing, Li Guoli, Wu Aidong. Monte Carlo simulation of photon dose distribution in inhomogeneous tissues[J]. Journal of University of Science and Technology of China, 2013, 43(10): 856-860.

闫冰, 李国丽, 吴爱东. 非均匀组织中光子剂量分布的 MC 模拟研究[J]. 中国科学技术大学学报, 2013, 43(10): 856-860.

Monte Carlo simulation of photon dose distribution in inhomogeneous tissues

YAN Bing¹, LI Guoli², WU Aidong¹

(1. Department of Radiation Oncology, Anhui Provincial Hospital Affiliated to Anhui Medical University, Hefei 230001, China;
2. College of Electrical Engineering and Automation, Anhui University, Hefei 230601, China)

Abstract: The general calculation method of photon dose distribution in a radiation therapy planning system is carried out based on the homogeneous water phantom. The actual dose distribution on the human body is obtained by the correction algorithm according to the inhomogeneous characteristic of tissue density. The correction precision is low in the different tissue interfaces. The combinations of human inhomogeneous tissue are simulated with Monte Carlo program in this study, the influence of photon absorbed dose in the different tissue interfaces are obtained, which provides a foundation for the development of an accurate correction method for photon dose distribution.

Key words: Monte Carlo; inhomogeneous tissue; photon; dose distribution

0 引言

目前, 临床放射治疗计划系统中使用的剂量计

算方法都是首先基于均匀水模进行, 然后再根据人体组织密度的非均匀性, 利用修正算法, 将均匀水模的剂量分布修正到真实人体. 非均匀组织对于剂量

收稿日期: 2013-01-04; 修回日期: 2013-03-20

基金项目: 国家自然科学基金(60872112, 10805012), 安徽省自然科学基金(11040606M132)资助.

作者简介: 闫冰, 男, 1986年生, 硕士. 研究方向: 肿瘤放射物理. E-mail: cpreo@126.com

通讯作者: 李国丽, 博士/教授. E-mail: guoli_li@yahoo.com.cn

分布的影响可以归结为两大类:①改变原射线的能量强度和周围相关散射能量的分布;②改变次级光子通量.待求剂量计算点所在位置情况不同,影响射线剂量分布的主要因素也不同:若待求剂量计算点位于非均匀组织的后面,主要受原射线衰减改变的影响;若待求剂量计算点位于非均匀组织的周围,则主要受散射线改变的影响;若待求剂量计算点位于非均匀组织内部或不同组织的交界面处,则主要受次级电子通量改变的影响.目前,用于放疗计划系统的光子剂量计算方法有:规则束的剂量计算模型(regular beam model, RBM)、笔形束剂量计算模型(pencil beam model, PBM)、有限笔束模型(finite size pencil beam, FsPB)、解析法等,这些方法计算简单、速度快,但精度相对较差. Monte Carlo(MC)程序可以精确模拟各种粒子与物质相互作用的随机过程,获得粒子在人体组织中沉积能量的分布,被公认为是当前所有剂量计算方法中最精确的一种剂量计算方法,然而 MC 方法存在收敛速度慢、计算时间长的弱点,阻碍了其在临床治疗计划中的广泛应用^[1].因此,目前真正使用 MC 程序的商用计划系统很少.

常用的组织非均匀修正方法有:三维等效组织空气比修正方法、混合 Batho 方法、EPL 修正方法等.在放疗计划系统中最常用的是一维 Batho 修正方法,该方法只考虑主光子传输路径上非均匀组织信息对剂量分布的影响,在均匀组织内部其计算误差小于 2%,接近临床需求(根据 ICRU42 号报告,要求系统中剂量计算精度需保持在 5%以内^[2]);然而由于 Batho 方法忽略了周边非均匀组织产生的散射剂量的影响,致使在密度差异较大的组织交界面处计算误差较大,不能满足临床计算精度的要求^[3-5].

本论文利用 MC 程序计算精度高的特点,通过对人体组织的归类简化,精确模拟各种典型非均匀组织存在情况下的剂量分布,与纯均匀组织的剂量分布进行比较,分析非均匀组织对剂量分布的影响,为发展精确的剂量修正方法提供基础.

1 方法和模型

本论文采用 Walters 等提出的四区间法^[6],将人体组织的密度根据 CT 值的不同分成 4 个对应的区间,然后根据人体组织中不同组织对应的密度情况,近似地将每个区间假定作为一种组织,分别为空

气、肺、软组织(脂肪)和骨骼,如表 1 所示.

表 1 四区间法

Tab. 1 Four-interval method

区间	CT 值范围 (HU)	对应密度范围 /($\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$)	假定成分
1	-1 024~-950	0.001~0.044	空气(air)
2	-950~-700	0.044~0.302	肺(lung)
3	-700~125	0.302~1.101	软组织(tissue)
4	125~2000	1.101~2.088	骨骼(bone)

为了分析非均匀组织对剂量分布的影响,建立 MC 模拟模型如图 1 所示:在 30 cm×30 cm×30 cm 大小的正方体均匀组织模体的中心轴上放置一个 1 cm×1 cm×1 cm 的典型非均匀组织.均匀组织可以是肺组织、软组织和骨组织,典型非均匀组织可以是空气、肺组织、软组织和骨组织,这样,不同组织的组合情况有九种:肺-空气,肺-脂肪,肺-骨,脂肪-空气,脂肪-肺,脂肪-骨,骨-空气,骨-脂肪,骨-肺.

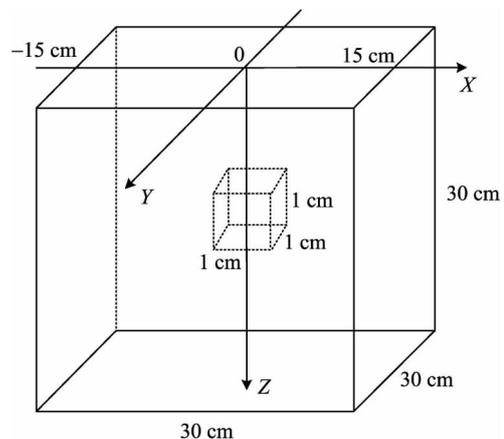


图 1 MC 模拟模型

Fig. 1 MC Simulate model

均匀组织中的典型非均匀组织的中心点坐标分别为(0,0,0.5),(0,0,2.5),……,(0,0,29.5),即正方体非均匀组织沿 Z 轴方向依次下移 1 cm,利用 MC 程序模拟其剂量分布情况,将得到的数据归一化到剂量点(0 cm,0 cm,1.5 cm),得出非均匀组织存在时的百分深度剂量分布 PDD_{非均匀},与纯均匀组织模体(无典型非均匀组织)的对应计算点的百分深度值进行比较,获得相对误差值.

MC 参数设置:采用 EGS/DOSXYZ 程序进行模拟计算,介质截面数据文件为 700icru. pegs4dat,射线源类型为点源模型 6 MV Varian X 射线,SSD=100 cm,照射野以中心点为中心,大小为 5 cm×5 cm.

2 模拟结果

根据 9 种经典非均匀组织的不同组合情况以及非均匀组织存在的不同位置,一共有 270 组数据,以下给出两组数据为例:

(I) 均匀组织为骨组织,存在典型非均匀组织空腔时,非均匀组织中心处于不同深度的中心轴百分深度剂量分布与纯骨均匀组织的中心轴百分深度剂量分布的比较图,如图 2~7 所示。

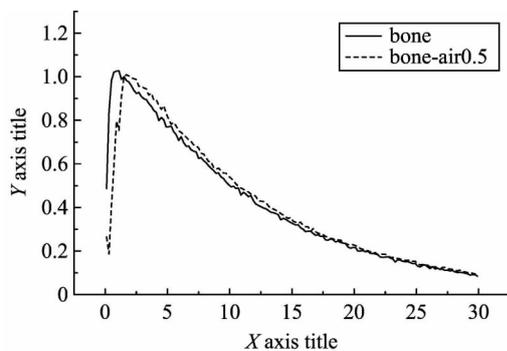


图 2 非均匀组织中心在 0.5 cm 处的 PDD 曲线

Fig. 2 PDD curve of heterogeneous tissue center at 0.5 cm

(II) 均匀组织为脂肪,存在典型非均匀骨组织时,非均匀组织中心处于不同深度的中心轴百分深度剂量分布与纯脂肪均匀组织的中心轴百分深度剂量分布的比较,如图 8~13 所示。

3 分析

针对 MC 模拟获得的结果与数据,分析如下:

(I) 非均匀组织存在时,与纯均匀组织相比,非均匀组织中的百分深度剂量值先上升,后下降,然

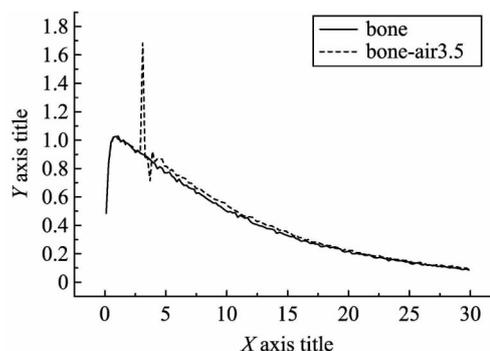


图 3 非均匀组织中心点在 3.5 cm 处的 PDD 曲线

Fig. 3 PDD curve of heterogeneous tissue center at 3.5 cm

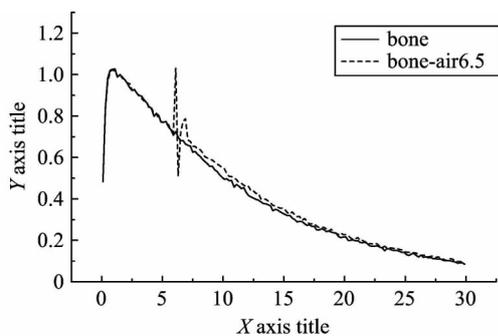


图 4 非均匀组织中心点在 6.5 cm 处的 PDD 曲线

Fig. 4 PDD curve of heterogeneous tissue center at 6.5 cm

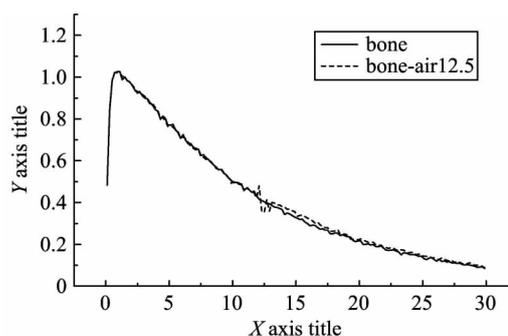


图 5 非均匀组织中心点在 12.5 cm 处的 PDD 曲线

Fig. 5 PDD curve of heterogeneous tissue center at 12.5 cm

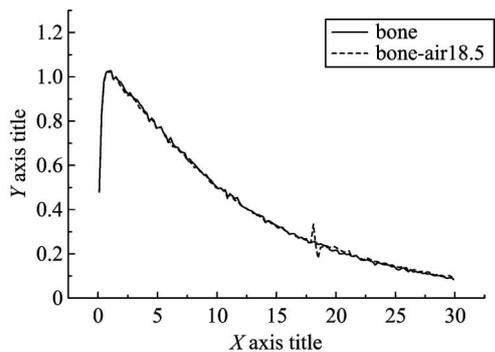


图 6 非均匀组织中心点在 18.5 cm 处的 PDD 曲线

Fig. 6 PDD curve of heterogeneous tissue center at 18.5 cm

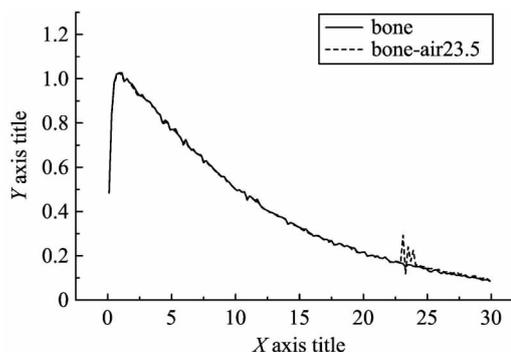


图 7 非均匀组织中心点在 23.5 cm 处的 PDD 曲线

Fig. 7 PDD curve of heterogeneous tissue center at 23.5 cm

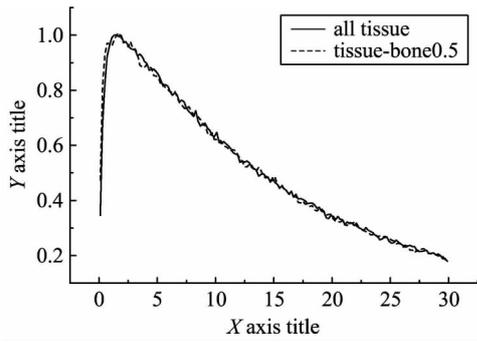


图 8 非均匀组织中心在 0.5 cm 处的 PDD 曲线
Fig. 8 PDD curve of heterogeneous tissue center at 0.5 cm

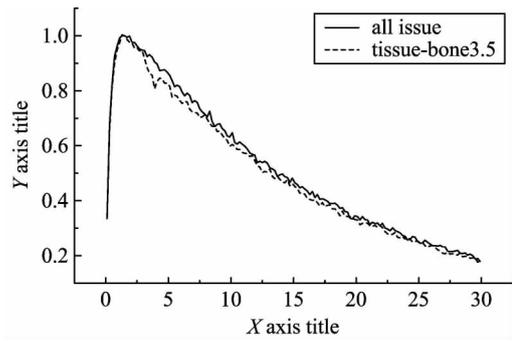


图 9 非均匀组织中心点在 3.5 cm 处的 PDD 曲线
Fig. 9 PDD curve of heterogeneous tissue center at 3.5 cm

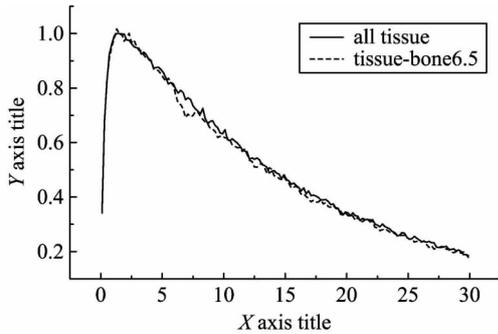


图 10 非均匀组织中心点在 6.5 cm 处的 PDD 曲线
Fig. 10 PDD curve of heterogeneous tissue center at 6.5 cm

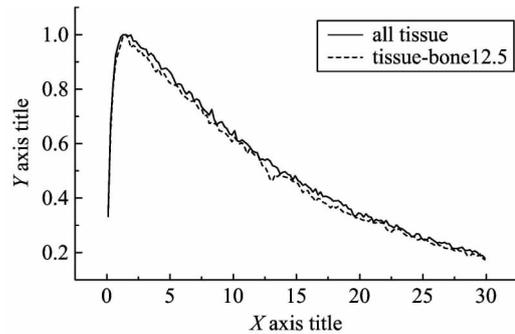


图 11 非均匀组织中心点在 12.5 cm 处的 PDD 曲线
Fig. 11 PDD curve of heterogeneous tissue center at 12.5 cm

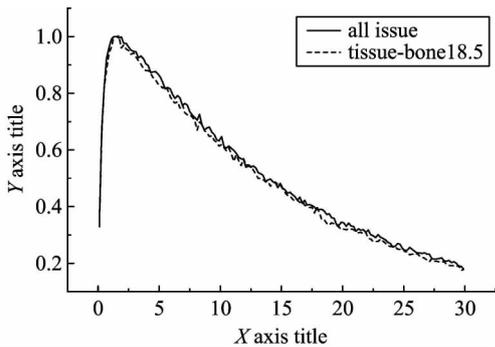


图 12 非均匀组织中心点在 18.5 cm 处的 PDD 曲线
Fig. 12 PDD curve of heterogeneous tissue center at 18.5 cm

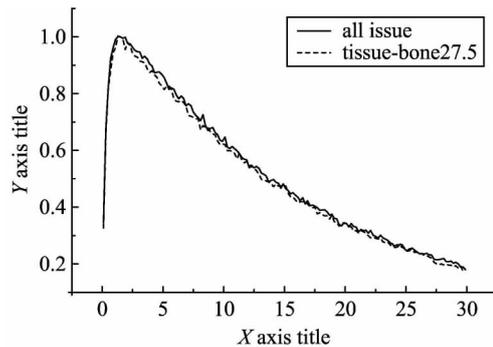


图 13 非均匀组织中心点在 27.5 cm 处的 PDD 曲线
Fig. 13 PDD curve of heterogeneous tissue center at 27.5 cm

后再上升,并且随着非均匀组织位置的下移,这种上升下降的幅度呈减小趋势.原因分析:这符合光子在组织中传输的大致规律,建成区之前,组织中的沉积剂量由小渐大,建成区之后,由于能量的衰减,组织中的沉积剂量逐渐减小.

(II) 当非均匀组织为空腔时,且其空腔的中心位置小于 2.5 cm 深度时,与纯均匀组织相比,中心轴百分深度剂量的变化较大;当中心位置大于 2.5 cm 深度时,中心轴百分深度剂量的变化较小.原因分析:这一点仍然与建成区的深度有关,2.5 cm 之

前,光子能量相对建成区之后要高,所以引起的变化就大些.

(III) 当均匀组织的密度大于非均匀组织密度时,在非均匀组织之后的 PDD 曲线要略大于均匀组织的 PDD 曲线;与此相对,当均匀组织的密度小于非均匀组织的密度时,在非均匀组织之后的 PDD 曲线要略小于均匀组织的 PDD 曲线.原因分析:组织的吸收沉积与组织密度相关,密度越大,光子的能量损失就越多,从而导致了这种现象的发生.

(IV) 当非均匀组织为空腔时,空腔存在区间的

中心轴百分深度剂量分布有明显的先上升,然后急剧下降,再上升的趋势,与均匀模体剂量分布的相对误差一般在 -1.0 到 1.0 之间;而当非均匀组织为其他组织时,非均匀组织内中心轴百分深度剂量分布的变化较小,与均匀模体剂量分布的相对误差一般在 -0.1 到 0.1 之间,并且随着非均匀组织中心点位置下移,非均匀组织区域的中心轴百分剂量分布的变化呈减小趋势;并且,两个组织密度的差异越小,PDD曲线的变化越小,有时候甚至没有明显的变化.原因分析:空腔是与其他均匀组织在密度上相差最大的一种组织,空腔存在区间的中心轴百分深度剂量分布有明显的先上升然后急剧下降再上升的趋势,这是因为在交界面出现电子失衡,使得位于空腔后壁组织的吸收剂量有急剧变化;组织密度差异越小或光子能量较低时,这种变化就不会那么明显.

4 结论

本文将人体组织根据 CT 值的不同归类简化为空气、肺、软组织(脂肪)和骨骼,利用 MC 程序模拟不同组织非均匀情况的 PDD 曲线变化情况,获得了相关数据,并进行了分析.论文的工作可以为二维 Batho 修正算法的改进提供基础^[7].如果将本文的分析再推广至非均匀组织位于射野中心线以外的位置,则可获得更多的非均匀组织对剂量分布影响的数据,为发展精确的剂量修正方法提供依据.

参考文献(References)

- [1] LI Guo-li, ZHOU Jin-bin, LIN Hui, et al. A fast finite-size pencil beam algorithm based on Monte Carlo simulation[J]. Journal of University of Science and Technology of China, 2009, 39(5): 515-519.
- 李国丽,周金斌,林辉,景佳,等.基于 Monte Carlo 模拟的快速有限笔束算法研究[J].中国科技大学学报, 2009, 39(5): 515-519.
- [2] International Commission on Radiation Units and Measurements. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures[R]. Report 24, Washington, 1976.
- [3] du Plessis F C, Willemse C A, Lötter M G, et al. Comparison of Batho, ETAR and Monte Carlo dose calculation method in CT based patient methods[J]. Medical Physics, 2001, 28(4): 582-589.
- [4] 王志远,李树祥,吕庆文,等.一种基于 CT 值进行组织不均匀性剂量校正的快速算法[J].中国医学物理学杂志, 2002, 19(2): 94-95.
- [5] 宋钢,李国丽,吴爱东,等.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[J].原子核物理评论, 2006, 23(2): 246-249.
- [6] Walters B, Kawrakow I, Rogers D W O. DOSXYZnrc Users Manual [P]. National Research Council of Canada Report PIRS-794revB, Ottawa, 2011.
- [7] LI G, Yan B, Wu A, et al. The comparative research of Monte Carlo simulation based inhomogeneous tissue correction algorithm[J]. Medical Physics, SU-E-T-373, 2012, 39(6): 3 790.
- [1] LI Guo-li, ZHOU Jin-bin, LIN Hui, et al. A fast