

文章编号: 1007-4627(2010)02-0218-05

弧形调强放射治疗对剂量计算方法的要求*

李敏, 勾成俊, 吴章文, 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: 在弧形调强放射治疗的治疗计划设计中, 由于包含有很多照射方向, 调强最优化的射束元矩阵计算需要很大的计算量和存储量, 为提高计算效率常使用简化剂量计算模型计算射束元矩阵, 因此有必要研究简化模型对治疗计划质量产生影响。对一个模拟例子和一个临床实例, 使用没考虑散射效应的原射线剂量计算模型计算射束元矩阵, 由此进行最优化计算。在得到最优化强度分布后, 通过比较原射线剂量计算模型和微分卷积剂量计算模型得到的剂量分布, 研究了不同射束数目条件下, 使用简化剂量计算模型计算射束元剂量矩阵对最终的剂量分布质量的影响。结果表明, 在射线束很多的情况下(对应弧形调强照射), 用简化的剂量计算模型, 即不考虑散射来计算射束元剂量矩阵, 会导致靶区剂量分布的质量大大低于预期的剂量分布质量, 因此, 弧形调强放射治疗的最优化计算中, 有效考虑散射的影响是必要的。

关键词: 调强放射治疗; 最优化; 剂量计算模型

中图分类号: R811 **文献标识码:** A

1 引言

放射治疗(放疗)是当今肿瘤治疗的重要手段之一。特别是近年来, 随着计算机技术和肿瘤放疗物理技术的快速发展, 使得先进的调强放射治疗^[1, 2](Intensity modulated radiotherapy, 简称 IMRT)技术得到越来越多的临床应用。IMRT 对照射野不同位置处射线强度进行调整, 使靶区得到更高、更均匀的剂量, 同时使重要器官得到更好的保护。在 IMRT 时, 首先将射野离散化为一定大小的射束元; 再选择适当剂量计算模型计算出单位强度时各射束元在人体中的剂量分布, 即射束元剂量矩阵; 然后根据射束元剂量矩阵按照目标函数用适当的最优化计算方法计算出各射束的强度分布。其中, 射束元剂量矩阵的计算是最耗费计算时间和存储量的地方。通常, 为了减少剂量矩阵计算时间, 采用简化剂量计算模型如忽略光子散射, 再获得射束元剂量矩阵, 因此在强度分布最优化完成后, 还要由所得强度分布用精确的剂量计算方法重新计算剂量分布, 以保证给出的剂量分布是“真实”的。

由于 IMRT 的剂量分布在靶区边缘有很陡的梯度, 在照射过程中由于摆位误差或器官运动, 很容易导致剂量投放(dose delivery)中的漏照, 或正常组织的高剂量照射。为了更好地控制剂量的投放, 人们开发了图像引导放疗技术^[3](Image guide radiation therapy, 简称 IGRT)。现在人们整合 IMRT 与 IGRT 的功能, 在计算机断层影像引导下, 作在线定位调整, 或治疗计划修正, 让射线准确地到达肿瘤位置。目前, 应用了此方法的比较典型治疗模式有动态式弧形容积调强放射治疗^[4, 5](Volumetric arc therapy, 简称 VMAT)和断层治疗^[6, 7](Tomotherapy)。

与过去的 IMRT 相比, 这里同样需要计算各个方向上各射束元的剂量矩阵, 但是因为方向很多, 计算量和存储量的开销大大增加。本文的主要目的是考察对于弧形调强照射情况下, 是否可以采用简化剂量计算模型计算调强各射束元剂量矩阵。需要说明的是, 本文没有考虑弧形调强的具体模式(VMAT 或断层治疗)。

* 收稿日期: 2009-10-12; 修改日期: 2009-12-10

* 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(10475059)

作者简介: 李敏(1988-), 女(汉族), 山东人, 硕士研究生, 从事辐射物理与医学物理研究; E-mail: jiaxiangyi@163.com

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

2 材料和方法

本文选择了模拟例子和临床实例各一个, 都是先用不考虑散射的原射线剂量计算模型(PDCM)计算射束元剂量矩阵; 用模拟动力学方法优化出强度分布; 根据这个强度分布再采用微分卷积剂量计算模型^[8-11](DCSM)重新计算人体中的剂量分布; 选择不同的照射束数目, 比较两种计算模型的剂量分布, 剂量分布的质量用临床上最常用评价指标剂量体积直方图(DVH)评价。

2.1 原射线剂量计算模型 PDCM 计算剂量分布

PDCM 是用射线追踪法计算射束元剂量矩阵, 是一种简化的剂量计算模型。实际物理过程中, 人体中的剂量分布包括原束光子和散射光子两部分的贡献, PDCM 只计算原束光子在人体中的剂量沉积, 不考虑人体组织对光子的散射, 节省了计算时间和存储量, 计算效率很高。

2.2 最优化强度分布

最优化算法采用模拟动力学算法^[12, 13], 其主要思想就是把寻找最优化强度分布的过程类比于一个动力学系统从初始状态到平衡态的弛豫过程, 该动力学系统的势能即为最优化中的目标函数。本文采用的目标函数定义为人体中各体积元接受到的实际剂量与处方剂量的方差和, 是各射束元强度的函数, 使目标函数值最小时的强度分布。最优化时, 根据器官或组织对辐射的不同响应, 其约束条件有硬约束、软约束和剂量体积约束^[14]。

2.3 微分卷积剂量计算模型 DCSM 计算剂量分布

DCSM 是一种光子剂量计算的三维计算模型, 考虑了散射光子。该模型有较高的剂量计算精度, 与实验数据相比, 误差在 2% 以下。该模型的计算效率比同样计算结果精度很高的蒙特卡罗方法高, 但是如果直接用 DCSM 计算射束元剂量矩阵, 也会因计算时间太长而不现实。但是在强度分布最优化完成后, DCSM 可以用来重新计算剂量分布, 以保证治疗计划给出的剂量分布精确性。

2.4 模拟例子和临床实例及相关参数设置

图 1(a) 给出了本文采用的模拟例子的截面示

意图。该模拟例子是一个 $30.25 \text{ cm} \times 25.25 \text{ cm}$ 的圆柱体, 长度为 10.25 cm , 体积元尺寸是 $0.25 \text{ cm} \times 0.25 \text{ cm} \times 0.25 \text{ cm}$ 。计划靶区(PTV)呈马蹄形, 厚度为 2.5 cm , 计划靶区和紧要器官(OAR)的长度均为 6.25 cm 。强度最优化时, 靶区的处方剂量给定为 100 Gy , 权重因子为 100 , 重要器官采用剂量体积约束条件, 整个器官 50% 的体积受到的剂量不得超过 40 Gy 。目前, IMRT 中采用的射线束数目主要是 7 束, 所以分别采用了 7 束、9 束和 36 束等间距共面射束照射靶区, 光子能量为 6 MeV , 射束元尺寸为 $0.5 \text{ cm} \times 1.0 \text{ cm}$ 。36 束对应了弧形调强照射中的角度选择。

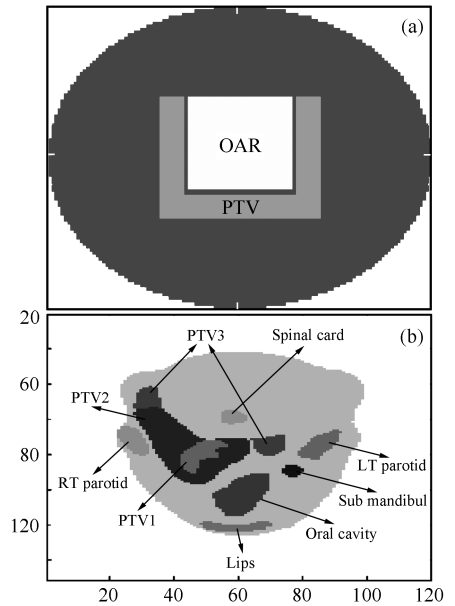


图 1 模拟例子断层示意图(a)和临床实例断层示意图(b)

图 1(b) 给出了一例鼻咽癌病例的一个断层图像, 有多个靶区和重要器官。靶区 PTV1, PTV2 和 PTV3 的处方剂量分别为 66 , 60 和 54 Gy , 左腮腺和右腮腺均采用剂量体积约束条件, 左腮腺剂量超过 15 Gy 的体积不大于 20%; 右腮腺剂量超过 25 Gy 的体积不大于 60%。脊柱、脑干、下颌腺的硬约束分别为 45 , 50 和 25 Gy 。体积元尺寸是 $0.2 \text{ cm} \times 0.2 \text{ cm} \times 0.2 \text{ cm}$ 。同样分别采用 7 束、9 束和 36 束等间距共面射束照射靶区, 照射能量为 6 MeV , 射束元的尺寸为 $0.5 \text{ cm} \times 1.0 \text{ cm}$ 。

3 结果

3.1 模拟例子

首先考察在 PDCM 计算模式下射线束数目对

剂量分布的影响。图 2 给出了 PDCM 计算得到的最优化计算结束时的剂量体积直方图。从图中可以看到，在这种计算模式下，随着射线束数目的增加，靶区的 DVH 曲线越来越好，这是因为随着射线束

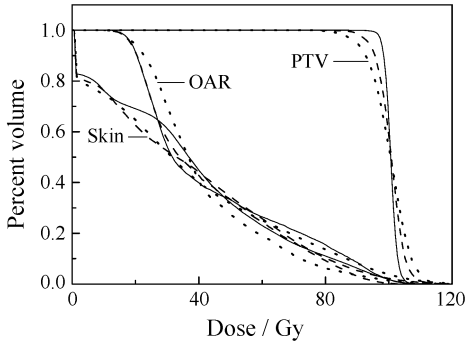


图 2 在 PDCM 计算模式下，不同数目射线束对应的模拟例子的 DVH 曲线
实线为 36 束结果，虚线为 9 束结果，点线为 7 束结果。

数目的增加，靶区边缘的剂量分布越来越均匀，靶区整体的剂量分布也越来越均匀。正如前文所述，由于用 PDCM 计算射束元矩阵时没有考虑散射，图 2 展示的 DVH 可能有较大误差。图 3 展示了不同数目射线束照射的情况下，由 DCSM 和 PDCM 计算得到的 DVH 曲线的比较。图 3(a—c) 分别给出了 7 束、9 束和 36 束时模拟例子的 DVH 曲线。由图可以看到，在射线束数目比较少时(图 3(a))，两种剂量计算模型得到的靶区的 DVH 曲线没有太大区别，但是随着射线束数目的增加(图 3(b)，图 3(c))，DCSM 计算给出的靶区 DVH 曲线质量相对于 PDCM 给出的结果明显降低，在高剂量区出现剂量欠缺。在高剂量区出现剂量欠缺的原因是，在实际的物理过程中，剂量分布包括原束光子和散射光子两部分的贡献，用 PDCM 得到的剂量矩阵进行最优化时没有考虑实际中存在的这样的

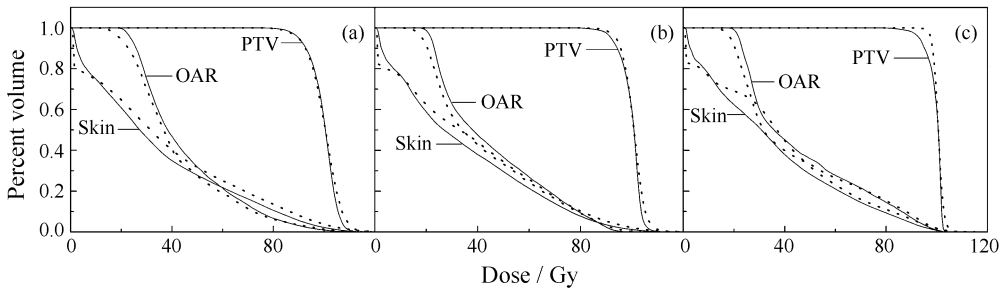


图 3 不同数目射线束照射，由 DCSM 和 PDCM 计算得到的模拟例子的 DVH 曲线
实线为 DCSM 的计算结果，点线为 PDCM 的计算结果；(a)7 束射线束，(b)9 束射线束，(c)36 束射线束。

散射光子，得到的剂量分布与靶区就有很高的适型度；DCSM 考虑了散射效应，由于靶区边缘的辐射通量有很高空间梯度，散射使原射线在靶区中沉积的能量被带到靶区外。

3.2 临床实例

图 4 给出了 PDCM 计算得到的临床实例的 DVH 曲线情况。从图中可以看到和模拟例子一致的结果：随着射线束数目的增加，靶区的 DVH 曲线越来越好，这是因为随着射线束数目的增加，靶区边缘的剂量分布越来越均匀，靶区整体的剂量分布也越来越均匀。但是下面将看到，同样是因为用 PD-CM 计算射束元剂量矩阵时没有考虑散射，图 4 展示的 DVH 可能是虚假的。

图 5 展示了不同数目射线束照射的情况下，由 DCSM 和 PDCM 计算得到的临床实例的 DVH 曲

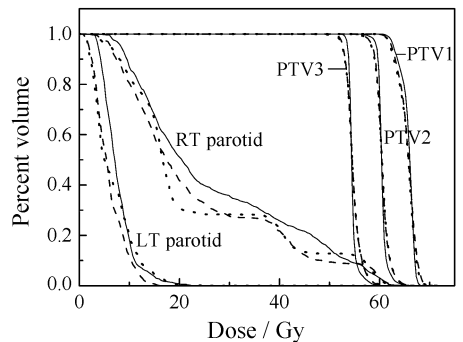


图 4 在 PDCM 计算模式下，不同数目射线束对应的临床实例的 DVH 曲线
实线为 36 束结果，虚线为 9 束结果，点线为 7 束结果。

线。其中，图(a)是 7 束射线束时的 DVH 曲线，图(b)是 9 束射线束时的 DVH 曲线，图(c)36 束射线束时的 DVH 曲线。由图可以看到和模拟例子相似

的结果, 在射线束数目比较少时(图 5(a)), 两种剂量计算模型得到的靶区的 DVH 曲线没有太大的区别, 随着射线束数目的增加(图(b)和图(c)), DC-SM 计算得到的靶区 DVH 曲线质量在高剂量区出现剂量欠缺的情况。特别是靠近紧要器官的靶区 PTV2 和靶区 PTV3, 剂量欠缺的情况尤其明显。

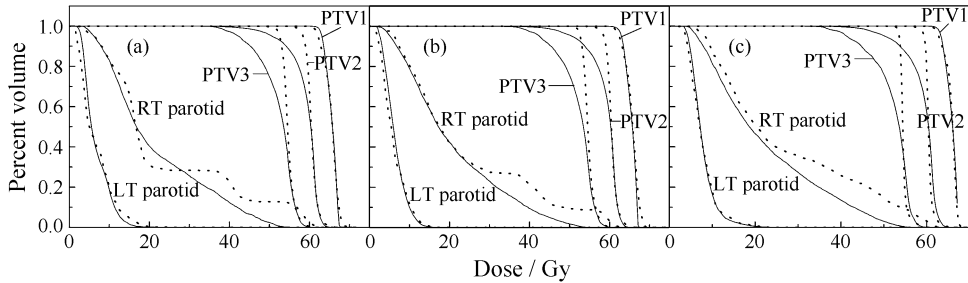


图 5 不同数目射线束照射, 由 DC-SM 和 PDCM 计算得到的临床实例的 DVH 曲线
实线为 DC-SM 的计算结果, 点线为 PDCM 的计算结果; (a)7 束射线束, (b)9 束射线束, (c)36 束射线束。

4 讨论

本文考察了不同射束数目条件下, 采用简化剂量计算模型计算调强最优化中的剂量矩阵对最终的剂量分布质量的影响, 其中 36 束照射对应于弧形调强条件。计算结果表明, 在射线束数目比较多时, 使用简化的剂量计算模型(如 PDCM 计算射束元剂量矩阵), 可以大大减少计算时间和存储空间, 提高了逆向调强计划的效率。从最优化的结果来看, 原则上当射束数目增加, 如弧形调强照射时, 高剂量区对靶区有更好的适形度。但是, 如果最优化中的剂量矩阵计算没有有效考虑散射效应, 当用更精确的剂量计算模型重新计算剂量分布时, 会发现剂量分布的质量会大大降低, 射束数目的增加并没有起到进一步改善靶区剂量的作用。因此, 对于弧形调强技术中最优化各照射方向上的强度分布时, 需要采取适当方法考虑散射对剂量分布的影响。最直接的方法显然是在射束元剂量矩阵的计算时直接考虑散射, 但代价是, 这种方法对计算条件提出很高要求。我们曾研究了在常规逆向治疗计划过程中, 通过给靶区加一定大小的扩展区, 或者使用平移叠野法来减小因采用简化剂量计算模型对靶区剂量质量的影响^[15, 16]。预期这种方法也可用于弧形调强技术, 对此我们将在以后的工作中讨论, 本文的主要目的是考察当射束数目远多于常规 IM-

这是因为越靠近重要器官, 用 PDCM 得到的剂量矩阵进行最优化计算得到的靶区边缘剂量分布梯度越大, 当考虑了散射效应, 靶区边缘就出现了欠剂量的现象。另外, 靶区体积越小, 靶区边缘部分的相对体积就大, 因此对体积较小的靶区, 如靶区 PTV3, 这种效应就越明显。

RT 采用的射束数时, 即采用弧形调强时, 是否可以采用简化剂量计算模型计算调强各射束元剂量矩阵。需要说明的是, 本文没有考虑弧形调强的具模体式(VMAT 或断层治疗), 但所得结论仍不失其参考和指导意义。

参考文献 (References):

- [1] Steve Webb. Intensity modulated radiation therapy. Sutton Surrey(UK): Institute of Physics Publishing. 2001, 298—330.
- [2] Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group. Int J Radiation Oncology Biol Phys, 2001, **51**(4): 880.
- [3] Webster G J, Rowbottom C G, Mackay R I. Med Phys, 2006, **33**(6): 2065.
- [4] Otto K. Med Phys, 2007, **35**(1): 310.
- [5] Steve Webb, Mcquaid D. Med Phys, 2009, **54**(14): 4345.
- [6] Ramsey C. Med Phys, 2007, **34**(6): 2604.
- [7] Ramsey C. Med Phys, 2007, **34**(6): 2614.
- [8] Mackic T R, Scrimger J W, Battista J J. Med Phys, 1985, **12**(2): 188.
- [9] Mackic T R, Bielajew A F, Rogers D W O, et al. Med Phys, 1988, **33**(1): 1.
- [10] Boyer A, Mok E. Med Phys, 1985, **12**(2): 169.
- [11] Mohan R, Chui C. Med Phys, 1986, **13**(1): 64.
- [12] Spirou S V, Chui C. A Med Phys, 1998, **25**(3): 321.

- [13] Hou Q, Wang Y G. *Physical Review letters*, 2001, **87**(16): 168101. *Engineering*, 2008, **25**(2): 270(in Chinese). (张紫竹, 高玲媛, 侯氢. *生物医学工程学杂志*, 2008, **25**(2): 270.)
- [14] Hou Q, Wang J, Chen Y, *et al.* *Med Phys*, 2003, **30**(1): 61. [16] Hou Q, Zhang C H, Wu Z W. *Med Phys*, 2004, **31**(6): 1339.
- [15] Zhang Z Z, Gao L Y, Hou Q, *et al.* *Journal of Biomedical*

Request of Dose Calculation Method in Arc-modulated Radiation Therapy^{*}

LI Min, GOU Cheng-jun, WU Zhang-wen, 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: In the treatment planning for arc-intensity-modulated radiation therapy, because many irradiation directions are involved, the computing time and storage space needed for calculating beamlet dose matrices in optimization is quite heavy. In order to improve the computation efficiency, the simplified dose calculation is often used for the calculation of the dose matrices. Thus, it is deserved to study how this simplification could influence the quality of the treatment plan. In this paper, a simulation and a clinical case are adopted. Using the primary dose calculation model without taking into account the scattering effect to generate the dose matrices of beamlets, the optimization for beam intensity profile are firstly carried out. Then, based on the obtained intensity profile, the dose distributions are recalculated by using the primary dose calculation model and the differential convolution superposition dose calculation model which is more accurate but more time consuming. By comparing dose distributions obtained by this two models, the influence of using simplified model for dose matrix calculation on beam profile optimization is studied. The results demonstrate that when the beam number is large (corresponding to the arc-modulated radiation), using the simplified model for the calculation of dose matrix of beamlets will reduce the quality of dose distribution greatly comparing with the expected dose distribution quality. Thus it is very necessary to correctly take into account the scattering effect in beam profile optimization for the arc-intensity-modulated radiation therapy.

Key words: intensity modulated radiation therapy; optimization; dose calculation model

* Received date: 12 Oct. 2009; Revised date: 10 Dec. 2009

* Foundation item: National Natural Science Foundation of China(10475059)

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