

文章编号: 1007-4627(2011)01-0103-06

# 调强放射治疗子野权重优化方法研究<sup>\*</sup>

裴曦<sup>1,2</sup>, 曹瑞芬<sup>1,2</sup>, 景佳<sup>1,2</sup>, 程梦云<sup>1,2</sup>, 郑华庆<sup>1,2</sup>, 李佳<sup>1,2</sup>, 黄善清<sup>1,2</sup>,  
李贵<sup>1,2</sup>, 宋钢<sup>1,2</sup>, 汪卫华<sup>1</sup>, 吴宜灿<sup>1,2,3</sup>, FDS 团队

(1 中国科学院等离子体物理研究所, 安徽 合肥 230031;

2 安徽省精确放疗工程技术研究中心, 安徽 合肥 230031;

3 中国科学技术大学核科学技术学院, 安徽 合肥 230027)

**摘要:** 由于子野分割带来的误差, 使得调强放疗(Intensity-Modulated Radiation Therapy, 简称 IMRT)计划系统所制作的计划往往不能满足临床要求。本研究将采用基于共轭梯度法的子野权重优化方法来减小此误差, 提高制作计划的效率和效果。采用共轭梯度法优化子野权重和微调子野形状, 最终使得子野分割前后强度误差最小。在精确放疗系统对常见的临床病例(鼻咽癌和周围性肺癌)进行测试, 通过对比靶区和危及器官的剂量体积直方图以及 CT 片上的等剂量线, 发现子野权重优化后靶区的平均剂量分别从 87.0% 提高到 100.2% 和从 90.0% 提高到 98.4%, 更好地满足临床要求。

**关键词:** 调强放疗; 共轭梯度法; 精确放疗系统; 子野权重优化

**中图分类号:** R73      **文献标识码:** A

## 1 引言

调强放射治疗(IMRT)是指照射野中射线束的强度是可调的<sup>[1]</sup>。用强度可调的射线束照射肿瘤靶区, 不仅使得靶区可以获得相对均匀的高剂量, 而且能够尽量避开敏感器官和正常组织。常规调强放疗计划的步骤是通过最优化算法得到每个射野最优的强度分布<sup>[2-3]</sup>。然后, 把各射野的强度分布进行分群, 最后采用子野分割算法将分群后的强度分布转化为多叶准直器(Multiple-Leaf Collimator, 简称 MLC), 可以实施的子野, 考虑到临床实际问题(开口/权重小的子野实施时误差较大等), 需要舍去部分子野。基于强度分布优化的逆向计划流程的每个步骤都会不同程度地影响计划的最终效果。例如, 强度矩阵分群, 子野分割后舍去部分子野等。子野分割后舍去部分子野往往是造成逆向计划变差的主要原因, 因此舍去子野后需对剩下的子野权重进一步优化, 以减小舍去子野造成的误差。

共轭梯度法(CG)是 1952 年由 Hestenes 和 Stiefel 提出的一种求解大规模无约束优化问题的方

法。共轭梯度法既能在一定程度上克服最速下降法迭代路径呈锯齿形现象, 又能避免牛顿法在求 Hessian 矩阵及其逆阵时的困难, 不必计算或存贮二阶导数信息, 具有二次终止性。本文采用的共轭梯度法是戴彧虹提出的 D-Y 方法<sup>[4]</sup>。在 FDS 团队与国内多家研究单位合作的精确放射治疗计划与质量保证系统项目中, 本研究的内容作为精确放射治疗计划系统<sup>[5-13]</sup>(Advanced/Accurate Radiation Therapy System, 简称 ARTS)的一部分, 首次将共轭梯度法应用到逆向调强放射治疗计划的子野权重优化中。为了验证本文方法的有效性, 采用两个临床病例进行测试, 结果表明子野权重优化后效果有了很大的提高。

## 2 方法

调强放射治疗中, 在得到每个射野方向上的强度以后, 需要把强度转换成 MLC 可以实施的子野。理想情况下, 每个射野方向上的子野叠加后的强度应该等于或者接近分割前的强度。然而, 由于在实

\* 收稿日期: 2010-04-21; 修改日期: 2010-05-19

\* 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(30900386); 安徽省自然科学基金资助项目(0904130951)

作者简介: 裴曦(1984—), 男(汉族), 安徽寿县人, 在读博士生, 从事核能科学与工程研究; E-mail: xpei@ipp.ac.cn

际治疗中，考虑到治疗时间和 MLC 漏射等客观原因，有必要用最短的时间以及最少的子野来完成照射。因此，在满足临床要求的条件下，要使分割前后强度的差异最小化，以减小子野分割以及舍去较差子野带来的误差。

### 2.1 目标函数

如前面所述，为解决“每个射野方向上的子野叠加后的强度应该等于或者接近分割前的强度”的物理问题，数学上的目标函数就是使得子野分割前后强度矩阵误差最小化，即两个矩阵的每个元素差的绝对值或者平方和尽量小。根据共轭梯度算法在求解  $n$  元二次函数的极小值时，最多进行  $n$  次迭代就可以求得极小值的优点，这里采用最常用的二次型目标函数，其形式如下：

$$F_{\text{obj}}(x^{(k)}) = \sum_{i,j} \left( \sum_{k=0}^M (\alpha_k(x^{(k)}) \times d_{kij}) - p_{ij} \right)^2, \tag{1}$$

$M$  表示某一射野方向上的子野个数， $\alpha_k$  表示第  $k$  个子野对应的权重(MU)， $d_{kij}$  表示第  $k$  个子野的第  $i$  行  $j$  列的元素值(0 或者 1)， $p_{ij}$  表示初始强度矩阵第  $i$  行  $j$  列的元素值。

### 2.2 CG 方法优化子野权重

用 CG 方法优化子野权重的计算公式如下：

$$x^{(k+1)} = x^{(k)} + \lambda^{(k+1)} \times h^{(k)}, \tag{2}$$

$$h^{(0)} = -\nabla F_{\text{obj}}(x^{(0)}), \tag{3}$$

$$h^{(k+1)} = -\nabla F_{\text{obj}}(x^{(k+1)}) + \frac{\|\nabla F_{\text{obj}}(x^{(k+1)})\|^2}{(h^{(k)})^T \times (\nabla F_{\text{obj}}(x^{(k+1)}) - \nabla F_{\text{obj}}(x^{(k)}))} \times h^{(k)}, \tag{4}$$

其中， $x^{(k)}$  为第  $k$  次迭代后的子野权重， $F_{\text{obj}}(x^{(k)})$  为第  $k$  次迭代后的目标函数值，由式(1)计算。 $\nabla F_{\text{obj}}(x^{(k)})$  为目标函数在点  $x^{(k)}$  处的梯度。 $\lambda^{(k+1)}$  为第  $k$  次迭代时沿着方向  $h^{(k+1)}$  的前进步长，可以用简单的一维优化方法得到。 $x^{(0)}$  为初始的子野权重，获得方式下文将会提到。

### 2.3 微调子野形状

按照上述方法优化得到每个子野的权重后，再微调子野的形状。在当前权重下，找到最优的子野

形状是一个非常复杂的组合优化问题。由于是通过子野算法得到的子野形状并优化了子野权重，因此可以断定当前的子野形状即使不是最优也是较优的。这里，只需要采用简单的规则来寻找更好的子野形状。微调流程如下：对于每个子野的每行，判断与 1 相邻的 0 如果变为 1 的话， $F_{\text{obj}}(x^{(k)})$  是否减小，如果减小，则将该 0 变为 1，否则，判断与 0 相邻的 1 如果变为 0， $F_{\text{obj}}(x^{(k)})$  是否减小，如果减小，则将该 1 变为 0。上述流程结束后产生新的子野，并且新子野的目标函数值要小于微调前的子野。

### 2.4 算法流程

优化得到强度矩阵后，用子野分割算法得到子野及其对应权重(MU)。本文采用的子野分割算法是目前比较流行且有效的 xia 算法<sup>[14]</sup>。子野个数过多，将导致治疗时间过长，临床上一般要求一个射野方向上的子野个数大约在 10 个左右，而对于稍微复杂的病例一个射野方向上采用子野分割算法分割出来的子野数一般都大于 20 个，故需要舍去部分子野，一般开口小于 4 cm<sup>2</sup> 和权重小于 2 MU 的子野在照射时误差较大应舍去<sup>[15]</sup>。采用共轭梯度法优化剩下子野的权重，权重的初始值为 xia 算法得到的权重。得到各个子野的权重后，微调子野形状，连续优化子野权重和调整子野形状，直到连续几代没有出现更好的结果，这样最终得到的子野叠加后强度比优化前更接近于初始强度矩阵。

简要流程图如图 1。

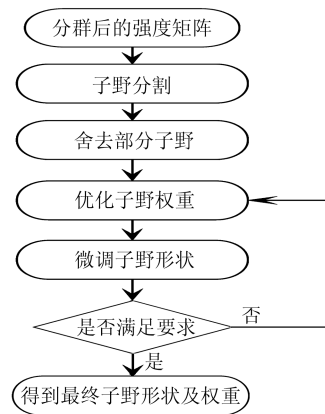


图 1 基于共轭梯度法的子野权重优化简要流程图

## 3 测试及结果

为了验证共轭梯度法优化子野权重的有效性与

正确性, 本文采用鼻咽癌病例和周围性肺癌病例进行测试。优化计算用的电脑配置为 Inter(R)Core (TM)2 Duo CPU E7200@2.53 GHz, 2.00 GB 内存, 操作系统为 Windows XP。对子野分割并舍去部分子野后, 优化和不优化子野权重, 分别得到的剂量分布及各器官剂量体积直方图等进行分析 and 评估。

实验中分群数采用 10 级, 因为分群数过小或过大都不合适, 分群数过小会使得分群前后误差较大, 分群数过大虽然分群后的强度更加接近分群前的强度, 但是增加了子野的数量。并且在子野分割后, 舍去开口小于  $4 \text{ cm}^2$  和权重小于 2 MU 的子野。

强度分布优化和子野分割后的剂量计算方法均采用基于有限笔形束的剂量计算<sup>[16]</sup>。将宽广照射野看成是由若干个截面为有限大小的笔形束组成, 则病人体中任意一点的剂量是由这些“有限笔束”在此点产生的剂量叠加。

### 3.1 鼻咽癌病例

鼻咽癌病例在临床上是最复杂的病例之一, 因为人的头部有许多重要器官(眼睛、脑干、视觉神经、垂体和脊髓等), 在放疗时要尽量避免照射这些器官。采用 6 个等分布射野进行照射 ( $0^\circ, 60^\circ, 120^\circ, 180^\circ, 240^\circ$  和  $300^\circ$ ), 处方剂量为 6000 cGy, 根据临床上常用的剂量体积约束来设置器官约束(表 1)。其中, GTV 表示临床可见的或可触及的、

表 1 剂量体积约束条件

器官	最小剂量/cGy	最大剂量/cGy
GTV	5800	6200
CTV	5500	6500
脑干		3000
左右眼		500
左右视觉神经		1000
垂体		800
脊髓		1000

可以通过诊断检查手段证实的肿瘤部位和肿瘤范围, CTV 除指包括 GTV 以外, 还包括显微镜下可见的亚临床肿瘤病变(下文采用简称)。图 2 给出了子野分割前、后得到的靶区(CTV, GTV)和部分危及器官(脑干和左眼)的剂量-体积直方图(DVH),

实线为子野分割前的 DVH, 即强度分布优化产生的 DVH; 虚线为子野分割后用共轭梯度法优化子野权重后的 DVH; 点线为子野分割后没优化子野权重的 DVH。

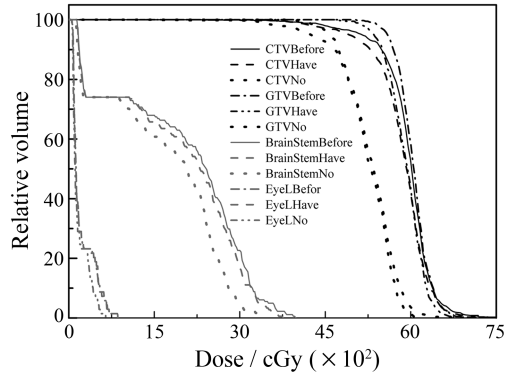


图 2 鼻咽癌病例中部分器官 DVH 对比

图 3 是等中心点(靶区的几何中心)所在 CT 片的等剂量线, 归一剂量是 6000 cGy, 子野分割后不优化得到的靶区平均剂量仅为归一剂量的 87.0%, 而子野分割后优化得到的靶区平均剂量是归一剂量的 100.2%。

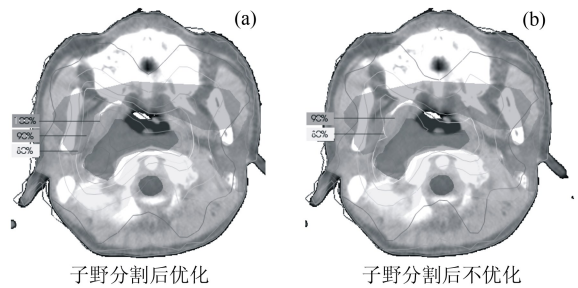


图 3 等中心点所在 CT 片的等剂量线

表 2 列出了子野分割后舍去的子野个数, 以及子野分割舍去子野后不优化和优化两种情况下, 各射野下的子野个数、权重及平均误差。舍去子野后不优化治疗计划总共需要 48 个子野, 子野权重优化后, 再按照一定的规则筛选(舍去开口小于  $4 \text{ cm}^2$  和权重小于 2 MU 的子野), 治疗计划需要 45 个子野。误差计算公式:

$$\frac{\sqrt{F_{obj}(x^{(k)})}}{\sum_{i,j} p_{ij}}$$

$F_{obj}(x^{(k)})$  为公式(1)定义的目标函数,  $p_{ij}$  表示初始强度矩阵第  $i$  行  $j$  列的元素值。

表 2 优化前/后得到的子野个数、权重及误差的对比

Beam	子野分割后 舍去子野数	舍去子野后不优化			舍去子野后优化		
		个数	总权重	误差(%)	个数	总权重	误差(%)
Beam1	24	7	251	1.45	7	286	0.98
Beam2	20	8	366	1.37	8	416	0.87
Beam3	24	7	312	2.36	7	362	1.60
Beam4	23	10	305	1.84	7	326	1.20
Beam5	23	9	405	1.26	9	451	0.87
Beam6	29	7	365	2.16	7	418	1.41
Total	143	48	2004	—	45	2259	—
Average	—	—	—	1.74	—	—	1.16

### 3.2 周围性肺癌病例

周围性肺癌病例作为我国发病率最高的癌症之一，也被医学界广泛关注。采用 7 个等分布射野进行照射(0°, 51.4°, 102.8°, 154.2°, 205.6°, 257°, 308.4°)，处方剂量为 6000 cGy，根据临床上常用的剂量体积约束来设置器官约束：GTV 最小剂量和最大剂量分别为 5500 和 6500 cGy；心脏、左右肺的剂量大于 3000 cGy 的体积不超过 30%；脊髓的最大剂量为 1000 cGy。

图 4 给出了子野分割前、后得到的靶区(GTV)和部分危及器官(心脏和右肺)的 DVH，实线为子野分割前的 DVH，即强度分布优化产生的 DVH；虚线为子野分割后用共轭梯度法优化子野权重后的 DVH；点线为子野分割后没优化子野权重的 DVH。

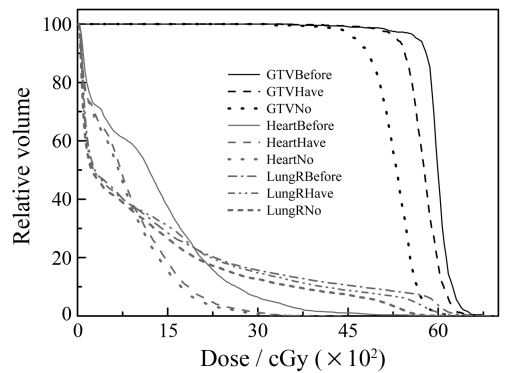


图 4 鼻咽癌病例中部分器官 DVH 对比

表 3 列出了子野分割舍去子野后，不优化和优化两种情况下，各射野下的子野个数、权重及平均误差。误差计算公式和上一例题相同。舍去子野后不优化治疗计划总共需要 54 个子野，子野权重优化后，再按照一定的规则筛选(舍去开口小于 4 cm<sup>2</sup>和权重小于 2 MU 的子野)，需要 51 个子野。

表 3 子野优化前/后得到的子野个数、权重及误差的对比

Beam	子野分割后 舍去子野数	舍去子野后不优化			舍去子野后优化		
		个数	总权重	误差(%)	个数	总权重	误差(%)
Beam1	18	11	403	1.16	11	432	0.61
Beam2	15	9	354	2.15	8	382	1.22
Beam3	24	7	237	2.02	6	243	1.44
Beam4	16	6	199	2.84	6	261	1.43
Beam5	10	7	226	4.04	7	317	1.79
Beam6	23	6	205	2.86	6	248	2.07
Beam7	25	8	265	1.20	7	273	1.04
Total	131	54	1889	—	51	2156	—
Average	—	—	—	2.32	—	—	1.37

## 4 讨论

子野分割舍去子野后, 为了达到临床照射的要求(照射时间等限制), 在舍去部分差的子野后, 从图 2 和图 4 可以清楚地看到, 靶区的剂量难以达到医生给定的剂量/剂量-体积约束限制。进一步优化子野权重和形状, 虽然危及器官的剂量稍微提高了, 但是还是在约束范围内的, 最重要的是靶区的剂量可以达到医生给定的约束限制要求。

从表 2 和表 3 可以看出, 通过共轭梯度法优化后, 总的子野个数和权重变化很小, 但是误差率减小了, 即分割并优化后的强度比不优化的强度更加接近于分割前的强度。

从图 3 能够形象地看到, 子野形状和权重在优化后使得等中心点所在 CT 片的平均剂量更接近归一剂量。

从以上图表和数据可以看出, 基于共轭梯度法的子野权重优化能够提高靶区剂量, 减小舍去误差带来的影响, 使得靶区剂量能够更好地满足医生给定的约束限制。

## 5 结论

调强放射治疗中为了减少治疗时间, 提高加速器的利用率, 在基于 MLC 子野分割后需要舍去子野开口小和/或子野权重小的子野。这样势必造成每个射野上强度矩阵的变化, 如果不进一步调整子野权重, 那么调强计划的剂量分布将可能不满足临床要求。本文中实现的基于共轭梯度法的子野权重优化在舍去子野后重新优化子野权重和微调子野形状, 在满足临床要求的治疗时间内, 尽量减小舍去子野带来的误差, 使得剂量分布满足医生的要求。通过临床实际病例测试表明, 在子野分割后优化子野权重前, 从器官的剂量体积直方图和 CT 片的等剂量线可以看出: 靶区的剂量分布偏低; 通过本文方法优化子野权重后, 把器官的剂量体积直方图以及 CT 片的等剂量线和优化前的进行对比, 发现优化后靶区的剂量分布均好于优化前的剂量分布, 并且危及器官和正常器官的剂量亦在约束范围内。该方法满足临床要求, 可以作为一种有效的子野权重优化方法应用到逆向调强放疗计划系统中。

## 参考文献 (References):

- [1] Hu Yiming, Zhang Hongzhi, Dai Jianrong. *Radiation Oncology Physics*. Beijing: Atomic Energy Publishing House, 2006, 534—537 (in Chinese).  
(胡逸民, 张红志, 戴建荣. 肿瘤放射物理学. 北京: 原子能出版社, 2006, 534—537.)
- [2] Li Yongjie. *The Optimization Technology in Intensity Modulated Radiation Therapy (Doctoral Thesis)*. Chengdu: The University of Electronic Science and Technology, 2004, 22—34 (in Chinese).  
(李永杰. 调强放射治疗中的优化技术研究 (博士论文). 成都: 电子科技大学, 2004, 22—34.)
- [3] Cao Ruifen, Pei Xi, Zheng Huaqing, *et al.* *Nuclear Physics Review*, 2010, **27**(2): 212(in Chinese).  
(曹瑞芬, 裴曦, 郑华庆, 等. 原子核物理评论, 2010, **27**(2): 212.)
- [4] Dai Yuhong. *Conjugate Gradient Method for Unconstrained Optimization (Doctoral Thesis)*. Beijing: The Institute of Computational Mathematics and Scientific/Engineering Computing of Chinese Academy of Sciences, 1997, 1—129 (in Chinese).  
(戴彧虹. 非线性共轭梯度法研究 (博士论文). 北京: 中国科学院计算数学与科学工程研究所, (1997, 1—129.)
- [5] 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.)
- [6] Wu Yican, Song Gang, Cao Ruifen, *et al.* *Chinese Physics C (HEP & NP)*, 2008, **32**(Suppl. II): 177.
- [7] Li Guoli. *Study on Multi-objective Optimization Algorithm for Inverse Planning of External Radiation in ARTS (Doctoral Thesis)*. Hefei: Institute of Plasma Physics, Chinese Academy of Sciences, 2006, 1—100 (in Chinese).  
(李国丽. ARTS 系统中外放射治疗逆向计划多目标进化算法研究 (博士论文). 合肥: 中国科学院等离子体物理研究所, 2006, 1—100.)
- [8] Cao Ruifen, Li Guoli, Song Gang, *et al.* *Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection*, 2007, **27**(5): 467 (in Chinese).  
(曹瑞芬, 李国丽, 宋钢, 等. 中华放射医学与防护杂志, 2007, **27**(5): 467.)
- [9] Li Guoli, Song Gang, Wu Yican. *Nuclear Technology*, 2007, **30**(3): 222(in Chinese).  
(李国丽, 宋钢, 吴宜灿. 核技术, 2007, **30**(3): 222.)
- [10] Li Guoli, Wu Yican, Zhang Jian. *Plasma Science and Technology*, 2006, **8**(2): 234.
- [11] Li Guoli, Wu Yican, Song Gang, *et al.* *Nuclear Physics Re-*

view, 2006, **23**(2): 233(in Chinese).

(李国丽, 吴宜灿, 宋钢, 等. 原子核物理评论, 2006, **23**(2): 233.)

- [12] Cao R F, Li G L, Wu Y. *Advanced Intelligent Computing Theories and Applications*. 2007, **4682**: 553.
- [13] Song Gang. *Hybrid Dose Calculation Research and Program Development for Accurate Radiotherapy (Doctoral Thesis)*. Hefei: Institute of Plasma Physics, Chinese Academy of Sciences, 2006, 1–90 (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:中国科学院等离子体物理研究所, 2008, 1–90.)

- [14] Xia P, Lynn J. Verhey. *Medical Physics*, 1998, **25**(8): 1424.
- [15] Shepard D M, Earl M A, Li X A, *et al.* *Medical Physics*, 2002, **29**(6): 1007.
- [16] Zheng Huaqing. *Monte Carlo FSPB Photon Dose Calculation in Accurate Radiotherapy (Master Thesis)*. Lanzhou: The University of Lanzhou, 2009, 17–21 (in Chinese).  
(郑华庆. 精确放射治疗中基于蒙特卡罗有限笔形束的光子剂量计算方法研究(硕士论文). 兰州: 兰州大学, 2009, 17–21.)

## A Method of Segment Weight Optimization for Intensity Modulated Radiation Therapy<sup>\*</sup>

PEI Xi<sup>1, 2, 1)</sup>, CAO Rui-fen<sup>1, 2</sup>, JING Jia<sup>1, 2</sup>, CHENG Meng-yun<sup>1, 2</sup>, ZHENG Hua-qing<sup>1, 2</sup>, LI Jia<sup>1, 2</sup>, HUANG Shan-qing<sup>1, 2</sup>, LI Gui<sup>1, 2</sup>, SONG Gang<sup>1, 2</sup>, WANG Wei-hua<sup>1</sup>, WU Yi-can<sup>1, 2, 3</sup>, FDS Team

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

2 *Engineering Technology Research Center of Accurate Radiotherapy, Anhui Province, Anhui 230031, China;*

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

**Abstract:** The error caused by leaf sequencing often leads to planning of Intensity-Modulated Radiation Therapy(IMRT) arrange system couldn't meet clinical demand. The optimization approach in this paper can reduce this error and improve efficiency of plan-making effectively. Conjugate Gradient algorithm was used to optimize segment weight and readjust segment shape, which could minimize the error anterior-posterior leaf sequencing eventually. Frequent clinical cases were tasted by precise radiotherapy system, and then compared Dose-Volume histogram between target area and organ at risk as well as isodose line in computed tomography(CT) film, we found that the effect was improved significantly after optimizing segment weight. Segment weight optimizing approach based on Conjugate Gradient method can make treatment planning meet clinical request more efficiently, so that has extensive application perspective.

**Key words:** intensity modulated radiation therapy; conjugate gradient method; precise radiotherapy system; segment weight

\* **Received date:** 21 Apr. 2010; **Revised date:** 19 May 2010

\* **Foundation item:** National Natural Science Foundation (30900386); Anhui Provincial Natural Science Foundation(0904130951)

1) E-mail: xpei@ipp.ac.cn