

文章编号: 1007-4627(2010)02-0212-06

基于共轭梯度法的调强放疗射束强度分布优化^{*}

曹瑞芬^{1,2}, 裴曦^{1,2}, 郑华庆^{1,2}, 景佳^{1,2,4}, 程梦云^{1,2}

李贵^{1,2}, 吴宜灿^{1,2,4}, FDS Team

(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 合肥工业大学, 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: 针对逆向调强放疗中强度分布优化涉及的参数多, 且临床上对其优化速度要求高的特点, 将医生期望的靶区剂量和周围正常组织剂量限制转化为二次函数形式的目标函数, 然后利用共轭梯度法对该目标函数进行优化。最后采用一例 C 形靶区紧密包围危及器官的模拟病例和一例临床常用的前列腺实例, 在 PC 机(CPU E7200@2.53GHz, 2.00GB 内存, Windows XP)上对强度分布优化效果进行测试, 对模拟病例 10 s 便找到最优解; 而对前列腺病例 20 s 便可以找到最优解; 且两个测试病例优化所得强度分布对应的剂量分布均满足要求。测试结果表明, 采用共轭梯度法优化强度分布具有快速和效果好的优点, 因此可以将其应用在精确放疗系统中。

关键词: 目标函数; 调强放射治疗; 强度分布

中图分类号: R73 **文献标识码:** A

1 引言

调强放射治疗(简称调强放疗)是 21 世纪放射治疗技术发展的一个热点。在调强放疗中, 通过调节射束剖面上每个小射束的强度, 使高剂量区覆盖靶区, 同时保证靶区附近的危及器官和其它正常组织得到有效的保护。而由于射束强度分布由上千个甚至上万个参数组成, 即使医生借助常规的三维放射治疗计划系统也没办法确定。为了适应调强放射治疗的发展, 在常规三维放射治疗计划系统基础上出现了逆向计划优化技术。逆向治疗计划^[1]指: 根据医生给出的靶区所需剂量和周围正常组织或危及器官剂量限制, 建立相应的目标函数和约束条件, 由优化算法来调整射束剖面上的强度分布, 从而使靶区的吸收剂量满足医生的要求, 而周围正常组织的吸收剂量尽可能地小, 由此得到最优的照射强度分布。由于优化过程中涉及到的变量多达上千甚至上万个, 因而是一个大规模的优化问题。

逆向计划优化常用的优化算法主要包括解析算法和随机算法。解析算法中以梯度法为主, 而梯度法中使用较多的是共轭梯度法和拟牛顿法。拟牛顿法虽然收敛快, 但要计算大规模黑塞矩阵的逆矩阵, 所以计算速度较慢。应用较多的随机算法有模拟退火和遗传算法等。梯度法虽然理论上可能会陷入局部极小, 但在算法效率和收敛速度方面要明显优于随机算法。本研究的内容是精确放射治疗系统^[2-10](Advanced/Accurate Radiation Therapy System, 简称 ARTS)的一部分。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^[11], 来进行调强放疗中的强度分布优化。首先将临床医生的要求转化为二次函数形式, 然后采用共轭梯度算法对该目标函数进行优化。为了验证本文方法的正确性和有效性, 最后采用一例 C 形模拟病例和一例临床常用的前列腺实例进行测试, 结果表明可以很快地找到满

* 收稿日期: 2009-10-19; 修改日期: 2009-12-11

* 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(10805012, 60872112); 安徽省自然科学基金资助项目(0904130951)

作者简介: 曹瑞芬(1981-), 女(汉族), 河南濮阳人, 助理研究员, 博士, 从事核能科学与工程专业研究;

E-mail: rfcao@ipp.ac.cn

足要求的强度分布。

2 模型及方法

2.1 目标函数

常用的优化模型有物理优化和生物优化。由于物理优化比生物优化更直接,而且医生对各种肿瘤及危及器官的剂量体积生物效应关系有一些经验和数据,因此目前的商业计划系统大多使用基于剂量或剂量-体积的物理优化模型。目标函数的形式会对优化速度和效果有很大的影响,本文根据共轭梯度法本身的特点,采用了一种不仅可以保证优化效果,且优化速度快的目标函数如式(1)~(3)。该目标函数同时处理医生给的剂量和剂量-体积两种约束方式。根据目前常用的处方剂量形式,对于靶区(包括可视靶区(Gross Tumor Volume,简称 GTV)、临床靶区(Clinical Tumor Volume,简称 CTV)和计划靶区(Planning Tumor Volume,简称 PTV)等,在此采用 PTV 作为代表来进行描述),剂量约束描述为所有点的剂量都必须高于 $D_{PTV_{min}}$ 且低于 $D_{PTV_{max}}$; 剂量体积约束描述为:至少有 $V_{min}\%$ 体积的剂量高于 $D_{PTV_{min}}$ 。对于危及器官(Organ At Risk,简称 OAR)或正常组织,剂量约束可以描述为所有点的剂量都必须低于 $D_{OAR_{max}}$; 剂量体积约束可以描述为最多有 $V_{max}\%$ 的体积吸收剂量超过 $D_{OAR_{max}}$ 。

$$\begin{cases} \min f = w_{PTV} f_{PTV}(\mathbf{x}^k) + \sum_{j=1}^{N_{OAR}} w_{OAR_j} f_{OAR_j}(\mathbf{x}^k), \\ w_{PTV} + \sum_{j=1}^{N_{OAR}} w_{OAR_j} = 1, \end{cases} \quad (1)$$

其中

$$\begin{cases} f_{PTV}(\mathbf{x}^k) = \frac{1}{n_{PTV}} \sum_{i=1}^{n_{PTV}} \delta\left(\frac{d_i - D_{PTV}}{(D_{PTV})^2}\right) \frac{(d_i - D_{PTV})^2}{(D_{PTV})^2}, \\ f_{OAR_j}(\mathbf{x}^k) = \frac{1}{n_{OAR_j}} \sum_{i=1}^{n_{OAR_j}} \delta\left(\frac{d_i - D_{OAR_j}}{(D_{OAR_j})^2}\right) \frac{(d_i - D_{OAR_j})^2}{(D_{OAR_j})^2}, \end{cases} \quad (2)$$

其中

$$\begin{cases} \delta(x) = \begin{cases} 0 & x \leq 0, \\ 1 & x > 0, \end{cases} \\ d_i(\mathbf{x}^k) = \sum_{m=1}^{N_{ray}} a_{im} \times x_m^k. \end{cases} \quad (3)$$

式(1)为优化的目标函数,优化的目标是使该目标函数值最小。 $f_{PTV}(\mathbf{x}^k)$ 为靶区对目标函数的贡献, $f_{OAR_j}(\mathbf{x}^k)$ 为第 j 个危及器官对目标函数的贡献。 w_{PTV} 和 w_{OAR_j} 分别是靶区和第 j 个危及器官的权重归一化因子。式(2)中 d_i 是通过式(3)计算出的第 i 个计算采样点的剂量, D_{PTV} 是靶区的处方剂量, D_{OAR_j} 是第 j 个危及器官的剂量限值, n_{PTV} 和 n_{OAR_j} 分别为靶区和第 j 个危及器官的计算采样点数, N_{OAR} 是优化中考虑的危及器官的个数。可见,靶区和危及器官目标函数项均是参变量 \mathbf{x}^k (强度分布向量)的二次目标函数,这样的优化问题为凸多目标优化问题,因此使用权重因子将其变为式(1)所示的目标函数,找到的解为多目标优化问题的最优解(非劣解)。式(3)中, N_{ray} 为笔形束的总个数, a_{im} 为单位强度的第 m 个笔形束对第 i 个采样点的剂量贡献, (x_m^k) 为 \mathbf{x}^k 向量的第 m 个分量即第 m 个笔形束的强度,故第 i 个采样点的剂量是所有笔形束对该点剂量贡献的总和。所有的 a_{im} 构成的矩阵称为能量特征矩阵 A (或称为沉积矩阵),事先由剂量计算模块计算好供优化计算时直接调用,本文采用基于蒙特卡罗模拟数据的有限笔形束剂量计算方法^[12]计算能量特征矩阵 A 。 \mathbf{x}^k 即为优化时待调整的参数,优化目标即为找到最优的 \mathbf{x}^k ,使得各点的剂量满足医生给定的剂量要求,其中 k 为当前迭代的次数。

在优化计算时,对于靶区如果是剂量约束,只有剂量不在 $D_{PTV_{min}}$ 和 $D_{PTV_{max}}$ 之间的各点对目标函数有贡献,在 $D_{PTV_{min}}$ 和 $D_{PTV_{max}}$ 之间的点贡献为 0。当计算点的剂量小于 $D_{PTV_{min}}$ 时,式(2)中的 D_{PTV} 即为 $D_{PTV_{min}}$; 当计算点的剂量大于 $D_{PTV_{max}}$ 时, D_{PTV} 即为 $D_{PTV_{max}}$ 。若是剂量体积约束则首先对靶区内各点按照剂量大小排序,然后找出 $V_{min}\%$ 对应的剂量值 $D'_{PTV_{min}}$,如果 $D'_{PTV_{min}}$ 小于 $D_{PTV_{min}}$,介于 $D'_{PTV_{min}}$ 和 $D_{PTV_{min}}$ 之间的各点参与计算,此时 D_{PTV} 即为 $D_{PTV_{min}}$ 。对于需要保护的器官和正常组织,若是剂量约束,则 $D_{OAR_{max}}$ 即为 D_{OAR_j} ,只有剂量大于 $D_{OAR_{max}}$ 的点对目标函数有贡献;若是剂量体积约束,则首先对器官中各点按照剂量大小排序,然后找出 $V_{max}\%$ 所对应的剂量 $D'_{OAR_{max}}$,若 $D'_{OAR_{max}}$ 大于 $D_{OAR_{max}}$,对剂量介于 $D_{OAR_{max}}$ 和 $D'_{OAR_{max}}$ 之间的各点参与计算,此时 $D_{OAR_{max}}$ 即为 D_{OAR_j} 。

2.2 优化方法

共轭梯度法是优化中最常用的方法之一，算法简便，存储量需求小，收敛速度又比最速下降法快，特别适合求解大规模优化问题。从式(1)–(3)可以看出，目标函数是一个二次目标函数，因此采用共轭梯度算法经过有限次的迭代即可找到最小值，优化的步骤为：

- (1) 选取初始点 \mathbf{x}^0 ，给定终止误差 $\epsilon > 0$ ；
- (2) 计算 $\nabla f(\mathbf{x}^0)$ ，若 $\|\nabla f(\mathbf{x}^0)\| \leq \epsilon$ ，停止迭代，输出 \mathbf{x}^0 ，否则，进行第 3 步；
- (3) 取 $\mathbf{p}^0 = -\nabla f(\mathbf{x}^0)$ ，令 $k := 0$ ；
- (4) 采用 Goldstein 非精确线性一维搜索求 t_k ，使得 $f(\mathbf{x}^k) + t_k \mathbf{p}^k = \min_{t \geq 0} f(\mathbf{x}^k + t \mathbf{p}^k)$ ，令 $\mathbf{x}^{k+1} = \mathbf{x}^k + t_k \mathbf{p}^k$ ，将 \mathbf{x}^{k+1} 向量中的负值置为 0；
- (5) 计算 $\nabla f(\mathbf{x}^{k+1})$ ，若 $\|\nabla f(\mathbf{x}^{k+1})\| \leq \epsilon$ ，停止迭代，输出 \mathbf{x}^{k+1} ，否则进行第 6 步；
- (6) 若 $k+1 = n$ ，则令 $\mathbf{x}^0 := \mathbf{x}^n$ ，转第 3 步，否则进行第 7 步；
- (7) 计算 $\mathbf{p}^{k+1} = -\nabla f(\mathbf{x}^{k+1}) + \lambda_k \mathbf{p}^k$ ，令 $k := k + 1$ ，转第 4 步。

其中， \mathbf{x}^k 为第 k 次迭代后的强度分布； $f(\mathbf{x}^k)$ 为第 k 次迭代后的目标函数值，由式(1)–(3)计算； $\nabla f(\mathbf{x}^k)$ 为目标函数在点 \mathbf{x}^k 处的梯度；不同的共轭梯度方法 λ^{k+1} 计算不同，本文采用的是 D-Y 方法^[13]； t_k 为第 k 次迭代时，沿着 \mathbf{p}^k 方向前进的步长，由 Goldstein 非精确线性搜索法^[11]得到； \mathbf{x}^0 为初始的强度分布值，采用均匀强度分布开始优化。

D-Y 方法中的 λ^k 计算为

$$\lambda_k = \frac{\|\nabla f(\mathbf{x}^{k+1})\|^2}{(\lambda_{k-1})^T [\nabla f(\mathbf{x}^{k+1}) - \nabla f(\mathbf{x}^k)]} \quad (4)$$

Goldstein 非精确线性搜索法预先给定两个数 m_1 和 m_2 ，且满足 $0 < m_1 < m_2 < 1$ ，寻找满足下面两个式子的 t_k ：

$$\begin{aligned} \varphi(t_k) &\leq \varphi(0) + m_1 t_k \varphi'(0), \\ \varphi(t_k) &\geq \varphi(0) + m_2 t_k \varphi'(0), \end{aligned} \quad (5)$$

其中

$$\varphi(t) = f(\mathbf{x}^k + t \mathbf{p}^k), \quad (6)$$

$\nabla f(\mathbf{x}^k)$ 计算如下：

$$\nabla f(\mathbf{x}^k) = w_{\text{PTV}} \nabla f_{\text{PTV}}(\mathbf{x}^k) + \sum_{j=1}^{N_{\text{OAR}}} w_{\text{OAR}_j} \nabla f_{\text{OAR}_j}(\mathbf{x}^k), \quad (7)$$

$$\nabla f_{\text{PTV}}(\mathbf{x}^k) = 2 \frac{1}{n_{\text{PTV}} \times D_{\text{PTV}}^2} \sum_{i=1}^{n_{\text{PTV}}} \delta_i (\boldsymbol{\alpha}_i \mathbf{x}^k - D_{\text{PTV}}) \boldsymbol{\alpha}_i, \quad (8)$$

$$\nabla f_{\text{OAR}_j}(\mathbf{x}^k) = 2 \frac{1}{n_{\text{OAR}_j} \times D_{\text{OAR}_j}^2} \sum_{i=1}^{n_{\text{OAR}_j}} \delta_i (\boldsymbol{\alpha}_i \mathbf{x}^k - D_{\text{OAR}_j}) \boldsymbol{\alpha}_i, \quad (9)$$

3 测试及结果

为了测试基于共轭梯度法的强度分布优化的有效性，本文采用一例 C 形肿瘤的模拟病例和一例临床上较常见的前列腺实例进行测试。采用 PC 机进行优化计算，配置为 Inter(R) Core(TM) 2 Duo CPU E7200@2.53GHz 2.53 GHz, 2.00GB 内存，操作系统为 windows XP。最后对优化得到的剂量分布及器官的体积直方图等进行分析和评估。

3.1 模拟病例

图 1 给出了模拟病例中靶区及危及器官的位置关系，包含一个 C 形的靶区 (PTV)，一个危及器官 OAR 被 PTV 紧密包围。靶区的高和宽大约为 6.5 和 16 cm，纵向长度为 4 cm。各器官的轮廓在纵向上保持不变。采用 7 个等间距分布的 10 MV 能量的光子进行照射，射束方向分别为 $0^\circ, 52^\circ, 103^\circ, 154^\circ, 205^\circ, 256^\circ$ 和 308° ，分别对应图 1 中 beam1—beam7。CT 片间距为 0.5 cm，PTV 和 OAR 计算采样点网格大小均为 $0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm}$ ，靶区和危及器官采样点个数分别为 2330 和 229 个。

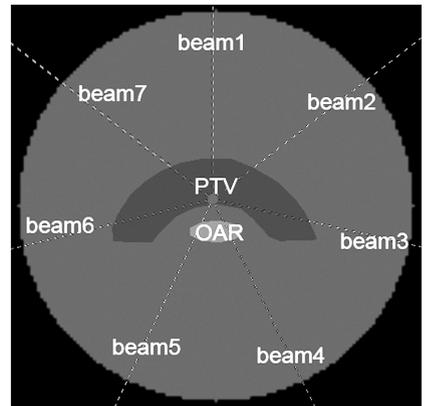


图 1 模拟病例的器官与射野分布图

勾画器官的剂量及剂量体积约束设置为：计划靶区 PTV 最小剂量和最大剂量分别为 5900 和

6100 cGy, 处方剂量为 6000 cGy, 并以此值将剂量归一到 100%。OAR 的最大剂量为 5000 cGy, 大于 3000 cGy 的体积不大于 70%。

经过 45 s, 完成了优化计算, 通过观察目标函数与进化代数的关系图, 实际在 10 s 时已经找到了最优解, 此时计划设计者可以终止优化计算。图 2 给出了优化后各器官对应的剂量体积直方图 (DVH)。图 3 给出了等中心平面的等剂量线分布, 图 4 给出了 beam4 对应的三维强度分布图。

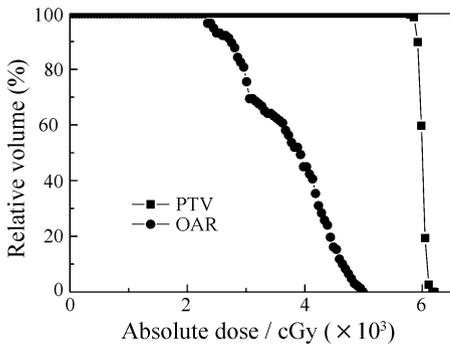


图 2 器官的剂量体积直方图

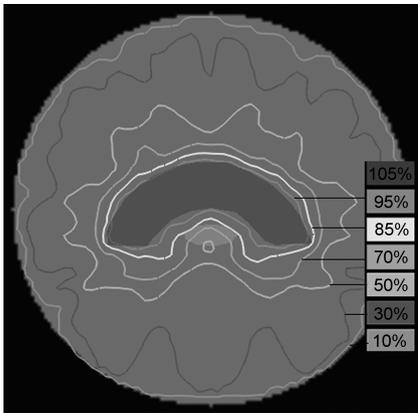


图 3 等中心平面等剂量线分布

3.2 前列腺临床实例

前列腺是临床上常用的调强放疗病例之一。本文采用的前列腺病例有 35 张 CT 片, 勾画的区域有: 可以看见的肿瘤区域 GTV 和计划靶区 PTV, 需要保护的器官有直肠、膀胱和左右股骨头。此外, 为了提高剂量的梯度, 在靶区周围增加了两个辅助器官。根据文献[14]及临床上常用的布野方式, 采用 7 个共面等间距射束, 角度分别为 $0^\circ, 52^\circ, 103^\circ, 154^\circ, 205^\circ, 256^\circ$ 和 308° 。

根据临床上常用的剂量体积约束和目标剂量设

置(表 1)[14], 设置为: GTV 最小剂量为 7600 cGy, 最大剂量为 8300 cGy; 大于 8100 cGy 剂量的体积不小于 95%。PTV 的最小剂量为 7200 cGy, 最大剂量为 8300 cGy, 大于 7600 cGy 的体积不小于 95%。膀胱最大剂量为 7200 cGy, 大于 4000 cGy 的体积不大于 50%。直肠最大剂量为 7200 cGy, 大于 4000 cGy 的体积不大于 50%, 大于 5600 cGy 的体积不大于 25%。左右股骨头的最大剂量为 7200 cGy, 大于 5000 cGy 的体积不大于 5%。两个辅助器官的最大剂量为 7200 cGy。归一剂量为 8000 cGy。

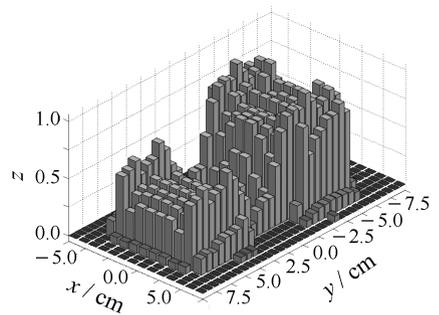


图 4 Beam4 对应的三维强度分布

表 1 靶区及重要器官目标剂量

靶区及重要器官	目标剂量
PTV	95% 体积 ≥ 7600 cGy
膀胱	50% 体积 > 6000 cGy
直肠	50% 体积 > 6000 cGy, 25% 体积 > 7000 cGy
股骨头	5% 体积 > 5000 cGy

经过 100 s 的优化, 得到了最终的优化结果, 但实际上在优化进行了 20 s 时已经找到了最优解, 此时计划设计者就可以终止优化计算。图 5 给出了各器官对应的剂量体积直方图, 图 6 给出了等中心平面上的等剂量线分布。其中图 6 中间黑色曲线包围的区域为 PTV。

4 讨论

对模拟病例, 从图 2 器官的 DVH 曲线中可以看出, 模拟病例的 PTV 和 OAR 均满足设置的要求。从图 3 可以看出, 95% 的等剂量线完全包围 PTV。Beam4 照射时, 由于左边经过危及器官的部分较多, 而右边已远离危及器官, 而且穿过肿瘤区域, 因此其强度分布图穿过危及器官部分较低, 而经过靶区的部分较高, 这正好对应图 4 中左边比右

边的强度低。因此优化后的射束强度可以保证靶区剂量满足要求的同时有效地保护危及器官, 这正好符合临床要求。对前列腺病例, 从各器官的 DVH 图(图 5)上可以看出, 各器官基本上完全达到优化前的设置, 且都满足提出的剂量限制和表 1 的目标剂量。从图 6 可以看出, 95% 的等剂量线与 PTV (图 6 中黑色线包围区域) 的轮廓线几乎重叠, 其它区域的剂量也都在期望的范围内。

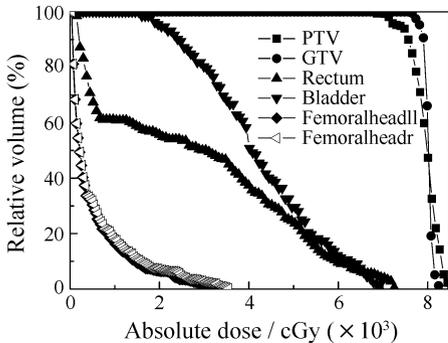


图 5 器官的剂量体积直方图

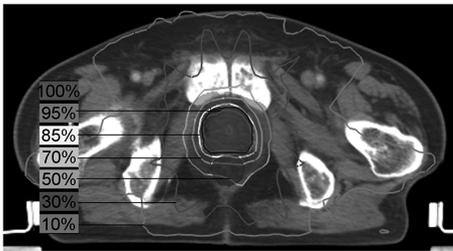


图 6 等中心平面等剂量线分布图

共轭梯度法是为求解目标函数为二次函数的问题而设计的。迭代过程中, 搜索方向是与二次函数的系数矩阵相关的共轭方向。用这类方法求解 n 元二次函数的极小问题, 最多进行 n 次一维搜索便可以求得极小点。虽然本文逆向优化问题的目标函数形式在迭代过程中是变化的, 但始终是二次函数形式, 因此采用共轭梯度法进行优化求解, 理论上是可以很快地找到满足要求的解。通过上述两个事例的测试结果, 也验证了采用共轭梯度法无论是在速度上还是在优化效果上均可以满足临床的要求。

5 结论

本文采用共轭梯度算法对逆向调强放疗中强度分布优化进行研究。首先将医生给的靶区所需剂量和周围正常组织剂量限制转化为二次函数形式的目标函数, 然后利用共轭梯度法对该目标函数进行优

化。两个算例的测试结果表明, 优化结果均可以满足期望的要求, 且优化时间短, 从而验证了本文给出的方法的正确性和有效性。因此, 该方法可以作为调强放疗计划系统中的逆向优化算法对强度分布进行优化, 为精确放疗的实现奠定了基础。当然, 临床上强度分布完成后, 为保证放疗的精度, 还需根据调强实施方式进行处理。例如, 采用三维补偿板调强, 需要转换为三维补偿板的形状; 利用多叶光栅实现静态调强, 则需要对子野分割及验证等。因此为了保证放疗的精度, 后续步骤也很重要。

参考文献 (References):

- [1] Llacer J, Deasy J O, Protfeld T R, *et al.* *Physics in Medicine & Biology*, 2003, **48**(2): 183.
- [2] 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.)
- [3] Wu Yican, Song Gang, Cao Ruifen, *et al.* *Chinese Physics C (HEP & NP)*, 2008, **32**(Suppl. II): 177.
- [4] Li Guoli. Study on Multi-objective Optimization Algorithm for Inverse Planning of External Radiation in ARTS(doctor thesis). Hefei: Institute of Plasma Physics, Chinese Academy of Sciences, July, 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.)
- [5] 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—470.)
- [6] 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.)
- [7] Li Guoli, Wu Yican, Zhang Jian. *Plasma Science and Technology*, 2006, **8**(2): 234—236.
- [8] Li Guoli, Wu Yican, Song Gang, *et al.* *Nuclear Physics Review*, 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.)
- [9] Cao Ruifen, Li Guoli, Wu Yican. *Advanced Intelligent Computing Theories and Applications*. 2007, **4682**: 553.
- [10] Song Gang. Hybrid Dose Calculation Research and Program Development for Accurate Radiotherapy (doctor thesis). Hefei: Institute of Plasma Physics, Chinese Academy of Sci-

ences, July, 2008, 1—100(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—100.)

- [11] Diao Zaijun, Zheng Handing, Liu Jiazhuang, *et al.* Operations Research. Beijing: Higher education, 2002, 120—121 (in Chinese).

(刁在筠, 郑汉鼎, 刘家壮等. 运筹学. 北京: 高等教育出版社, 2002, 120—121.)

- [12] Zheng Huaqing. Monte Carlo FSPB Photon Dose Calculation in Accurate Radiotherapy(master thesis). Lanzhou: Lanzhou University, 2009(7), 1—50(in Chinese).

(郑华庆. 精确放射治疗中基于蒙特卡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, 1—50.)

- [13] Dai Yuhong. Conjugate Gradient Method for Unconstrained Optimization(doctor thesis). Beijing: The Institute of Computational Mathematics and Scientific/Engineering Computing of Chinese Academy of Sciences. 1997, 1—69 (in Chinese).

(戴或虹. 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—69.)

- [14] Jin Dawei, Dai Jianrong, Li Yexiong, *et al.* Chinese Journal of Radiation Oncology, 2005, **14**(1): 47(in Chinese).

(金大伟, 戴建荣, 李晔雄等. 中华放射肿瘤学杂志, 2005, **14**(1): 47.)

Beam Intensity Map Optimization Based on Conjugate Gradient in Intensity Modulated Radiation Treatment*

CAO Rui-fen^{1, 2, 1)}, PEI Xi^{1, 2}, ZHENG Hua-qing^{1, 2}, JING Jia^{1, 2, 3},

CHENG Meng-yun^{1, 2}, Li Gui^{1, 2}, WU Yi-can^{1, 2, 4}, FDS Team

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

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

3 *Hefei University of Technology, Hefei, 230009, China;*

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

Abstract: The beam intensity map optimization of Intensity Modulated Radiation Treatment(IMRT) is a large scale optimization problem because of thousands of parameters involved. A fast and efficient approach was studied in the paper according to the clinical requirement for high speed and good results. Firstly, the clinical prescribed dose of Planning Target Volume(PTV) and dose-volume constraints of Normal Tissue and Organ at Risk(OAR) were transformed into a quadratic objective function. And then Conjugate Gradient(CG) was adopted to optimize the objective function. At last, a simulated case and a clinical case were used to test the approach. The results showed that the optimization process need 40 s while satisfied results could be obtained in 10 s for simulated case and the optimization process need 1 min and 20 s while optimized results could be obtained in 20 s for the clinical prostate case. So it can be found that the approach of proposed in this paper is valid and efficient, and can be used to the accurate radiation therapy system.

Key words: objective function; intensity modulated radiation treatment; intensity map

* **Received date:** 9 Oct. 2009; **Revised date:** 1 Dec. 2009

* **Foundation item:** National Natural Science Foundation of China(10805012, 60872112); Natural Science Foundation of Anhui Province (0904130951)

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