



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109499012 B

(45) 授权公告日 2021.05.11

(21) 申请号 201811616896.0

审查员 卢静

(22) 申请日 2018.12.27

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109499012 A

(43) 申请公布日 2019.03.22

(73) 专利权人 苏州雷泰医疗科技有限公司
地址 215000 江苏省苏州市工业园区金鸡湖大道99号纳米城西北区03幢101、201和301室

(72) 发明人 文虎儿 鞠垚 姚毅

(74) 专利代理机构 苏州华博知识产权代理有限公司 32232
代理人 彭益波

(51) Int. Cl.

A61N 5/10 (2006.01)

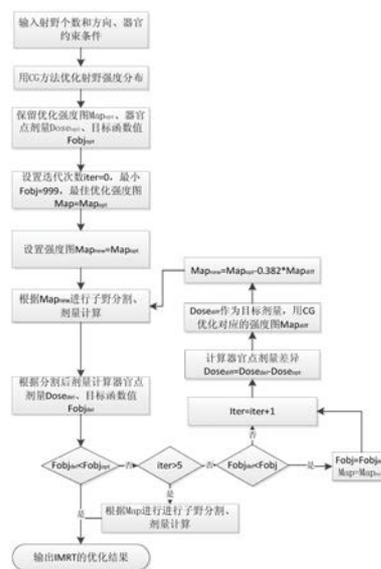
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

一种优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法

(57) 摘要

本发明公开一种优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法,包括以下内容:首先,根据分割后的剂量计算各器官内每个点的剂量和优化结果的差异,作为优化引擎的输入,得到差异部分的强度图贡献;然后,将原优化后的强度图减去差异部分的强度图,作为子野分割的强度图输入,得到迭代后的子野并计算剂量;最后,重复整个过程,使最终的剂量分布与优化后的剂量接近,得到预期的剂量分布。应用本发明,将子野分割步骤考虑到整个优化过程中,不断修正子野分割产生的剂量偏差,可显著提升计划质量,并加快计划制作效率。



1. 一种优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法,其特征在于,包括以下内容:

首先,根据分割后的剂量计算各器官内每个点的剂量和优化结果的差异,作为优化引擎的输入,得到差异部分的强度图贡献;

然后,将原优化后的强度图减去差异部分的强度图,作为子野分割的强度图输入,得到迭代后的子野并计算剂量;

最后,重复整个过程,使最终的剂量分布与优化后的剂量接近,得到预期的剂量分布;

所述优化方法具体包括以下步骤:

(1) 确定射野个数和方向,设置约束条件,采用共轭梯度法优化射野强度分布;

(2) 优化完成后,保留射束强度 x 构成的优化强度图 Map_{opt} 、点剂量 d_j 构成的所有约束器官的优化剂量 $Dose_{opt}$ 以及目标函数值 $Fobj_{opt}$;

(3) 设置迭代次数 $iter=0$,最小目标函数值 $Fobj=N1$,最佳优化强度图 $Map=Map_{opt}$;

(4) 设置强度图 $Map_{new}=Map_{opt}$;

(5) 根据步骤(4)得到的 Map_{new} 进行子野分割,计算分割后的剂量;

(6) 根据步骤(5)得到的分割后的剂量计算所有器官分割后的剂量 $Dose_{del}$ 和目标函数值 $Fobj_{del}$;

(7) 比较 $Fobj_{opt}$ 和 $Fobj_{del}$;

若 $Fobj_{del} < Fobj_{opt}$,表示分割后器官剂量的违反程度更小,进入步骤(15);

否则,则进入步骤(8);

(8) 判断迭代次数 $iter$ 是否超过阈值;

如果超过,则代表迭代已达到上限,进入步骤(14);

否则,则进入步骤(9);

(9) 比较 $Fobj_{del}$ 和 $Fobj$,

若 $Fobj_{del} < Fobj$,则: $Fobj=Fobj_{del}$, $Map=Map_{new}$;

(10) 迭代次数 $iter$ 增加1;

(11) 将器官对应点的分割后剂量 $Dose_{del}$ 和优化剂量 $Dose_{opt}$ 做减法,求得点剂量差异 $Dose_{diff}$, $Dose_{diff}$ 即为需要迭代弥补的剂量;

(12) 将 $Dose_{diff}$ 作为目标剂量,输入优化引擎,得到射束强度 x 构成的强度图 Map_{diff} ;

(13) 计算新的强度图 $Map_{new}=Map_{opt}-0.382*Map_{diff}$,重复步骤(5)-步骤(13);

(14) $Fobj$ 记录的是最小的目标函数值,其对应的最佳优化强度图为 Map ,根据 Map 进行子野分割和最终剂量分布计算;

(15) 输出IMRT的优化结果。

2. 根据权利要求1所述的优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法,其特征在于,在所述步骤(1)中,采用二次型物理目标函数,其形式如下:

$$F_{obj}(x^k) = \alpha \cdot F_{OAR}(x^k) + \beta \cdot F_{PTV}(x^k)$$

$$F_{OAR}(x^k) = \sum_{i=1}^{N_{OAR}} \sum_{j=1}^{NT_i} \delta_j \cdot \omega_j \cdot (d_j(x^k) - p_j)^2$$

$$F_{PTV}(x^k) = \sum_{j=1}^{NT_{PTV}} \delta_j \cdot \omega_j \cdot (d_j(x^k) - p_j)^2 \quad ;$$

$$d_j(x^k) = \sum_{m=1}^{N_{ray}} a_{jm} \cdot x_m^k$$

其中, $F_{OAR}(x^k)$ 为与所有OAR有关的目标函数项;

$F_{PTV}(x^k)$ 为与所有靶区有关的目标函数项;

N_{OAR} 为OAR的个数, NT_i 为第 i 个OAR中的采样点数;

NT_{PTV} 为靶区中的采样点数;

当器官中的点剂量违反约束时 $\delta_j = 1$, 否则 $\delta_j = 0$;

ω_j 为第 j 个点的权重;

d_j 为第 j 个点的计算剂量;

p_j 为第 j 个点的处方剂量;

α, β 为控制靶区和OAR的重要性的归一化因子;

N_{ray} 为射束的总个数;

a_{jm} 为单位强度的第 m 个射束对第 j 个点的剂量贡献, 整个 a_{jm} 构成的矩阵称为能量特征矩阵;

x_m^k 为第 m 个射束的强度。

3. 根据权利要求1或2所述的优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法, 其特征在于, 在所述步骤(3)中, $N1$ 为不小于999的数。

4. 根据权利要求3所述的优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法, 其特征在于, 在所述步骤(3)中, $N1$ 取999。

5. 根据权利要求1或2所述的优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法, 其特征在于, 在所述步骤(8)中, 迭代次数 $iter$ 的阈值为大于等于2的整数。

6. 根据权利要求5所述的优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法, 其特征在于, 在所述步骤(8)中, 迭代次数 $iter$ 的阈值取5。

一种优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法

技术领域

[0001] 本发明属于医疗技术领域,主要涉及一种逆向调强放疗的优化方法,具体涉及一种优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法。

背景技术

[0002] 调强放射治疗(IMRT)作为放疗的一种,针对靶区三维形状和危及器官与靶区的解剖关系,对射束强度进行调节,使放射剂量的分布与靶区形状一致,靶区内接受分布均匀的高的剂量,保证对肿瘤细胞的杀伤,同时使得正常组织接受较低的剂量照射,达到保护正常器官、减少不良反应的目的。

[0003] 传统的IMRT计划制作过程一般包括两个步骤:射野强度图优化和实施照射。计划设计者根据经验设置射束方向,设置器官约束条件,然后用逆向优化算法求出射野强度图分布。如果采用光栅实施治疗,需要对优化得到的射野强度图进行子野分割,得到一系列的子野。目前的光栅分割方式主要有两种:静态(Step Shoot)方式和动态(Sliding Window)方式。下面将针对这两种治疗方式的特性,分析其对计划制作的影响。

[0004] 静态IMRT得到的是一系列权重和形状各不相同的静态子野,总的照射强度由这些子野累加得到,在实施治疗时各子野依次照射,切换子野时机器射线关闭。静态IMRT的一个明显的不足之处就是一般需要的治疗时间长,当射野强度图很复杂时,会分割得到很多子野,但考虑到实际治疗时间,会在计划时射野面积小、权重小的子野。这就导致优化的剂量分布与分割后的剂量差异较大。另外光栅的透漏射、半影等参数也会使优化的剂量分布与分割后的剂量分布产生差异。

[0005] 动态IMRT利用光栅相对应的一对叶片的相对运动,实现对射野强度的调节,在叶片运动过程中射线一直处于“Beam On”状态。动态叶片分割需要考虑叶片的运动限制,譬如叶片运动的最大速度、最大加速度,以及光栅透漏射因子、半影参数等,这些物理限制也会导致优化的剂量与分割后的剂量差异较大。

[0006] 光栅子野分割导致的剂量差异,要求计划设计者修改器官约束、射野参数,然后不断的进行优化、分割、剂量计算。这个过程参考图1,对于复杂的病例尤其繁琐,可能需要计划者手工迭代多次,耗时耗力。

发明内容

[0007] 为了解决上述技术问题,本发明提出了一种优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法。

[0008] 为了达到上述目的,本发明的技术方案如下:

[0009] 一种优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法,包括以下内容:

[0010] 首先,根据分割后的剂量计算各器官内每个点的剂量和优化结果的差异,作为优化引擎的输入,得到差异部分的强度图贡献;

[0011] 然后,将原优化后的强度图减去差异部分的强度图,作为子野分割的强度图输入,

得到迭代后的子野并计算剂量；

[0012] 最后,重复整个过程,使最终的剂量分布与优化后的剂量接近,得到预期的剂量分布。

[0013] 在上述技术方案的基础上,还可做如下改进:

[0014] 进一步,具体包括以下步骤:

[0015] (1) 确定射野个数和方向,设置约束条件,采用共轭梯度法优化射野强度分布;

[0016] (2) 优化完成后,保留射束强度 x 构成的优化强度图 Map_{opt} 、点剂量 d_j 构成的所有约束器官的优化剂量 $Dose_{opt}$ 以及目标函数值 $Fobj_{opt}$;

[0017] (3) 设置迭代次数 $iter=0$,最小目标函数值 $Fobj=N1$,最佳优化强度图 $Map=Map_{opt}$;

[0018] (4) 设置强度图 $Map_{new}=Map_{opt}$;

[0019] (5) 根据步骤(4)得到的 Map_{new} 进行子野分割,计算分割后的剂量;

[0020] (6) 根据步骤(5)得到的分割后的剂量计算所有器官分割后的剂量 $Dose_{del}$ 和目标函数值 $Fobj_{del}$;

[0021] (7) 比较 $Fobj_{opt}$ 和 $Fobj_{del}$;

[0022] 若 $Fobj_{del} < Fobj_{opt}$,表示分割后器官剂量的违反程度更小,进入步骤(15);

[0023] 否则,则进入步骤(8);

[0024] (8) 判断迭代次数 $iter$ 是否超过阈值;

[0025] 如果超过,则代表迭代已达到上限,进入步骤(14);

[0026] 否则,则进入步骤(9);

[0027] (9) 比较 $Fobj_{del}$ 和 $Fobj$,

[0028] 若 $Fobj_{del} < Fobj$,则: $Fobj=Fobj_{del}$, $Map=Map_{new}$;

[0029] (10) 迭代次数 $iter$ 增加1;

[0030] (11) 将器官对应点的分割后剂量 $Dose_{del}$ 和优化剂量 $Dose_{opt}$ 做减法,求得点剂量差异 $Dose_{diff}$, $Dose_{diff}$ 即为需要迭代弥补的剂量;

[0031] (12) 将 $Dose_{diff}$ 作为目标剂量,输入优化引擎,得到射束强度 x 构成的强度图 Map_{diff} ;

[0032] (13) 计算新的强度图 $Map_{new}=Map_{opt}-0.382*Map_{diff}$,重复步骤(5)-步骤(13);

[0033] (14) $Fobj$ 记录的是最小的目标函数值,其对应的最佳优化强度图为 Map ,根据 Map 进行子野分割和最终剂量分布计算;

[0034] (15) 输出IMRT的优化结果。

[0035] 进一步,在步骤(1)中,采用二次型物理目标函数,其形式如下:

[0036] $Fobj(x^k) = \alpha \cdot F_{OAR}(x^k) + \beta \cdot F_{PTV}(x^k)$

[0037]
$$F_{OAR}(x^k) = \sum_{i=1}^{N_{OAR}} \sum_{j=1}^{NT_i} \delta_j \cdot \omega_j \cdot (d_j(x^k) - p_j)^2$$

[0038]
$$F_{PTV}(x^k) = \sum_{j=1}^{NT_{PTV}} \delta_j \cdot \omega_j \cdot (d_j(x^k) - p_j)^2 ;$$

$$[0039] \quad d_j(x^k) = \sum_{m=1}^{N_{ray}} a_{jm} \cdot x_m^k$$

[0040] 其中, $F_{OAR}(x^k)$ 为与所有OAR有关的目标函数项;

[0041] $F_{PTV}(x^k)$ 为与所有靶区有关的目标函数项;

[0042] N_{OAR} 为OAR的个数, NT_i 为第 i 个OAR中的采样点数;

[0043] NT_{PTV} 为靶区中的采样点数;

[0044] 当器官中的点剂量违反约束时 $\delta_j = 1$, 否则 $\delta_j = 0$;

[0045] ω_j 为第 j 个点的权重;

[0046] d_j 为第 j 个点的计算剂量;

[0047] p_j 为第 j 个点的处方剂量;

[0048] α, β 为控制靶区和OAR的重要性的归一化因子;

[0049] N_{ray} 为射束的总个数;

[0050] a_{jm} 为单位强度的第 m 个射束对第 j 个点的剂量贡献, 整个 a_{jm} 构成的矩阵称为能量特征矩阵;

[0051] x_m^k 为第 m 个射束的强度。

[0052] 进一步, 在步骤 (3) 中, $N1$ 为不小于 999 的数。

[0053] 进一步, 在步骤 (3) 中, $N1$ 取 999。

[0054] 进一步, 在步骤 (8) 中, 迭代次数 $iter$ 的阈值为大于等于 2 的整数。

[0055] 进一步, 在步骤 (8) 中, 迭代次数 $iter$ 的阈值取 5。

[0056] 本发明提出了一种优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法, 能有效解决因光栅物理限制引起的优化剂量分布与分割后剂量分布不一致的问题, 能显著减少计划设计者制作计划的时间。

附图说明

[0057] 图1为原计划流程图。

[0058] 图2为本发明实施例提供的优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法流程图。

[0059] 图3为本发明实施例提供的横截面迭代优化前后比较图;

[0060] 其中, 图3 (a) 为迭代优化前;

[0061] 图3 (b) 为迭代优化后。

[0062] 图4为本发明实施例提供的冠状面迭代优化前后比较图;

[0063] 其中, 图4 (a) 为迭代优化前;

[0064] 图4 (b) 为迭代优化后。

[0065] 图5为本发明实施例提供的矢状面迭代优化前后比较图;

[0066] 其中, 图5 (a) 为迭代优化前;

[0067] 图5 (b) 为迭代优化后。

[0068] 图6为本发明实施例提供的迭代优化前后DVH比较曲线图。

具体实施方式

[0069] 下面结合附图详细说明本发明的优选实施方式。

[0070] 为了达到本发明的目的,一种优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法的其中一些实施例中,

[0071] 传统的两步法IMRT(Intensity modulated radiation therapy)计划制作过程一般包括两个步骤:射野强度图优化和实施照射。射野强度图优化后的剂量分布是理想的剂量分布,如果采用光栅实施治疗,需要对优化得到的射野强度图进行子野分割,得到一系列的子野。由于光栅的特性和物理限制,譬如光栅运动最大速度、光栅半影参数等,实施照射的剂量分布和优化后的分布有一定差异,这就需要物理师根据经验调整目标函数参数,重新优化计划,以实现预期的可满足临床的高质量计划。该过程繁琐且耗时,为此本发明提供了一种优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法。

[0072] 一种优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法,包括以下内容:

[0073] 首先,根据分割后的剂量计算各器官内每个点的剂量和优化结果的差异,作为优化引擎的输入,得到差异部分的强度图贡献;

[0074] 然后,将原优化后的强度图减去差异部分的强度图,作为子野分割的强度图输入,得到迭代后的子野并计算剂量;

[0075] 最后,重复整个过程,使最终的剂量分布与优化后的剂量接近,得到预期的剂量分布。

[0076] 为了进一步地优化本发明的实施效果,在另外一些实施方式中,其余特征技术相同,不同之处在于,如图2所示,具体包括以下步骤:

[0077] (1) 确定射野个数和方向,设置约束条件,采用共轭梯度法优化射野强度分布;

[0078] (2) 优化完成后,保留射束强度 x 构成的优化强度图 Map_{opt} 、点剂量 d_j 构成的所有约束器官的优化剂量 $Dose_{opt}$ 以及目标函数值 $Fobj_{opt}$;

[0079] (3) 设置迭代次数 $iter=0$,最小目标函数值 $Fobj=N1$,最佳优化强度图 $Map=Map_{opt}$;

[0080] (4) 设置强度图 $Map_{new}=Map_{opt}$;

[0081] (5) 根据步骤(4)得到的 Map_{new} 进行子野分割,计算分割后的剂量;

[0082] (6) 根据步骤(5)得到的分割后的剂量计算所有器官分割后的剂量 $Dose_{del}$ 和目标函数值 $Fobj_{del}$;

[0083] (7) 比较 $Fobj_{opt}$ 和 $Fobj_{del}$;

[0084] 若 $Fobj_{del} < Fobj_{opt}$,表示分割后器官剂量的违反程度更小,进入步骤(15);

[0085] 否则,则进入步骤(8);

[0086] (8) 判断迭代次数 $iter$ 是否超过阈值;

[0087] 如果超过,则代表迭代已达到上限,进入步骤(14);

[0088] 否则,则进入步骤(9);

[0089] (9) 比较 $Fobj_{del}$ 和 $Fobj$,

[0090] 若 $Fobj_{del} < Fobj$,则: $Fobj=Fobj_{del}$, $Map=Map_{new}$;

[0091] (10) 迭代次数 $iter$ 增加1;

[0092] (11) 将器官对应点的分割后剂量 $Dose_{del}$ 和优化剂量 $Dose_{opt}$ 做减法,求得点剂量差

异Dose_{diff},Dose_{diff}即为需要迭代弥补的剂量;

[0093] (12) 将Dose_{diff}作为目标剂量,输入优化引擎,得到射束强度x构成的强度图Map_{diff};

[0094] (13) 计算新的强度图Map_{new}=Map_{opt}-0.382*Map_{diff},重复步骤(5)-步骤(13);

[0095] (14) Fobj记录的是最小的目标函数值,其对应的最佳优化强度图为Map,根据Map进行子野分割和最终剂量分布计算;

[0096] (15) 输出IMRT的优化结果。

[0097] 进一步,在步骤(1)中,采用二次型物理目标函数,其形式如下:

$$[0098] \quad F_{obj}(x^k) = \alpha \cdot F_{OAR}(x^k) + \beta \cdot F_{PTV}(x^k)$$

$$[0099] \quad F_{OAR}(x^k) = \sum_{i=1}^{N_{OAR}} \sum_{j=1}^{NT_i} \delta_j \cdot \omega_j \cdot (d_j(x^k) - p_j)^2$$

$$[0100] \quad F_{PTV}(x^k) = \sum_{j=1}^{NT_{PTV}} \delta_j \cdot \omega_j \cdot (d_j(x^k) - p_j)^2;$$

$$[0101] \quad d_j(x^k) = \sum_{m=1}^{N_{ray}} a_{jm} \cdot x_m^k$$

[0102] 其中,F_{OAR}(x^k)为与所有OAR有关的目标函数项;

[0103] F_{PTV}(x^k)为与所有靶区有关的目标函数项;

[0104] N_{OAR}为OAR的个数,NT_i为第i个OAR中的采样点数;

[0105] NT_{PTV}为靶区中的采样点数;

[0106] 当器官中的点剂量违反约束时δ_j=1,否则δ_j=0;

[0107] ω_j为第j个点的权重;

[0108] d_j为第j个点的计算剂量;

[0109] p_j为第j个点的处方剂量;

[0110] α,β为控制靶区和OAR的重要性的归一化因子;

[0111] N_{ray}为射束的总个数;

[0112] a_{jm}为单位强度的第m个射束对第j个点的剂量贡献,整个a_{jm}构成的矩阵称为能量特征矩阵(或沉积矩阵);

[0113] x_m^k为第m个射束的强度。

[0114] 进一步,在步骤(3)中,N1为不小于999的数,在一些实施例中,N1可以取999。

[0115] 进一步,在步骤(8)中,迭代次数iter的阈值为大于等于2的整数,在一些实施例中,迭代次数iter的阈值取5。

[0116] 应用本发明,将子野分割步骤考虑到整个优化过程中,不断修正子野分割产生的剂量偏差,可显著提升计划质量,并加快计划制作效率。

[0117] 下面针对食管癌病例(靶区GTV处方6235cGy,PTV处方5600cGy,分29次),具体描述其实施过程:

[0118] 1. 确定7野照射,角度依次为150,70,40,0,320,290,210;

[0119] 设置约束条件,见表1;

[0120] 表1器官约束列表

器官	约束类型	最小剂量 (cGy)	最大剂量 (cGy)	最小体积 (%)	最大体积 (%)	权重 (%)	器官网格 (cm)
PGTV	Dose	6100	6250	\	\	100	0.3
PGTV	DVH	6235	\	98	\	100	0.3
PTV	Dose	5550	5650	\	\	120	0.3
PTV	DVH	5600	\	98	\	100	0.3
Spinal Cord	Dose	\	3000	\	\	100	0.2
Lung Right	DVH	\	2000	\	10	100	0.5

Lung Left	DVH	\	2000	\	10	100	0.5
-----------	-----	---	------	---	----	-----	-----

[0123] 计算单位强度的第 m 个射束对器官每个点的剂量贡献,然后用共轭梯度算法求解目标函数最小值,得到优化强度图;

[0124] 2. 保存优化强度图 Map_{opt} 、器官的优化剂量 $Dose_{opt}$ 、目标函数值 $Fobj_{opt}$;

[0125] 3. 设置迭代次数 $iter=0$,最小目标函数值 $Fobj=999$,最佳优化强度图 $Map=Map_{opt}$;

[0126] 4. 设置强度图 $Map_{new}=Map_{opt}$;

[0127] 5. 根据 Map_{new} 进行子野分割、计算分割后剂量;

[0128] 6. 根据分割后的剂量计算所有器官分割后的剂量 $Dose_{del}$ 、目标函数值 $Fobj_{del}$;

[0129] 7. 比较 $Fobj_{opt}$ 和 $Fobj_{del}$;

[0130] 如果 $Fobj_{del} < Fobj_{opt}$,跳转到步骤15;

[0131] 否则,跳转到步骤8;

[0132] 8. 判断迭代次数 $iter > 5$ 是否成立;

[0133] 如果成立,则跳转到步骤14;

[0134] 否则,转到到步骤9;

[0135] 9. 比较 $Fobj_{del}$ 和 $Fobj$;

[0136] 如果 $Fobj_{del} < Fobj$, $Fobj=Fobj_{del}$, $Map=Map_{new}$;

[0137] 10. 迭代次数 $iter$ 增加1;

[0138] 11. 求器官对应点的分割后剂量与优化剂量的差值: $Dose_{diff}=Dose_{del}-Dose_{opt}$;

[0139] 12. 将 $Dose_{diff}$ 作为目标剂量,输入优化引擎,得到强度图 Map_{diff} ;

[0140] 13. 计算新的强度图 $Map_{new}=Map_{opt}-0.382*Map_{diff}$,重复步骤5-步骤13;

[0141] 14. 根据 Map 进行子野分割和最终剂量分布计算;

[0142] 15. 输出IMRT的优化结果。

[0143] 比较使用迭代优化和不使用迭代优化的计划效果,横截面、冠状面、矢状面、器官剂量体积直方图DVH的差异见图3-图6。可见,优化后靶区剂量的均匀性和适形度均有所提

升,危及器官脊髓的受量减少,计划质量显著提升。

[0144] 本发明提出了一种优化剂量引导的TPS自动迭代优化方法,能有效解决因光栅物理限制引起的优化剂量分布与分割后剂量分布不一致的问题,能显著减少计划设计者制作计划的时间。

[0145] 对于本发明的优选实施方式,应当指出,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明创造构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。

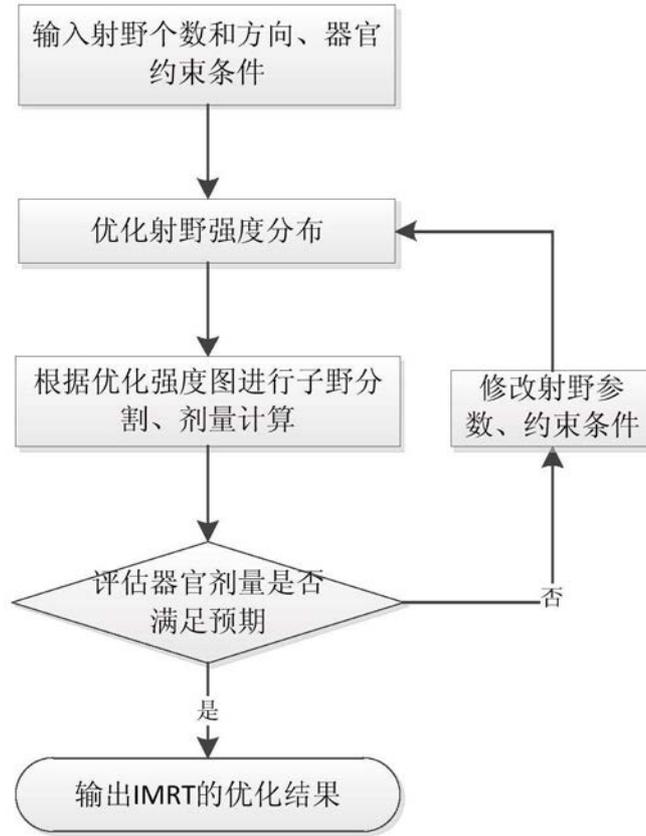


图1

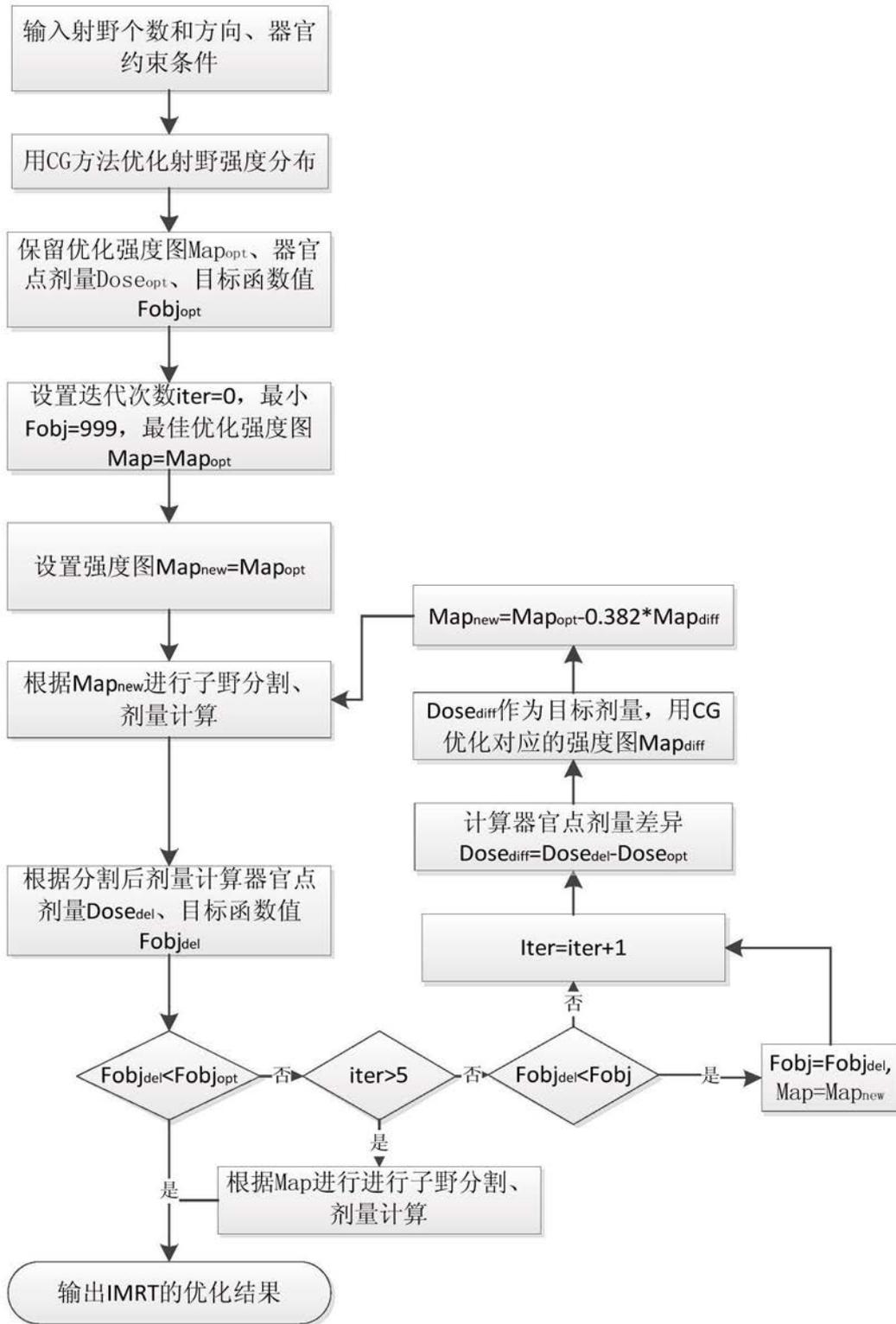
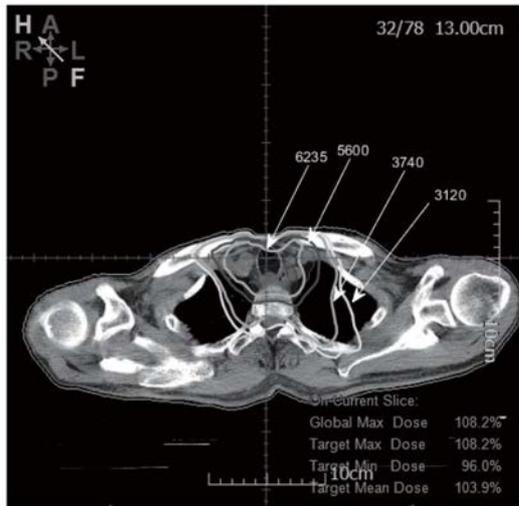
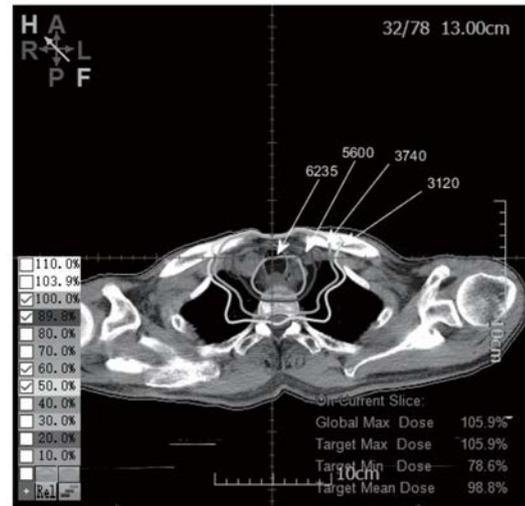


图2

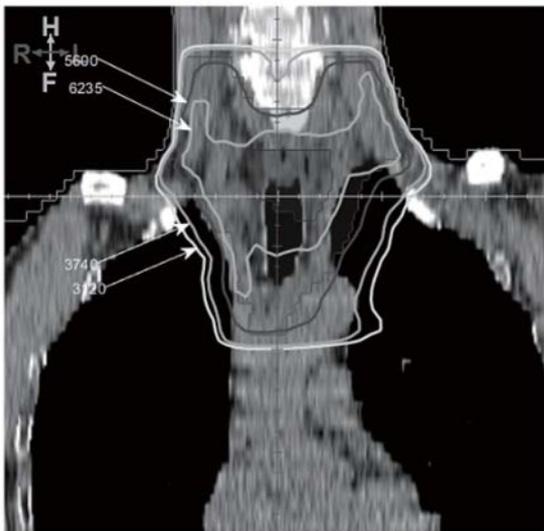


(a)

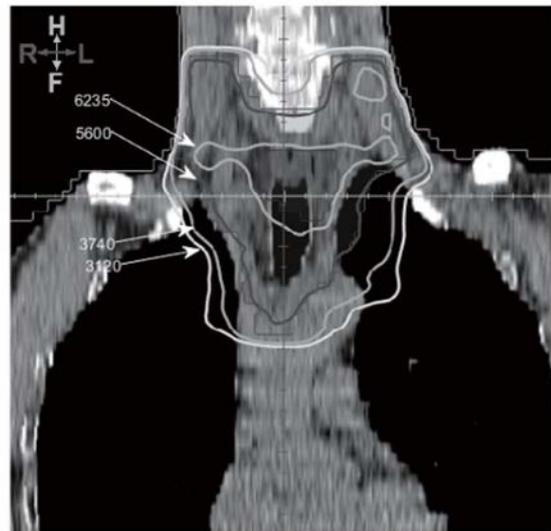


(b)

图3

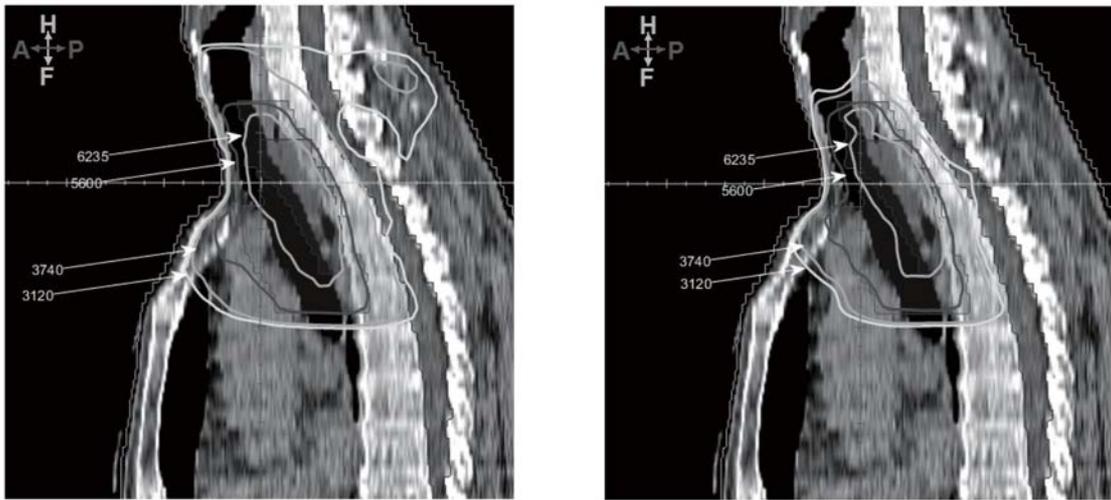


(a)



(b)

图4



(a)

(b)

图5

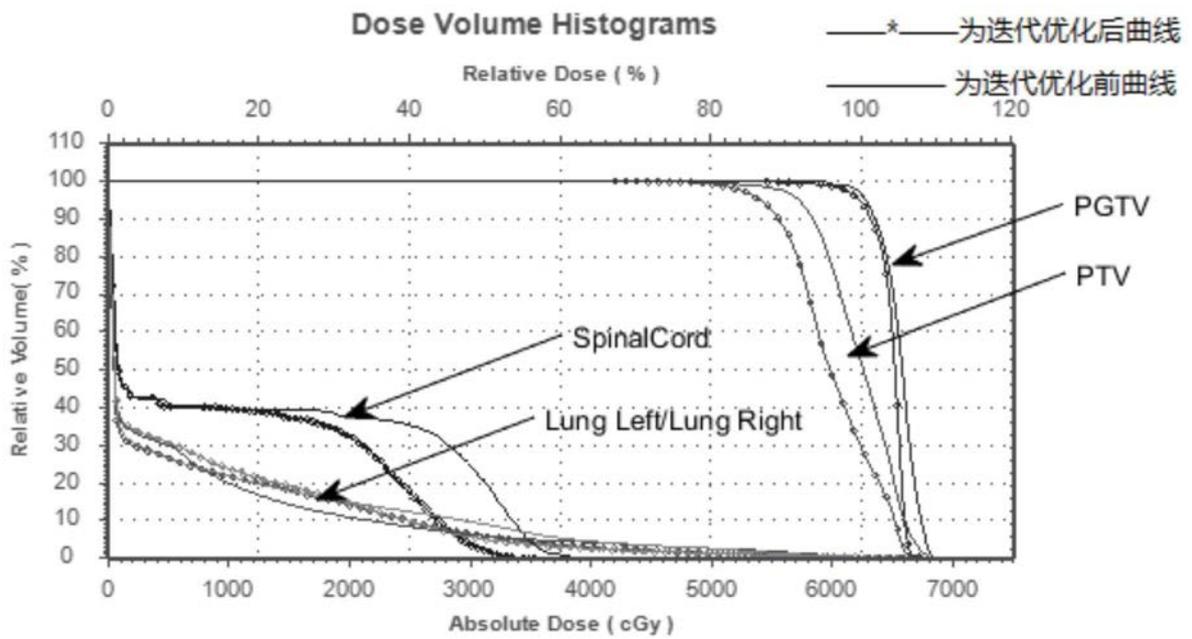


图6