文章编号:1000-8608(2007)06-0840-06

放射治疗机最佳适形多叶组合光栅叶片形状设计

侯建华¹, 欧宗瑛^{*1,2}, 宋卫卫²

(1.大连理工大学 精密与特种加工教育部重点实验室, 辽宁 大连 116024;2.大连理工大学 机械工程学院 CAD&CG 研究所, 辽宁 大连 116024)

摘要:讨论了三维适形放射治疗中的多叶组合光栅叶片形状设计.根据放射治疗中剂量精确适形的要求,确定了多叶组合光栅叶片侧面的梯形聚焦形式和榫槽配合防漏射结构.使用 遗传算法对叶片端面形状进行了优化设计,使端面产生的半影大小和一致性得以改善.针对 几种典型的射野参数进行了设计计算,结果表明优化设计的端面形状在任何叶片位置所产生 的半影接近于常数,设计的叶片形状可达到最佳剂量适形效果.

关键词: 放射治疗; 适形; 多叶组合光栅; 半影; 遗传算法 中图分类号: R730.8 文献标识码: A

0 引 言

放射治疗是恶性肿瘤的三大治疗手段之一. 其基本目标是努力提高放射治疗的治疗增益比, 即最大限度地将放射线的剂量集中在肿瘤病变区 域内以杀灭肿瘤细胞,同时使周围正常组织器官 免受或少受不必要的照射.为达到这一目标,需 要对治疗中实施的剂量分布进行控制.适形放射 治疗(conformal radiation therapy,简称 CRT)是 一种提高治疗增益比的有效措施,它使得高剂量 区分布的形状与病变(靶区)的形状一致.适形放 射治疗技术能明显提高肿瘤的局部控制率,降低 周围正常组织的并发症,有效地提高治疗效果.

经典(或狭义)适形放射治疗(classical conformal radiation therapy,简称CCRT)技术对 射束进行成形,使得照射野的形状与病变(靶区) 在照射方向上的投影形状一致,实现了射野的几 何适形.而调强(或广义)放射治疗(intensity modulated radiation therapy,简称IMRT)技术在 CCRT 的基础上,进一步对射野内诸点的输出剂 量率按要求的方式进行调整,使靶区内及表面的 剂量处处相等,以实现三维空间的剂量适形^[1].

多叶组合光栅 (multi-leaf collimator, 简称

MLC) 是实现 CCRT 和 IMRT 的关键设备,在计 算机的控制下可方便地实现射野准直成形和射野 内剂量分布的调整.功能的多样性和使用的方便 性使得多叶组合光栅代替传统的适形铅挡块和调 强补偿器,成为实施精确放射治疗的主要设备.

为保证放射治疗过程中患者接收剂量的准确 性,多叶组合光栅的设计应以能够产生良好的剂 量控制效果为目标^[2].本文结合系统剂量学方面 的要求,对多叶组合光栅的叶片形状设计进行讨 论.

1 多叶组合光栅及其叶片形状

1.1 多叶组合光栅

多叶组合光栅(MLC)由多个叶片组成,叶片 由钨合金材料制作,利用叶片对射线的阻挡作用 来实现剂量控制的目的.

如图 1(a) 所示, MLC 的叶片成对排放, 每个 叶片均可在独立的电机驱动下作直线运动. 相对 的一对叶片可形成一个矩形子野, 所有叶片的子 野组合形成一个较大的射野.

射线经过叶片间打开的空隙对病变区域实施 照射.在进行 CCRT 治疗时,根据治疗计划系统 (treatment planning system,简称 TPS) 给出的

?1994-2015 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

收稿日期: 2006-01-10; 修回日期: 2007-09-29.

基金项目:国家"863"计划资助项目(863-306-ZD13-03-6).

作者简介:侯建华(1965-),男,博士生;欧宗瑛*(1936-),男,教授,博士生导师.

治疗方案,通过将叶片置于指定位置,可使射束的 形状与肿瘤的投影形状保持一致,如图 1(b)所 示.在实施 IMRT 治疗时,根据 TPS 的要求控制



(a) 多叶组合光栅应用示意图

每个叶片的运动,可以实现对射野内剂量分布的 调整.



(b) CCRT 治疗中的 MLC 射野成形

图1 多叶组合光栅治疗原理示意图

1.2 多叶组合光栅的叶片形状

多叶组合光栅的叶片是剂量调整实施的关键 部件.在以下论述中,以图 2(a)所示的多叶组合 光栅叶片为例进行讨论.在实际使用中,多叶组 合光栅的叶片高度决定了其对射线的阻挡能力.



(a) 叶片整体形状示意图

高度的选择需使叶片对射线的屏蔽性能满足国际 辐射防护委员会的推荐标准.叶片的宽度关系到 多叶组合光栅对各种射野形状的逼近程度,宽度 越小适形的效果越好.





Fig. 2 Schematic of MLC leaf

图 2

MLC 叶片示意图

 1.2.1 叶片侧面的聚焦结构 多叶组合光栅中 每一对叶片可控制一个矩形子野区域内剂量的分
 布.在叶片形状设计时,要求每对叶片的运动尽 量避免影响到相邻的叶片对所控制的子野区域内 的剂量.为此,将叶片的两个侧面设计为梯形,放 射焦点位于叶片两个侧面的延长面上,如图 2(b) 所示,这种设计形式即为叶片侧面的聚焦结构. 聚焦结构使得叶片侧面部分能够产生很高的剂量 分布梯度^[3],可获得良好的剂量适形控制效果.

1.2.2 叶片侧面的防漏射结构 多叶组合光栅 的叶片侧面之间存在着频繁的相对运动.为使每 个叶片独立运动灵活,相邻叶片侧面之间的配合 需要留有一定的间隙,以避免叶片形变和运动中 卡位.该间隙的存在将导致射线的泄漏.为减少 漏射,在叶片的侧面上设计一个榫槽结构^[4],相邻 叶片间通过榫和槽配合,如图 2(b) 所示.

 1.2.3 叶片的端面形状 早期的多叶组合光栅 将叶片的端面设计成直线形,在这种设计形式下, 无论叶片处于何种位置,叶片的端面均与射野中 心轴(即放射焦点与放射治疗机等中心点间的连 线)平行.这种形式的叶片加工和安装都非常容 易,但其剂量学效果并不理想.

如图 3 所示,图 3(a) 中 *S* 为放射治疗机的放 射焦点,*A* 点和 *B* 点位于放射治疗机的等中心平 面上.在叶片当前位置处,从放射治疗机的焦点 *S* 发射的射线在到达 *A* 点和 *B* 点的路径上,于叶 片中穿过的距离不同,所受到的衰减不一样,所以 *A*、*B* 两点处的剂量也不一样.图 3(b) 是叶片于

Fig. 1 Schematic of MLC in radiation therapy

相应位置时在等中心平面上的对应子野内沿叶片 运动方向产生的剂量分布示意图,可见剂量从低 到高有一个逐渐变化的过渡区域,这个过渡区域 就是叶片端面所产生的剂量分布半影 (penumbra).

半影的存在给放射治疗过程中剂量的精确实 施带来了不便. 在进行 CCRT 治疗时,半影的存 在使射野的剂量分布边缘变得不确定。 在进行 IMRT 治疗时,半影区域是影响剂量控制精度的 一个重要因素,治疗计划系统(TPS)的剂量计算 模型必须考虑半影对相邻区域的剂量贡献.

对于直线运动的叶片来说,直线形端面的叶 片其端面所产生的半影大小(即剂量过渡区域的



宽度)随叶片位置的不同而不同,且在各个位置 处的半影大小差别很大, Maleki 等指出, 可将叶 片的端面设计成圆弧状来减少半影大小随叶片位 置的变化^[5]. 这种设计形式虽然没有消除端面所 产生的半影,但使叶片在运动过程中于放射治疗 机等中心平面上各点处所产生的半影大小趋于一 致^[6]. 半影一致性的改善有助于提高剂量过渡区 域的描述精度,进而提高 TPS 的剂量计算精度, 有利干改善剂量分布的适形效果.

综合上述几个方面的叶片形状如图 2(a) 所 示. 图中的导轨用于对叶片的前后运动进行导 向



(b) 叶片在子野内产生的剂量分布曲线

(a) 多叶组合光栅与放射治疗机的几何关系

半影产生机制 图 3 Fig. 3 Principle of penumbra creation

端面形状遗传优化设计 2

为提高剂量适形精度,治疗计划系统(TPS) 要求叶片端面在放射治疗机等中心平面上各位置 处所产生的半影满足如下两个条件:一是半影要 尽可能的小,二是半影的一致性要尽可能的好[7]. 因此,叶片端面形状的确定是一个多目标优化问 题,本文利用遗传算法对多叶组合光栅叶片的端 面形状进行优化设计.

半影的计算 2.1

叶片在某位置处所产生的剂量分布过渡区域 如图 3(b) 所示,记此时等中心平面上最大剂量的 80% 对应的位置为 D_{80} ,最大剂量的 20% 对应的 位置为 D_{20} ,则叶片在当前位置上所产生的半影 大小定义为 $P_{20/80} = \|D_{80} - D_{20}\|$.近年来,随着 计量精度的不断提高,也常常采用 $P_{10/90}$ 来计算半 影的大小.

过渡区域内的剂量是连续变化的,没有一个 明确的边界,一般将最大剂量的 50% 对应的位置 D50 定义为射野边缘位置,即半影的位置. 等中心 平面上某点处的半影,为射野边缘 D₅₀ 处在该位 ?1994-2015 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

置时所对应的半影值 P_{20/80}.

根据叶片材料对某种能量射线的屏蔽性能, 可以计算出射线 SD20、SD50、SD80 在叶片内穿过 的距离 l_{20} 、 l_{50} 、 l_{80} . 对于给定的叶片端面形状, 计 算等中心平面上某点的半影时,首先需要根据给 定点的位置(该点即为剂量过渡区域 50% 剂量点 的位置 D_{50})确定出叶片所处的位置,使得射线 SD₅₀ 与叶片形状曲线的两个交点间的距离为 l₅₀. 再在当前叶片位置下确定出 20% 剂量点和 80% 剂量点的位置 D_{20} 和 D_{80} ,使得射线 SD_{20} , SD_{80} 在 叶片内穿过的距离分别为 l_{20} 、 l_{80} . D_{20} 和 D_{80} 的差 值就是对应点的半影值,如图4所示.

叶片端面曲线的离散化 2.2

为方便计算,对叶片端面曲线进行如下的离 散化处理.

系统坐标系 XOY 的设定如图 4 所示. 取 X轴为叶片在放射治疗机等中心平面上所形成的窄 带形投影的中心线,过放射焦点S做垂直干X轴 并与X轴相交的直线,该直线设为Y轴.

叶片端面曲线的表示在叶片局部坐标系 xoy 内进行. 取局部坐标系 xoy 的原点位于系统坐标 系的 X 轴上,局部坐标系的 x 轴、y 轴与系统坐标 系的 X 轴、Y 轴平行且方向一致.

对 叶片端面曲线进行如下的离散化处理:沿 y 轴从上到下均匀地在叶片端面曲线上取 N 个点 $Q_i, i = 1, \dots, N, i Q_i$ 点的坐标为 $(x_i, y_i), 则 y_i =$ $H(N - i)/(N - 1) + H_0, 其中 H 为叶片高度,$ H_0 为叶片下边沿与 x 轴的距离.

在叶片的上边沿距离 $Q_1 ext{ id } d_0$ 位置处取一点 $Q_0(d_0$ 须大于叶片的行程),在叶片的下边沿距离 $Q_N ext{ id } d_0$ 位置处取一点 Q_{N+1} ,则叶片形状可由直 线 Q_0Q_1 、过 $Q_i(i = 1, \dots, N)$ 的三次 B 样条插值曲 线 及 直线 Q_NQ_{N+1} 予以描述.

在图4所示的叶片中,取叶片的右上角点为 叶片在其局部坐标系中的位置参考点,即令 Q_1 点 位于y轴上,则有 $x_1 = 0$.叶片在系统坐标系和局 部坐标系之间的坐标关系为

$$X_i = x_i + \beta, \ Y_i = y_i \tag{1}$$

式中: $i = 0, 1, \dots, N + 1; \beta$ 为叶片右上角点 Q_1 在 系统坐标系 XOY 中的 X 坐标值,称 β 为叶片位置 参数.



图 4 端面曲线离散化和半影计算

Fig. 4 Discretization of leaf end curve and penumbra calculation

2.3 遗传算法的设计

经过 2.2 节的离散化处理后,叶片端面形状 可根据叶片局部坐标系中端面曲线上各点的坐标 确定. 令端面曲线上各点的 y 坐标保持不变,于 是叶片端面形状的优化可只针对端面曲线上各点 的 x 坐标进行.利用遗传算法进行优化计算的关 键内容包括编码和译码方法的确定、适应度函数 的合理选择及遗传算子的设计等,各部分具体描 述如下.

2.3.1 编码和译码方法 为保证每个编码产生 的个体的合理性,根据多叶组合光栅叶片端面曲 线的特点加入一个约束条件,即经译码后所得到 的叶片端面曲线应是一条凸曲线.

在叶片局部坐标系中,基于凸曲线的性质,有

$$\delta_1 = x_2 - x_1 > 0,$$

 $\delta_i = x_i - (x_{i+1} + x_{i-1})/2 \ge 0;$
 $i = 2, \dots, N-1$ (2)

为提高计算精度,先对各 δ_i (i = 1, 2, ..., N - 1)作线性变换,再对变换后的结果采用二进制方案进行编码.记对应 δ_i 的二进制编码数为 Δ_i ,则由 $\Delta_1, \Delta_2, ..., \Delta_{N-1}$ 相连构成了单个个体的染色体.

对应编码方法的译码方法确定如下:

对 δ_i ,有

$$\delta_i = k_i \Delta_i + b_i, \ i = 1, \cdots, N-1$$
(3)

其中 k_i 和 b_i 为给定的调整系数.

 x_i 计算如下:

$$egin{aligned} &x_1=0\,,\,x_2=\delta_1\,,\ &x_{i+1}=2x_i-x_{i-1}-2\delta_i\,,\ &i=2\,,\cdots,N-1 \end{aligned}$$

2.3.2 适应度函数的确定 如前所述,叶片端 面的形状设计需要同时考虑端面产生半影的大小 和一致性.为此,在等中心平面上的射野范围内 均匀地采样 M 个点,设采样点的位置为 X_m (m =1,…,M),记点 X_m 处的半影为 $P(X_m)$,则叶片端 面所产生半影的均匀性可用 $P_{dev} = \max\{P(X_1),$ …, $P(X_M)\} - \min\{P(X_1), \dots, P(X_M)\}$ 予以描述,而半影的大小可用 $P_{ave} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^{M} P(X_m)$ 表示. 选择遗传算法的适应度函数为

 $F = 1/[\alpha P_{ave} + (1 - \alpha)P_{dev}], \alpha \in [0,1](5)$ 2.3.3 遗传算子的选择 在遗传算法中采用排 序选择机制,即在进化的每一代对所有个体按适 应度值由高到低排序,排序后第*i*个个体的生存 概率设为^[8]

 $p_i = q \cdot (1-q)^{i-1}, q \in (0,1)$ (6)

在使用排序选择机制的同时,结合采用最优 个体保存策略,即用迄今为止的最好个体替换掉 当前群体中的最差个体. Rudolph 证明了采用这 种选择策略的遗传算法收敛到最优解的概率为 1^[9].

交叉算子采用单点交叉方式. 设每代群体中 个体的数量为 G,对群体中的个体,采用两两随机 配对,形成[G/2] 对配对个体组,在配对的个体编 码串中随机设置一个交叉点,依设定的交叉概率 p。从该点开始相互交换两个配对个体的部分染 色体.

变 异运算采用基本位变异方法,即对个体编 码串中随机指定的某一基因座上的基因以变异概 率 *p*_m 作变异操作,将该位上的值取反.

设置遗传算法的终止条件为进化代数达到预 先设定的数值.

3 端面形状优化计算结果

利用上面描述的遗传算法,对典型的多叶组 合光栅叶片端面形状曲线进行了优化设计.计算 中,取每一代的个体数量G = 500,交叉概率 $p_c =$ 0.6,变异概率 $p_m = 0.01$,选择算子中的q =0.02,进化总代数设为100.

一种典型的多叶组合光栅的设计参数为叶片 高度 H = 75 mm,叶片在等中心平面上所产生的 射野区域在叶片一侧达 200 mm,过射野中轴距离 为 125 mm. 另一种形式的多叶组合光栅其射野 在叶片一侧也是 200 mm,过中轴距离为 200 mm.

针对这两种多叶组合光栅设计参数,利用本 文的方法对叶片端面曲线进行了优化设计.计算



图 5 半影计算结果

Fig. 5 Results of penumbra calculation

表 1 叶片端面曲线半影计算结果

Tab. 1 Calculation results of leaf-end penumbra

mm

射野参数(等中心平面)		圆弧端面		$\alpha = 0.5$ 优化曲线端面		$\alpha = 0$ 优化曲线端面	
叶片侧距离	过中轴距离	$P_{\rm dev}$	$P_{\rm ave}$	$P_{\rm dev}$	$P_{\rm ave}$	$P_{\rm dev}$	$P_{\rm ave}$
200	125	0.065	0.918	0.004	0.917	0.002	0.962
200	200	0.093	1.122	0.005	1.122	0.003	1.160

从表 1 中的数据可以看出,经遗传算法优化 设计的叶片端面曲线其半影的平均值 *P*_{ave} 与圆弧 端面曲线的半影平均值基本一样,而半影的一致 性 *P*_{dev} 则有了明显的改善. 半影一致性的提高有 利于降低 TPS 剂量计算模型的复杂性和系统剂 量参数标定的复杂程度.

4 结 语

本文对放射治疗机实施三维适形放射治疗时 使用的多叶组合光栅叶片形状设计进行了研究.

?1994-2015 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

结果表明,优化设计的端面曲线形状与 Maleki 圆 弧曲线的形状比较接近,但存在着一定的修正.

优化设计计算中取离散化参数 N = 75,放射 焦点与等中心点间距离 SO = 1 000 mm,取 H_0 = 362.5 mm. 优化设计的叶片端面曲线其半影 如图 5 所示.

图 5(a) 中的射野参数为 200:125,其中 P_2 为 $\alpha = 0$ 的优化曲线端面所产生的半影, P_3 为 $\alpha =$ 0.5 的优化曲线端面所产生的半影;图 5(b) 中的 射野参数为 200:200, P_5 为 $\alpha = 0$ 的优化曲线端 面所产生的半影, P_6 为 $\alpha = 0.5$ 的优化曲线端面 所产生的半影.作为比较,图中给出了圆弧曲线 端面所产生的半影 P_1 和 P_4 .从图中可以看出,优 化设计的端面曲线其半影一致性指标明显优于圆 弧曲线端面.

表 1 中给出了优化计算的数值结果. 当式 (5) 中 α = 0.5 时,在优化计算中半影的一致性和 平均值处于同等重要地位;而当式(5) 中取 α = 0 时,优化计算只考虑了半影的一致性,此时的计算 转变为单目标优化问题.



(b) 射野参数 200:200

为达到最佳适形效果,将多叶组合光栅叶片的侧 面设计为聚焦形式,侧面的榫槽结构可以减少射 线的漏射.对多叶组合光栅叶片的端面形状,采 用遗传算法进行了优化设计,以满足剂量精确适 形的要求.实际的优化设计结果表明,采用遗传 算法优化设计的叶片形状,其端面在任何位置上 所产生的半影接近于常数,有利于提高系统的剂 量适形效果.本文所述的设计方法在应用到具体 的多叶组合光栅设计中时,尚需结合叶片的材料 特性、设备的安装参数及射野参数等因素合理选 择计算参数.在半影计算过程中,本文假设放射 焦点为一个理想的点,如需考虑放射焦点的尺寸 时要结合焦点的特性对半影计算部分予以修改. 对遗传算法的参数适当调整后(如增加群体数量 和进化代数等),将会产生更好的优化结果.

致谢:大连现代高技术发展有限公司对本文的研 究工作提供了支持,总经理罗宁先生为论文研究 工作提供了良好的条件和环境.

参考文献:

[1] 胡逸民. 调强放射治疗的最新进展[J]. 中国医疗器 械信息,2005,11(2):1-5

- [2] 于金明, 殷蔚伯, 李宝生. 肿瘤精确放射治疗学[M].济南: 山东科学技术出版社, 2004: 303-310
- [3] BAYOUTH J, MORRILL S. MLC dosimetric characteristics for small field and IMRT applications
 [J]. Med Phys, 2003,30(9):2545-2552
- [4] JORDAN T, WILLIAMS P. The design and performance characteristics of a multileaf collimator [J]. Phys Med Biol, 1994,39(2):231-251
- [5] MALEKI N, KIJEWSKI P. Analysis of the field defining properties of a multi-leaf collimator [J].Med Phys, 1983,10(4):518
- [6] BUTSON M, YU P K, CHEUNG T. Rounded end multi-leaf penumbral measurements with radiochromic film [J]. Phys Med Biol, 2003, 48(17):247-252
- [7] WEBB S. The physical basis of IMRT and inverse planning [J]. Brit J Radiol, 2003.76(910):678-689
- [8] 谢晓峰,张文俊,杨之廉.一种防止浮点遗传算法早熟 收敛的父代选择策略[J].控制与决策,2002,17(5): 625-634
- [9] RUDOLPH G. Convergence analysis of canonical genetic algorithms [J]. IEEE Trans on Neural Networks, 1994,5(1): 96-101

Leaf shape design of multi-leaf collimator in radiotherapeutic machine for optimum conformation

HOU Jian-hua¹, OU Zong-ying^{*1,2}, SONG Wei-wei²

(1.Key Lab. for Precis. and Non-tradit. Mach. Technol. of Minist. of Edu.,

Dalian Univ. of Technol. , Dalian 116024, China;

2. Res. Inst. of CAD & CG, School of Mech. Eng. , Dalian Univ. of Technol. , Dalian 116024 , China)

Abstract: The leaf shape design of multi-leaf collimator used in 3-dimensional conformal radiation therapy was dealt with. According to the requirements of precision conformal dose delivery in radiation therapy, the focused trapezoid cross-sectional shape of the flank leaf of multi-leaf collimator is introduced, and the tongue-groove structure, which is used to minimize interleaf transmission, is determined. Genetic algorithm is utilized to optimize the leaf end shape to improve the size and uniformity of leaf-end penumbra. For several typical field sizes, the optimization is carried out. The result shows that the leaf-end penumbra keeps nearly constant in any leaf position. Optimum dose conformation can be realized by these leaf shape designs.

Key words: radiation therapy; conform; multi-leaf collimator; penumbra; genetic algorithm

第6期