

适用于适形治疗与调强治疗的 质子束流配送系统

郁庆长

(中国科学院高能物理研究所 北京 100039)

柯学尧

(北京质子科技开发有限公司 北京 100856)

摘要 描述一个适用于适形治疗和调强治疗的散射式质子束流配送系统。它利用双散射系统扩展质子束,利用程序控制的二进制射程调节器和搓板式调制器调节和调制质子射程,利用程序控制的多叶光阑和为每个患者特制的准直器进行束流准直。

关键词 质子治疗 束流配送 适形治疗 调强治疗

1 引言

近年来,在放射治疗领域,适形治疗和调强治疗日益得到人们的广泛重视。适形治疗是让射线照射范围尽可能与靶区一致,使肿瘤受到所需剂量的照射而周围正常组织只受最小的伤害。调强治疗则是通过调节剂量分布使治疗获得更满意的效果。从物理学的角度来看,质子由于具有优良的剂量分布特性,它比电子、 γ 和 X 射线等常规射线更适用于适形治疗和调强治疗。

实现适形治疗和调强治疗的主要手段是:

- 1) 利用多叶光阑及其它束流配送部件改变束流横向剂量分布;
- 2) 调节束流能量改变束流纵向剂量分布;
- 3) 从多个方向对靶区进行照射(多照射野治疗);
- 4) 在治疗过程中调节束流强度。

对于第一点,由于质子在体内遭受的散射远小于常规射线,使用多叶光阑等能获得比常规射线更好的效果。对于第二点,由于常规射线在体内的剂量按指数衰减,调能对改变纵向剂量分布的效果并不明显。质子的射程取决于其能量,单能质子的射程分散很小,在其射程终点形成尖锐的剂量峰即 Bragg 峰。通过调节质子能量可以实现分层照射,从而

满意地调节纵向剂量分布. 这些表明了在进行适形治疗和调强治疗方面质子治疗的优越性.

一般把束流配送系统分为散射式(又称被动式)和扫描式(又称主动式)两类,扫描式又可分为连续扫描和点扫描^[1-3]. 扫描式的优点是束流不需通过散射体,这一方面减少了质子能量损失,另一方面提高了束流利用率. 不过由于质子加速器的能量和流强一般都有较大的裕量,上述优点并不特别重要. 点扫描特有的优点是易于实行流强调制,并能省去为每个病人特制准直器. 但是扫描也带来不少麻烦. 主要是设备复杂,造价昂贵,对束流的稳定性、束流位置和剂量监测的精确性要求更为严格,患者体位移动产生的问题更为严重. 这些归结到一点,就是扫描式的可靠性有可能较差. 而在临床治疗中可靠性是至关重要的. 因此人们对于扫描式的采用都抱谨慎的态度. 在我国发展质子治疗的初期,我们认为仍以选择散射式束流配送系统为妥. 本文提出一种适用于适形治疗和调强治疗的散射式质子束流配送系统,其优点是设备简单、性能优良、运行可靠,适合我国国情,可供质子治疗中心采用.

2 系统布局

束流配送系统按其功能可分为两部分:横向的束流扩展和束流准直,纵向的能量调节与调制. 这里调节是指移动质子 Bragg 峰后沿的位置,调制是指展宽 Bragg 峰的宽度.

束流配送系统布局的主要问题是先调能还是先扩束,各质子治疗中心对此有不同的考虑^[4,5]. 为了获得较大的均匀照射野,扩束常用双散射方法. 先调能方法的优点是能把调能部件用作第一散射体的一部分,这样就有可能减少束流所穿过的材料的厚度,结果既减少了射程的损失,又减少了因束流与物质相互作用所导致的靶区侧面和后沿半影加宽^[4]. 先调能的缺点在于靶区较大时剂量均匀度较差. 改善剂量均匀度主要依靠第二散射体,这个散射体是按照某一能量设计的,对于偏离这一能量的质子其匀整效果随其偏离程度增大而变差. 在先调能的系统中质子到达第二散射体时能量已经过调制,能量宽度往往达到几十 MeV,这就造成靶区剂量均匀度变差. 而在先扩束的系统中质子到达第二散射体时仍是单能的,因此靶区能获得较高的剂量均匀度. 在治疗靠近紧要器官的小肿瘤时,希望靶区半影较窄,先调能的系统较占优势. 而在治疗较大的胸腹部肿瘤时,采用先扩束系统更为适宜. 考虑到我国胸腹部恶性肿瘤发病率较高(约占恶性肿瘤发病率 80%),我们决定采用先扩束系统. 当然专用于治疗头部小肿瘤的束线例外.

目前多数质子治疗中心仍采用固定能量质子加速器,在加速器后的束流输运系统前端设置能量选择器进行能量粗调,一般分 4—5 档. 即使是可调能量的质子加速器,由于技术上的原因,通常加速器也只进行能量粗调. 能量细调则在束流配送系统中进行. 本文即按这种情况考虑. 图 1 为我们设计的束流配送系统布局. 它分为两段:扩束段和调能—准直段. 有两组电离室用于束流监测. 第一组电离室位于扩束段之前,第二组电离室位于调能—准直段.

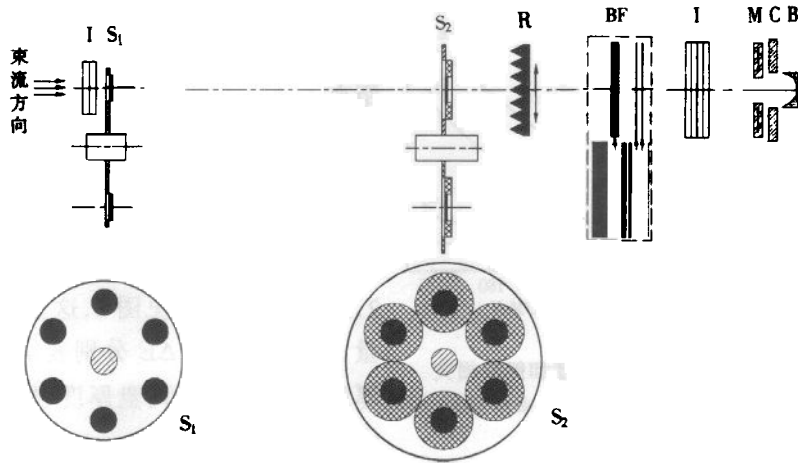


图 1 束流配送系统示意图

I 电离室组, S₁ 扩束转盘(上装 6 块第一散射体), S₂ 匀整转盘(上装 6 块第二散射体), R 搓板式调制器, BF 二进制射程调节器, M 多叶光阑, C 终端准直器, B 射程补偿器。

3 扩束段

我们选用双环双散射系统,它是由日本 Y. Takata 提出的^[5]. 其优点是结构简单,束流利用率高于其它双散射系统. 它的第一散射体是一块铅片,铅的原子序数高,质子受到较强散射,在通过它之后束流沿半径方向呈 Gauss 分布. 第二散射体由内盘和外环组成:内盘铅制,散射能力较强;外环铝制,散射能力较弱. 由于这种散射能力的差别,质子束通过它以后能在照射面上形成一个适当大小的均匀照射野. 散射能力的大小可用均方根散射角描述,其定义如下:假定细质子束通过散射体之后在某一角度 θ 上的束流密度为束轴上的 $1/\sqrt{e}$ 倍,称此角度 θ 为散射体的均方根散射角. 它的计算方法可参考文献[6]. 第二散射体内盘和外环降能的能力应当相同使束流通过它之后能量保持一致.

设 L_1 为两散射体之间的距离, L_2 为第二散射体到照射面的距离, $L = L_1 + L_2$, θ_1 为第一散射体的均方根散射角, θ_2 和 θ_3 为第二散射体内盘与外环的均方根散射角, a 为第二散射体内盘半径,双环双散射系统的特性可由以下 4 个参数完全确定:

- 1) $R = L\theta_1$, 均匀照射野半径, 根据临床治疗的要求确定, 一般取 1 至 3 种;
- 2) $\alpha = L_2\theta_2/(L\theta_1)$, 第二散射体内盘和第一散射体散射作用之比, 应近似为 1;
- 3) $\beta = \theta_3/\theta_2$, 第二散射体外环和内盘散射作用之比, 应小于 1;
- 4) $\gamma = a/L_1\theta_1$, 第二散射体内盘在照射面上投影半径(aL/L_1)和 R 之比, 应近似为 1.

余建国对双环双散射系统进行了研究, 建议后 3 种参数采用以下推荐值^[7]:

$$\alpha = 1.06, \quad \beta = 0.412, \quad \gamma = 0.9.$$

按此参数设计的双环双散射系统束流利用率可达 37%, 束流分布均匀性可达 $\pm 2\%$.

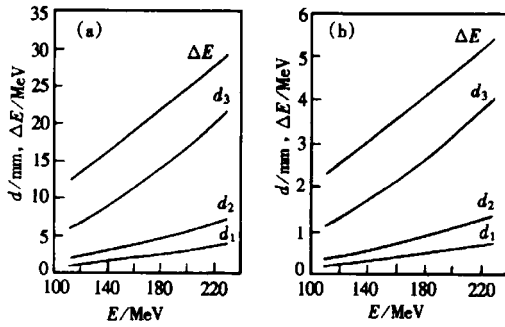


图 2 双环双散射系统材料厚度和能量损失
(a) 照射野半径 12.5cm; (b) 照射野半径 5cm.

下面是一个例子. 设两散射体之间的距离 L_1 为 71cm, 第一散射体到照射面的距离 L 为 3m. 选择两种照射野半径: $R = 12.5\text{cm}$ 与 5cm . 与此相应, 第二散射体内盘半径 a 为 2.66cm 与 1.07cm. 第一散射体半径应不小于入射束流半径的 2.5 倍, 第二散射体外环半径应不小于内盘半径的 2.5 倍. 计算结果见图 2, 这里 E 为束流能量, d_1, d_2, d_3 和 ΔE 分别表示第一散射体厚度、第二散射体内盘厚度、外环厚度和质子能量损失.

如果能量粗调分为 5 档, 照射野尺寸有两种, 第一散射体和第二散射体应该各有 10 套, 常用的 6 套分别安装于扩束转盘和匀整转盘上, 其余的需要时可以替换. 根据能量不同选择相应的转盘位置, 就可在照射面上获得满意的均匀照射野. 表 1 和表 2 列出散射体的厚度和能量损失.

表 1 均匀照射野半径为 12.5cm 的参数

束流能量 (MeV)	第一散射体厚度 (mm)	第二散射体厚度(mm)		束流能量损失 (MeV)
		内盘	外环	
110	1.1	2.1	5.9	12
140	1.7	3.2	9.1	16
170	2.4	4.4	12.8	21
200	3.2	5.9	17.1	25
230	4.1	7.4	21.8	29

表 2 均匀照射野半径为 5cm 的参数

束流能量 (MeV)	第一散射体厚度 (mm)	第二散射体厚度(mm)		束流能量损失 (MeV)
		内盘	外环	
110	0.2	0.4	1.1	2.3
140	0.3	0.6	1.7	3.0
170	0.5	0.8	2.3	3.8
200	0.6	1.1	3.2	4.6
230	0.8	1.4	4.0	5.4

4 调能 - 准直段

质子的能量调制通常是利用吸收体进行的, 可分为硬调制和软调制两类. 硬调制又分为空间调制和时间调制. 搓板式调制器是空间调制器, 通过搓板的峰和谷的质子受到不同的能量衰减再经过散射而混合. 旋转调制器属于时间调制, 它依靠旋转使质子通过吸收体的厚度随时间快速变化. 无论是空间调制还是时间调制, 准直器孔形在调制过程中都是保持不变的, 显然有相当一部分照射区域超出肿瘤范围之外, 使一些正常组织受到

损伤(图 3(a)). 软调制实质上是纵向分层照射,每一层照射的时间是由程序控制的. 在改变质子射程同时调节多叶光阑的孔形,可以使照射区域和肿瘤范围更为一致(图 3(b), (c)),这符合适形治疗的要求^[8];调节各层照射时间可以改变纵向剂量分布,在对每一层进行照射时调节多叶光阑又可以改变横向剂量分布,这符合调强治疗的要求. 研究表明,采用分层照射允许以较简单的双照射野或三照射野治疗代替多照射野治疗^[9].

调能-准直段中依次放置搓板式调制器、二进制射程调节器、多叶光阑、终端准直器和射程补偿器. 质子的能量细调节和软调制都用二进制射程调节器来进行. 这种调节器由 9 块铝板制成,最薄一块质量厚度为 $0.05\text{g}/\text{cm}^2$,其余每块为前一块两倍,利用它可精确调节质子的射程. 在肿瘤较大的情况下,如果完全依靠软调制,所需的分层数可能太多. 此时我们用采用软硬调制结合的方法,在二进制射程调节器前增加一个搓板式调制器,它能把质子 Bragg 峰宽度展宽到 2.5 至 3cm. 这就能减少软调制的分层数. 搓板式调制器可以按需要更换.

终端准直器是按肿瘤沿照射方向的投影形状专门制作的固定准直器,它的准直是很精确的. 但如单独使用它,就会有一些正常组织受到较强射线的伤害(图 3(a)),因此我们在它前面增设多叶光阑. 多叶光阑在照射时是按照肿瘤每一层的截面形状调节孔形的. 由于叶片有一定宽度(一般 0.5 至 1cm),这种准直不可能细致,但它已能较好地满足治疗的需要. 对于较小的肿瘤可不使用多叶光阑.

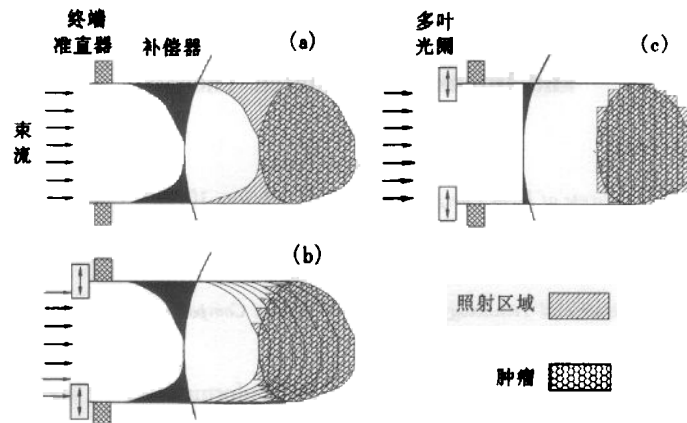


图 3 硬调制和软调制

在配送系统的最末端放置射程补偿器,目的是使照射区域的后沿和肿瘤后沿较好地吻合. 在分层照射时射程补偿有两种做法. 一种以肿瘤后沿为基准面,每一层的分界面都平行于基准面(图 3(b)). 此时射程补偿器应按照肿瘤后沿的形状专门制作,设计方法可参考文献[10]. 另一种以垂直于束流方向的平面为基准面,此时所用的补偿器较薄,它是按照皮肤表面形状设计的(图 3(c)). 如果皮肤表面较平坦,也可不用补偿器. 这种方法的缺点是照射区域的后沿和肿瘤后沿吻合程度较差.

我们讨论了一个适用于适形治疗和调强治疗的质子束流配送系统. 它的优点是设备简单,运行可靠. 当然点扫描系统具有更优越的性能,但其技术尚不够成熟,在临床治疗

上目前还难以推广. 因此本文对于我国发展质子治疗仍有重要价值.

参考文献 (References)

- 1 YU Qing-Chang, LUO Zheng-Ming et al. Foundations of Protontherapy Technology. Beijing: Atomic Energy Press, 1999. 1 (in Chinese)
(郁庆长, 罗正明等. 质子治疗技术基础. 北京: 原子能出版社, 1999. 1)
- 2 Chu W T, Ludewigt B A, Renner T R. Rev. Sci. Instr., 1993, 64:2055
- 3 Pedroni E, Bacher R, Blattmann H et al. Med. Phys., 1995, 22:37
- 4 Gottschalk B, Koehler A M, Sisterson J M et al. In: Inter. Proc. Proton Radiotherapy Workshop. Switzerland: PSI, 1991. 50
- 5 Takada Y. Jap. J. Appl. Phys., 1994, 33:353
- 6 Lynch G R, Dahl O I. Nucl. Instr. Meth., 1991, B58:6
- 7 YU Jian-Guo, YU Qian-Chang. High Energy Phys. and Nucl. Phys. 1997, 21:851 (in Chinese)
(余建国, 郁庆长. 高能物理与核物理, 1997, 21:851)
- 8 YU Qing-Chang, XU Tao-Guang. High Energy Phys. and Nucl. Phys., 2001, 25:271 (in Chinese)
(郁庆长, 徐韬光. 高能物理与核物理, 2001, 25:271)
- 9 Daftari I, Petti P L, Collier J M et al. Med. Phys., 1992, 19:830
- 10 Urie M M, Goitein M, Wagner M. Phys. Med. Biol., 1984, 29:553

A Proton Beam Delivery System for Conformal Therapy and Intensity Modulated Therapy

YU Qing-Chang

(Institute of High Energy Physics, CAS, Beijing 100039, China)

KE Xue-Yao

(Beijing Proton Science and Technology Development Limited Company, Beijing 100856, China)

Abstract A scattering proton beam delivery system for conformal therapy and intensity modulated therapy is described. The beam is laterally spread out by a dual-ring double-scattering system and collimated by a program-controlled multileaf collimator and patientspecific fixed collimators. The proton range is adjusted and modulated by a program-controlled binary filter and ridge filters.

Key words proton therapy, beam delivery, conformal therapy, intensity modulated therapy