

# 软调制双散射质子治疗束流配送系统\*

郁庆长 徐韬光

(中国科学院高能物理研究所 北京 100039)

**摘要** 质子治疗是一种新兴的放射治疗方法,它的主要优点是剂量分布特性优良,可以使高辐射剂量集中于肿瘤部位,减少对周围正常组织的损伤. 这一优点的实现主要依靠束流配送系统,它包含质子能量调节与调制、束流扩展和准直等功能. 现提出一种新的软调制双散射质子治疗束流配送系统. 其特点是利用程序控制质子能量变化以改变质子在体内的射程从而展宽 Bragg 峰,同时利用两次散射获得较大面积的均匀照射野. 它的优点是运行可靠、调节灵活,并特别有利于实现适形治疗.

**关键词** 质子治疗 束流配送 软调制 双散射

## 1 引言

质子治疗是放射肿瘤学中一种新兴的放射治疗方法,近年来在科技先进国家发展迅速,其疗效已被充分肯定. 质子治疗的主要优点是质子束具有优良的剂量分布特性,可以使高辐射剂量集中于肿瘤部位,从而减少对周围正常组织的损伤. 这一优点的实现主要依靠束流配送系统,它包含质子能量调节和调制、束流扩展和准直等功能<sup>[1]</sup>.

质子在体内的射程取决于它的能量. 单能质子的射程分散很小,在质子径迹终点处形成一个尖锐的剂量峰即 Bragg 峰. 我们可以根据肿瘤的深度调节质子能量使 Bragg 峰落在肿瘤位置上,同时调制质子能量使 Bragg 峰展宽到与肿瘤厚度相当. 由于在一次照射过程中(一般为 2—3 分钟)改变加速器能量并不方便,通常是让质子束通过吸收体,该吸收体的厚度随时间变化,此时进入患者身体的质子能量也随之变化. 如果吸收体厚度的变化是由硬件(某种调制设备)来控制的(目前许多质子治疗中心采用此方法<sup>[2,3]</sup>),我们称这种能量调制为硬调制;反之如果这种变化是由软件(某种调制程序)来控制的,我们就称之为软调制.

加速器引出的束流束斑较小,而在临床治疗中往往需要直径从几厘米到二、三十厘米的均匀照射野. 利用扫描技术能达到这一目的,但很多医学家认为利用物质对束流的散

射来扩展束流较为方便可靠. 目前双散射法被广泛采用. 束流通过一次散射后中心束流密度高于周边束流密度. 在第一块散射体后面 1 米左右放置由两种材料复合制成的第二散射体其中心散射能力较强, 边缘散射能力较弱, 这样就能产生较大面积的均匀照射野<sup>[4,5]</sup>.

软调制国外曾和扫描法配合使用<sup>[6]</sup>. 本文提出一种软调制双散射的束流配送系统, 其优点是可靠、灵活, 特别适用于适形治疗.

## 2 硬调制与软调制

所谓能量调制(或称射程调制), 就是在照射过程中改变质子能量, 使不同能量质子束的 Bragg 峰迭加, 在靶区形成均匀的纵向剂量分布.

纵向剂量分布可写为

$$D(z) = \sum_{i=1}^n B_i(z/d_i) Q_i / Q_{i0}, \quad Q_i = \left( \int I dt \right)_i. \quad (1)$$

此处假定用  $n$  种不同能量的质子束照射,  $z$  为纵向坐标,  $d_i$  为第  $i$  种能量质子束 Bragg 峰顶的  $z$  值,  $B_i(\zeta)$  为它的 Bragg 峰形状曲线, 当  $\zeta=1$  (即  $z=d_i$ ) 时  $B_i$  取最大值 1,  $Q_i$  为这种能量质子束的束流电量,  $Q_{i0}$  为在峰顶产生单位剂量时所需的束流电量,  $I$  为束流强度,  $t$  为时间. 在进行照射前应通过计算确定达到所要求的剂量分布所需的各个  $Q_i$  值.

能量的硬调制可以通过各种调制器来进行. Wilson 在四十年代就提出了转动调制器的思想<sup>[7]</sup>, 现在仍被广泛采用. 它是一个由许多有着不同厚度的扇形区域组成的转盘, 每分钟转动几百到几千转. 束流在距转盘中心一定距离处通过转盘, 质子在不同扇形区域能量受到不同程度的衰减. 适当选择各种扇形区域的顶角可以调整不同能量质子束所占有的照射时间的份额, 亦即调整  $Q_i$ . 通常束流强度的变化比转盘转速低得多, 此时式(1)可改写为

$$D(z) = \bar{I} T \sum_{i=1}^n B_i(z/d_i) \theta_i / Q_{i0}. \quad (2)$$

此处  $\bar{I}$  为平均束流强度,  $T$  为照射总时间,  $\theta_i$  为第  $i$  种能量质子束所占有的照射时间份额.

软调制是依次用不同能量的质子束进行照射, 利用束流监测器(如电离室等)监测  $Q_i$ , 当其达到预定数值时即改换束的能量. 如果束流强度稳定, 也可监测时间  $T\theta_i$ . 软调制时能量扫描通常一次性的, 这和硬调制的多次扫描不同.

这里有三点应当加以说明:

1. 放射治疗所关心的是剂量的生物当量, 这个量和物理剂量的比称为相对生物效应 RBE. 虽然质子的 RBE 通常可认为近似等于 1, 但在质子能量降到几兆电子伏以下时, RBE 将明显增加. 此外 RBE 还和剂量大小有关. 因此在确定治疗计划时, 对于式(1)计算出的剂量还应进行 RBE 修正. 这一问题已超出本文的范围, 在此不再讨论.

2. Bragg 峰形状曲线和束的能散度有密切关系. 理想的单能质子束 Bragg 峰是很尖

锐的,而对于实际加速器引出的束存在能散,Bragg 峰就降低和增宽了.因此  $B_i(\zeta)$  应当通过实验测得.严格地说  $B_i(\zeta)$  曲线是和质子能量有关的,但在初步计算时也可以不考虑这关系.

3. 公式(1),(2)中的  $Q_{i0}$  不仅和剂量的纵向分布有关,还和束的横向扩展状况有关.在设计束流配送系统时,我们常希望在不同能量衰减时,通过调节散射体各种材料厚度使束流受到同样程度的散射(这一点并不是总能做到的).如能满足这一条件,那么不同能量质子束的照射份额将和散射状况无关,表 1 列出了射程调制范围为 0—300mm 时各种质子束的照射份额.为了治疗的方便,用体内射程代替质子能量作为变量.

表 1 不同体内射程的质子束的照射份额(射程调制范围 0—300mm)

体内射程(mm)	300	285	270	255	240	225	210	195	180	165
照射份额(%)	39.26	13.63	10.00	7.10	5.60	4.49	3.67	3.09	2.64	2.26
体内射程(mm)	150	135	120	105	90	75	60	45	30	
照射份额(%)	1.91	1.57	1.27	1.01	0.80	0.63	0.48	0.41	0.17	

### 3 系统结构

考虑一个具体的软调制双散射束流配送系统.假定质子加速器是固定能量的,质子束需要在配送系统中进行能量衰减.这是较复杂的情况.如果采用的是可变能量的加速器,或者在束流输运系统中设有降能装置,设计也可同样进行,但要简单得多.

系统由两组散射体组成,它们同时具有降能的功能.第一散射体由两种材料组成,原子序数  $Z$  低的材料和原子序数  $Z$  高的材料厚度分别为  $d_1$  和  $d_2$ .在质量厚度(等于厚度乘材料密度)相同时,高  $Z$  材料的散射能力比低  $Z$  材料强得多,而降能能力反而较弱.因此可适当选择  $d_1$  和  $d_2$  使其在散射和降能两方面都满足要求.如在照射深部较大肿瘤时需要较高的质子能量,此时应选较小的  $d_1$ (甚至为 0)和较大的  $d_2$ .反之在照射浅部较小肿瘤时,则应选较大的  $d_1$  和较小的  $d_2$ (如果低  $Z$  材料产生的散射已足够则  $d_2$  可选为 0).

第二散射体同样由两种材料制成,两种材料的厚度随半径  $r$  变化.由于经过一次散射后束轴附近的质子密度显著高于周边区域,我们希望束轴附近的质子受到较强的散射而周边的质子受到较弱的散射.因此高  $Z$  材料厚度  $d_4$  应随半径  $r$  逐渐减薄而低  $Z$  材料厚度  $d_3$  应随  $r$  逐渐加厚.在散射体中心  $d_3=0$  而  $d_4$  取最大值  $d_{4m}$ .应当注意质子在任一半径处通过时能量损失保持一致.在只需要很小照射野的情况下不必设第二散射体.

利用 Moliere 散射理论可以进行计算<sup>[8,9]</sup>.下面介绍一组计算结果.设第一散射体中心到第二散射体中心距离 0.96m,第一散射体中心到肿瘤中心距离 2.5m,均匀照射野的大小有两种,其直径分别为 24cm 和 5cm,在后一情况下不设第二散射体.入射质子束能量为 240MeV,靶区内剂量不均匀度要求小于  $\pm 2.5\%$ .图 1 表示体内射程不同时所需要的散射体厚度.图 2 表示第二散射体两种材料厚度随半径的变化.

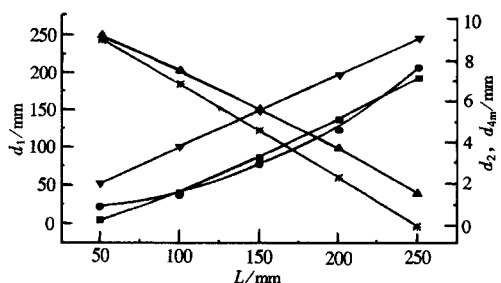
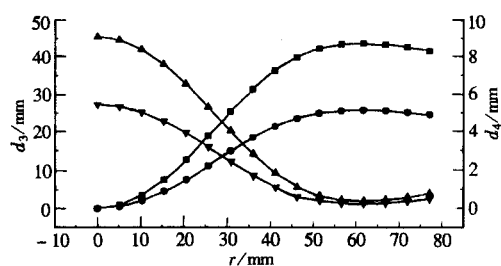


图 1 不同体内射程时的散射体厚度

 $D$  为照射野直径,  $L$  为体内射程

- \*—  $D=240\text{mm}d_1$ ,      —▲—  $D=50\text{mm}d_1$ ,
- $D=240\text{mm}d_2$ ,      —●—  $D=50\text{mm}d_2$ ,
- ▼—  $D=240\text{mm}d_4$ .

图 2 第二散射体低  $Z$  材料厚度  $d_3$  和高材料厚度  $d_4$  随半径的变化照射野直径  $24\text{cm}$ ,  $L$  为体内射程.

- $L=250\text{mm}d_3$ ,      —▲—  $L=250\text{mm}d_4$ ,
- $L=150\text{mm}d_3$ ,      —▼—  $L=150\text{mm}d_4$ .

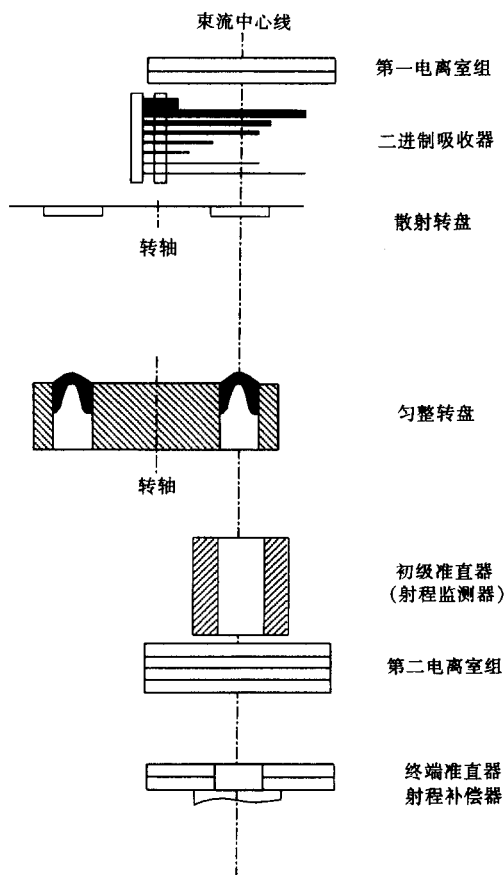


图 3 软调制双散射束流配送系统示意图

系统的具体结构可以采用多种形式. 这里举一个例子. 对于第一散射体, 几块不同厚度的小铅板安装在一个转盘(称为散射转盘)上, 利用它我们可以选择高  $Z$  材料的厚度. 几块有机玻璃板组成二进制吸收器, 最薄的一块质量厚度为  $0.05\text{g}/\text{cm}^2$ , 其余每一块厚度为前一块的两倍, 利用它可精确调节质子束在体内的射程. 对于第二散射体, 将两种材料固定在一起成为一个束流匀整块, 几个不同的匀整块也安装在一个转盘(称为匀整转盘)上, 对于不同的射程选择不同的匀整块. 在治疗过程中需要改变质子束射程时我们将同时调节二进制吸收器、散射转盘和匀整转盘. 整个系统的结构见图 3, 除散射体外还包括了射程补偿器(它使照射区域后沿与肿瘤后沿重合)、初级准直器(进行初步准直的固定准直器)、终端准直器(可根据肿瘤形状调节孔形)和各种束流监测器.

#### 4 系统的优点 适形治疗

与利用扫描技术的主动式束流配送系统相比, 各种利用吸收和散射方法的被动式束流配送系统的突出优点是运行可靠. 我们的软调制双散射系统除了同样具有这种可靠性之外, 还增加了灵活性, 从而提高了工作的方便性、精确性和合理性.

如前所述,各种不同射程的质子束的电量分配  $Q_i$  是比较难以计算的. 这要考虑质子相对生物效应 RBE 与质子能量和剂量的依赖关系,考虑加速器引出束的实际 Bragg 峰形状曲线,还要考虑不同射程束流的横向扩展状况. 因此在设计时计算出的  $Q_i$  难于精确. 在采用硬调制时,所设计出的调制器在实际运用时往往不能获得满意的纵向剂量分布,需要在调试过程中加以修改或重新加工. 而在采用软调制时这种修改只需简单地重新输入  $Q_i$  数据即可,而且在短时间内就能进行反复修改. 显然这不仅提高了调试工作的效率,而且增加了结果的精确性.

此外,第二散射体的形状与尺寸应是和到达它的质子能量有关的. 由于质子束在到达第二散射体之前已经经过能量调制,在硬调制情况下质子能量在某一范围内快速周期性变化,因此难于设计出很满意的第二散射体. 而对于软调制,由于不同射程质子束是依次进行的,我们在改变质子束射程时除了调节调制器(二进制吸收器和散射转盘)外,还要通过转动匀整转盘更换束流匀整块(即第二散射体),这就合理地解决了这一问题以保证获得满意的结果.

软调制双散射系统的另一重要优点是它特别适用于适形治疗,这对于放射治疗是很重要的.

适形治疗的目的是在放射治疗中使照射区域尽可能与肿瘤形状一致,从而使肿瘤承受足够的均匀的剂量而周围正常组织只受最小的伤害.

在硬调制情况下,调制过程是快速进行的,不可能随质子射程变化而调节准直器,因此必然有相当一部分照射区域超出肿瘤范围之外,使这些组织受到损伤(图 4(a)). 而软调制则不同. 由于不同射程的质子束的照射

是依次进行的,我们可以在改变质子射程时同时改变终端准直器的孔形. 假定采用 4 种不同射程的质子束进行照射,可以看出,由于调节了准直器,照射区域和肿瘤范围相当一致(图 4(b)). 如果射程变化的步长再细一些,效果会更好. 显然,软调制系统更能满足适形治疗的需要.

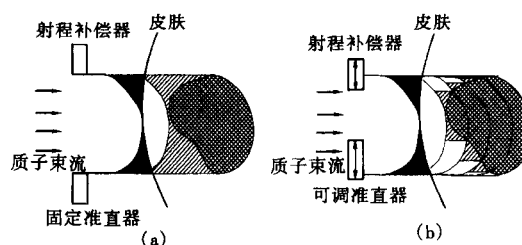


图 4 硬调制(a)与软调制(b)情况下的照射区域

■ 肿瘤    ▨ 照射区域

### 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 Couttrakon G, Bauman M, Lesyna D et al. Med. Phys., 1991, 18:1093
- 3 Koehler A M, Schneider R J, Sisterson J M. Nucl. Instr. Meth., 1975, 131:437
- 4 Chu W T, Ludewigt B A, Renner T R. Rev. Sci. Instr., 1993, 64:2055
- 5 YU Jian-Guo, YU Qing-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)

- 6 Pedroni E, Bacher R, Blattmann H et al. *Med. Phys.*, 1995, **22**:37
- 7 Wilson R R. *Phys. Rev.*, 1947, **71**:385
- 8 Moliere G Z. *Naturforsch.*, 1948, **3a**:78
- 9 Gottschalk B, Koehler A M, Sisterson J M et al. In: *Inter. Proton Radiotherapy Workshop*. Switzerland: PSI, 1991. 50

## A Soft-Modulating and Double-Scattering Beam Delivery System for Proton Therapy\*

YU Qing-Chang    XU Tao-Guang

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

**Abstract** The proton therapy is a new developing method in the radiation oncology. The superior dose localization capabilities of proton beams suggest the possibility of depositing a higher dose into the cancer while reducing the unwanted radiation damage in surrounding normal tissues. The merit can be realized with the aid of the beam delivery system, whose functions are energy adjustment, energy modulation, beam spreading and collimation. In this paper a new soft-modulating and double-scattering beam delivery system is proposed. It uses a program-controlled modulator to change proton energy and thereby the proton range in the body so that the Bragg peak is spread out. Moreover, a larger treatment field can be obtained with two scatterers. The delivery system has high reliability and flexibility, and is especially good for conformal therapy.

**Key words** proton therapy, beam delivery, soft modulation, double scattering

---

Received 10 March 2000

\* Supported by State Clim Plan