

文章编号: 1007-4627(2001)02-0116-04

# 重离子治癌装置研究<sup>\*</sup>

宋明涛, 詹文龙, 魏宝文, 杨晓东  
夏佳文, 张文志, 原有进

(中国科学院近代物理研究所, 甘肃 兰州 730000)

**摘要:** 介绍了重离子治癌装置的最新发展状况, 比较了两类典型的旋转机架的结构及光学特性, 给出了离子光学的限制条件, 设计了一台桶形机架, 为兰州重离子冷却储存环应用于医学治疗进行了预研。

**关键词:** 重离子治癌; 旋转机架; 离子光学

**中图分类号:** TL56 **文献标识码:** A

## 1 引言

自 1946 年 R. R. Wilson 提出用质子束治疗肿瘤以来, 几个发达国家(如美国的 Loma Lina、瑞士的 PSI、日本的 HIMAC)相继建造了专用加速器, 将离子束用于临床医疗。目前, 世界上更多的医疗加速器正在建造或设计当中, 旨在提供可变能量的、精细的重离子束流, 对病灶适形辐照。这要求从同步加速器以慢引出方式均匀地引出束流以便在线监测剂量。

在辐射治疗中, 人们总是希望在病灶区沉积合适能量的同时尽可能地不伤害周围的健康组织, 也就是要控制束流的横向位置和纵向的能量分布来匹配病灶的形状, 即适形治疗。最理想的终端是能够以任意角度供束的旋转机架(Rotating gantry)。就束流种类而言, 重离子( $3 \leq Z < 10$ )特别是  $^{12}\text{C}^{6+}$  因其物理学的 Bragg 效应和特殊的相对生物学效应成为首选。从技术上来讲, 公认的扫描技术(Active beam scanning)<sup>[1]</sup>, 就是用加速器同时调变能量和束流强度进行二维栅扫描(Raster scanning), 见文献[2]的图 1。

然而, 迄今为止这类装置只用于质子治癌。 $^{12}\text{C}^{6+}$  束流在水中的穿透深度达 30 cm 时(类似在人体组织内的行为), 其磁刚度约为  $6.6 \text{ T} \cdot \text{m}$ , 远大于质子对应的磁刚度  $2.2 \text{ T} \cdot \text{m}$ , 使治癌终端重达

几百 t, 而质子终端重约 100 t。如此重的旋转装置带来结构方面的问题, 况且要满足毫米量级的束流定位精度, 设计时必须尽量减小尺寸和重量。

## 2 两类旋转机架

旋转机架按束流的最终指向分为向心式和离心式两大类。在向心式装置中, 束流最终指向轴线, 病床固定于旋转轴上; 在离心式装置中, 束流最终离开轴线, 病床不在轴线上, 而随着机架转动。

世界上第一台旋转机架就是向心式的, 形状象开塞锥(Corkscrew), 其后的装置大多采用平面布局以减少偏转磁体的数量(见图 1(a))。PSI 的装置也采用类似平面布局, 但病床不在轴线上, 属于离心式, 又称偏心机架。典型的离心式装置如图 1(b)所示, 二极磁铁、配重块等旋转部件构成直径大于 15 m 的轮子, 又称巨轮式机架(Rirsensrad gantry)。

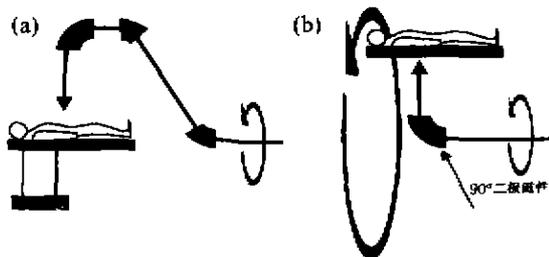


图 1 平面向心机架与巨轮式机架<sup>[3]</sup>

收稿日期: 2001-02-20; 修改日期: 2001-04-03

\* 基金项目: 国家重大科学工程 HIRFL-CSR

作者简介: 宋明涛(1966-), 男(汉族), 甘肃兰州人, 副研究员, 从事加速器物理研究。

## 2.1 巨轮式机架<sup>[4]</sup>

从同步加速器慢引出的束流在横向相空间存在着强烈的不对称性。在垂直方向, 束流分布几乎和加速器内的相同, 即寻常的椭圆; 在水平方向, 束流经过静电切割板慢引出后, 在相空间呈现长条状, 内接于相椭圆, 而且其高度受加速器引出能量和闭轨参数等因素的影响。因此, 有必要独立地调节两个方向的束流尺寸。

首先, 在水平相空间进行旋转使得相点在  $x$  轴上的投影宽度等于要求的尺寸。其次, 变换垂直方向束流的尺寸而保持水平方向的相移和 Betatron 函数不变。第三, 引入一个四极透镜组成的单元节, 随机架旋转一半角度。其水平方向和垂直方向的相移分别为  $2\pi$  和  $\pi$ , 总传输矩阵为

$$\begin{pmatrix} \cos \frac{\theta}{2} & 0 & \sin \frac{\theta}{2} & 0 \\ 0 & \cos \frac{\theta}{2} & 0 & \sin \frac{\theta}{2} \\ -\sin \frac{\theta}{2} & 0 & \cos \frac{\theta}{2} & 0 \\ 0 & -\sin \frac{\theta}{2} & 0 & \cos \frac{\theta}{2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \frac{\theta}{2} & 0 & \sin \frac{\theta}{2} & 0 \\ 0 & \cos \frac{\theta}{2} & 0 & \sin \frac{\theta}{2} \\ -\sin \frac{\theta}{2} & 0 & \cos \frac{\theta}{2} & 0 \\ 0 & -\sin \frac{\theta}{2} & 0 & \cos \frac{\theta}{2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

这样, 机架入口处的位置色散和角色散不依赖于机架的旋转角度。最后, 只用一台  $90^\circ$  的二极磁铁辅以四极透镜实现消色差, 不改变水平相空间的粒子分布, 同时匹配垂直方向的束流大小。

巨轮式机架具有非常灵活的光学设计, 可以匹配各种从同步加速器慢引出的不对称束流, 但它需要较长的前束线制备束流, 占用较多场地。因引出束流还受到相空间耦合和电源纹波等诸多因素的影响, 实际当中水平方向的相空间分布与理论计算相差甚远, 还需做更多理论研究和细致的实验测量。

## 2.2 平面向心机架

与世界上第一台机架相比, 平面布局仅在一个平面内使用偏转磁铁, 大大减轻了总重量。一台二极磁铁将束流偏离轴线, 另外一台或多台二极磁铁

再反方向偏转, 使束流垂直旋转轴线。从机架旋转时占用的空间形状上又可分为锥形和桶形。锥形机架具有较小的束线长度, 但是最后一块二极磁铁的偏转角度大于  $90^\circ$ , 而且为了进行束流扫描留有较大的气隙, 使得吨位极度增加。虽然可以将二极磁铁分成气隙递增的几部分, 却又在二极磁铁之间引入了漂移段, 使机架的半径增加。这种结构常见于磁刚度较小的质子治癌装置。桶形机架虽然相对长一些, 但是大气隙的最后一块二极磁铁为  $90^\circ$ , 吨位较小, 我们拟采用这种形式的机架。

## 3 束流光学设计

在固定于机架的坐标系, 非对称束流的参数在入口处是机架旋转角度的函数, 但是在机架的出口要求没有这种依赖性, 置于束流与转动轴交点处的病灶在机架旋转过程中始终获得同样的束流。

### 3.1 矩阵分析

从固定的前束线末端到旋转机架出口的横向传输矩阵  $T$  可以表示为坐标系旋转矩阵  $M$  与机架传输矩阵  $R$  的乘积

$$T = R \cdot M, \quad (2)$$

其中,

$$M = \begin{pmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta & 0 \\ 0 & \cos\theta & 0 & \sin\theta \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta & 0 \\ 0 & -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{pmatrix}, \quad (3)$$

$$R = \begin{pmatrix} R_{11} & R_{12} & 0 & 0 \\ R_{21} & R_{22} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & R_{33} & R_{34} \\ 0 & 0 & R_{43} & R_{44} \end{pmatrix}, \quad (4)$$

从而可以得到机架出口的  $\sigma'$  矩阵与前束线末端  $\sigma$  之间的变换关系, 特别是

$$\begin{aligned} \sigma'_{11} = & R_{11}^2[\sigma_{11}\cos^2\theta + \sigma_{33}\sin^2\theta] + \\ & 2R_{11}R_{12}\sigma_{12}\cos^2\theta + \\ & R_{12}^2[\sigma_{22}\cos^2\theta + \sigma_{44}\sin^2\theta] + \\ & 2R_{11}R_{12}\sigma_{34}\sin^2\theta. \end{aligned} \quad (5)$$

这里已假设注入束流是无色差且横向相空间无耦合的。为了使束流在机架出口的水平尺寸不依赖

于旋转角度, 要求: (1)  $R_{11} = 0$  且  $\sigma_{22} = \sigma_{44}$ , 此时  $\sigma'_{11} = R_{12}^2 \sigma_{22}$ ; 或者 (2)  $R_{12} = 0$  且  $\sigma_{11} = \sigma_{33}$ , 此时  $\sigma'_{11} = R_{11}^2 \sigma_{11}$ . 类似地, 在垂直方向有要求: (1)  $R_{33} = 0$  且  $\sigma_{22} = \sigma_{44}$ , 得到  $\sigma'_{33} = R_{34}^2 \sigma_{44}$ ; 或者 (2)  $R_{34} = 0$  且  $\sigma_{11} = \sigma_{33}$ , 得到  $\sigma'_{33} = R_{33}^2 \sigma_{33}$ .

束流的横向尺寸还应当是退耦合的,  $\sigma_{13} = 0$ , 当  $R_{11} = 0, R_{33} = 0$  且  $\sigma_{22} = \sigma_{44}$ ; 或者  $R_{12} = 0, R_{34} = 0$  且  $\sigma_{11} = \sigma_{33}$ , 即能同时满足上述所有条件. 这不仅是对机架的光学参数的限制, 还对前束线末端的束流提出要求, 即圆形束——在  $(x, y)$  空间抑或在  $(x', y')$  空间.

### 3.2 光学设计

首先, 用 AGILE 程序<sup>[5]</sup>调制前束线的束流在  $(x', y')$  空间圆形化, 然后设计机架的束流光学, 满足以下条件: 横向均实现平行到点成像; 在  $(x, y)$  空间获得圆形束并且束流半径在 2-5mm 可调;

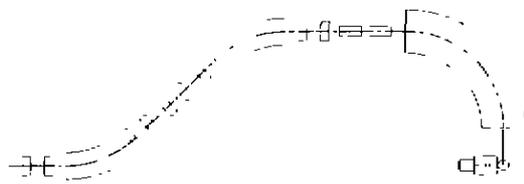


图 2 向心平面机架布局

双消色差. 机架由 8 台四极透镜、两台 45° 的偏转磁铁和一台大气隙的 90° 偏转磁铁构成, 长 18 m, 高 6.5 m, 束流路径长 23.4 m (见图 2). 扫描系统置

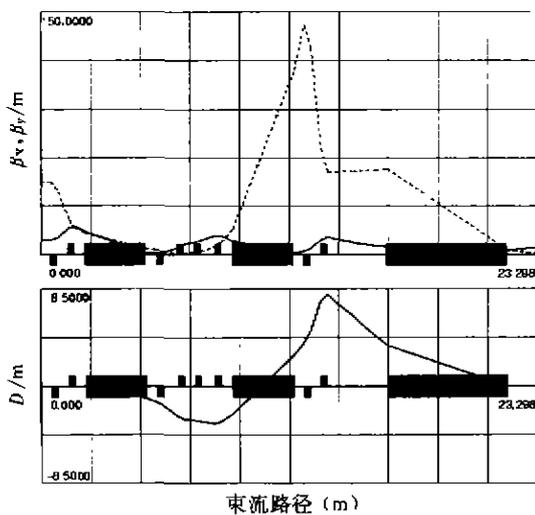


图 3 束流的  $\beta$  函数和色散函数

于 90° 偏转磁铁上游, 以减小旋转半径. 最后一段漂移节即磁铁边缘至中心的距离为 1.4 m.

装置的最大磁刚度为 6.6 T·m. 非对称束流在横向空间的发射度之比在 5 倍以内变化时, 通过调节都可获得同样大小的束斑. 图 3 和图 4 分别给出了束流的 Betatron 函数、色散函数和束流包络. 在图 4 中水平和垂直发射度分别为 1 和 5  $\pi \text{mm} \cdot \text{mrad}$  的非对称束流, 当机架旋转角度分别为 0°, 45° 和 90° 时都聚焦为半径 2 mm 的圆形束斑.

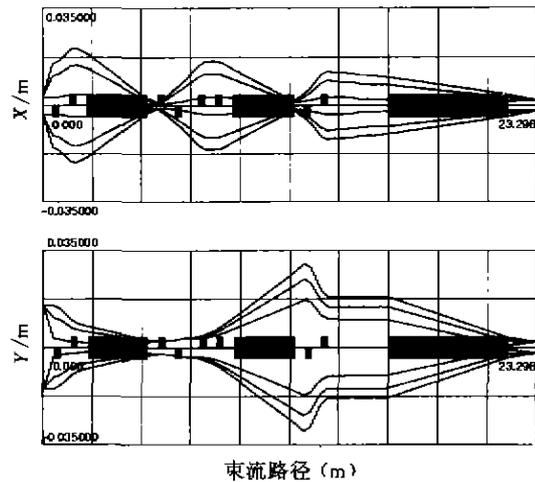


图 4 束流包络

### 4 讨论

由于磁场梯度和磁铁孔径必须限制在一个合理的范围, 而且要在不同的横向发射度条件下调变束流尺寸, 变量多于条件是必要的. 我们注意到在图 3 和图 4 中甚至出现同极性的四极磁铁相邻的情况. 在其它条件下, 极性可能是不同的, 或者不被激励.

现在的设计中, 二极磁铁的偏转半径为 3.6 m. 如果最大磁刚度(对应人体内的穿透深度)或最高极面场强还有商榷的余地, 有望适当减小偏转半径, 从而减小整体尺寸和重量.

医学治疗希望在面积为 20 cm × 20 cm 的范围内都能平行扫描, 这使最后一台二极磁铁的气隙很大. 有人建议利用边缘场辅助聚焦, 减小二极磁铁的气隙.

计算机模拟显示, 四极磁铁定位误差为 0.1 mm, 将导致束流在出口偏差 0.5 mm, 已达到束流定位公差极限. 考虑到支撑系统在旋转过程中难免的畸变, 必须使用校正磁铁以减小偏差.

## 5 结论

平面向心机架与巨轮式机架相比, 不需要长束线特别制备束流, 只要求圆形束输入, 通过调节自

身变量, 即能控制非对称束流达到需要的束斑尺寸, 并且不依赖于机架的旋转角度以及束流的动量展宽. 减小整体尺寸和重量以及提高定位精度的优化设计工作还在进行当中.

### 参 考 文 献:

- [1] Haberer T, Becher W, Schardt D, *et al.* Magnetic Scanning System for Heavy Ion Therapy [J]. Nucl Instr and Meth. 1993, A330: 296-305.
- [2] 李 强, 卫增泉, 李文建, 等. 重离子束适形放射治疗技术 [J]. 原子核物理评论, 2001, 18(2): 109-115.
- [3] Reimoser S A, Pavlovic M, Regler M. Status Report on the Riesenrad Ion Gantry Design [C]. In: Proceedings of EPAC, 2000, 2 542-2 544.
- [4] Bennedikt M, Bryant P J, Holy P, *et al.* 'Riesenrad' Ion Gantry for Hadron Therapy; Part III [J]. Nucl Instr and Meth. 1999, A430: 534-541.
- [5] Bryant P J. Agile. A Tool for Interactive Lattice Design [C]. In: Proceedings of EPAC 2000. I 357-I 359.

## Rotating Gantry Studies for Heavy Ion Tumor Therapy in Lanzhou\*

SONG Ming-tao, ZHAN Wen-long, WEI Bao-wen, YANG Xiao-dong  
XIA Jia-wen, ZHANG Wen-zhi, YUAN You-jin

(Institute of Modern Physics, the Chinese Academy of Sciences, Lanzhou 730000, China)

**Abstract:** A simple plane rotating-gantry is proposed at the Heavy Ion Research Facility in Lanzhou (HIRFL), where a new project named Cooling Storage Ring is under construction. The gantry is 18-metre-long, 5-metre-high from upper beam axes to rotation axes. It consists of eight quadrupoles, two 45° and one large aperture 90° dipole magnets. It is equipped with a two-direction magnetic raster scanning system. A beam spot of radii between 2 to 5 mm can be achieved at expected transverse emittance ratios up to 1 : 5 (5 : 1) at any rotation angle within momentum spread 0.2%. The beam size control and achromaticity at the gantry isocenter are realized by gantry optics with little help from upstream transfer line. The constraints on ion-optics and coming beam parameters for a rotation-independent beam spot are derived analytically.

**Key words:** heavy ion tumor therapy; rotating gantry; ion optics

\* Foundation item: National Scientific Project HIRFL-CNR