

# 重离子治癌的磁扫描照射野形成法<sup>\*</sup>

温小琼, 李 强, 李文建, 卫增泉

(中国科学院近代物理研究所, 甘肃 兰州 730000)

**摘 要:** 在论述重离子治癌照射的基本思想及其特点的基础上, 着重对磁扫描照射野形成的两种技术路线——点扫描和栅扫描的优缺点进行了分析阐述, 初步给出了 HIRFL 上的重离子治癌终端磁扫描相关参数。

**关键词:** 重离子治癌; 照射野均匀度; 点扫描; 栅扫描

**中图分类号:** Q691      **文献标识码:** A

## 1 引言

放射线肿瘤治疗的主要技术目标之一就是肿瘤进行均匀照射并尽可能地使照射治疗体积及轮廓与肿瘤靶体积及轮廓一致, 最大限度地避免对肿瘤周围正常组织和重要器官的辐射损伤。高能重离子由于质量大和受横向散射影响小, 在人体组织中的运动几乎是呈直线运动, 同时, 其运动动能大部分沉积在射程的末端, 在射程的末端形成一个尖锐的 Bragg 峰。高能重离子的这两方面的物理特点, 使得它在实现上述的放射线肿瘤治疗技术目标时表现出显著的优势——在横向(垂直束流的平面)上和纵向(沿束流的深度方向)上都具有高度的剂量分布区域性。同时, 重离子在射程末端的 Bragg 峰区具有很高的相对生物学效应(RBE)。因此, 重离子束被认为是肿瘤放疗的最理想的放射线源, 重离子治癌研究已成为国际放疗领域的前沿。

重离子照射野形成技术是重离子治癌的关键技术之一。重离子照射野, 是指在与垂直重离子束流的平面上重离子照射所覆盖的区域范围。由于重离子加速器所提供的重离子束的束斑直径较小, 在对肿瘤进行照射治疗时往往无法覆盖几到 20 cm 见方的整个肿瘤截面区域。为了实现对整个肿瘤区域进行重离子照射, 就必须使重离子束束斑能够在与垂直束流的平面上移动, 使束斑的可照射区域扩大到与肿瘤截面的大小和形状相应的范围。重离子照射

野形成主要有两种方法: 一种是利用 Wobbler 磁铁与散射体相结合的照射野形成法<sup>[1, 2]</sup>, 另一种是利用磁扫描技术的照射野形成法。其中磁扫描照射野形成法又有两种技术路线: 点扫描 (spot scan or pixel scan)<sup>[3]</sup>和栅扫描 (raster scan)<sup>[4]</sup>。因为磁扫描照射野形成法能够真正地对任意大小和形状的肿瘤实施适形治疗, 被认为是目前最完美的重离子照射野形成方法。

## 2 重离子治癌照射的基本思路及特点

重离子治癌照射是要把高能重离子射程末端的能量沉积 Bragg 峰的位置与体内肿瘤位置精确重合, 使重离子的大部分能量沉积在肿瘤体积内, 从而达到对肿瘤细胞进行大剂量集中均匀杀伤的治疗效果。在深度方向上, 由于重离子的能量沉积 Bragg 峰很窄 (mm 量级) 不能覆盖整个肿瘤的厚度 (几到 20 cm), 因此在照射时通常将肿瘤沿深度方向分割成若干与 Bragg 峰的峰宽相对应的等厚薄片, 通过逐步调整重离子射程使得重离子 Bragg 峰与各个等厚的肿瘤片逐片重合, 从而实现对整个肿瘤的厚度覆盖照射<sup>[1]</sup>。

实际治疗中一般首先照射最深的那个肿瘤片, 然后逐次降低重离子能量, 由深到浅逐片照射。在 Bragg 峰的峰区对深部的肿瘤片进行照射的同时, Bragg 峰的坪区在浅部的各肿瘤片上也发生剂量沉积, 浅部的各肿瘤片上的剂量是 Bragg 峰的峰区在

收稿日期: 2001-01-04; 修改日期: 2001-03-13

\* 基金项目: 中国科学院留学经费择优支持基金资助; 教育部留学归国人员科研启动基金资助

作者简介: 温小琼 (1968-), 男 (汉族), 江西宁都人, 博士, 副研究员, 从事重离子治癌研究。

该片沉积的剂量与深于该片的多个 Bragg 峰的坪区在该片的沉积剂量的总和. 为了保证纵向剂量分布的均匀性, 在用 Bragg 峰对浅部某个肿瘤片进行照射时, Bragg 峰施照剂量是处方剂量减去在对较深的各肿瘤片照射时 Bragg 峰坪区已在该片上沉积的剂量. 用 Bragg 峰对各肿瘤片进行照射时各肿瘤片的施照剂量的权重  $W$  (各片施照剂量与处方剂量之比) 随肿瘤片深度  $H_0$  的减小而减小.

在深度方向上对形状和面积不同的各肿瘤片照射时, 由于剂量的相互影响, 在横向上造成同一肿瘤片上的不同区域的施照剂量不同. 图 1 给出了比较简单的一种情形. 图 1(a) 表示最深的第 1 个肿瘤片, 此时的施照剂量为处方剂量. 图 1(b) 表示第 2 个肿瘤片, 由于在对第 1 个肿瘤片照射时, Bragg 峰坪区已在内圈区域沉积了剂量. 因此在对第 2 个肿瘤片进行照射时, 对内圈区域的施照剂量应小于处方剂量, 而对外圈区域的施照剂量应等于处方剂量. 图 1(c) 表示第 3 个肿瘤片, 同样的原因其情形更为复杂.

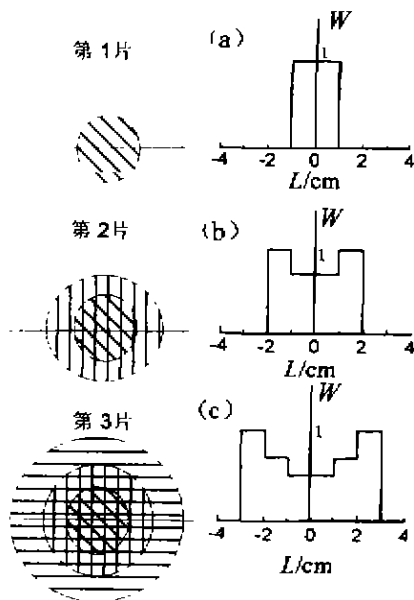


图 1 逐片扫描时施照剂量的横向分布示意图

### 3 磁扫描照射野形成

各个肿瘤片的轮廓形状千变万化、截面积边长几到 20 cm 不等. 利用一对相互正交的磁铁驱动束斑在横向 ( $x, y$ ) 进行扫描, 在保证照射野的均匀的前提下, 使束斑的可照射范围扩大到与肿瘤截面的大小形状相应的程度的方法称为磁扫描照射野形

成.

#### 3.1 两种磁扫描形式

磁扫描照射野形成法主要有两种技术路线: 点扫描和栅扫描. 在使束斑的可照射范围扩大这一点上, 这两种技术路线都是采用一对相互正交的磁铁驱动束斑. 在如何保证照射野均匀这一点上, 两者之间的思维方式和扫描控制方法存在显著区别.

点扫描就是将要照射的肿瘤片的整个截面分割成大小相等彼此中心间隔相等的许多单元, 对每一单元逐点进行照射. 点扫描方式下, 束斑一般较大 ( $FWHM=1-2$  cm), 相应地各个单元的大小以及中心间隔也较大 ( $1-2$  cm). 对一个圆形单元进行照射时, 束斑在该单元要作一定时间的停留, 停留时间由束流强度和治疗处方剂量决定, 当其剂量达到预先设定值时立即用高速束流阻挡器将束流阻断. 待扫描磁铁的控制参数调整到下一点后, 打开高速束流阻挡器对下一点进行照射. 如此循环往复逐点照射下去, 直到整个截面都被照射为止. 之所以要阻断束流是因为相邻两个单元间隔较大和束斑从一个单元移动到另一单元所需的时间相对较长, 在移动过程中造成不可忽视的多余照射而破坏照射野均匀性. 但点扫描方式可以很灵活地对任意形状的肿瘤截面进行照射, 对任一单元可以进行任意剂量的照射. 遇到如图 1 所示的同一肿瘤片的不同区域施照剂量不同的复杂情形以及流强不稳定的情形时, 点扫描方式非常有效. 日本 NIRS-HIMAC 采用的就是点扫描<sup>[5]</sup>. 其缺点是治疗时间大部分消耗在束流阻挡与扫描磁场稳定上, 束流的有效利用率低.

早期提出的栅扫描思想就是使小束斑按照预先设定的折线路径对整个截面进行连续扫描. 由于在对一个肿瘤片进行扫描的过程中不阻挡束流, 因此需要对束流流强进行实时监控并将监控信号反馈到扫描磁铁控制系统, 从而控制扫描速度; 当流强大、施照剂量小时加快扫描速度; 当流强小、施照剂量大时放慢扫描速度以保证照射的均匀. 这种早期的栅扫描思想的优点是在对一个肿瘤片进行扫描的过程中不必阻挡束流, 大大提高了束流的有效利用率, 缩短治疗时间. 其缺点是肿瘤截面的不同形状要设计不同的扫描路径, 当一个肿瘤的分割片数较大时这将是一件非常繁重的工作. 尤其遇到如图 1

所示的同一肿瘤片的不同区域施照剂量不同的复杂情形并且流强又不稳定时,栅扫描方式难以发挥作用。

德国 GSI 开发了一种兼具点扫描和上述早期的栅扫描思想两种优点的栅扫描方式<sup>[4]</sup>。它像点扫描一样,将整个截面分割成大小相等、中心间隔相等的许多圆形单元,对每一单元逐点进行照射。但是照射采用较小束斑( $FWHM \leq 5 \text{ mm}$ )进行,相应地各个圆形单元的直径以及中心间隔也减小( $\leq 5 \text{ mm}$ )。束斑从一个单元移动到另一单元所需时间很短( $10 \mu\text{s}$  量级),束斑在移动过程中造成的多余照射不会破坏照射野均匀性,因而无须阻断束流。

### 3.2 磁扫描法形成的照射野均匀度

重离子治癌中要求照射野均匀度应好于95%。我们的理论研究表明:照射野不均匀时,细胞存活率要比均匀照射野情形的细胞存活率大,也就是说照射野均匀度越差,对肿瘤细胞的杀伤能力就越小。无论是细胞存活率曲线还是肿瘤控制率曲线,只有当实际照射均匀度好于95%时才可以认为是与理想的均匀照射野情形的曲线一致。

对磁扫描法形成的照射野是否能够达到好于95%均匀度这个问题,在束斑呈正态分布的前提下对磁扫描法形成的照射野均匀度进行的计算机模拟研究表明<sup>[6]</sup>,点(行)间距与束斑半宽度之比小于1时,可以实现照射野均匀度好于95%。进一步减小点(行)间距与束斑半宽度之比不会明显地改善均匀度。不过,点(行)间距的减小相应地会增加扫描行数,因而要求更快的扫描速度。

## 4 HIRFL 上磁扫描照射野形成的相关要求

### 4.1 对束斑及扫描步长的要求

根据3.2的讨论,照射野均匀度与重离子束流束斑的大小、束斑的粒子分布以及扫描的点(行)间距有关。为了使照射野的均匀度达到95%以上,HIRFL 提供的重离子束束斑应呈对称正态分布;考虑到初步设定的照射野面积为 $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$ ,因此束斑大小以半宽度 $5 \text{ mm}$ ,扫描步长以 $2 \sim 2.5 \text{ mm}$ 为宜。

### 4.2 束流强度的要求

磁扫描需要对束流流强进行实时监控并将监控

信号反馈到扫描磁铁控制系统,从而控制扫描速度。如束流强度过小则治疗时间过长;束流强度过大则由于每一扫描点的照射时间过短扫描控制系统来不及做出反应,使治疗无法进行。因此,加速器提供的束流强度应适当。这一适当束流强度可以按照以 $5 \sim 6 \text{ Gy/min}$ 的剂量率治疗体积为 $1000 \text{ cm}^3$ 的肿瘤为基准来计算。依据重离子治癌的逐片照射思想,可以得到下面的流强( $I$ )计算式:

$$I = \frac{\rho R A \sum_{i=1}^N W_i}{1.6 \times 10^{-19} LET}, \quad (1)$$

其中, $R$ 为剂量率( $\text{Gy/s}$ ), $A$ 为肿瘤截面积( $\text{cm}^2$ ), $\rho$ 为肿瘤的密度( $\text{g/cm}^3$ ), $LET$ 为线传能密度( $\text{keV}/\mu\text{m}$ ), $W_i$ 为第 $i$ 个肿瘤片的施照剂量权重, $N$ 为肿瘤切片数。

我们初步设定的照射野面积为 $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$ , $120 \text{ MeV/u}$ 的 $^{12}\text{C}^{+6}$ 离子的水中射程为 $3.6 \text{ cm}$ 。因此,可治疗的最大肿瘤体积为 $90 \text{ cm}^3$ 。由(1)式,要求重离子加速器 HIRFL 提供的 $120 \text{ MeV/u}$ 的 $^{12}\text{C}^{+6}$ 离子束流强度应为: $I = 5 \times 10^8 \text{ ions/s} = 0.48 \text{ nA}$ 。

### 4.3 最大扫描速度与最小束斑停留时间

按照以 $5 \sim 6 \text{ Gy/min}$ 的剂量率治疗体积为 $1000 \text{ cm}^3$ 的肿瘤为基准,并依据重离子治癌的逐片照射思想,我们得到下面的照射时间的关系式:

$$T_{\text{total}} = T_1 \sum_{i=1}^N W_i, \quad T_N = T_1 W_N, \quad (2)$$

其中, $T_{\text{total}}$ 为治疗一个肿瘤有效照射时间, $T_1$ 为最深一片的照射时间, $T_N$ 为最浅一片的照射时间。

表1 扫描参数要求

参数名称	参数值
最大单片扫描时间	750 ms
最小单片扫描时间	105 ms
最大扫描速度	1000 cm/s
最小扫描速度	140 cm/s
最大束斑停留时间	1.70 ns
最小束斑停留时间	0.24 ns

最大扫描速度是扫描磁铁设计的最关键目标参数,最小束斑停留时间是扫描控制系统响应时间设计的最关键目标参数。最大扫描速度由束斑在一个

肿瘤片上的最大扫描距离与扫完一个肿瘤片所需的最短时间之比得到。当扫描点(行)间距最小时,完成对一个肿瘤片的照射所需的扫描行数为最多,相应地要完成对一个肿瘤片的照射束斑的扫描距离最大。在所有肿瘤片中,最浅一片的施照剂量的权重

最小,用前述流强进行照射时最浅一片所需的照射时间最短;最深一片的施照剂量的权重最大,以前述流强进行照射时最深一片所需的照射时间最长。对于截面 $5\text{ cm}\times 5\text{ cm}$ 厚度为 $3.6\text{ cm}$ 、体积为 $90\text{ cm}^3$ 的长方体肿瘤的情形,扫描参数要求如表1。

### 参 考 文 献:

- [1] Chu W T, Ludewigt B A, Renner T R. Instrumentation for Treatment of Cancer Using Proton and Light-ion Beams[J]. *Rev Sci Instrum*, 1993, 64(8): 2 055—2 122.
- [2] Kanai T, Tomura H, Matsufuji N, *et al.* HIMAC Beam Delivery System[C]. *Proceeding of NIRS International Seminar of the Application of Heavy ion Accelerator to Radiation Therapy of Cancer in Connection With XXI PTCOG Meeting*, 1994. 26—31.
- [3] Leemann Ch, Alonso J, Grunder H, *et al.* A 3-dimensional Beam Scanning System for Particle Radiation Therapy [J]. *IEEE Trans Nucl Sci*, 1977, NS24(3): 1 052—1 054.
- [4] Kraft G. Heavy Ion Therapy at GSI[C]. *Proceeding of NIRS International Seminar of the Application of Heavy Ion Accelerator to Radiation Therapy of Cancer in Connection with XXI PTCOG Meeting*, 1994. 72—82.
- [5] Kanai T. On the Development of Heavy-ion Radiotherapy[J]. *Radiation Science*, 1998, 41(9): 359—370.
- [6] Haberer T, Blasche K, Böhne D, *et al.* Computer Simulation of Beam Scanning Strategies for the Radiotherapy Project[M]. *GSI Scientific Report*, 1990, 201.

## Magnetic Scanning Method for Heavy Ion Radiotherapy\*

WEN Xiao-qiong, LI Qiang, LI Wen-jian, WEI Zeng-quan

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

**Abstract:** The basic principle and characteristic of irradiation in heavy ion radiotherapy are introduced. Based on the basic principle and characteristic of irradiation in heavy ion radiotherapy, two magnetic scan methods for creating uniform irradiation field—the spot scan and the raster scan, are compared briefly. The parameter requests to the magnetic scanning system of the heavy-ion radiotherapy facility planned in IMP(Institute of Modern Physics) are presented.

**Key words:** heavy-ion radiotherapy; homogeneity of irradiation field; spot scan; raster scan

\* **Foundation item:** Supported by the CAS Foundation for Returned Oversea Chinese Scholar (HG000602); the China Education Administration Foundation for Returned Oversea Chinese Scholar