

重离子束适形放射治疗技术*

李 强, 卫增泉, 李文建, 温小琼, 党秉荣

(中国科学院近代物理研究所, 甘肃 兰州 730000)

摘 要: 重离子束适形放射治疗技术主要包括束流配送系统和治疗计划系统等。前者是实现重离子束适形放射治疗的硬件设施, 后者为适形治疗的软件支撑系统, 两者缺一不可。鉴于重离子束与物质相互作用在物理学及生物学效应上表现出的特殊性, 重离子束治癌中特别引入了面向生物学效应的适形治疗和束流的正电子断层在线监控技术。

关键词: 重离子束; 适形放射治疗; 束流配送; 治疗计划; 生物效应

中图分类号: O59 **文献标识码:** A

1 引言

重离子束以其独特的倒转深度剂量分布和高的相对生物学效应等特性, 使得重离子束治癌研究成为放射治疗领域中最具活力的热点之一, 同时重离子束也被誉为是面向 21 世纪最理想的放射治疗医用射线^[1]。截止 1998 年 9 月, 日本的世界唯一建在医院里的重离子束治癌装置(HIMAC)已接受了 473 例头颈部肿瘤、脑瘤、肺癌、肝癌、前列腺癌和宫颈癌等患者, 并进行了临床治疗试验^[2]; 而德国 GSI 的重离子束治癌装置(HITAG)到 1999 年底共治疗了 46 例头颈部肿瘤患者^[3-5]。到目前为止, 临床试验结果表明, 在没有明显毒副作用及正常组织并发症的前提下, 重离子束的治疗取得了很高的肿瘤控制率, 疗效令人鼓舞^[3-5]。适形放射治疗是一种先进的放射疗法, 其目的为使射线形成高剂量区剂量分布的形状在三维方向上与肿瘤的实际形状一致, 从而降低肿瘤靶区周围健康组织的照射剂量, 提高放射治疗的治疗增益比, 在不危及健康组织的前提下提高单次照射处方剂量, 达到更好的治疗效果, 大大提高肿瘤患者的生存率和生活质量。正是由于重离子束所具有的优势, 使得运用重离子束辐射能够做到肿瘤适形治疗, 这样得以充分发挥重离

子束用于治癌的优势, 最大限度地杀灭靶区癌细胞, 保护肿瘤周围的正常组织^[6-7]。本文介绍和讨论了运用重离子束进行适形放射治疗所涉及到的硬件及软件技术, 并对我国即将开展的重离子束治癌如何做到适形提出了一些建议。

2 束流配送系统

束流配送系统是实现重离子束适形放射性治疗的硬件设施, 同时它也是重离子束治癌装置的重要组成部分, 它包括束流的配送、监测、调制和准直以及剂量监测等。

与常规电磁辐射如 X 和 γ 射线等相比, 重离子束由于为带电粒子束, 因而为达到适形治疗可采取灵活多样的束流配送方式。目前已将重离子束应用于肿瘤临床治疗试验的束流配送方式有两种^[8], 一种是日本 HIMAC 治癌装置所采用的摆动磁铁和散射体配合以多叶准直器的形式进行照射野的形成, 达到被动式的适形治疗, 就是常说的被动方式的束流配送; 另一种是德国 GSI 治癌装置所采用的同步加速器提供的束流主动变能及光栅磁扫描系统引导束流对肿瘤靶区各断层轮廓精确地扫描照射治疗, 达到主动的适形治疗, 这就是常说的主动方式的束流配送。由于主动方式的束流配送对加速器性能、

收稿日期: 2000-09-26; 修改日期: 2001-02-14

* 基金项目: 中国科学院九五重点课题(KJ952-S1-424); 国家自然科学基金资助项目(19905013); 中国科学院西部之光课题(XB980604); 中国科学院留学经费择优支持基金项目(HG000602); 中国科学院近代物理研究所所长基金资助项目(SZ000606)

作者简介: 李 强(1971-), 男(汉族), 陕西宝鸡人, 博士, 从事重离子在生命科学中的应用基础研究。

扫描控制及安全系统等要求高,因而技术含量更高,实现的难度也增加.同被动方式的束流配送相比,扫描方式减小了离子束通道上近肿瘤靶区处正常组织的照射剂量,增加了适形治疗程度,从而成为束流配送的发展趋势,本文着重对此方式进行介绍和讨论.另外为了进一步提高重离子束治疗的适形程度,已有针对重离子束流配送的治疗机架(Gantry)的设计^[9,10].该治疗机架使得束流可围绕患者旋转照射治疗,从而最大限度地保护了离子束通道上的正常组织;还可根据治疗的要求,选择在固定射野下,诸如患者(肿瘤)旋转等方式进行束流配送以达到适形治疗的目的^[11,12].对重离子束来说,这两种方式仅限于理论设计,德国计划将重离子束治疗机架方案应用于即将在海德堡建造的重离子专用治癌装置中去^[13].

通常根据患者的诊断图像进行图像重建后,对肿瘤靶区的治疗实施由深到浅的逐个断层治疗,主动方式的束流配送采用快速变化的水平及垂直扫描磁铁引导,给定能量的束流对靶区相应断层进行扫描照射治疗.扫描往往有两种方式,一是分立的扫描方式,即将束流视野下的靶区断层划分为若干个光点,扫描磁铁引导束流逐个位点的照射治疗,称之为点扫描(Spot 或 pixel scan);另一种是连续的扫描方式,即扫描磁铁引导束流连续扫过相应的断层靶区.入射离子束的强度决定了扫描速度,而扫描速度的快慢也决定了断层内不同部分接受照射剂量的大小,扫描速度慢时,相应部位接受的剂量就大,反之亦然,这种扫描方式为光栅扫描.从技术角度讲,这两种扫描策略并无本质上的差别,不过从概念上讲,由于光栅扫描需要选择和优化扫描路径,因而同点扫描相比光栅扫描实现起来更加困难;另外流强控制扫描速度的光栅扫描并不需要在照射某一断层期间切断束流,因而照射治疗时间也相应缩短.一般来讲,主动型磁扫描方式的束流配送均要求流强稳定的笔形束流,束流横截面内流强呈高斯型或近高斯型分布,典型的半高宽为 5 mm,这样才能使不同扫描点或扫描线之间的照射剂量叠加时在整个待治靶区形成一个均匀的照射剂量区域.根据肿瘤断层厚度,以适当的能量间隔改变束流能量,则整个靶区就得逐个断层地得到均匀照射.图 1 是德国 GSI 采用的主动型栅磁扫描系统的原理图,两组相互垂直的扫描磁铁用来控制束流的

横向位移,通过同步加速器自身改变束流能量来调节入射离子束在患者体内的贯穿深度.治疗中,根据肿瘤靶区的断层,由快变化的扫描磁铁引导束流从最深的断层开始照射,束流以连续运动的方式扫描每一断层.为确保照射剂量的准确,束流在每一断层沿扫描线扫描时,由快响应的束流监测系统测量束流强度及束流位置,并以流强反馈信息来控制栅扫描速度.这种磁扫描方式如同电视机里电子束在荧光屏上的成像原理.由此也可见,主动方式的束流扫描配送对加速器性能及控制安全系统有更高的要求,如需要加速器提供束流绝对位置的可重复性及束流的快速切断等.

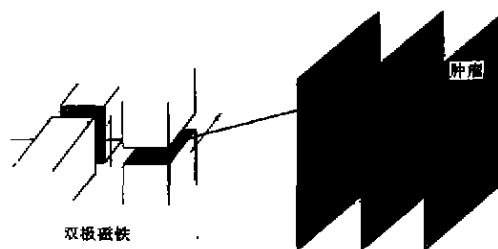


图 1 德国 GSI 治癌装置中束流配送栅磁扫描的原理图

由上面对束流配送的介绍也可清楚地看到,束流监测在整个配送系统中也具有重要地位.束流监测通常为磁扫描系统反馈回两种信息:一种是束流的位置信息,包括束流剖面形状、束流位置等,一般由多丝正比室、阳极或阴极条室等来完成测量,需要探测器及获取系统具备快的响应时间,以适应快速扫描的需要;另一种是束流强度信息,由穿透型电离室、次级电子发射探测器等来完成对流强的测量.如前所述,流强的反馈消息用来控制扫描速度,使得束流强度的涨落并不改变靶区内照射剂量的均匀性.如德国 GSI 的治癌装置中,多丝正比室每 $150 \mu\text{s}$ 测量一次束斑位置,而充气电离室每 $12.5 \mu\text{s}$ 测量一次束流强度,将这些测量值同治疗计划的数据进行比较.偏差在许可限度内时,则控制磁扫描系统改变扫描速度.如果出现任何超过许可限度值的偏差,则控制加速器迅速切断束流,以保证患者的安全.

单能重离子束 Bragg 峰是很尖锐的,对于治癌能量范围内轻的重离子束($Z \leq 10$),Bragg 峰的半高宽(FWHM)约为 $0.5-5 \text{ mm}$ ^[14],为同具有一定厚度的靶区断层(通常断层间隔约为 $2-5 \text{ mm}$)相

匹配,就需要将离子束进行调制,以一定的方式展宽束流的高剂量 Bragg 峰区,这就需要由束流配送系统中的束流调制部分来完成。束流调制即展宽 Bragg 峰可运用两类不同设计的射程调制器来实现^[11,14],根据要求可使展宽峰内的物理吸收剂量呈均匀分布,或生物剂量均匀分布(下面要详细介绍),或物理吸收剂量是一某特定的分布^[11]。在过去的重离子束治癌基础研究中,我们已经设计并加工过以物理剂量均匀分布展宽中能重离子束 Bragg 峰的旋转式射程调制器,通过实验基本证实了理论设计,掌握了重离子束的调制技术^[15]。德国 GSI 设计了将 Bragg 峰物理剂量呈半高宽为 2 mm 高斯分布的脊形过滤器^[16],以使得间隔为 2 mm 不同断层之间照射剂量的叠加,使整个靶区呈照射剂量均匀分布。

另外,剂量测量也是束流配送系统中必不可少的,测量仪器通常为吸收剂量及剂量率监测的穿透型电离室、次级电子发射探测器等。治疗期间剂量及剂量率的监测为治疗安全系统提供了重要参数,因而剂量测量对确保治疗安全及治疗后疗效的评估等具有重要意义。对于被动型的束流配送系统还要包括束流准直等部分,通过多叶准直器及患者补偿体等达到适形放射治疗。以上所述构成了重离子束适形放射治疗技术中的束流配送系统,它们之间有机结合是重离子束适形治疗实现的前提。同时也可看出,束流配送系统在任何重离子束治癌装置中都是重要的组成部分。

3 治疗计划系统

治疗计划系统是一种融合了多种诸如数学、放射物理学、放射生物学、计算机图形学、数字图像处理等学科的复杂软件系统^[17],是放射治疗专家预先规划治疗方案的一种计算机辅助工具。考虑重离子束特性后的适形放射治疗计划系统主要是由重离子束治疗计划和辅助患者定位两大功能组成。

重离子束治疗计划包括图像重建、靶区及紧要器官的划分、重离子束照射通道及束流能量的选择与确定、处方剂量向重离子辐照场强度的反演、辐射场的优化、重离子束辐射场控制数据的产生、剂量计算结果的二维及三维显示、治疗计划的生物效应评估以及治疗计划的优化等。为完成适形放射治疗,首先要根据患者的诊断图像,如 CT 和 NMR

(核磁共振)等断层图像,进行人体结构的三维重建和显示,这就是所谓的图像重建。在一叠断层图像中,通过自动或手工的方式在每一张图像上勾画出肿瘤靶区、紧要器官的轮廓,然后将这些轮廓线一层层地排列起来。每一层的轮廓线分成若干点并将相邻两层相对的点用线连接起来,形成合并在一起的许多三角形或四边形表面单元,借助图像处理技术,如合适的光照模型,将这些由三角形或四边形单元合并在一起的表面转化成光滑的、有立体感的人体结构、靶区和紧要器官等的三维轮廓图像,并完成靶区及紧要器官的划分。接下来根据以下两条原则选择束流照射通道,一是尽可能避开对紧要器官的照射,即在束流视野下尽可能不将紧要器官置于束流通道上或靶区后方;另一是在束流视野下尽可能地使靶区靠近体表,这样就能可靠选择能量较小的束流来照射靶区,从而降低离子穿过正常组织时产生的核碎片对治疗带来的影响。对已选择的束流通道,就可根据断层图像和重建图像确定束流通道上的组织不均匀性,再借助已有大量的实验研究确定了的各类组织的水等效长度和 CT 诊断数据(质量衰减系数)的标定曲线^[18-20],可将束流需要经过的不同正常组织等效为水的厚度。若将靶区在束流视野下划分为不同的断层进行治疗,治疗某一断层靶区的束流能量就可通过束流能量与水中射程的关系来确定。放疗专家往往根据肿瘤的性质、正常组织的耐受性等因素开出靶区治疗的剂量处方。治疗计划应由他们给出的处方剂量,依据重离子束的束流完成向重离子辐射场强的反演,精确的束流模拟对完成重离子束剂量场向辐射场强度的反演具有重要意义。通常重离子束流模型都建立在一维剂量分布函数 $d(E_{\text{beam}}, z)$ (MeV/mm) 基础之上,它是具有初始能量为 E_{beam} 的束流在水或水等效材料深度 z 处的吸收剂量,在一级近似下即忽略束流横向散射,相邻束流的叠加以 δ 函数代替以及考虑靶区边界上束斑的有限大小,则给定辐射场 $f(E_{\text{beam}}, r, y)$ (mm^{-2}) 利用一维剂量分布函数 $d(E_{\text{beam}}, z)$, 可用下式计算物理剂量场 $D(r)$ (Gy):

$$D(r) = 1.6 \times 10^{-7} \times d(E_{\text{beam}}, z) \cdot f(E_{\text{beam}}, x, y) \cdot 1/\rho \quad (1)$$

其中 ρ [g/cm^3] 是靶体的密度。此式反映了物理剂量

场与辐射场强度之间的关系. 由于在束流视野下对靶区由深到浅划分为若干个断层逐层实施照射治疗, 因而当靶区最深断层治疗完毕后, 实际上前方各断层的部分, 甚至全部靶区已受到了重离子束坪区剂量的照射, 因而就存在一个辐射场优化的问题, 使得不同能量束流对不同断层治疗完毕后, 束流叠加的剂量尽可能接近处方剂量, 辐射场的优化可通过最小二乘法得到:

$$\chi^2 = \sum_z \sum_{E_{beam}} W(r) [D_{处方} - D(r)]^2, \quad (2)$$

$$\frac{\partial \chi^2}{\partial f} = 0. \quad (3)$$

优化时的约束条件为辐射场强度大于等于 0, 即:

$$f \geq 0. \quad (4)$$

通过迭代得到适当的权重因子 $W(r)$ 就可完成对辐射场的优化. 当然重离子束由于其高传能线密度 (LET) 特性, 其相对生物效应 (RBE) 往往大于 1. 为使得肿瘤靶区癌细胞均匀的致死, 辐射场优化过程中需引入有效剂量 (或称生物剂量) 的概念, 这一问题将在下节做详细讨论. 根据优化后的辐射场, 就需要治疗计划产生扫描磁铁的控制数据, 使扫描装置按照辐射场强度引导束流对靶区实施适形照射治疗. 对整个靶区实施完照射治疗后的等剂量线或等剂量面计算可由式 (1) 经不同断层辐射场强度叠加来计算, 借助计算机的三维图像重建可显示剂量线或剂量的分布, 从而判断实施适形治疗的适形程度, 即肿瘤靶区是否被要求的等剂量线或等剂量面所包络, 紧要器官是否处于可接受等剂量线或等剂量面之外, 等等. 通常放疗专家借助治疗计划通过计算机模拟照射治疗的全过程, 在正式实施照射之前对患者放射治疗流程做科学、周密的判断, 因而照射治疗的模拟在保障放射治疗的疗效上起关键作用. 最后还需要对制订的整个治疗计划进行生物学效应的评估, 常用的治疗计划评估的两种生物学效应指标为: 肿瘤控制率 (TCP) 和正常组织并发症几率 (NTCP). 这里的并发症包含了各种各样的病症, 从恶心、呕吐等到组织和器官局部坏死. TCP 和 NTCP 曲线资料是通过大量的放射生物学和放射医学研究结果确定的. 根据治疗计划中的重离子

束剂量分布, 就可确定对于实施本次重离子束治疗的 TCP 和 NTCP, 治疗计划好坏的评价标准为: 通过治疗计划的优化达到在控制 NTCP 不超过规定数值的情况下, 尽量提高 TCP, 从而使重离子束的治疗做到在不引起并发症的情况下有效控制 (杀伤) 肿瘤.

治疗计划的另一个重要功能就是辅助放疗专家进行患者定位, 它应根据重建图像及束流通道取向等给出患者定位时的治疗床或治疗椅参数, 比如治疗床相对束流轴线的夹角 θ 与方位角 Φ 等. 同时可以比较带有组织解剖学标记的 X 光机图像与重建图像, 在患者定位时从束流视野下及垂直束流方向上确定靶体的位置, 对 X 光机图像与重建图像之间出现的差别, 通过计算更新治疗床参数, 给出治疗床所需要的位移信息.

总之, 重离子束治疗计划系统是放疗专家赖以制定适形治疗方案的软件系统, 它的性能优劣直接影响治疗效果的好坏, 也就是说在好的治疗计划系统配合下, 束流配送系统才能完成对患者的适形放射治疗, 两者相辅相成, 缺一不可.

4 面向生物学效应的适形放射治疗和正电子断层在线监控技术

与电磁辐射、电子束、质子束等相比, 重离子束与生物体的相互作用在生物学效应上表现出其特殊性. 由于重离子束沿其径迹的能量沉积与其速度的平方成反比, 因而入射离子通道处的坪区与射程末段 Bragg 峰区处的 LET 显著不同, 入射通道上的正常组织处在坪区, 其 LET 较小, RBE 接近于 1, 类似于低 LET 的常规辐射, 此处重离子束辐照的细胞存活剂量效应曲线呈肩形, 有着修复效应; 而处在靶区范围内的 Bragg 峰区或近峰区, 其平均 LET 较大, RBE 大于 1, 它的肿瘤细胞存活剂量效应曲线呈指数或近指数型, 肩区消失或被减小, 亦即修复能力减小或消失. 图 2 是不同通量 270 MeV/u 碳离子束辐照 CHO 细胞以失活为终点效应的 RBE 值随贯穿深度 H 的分布, 可以看到 RBE 值在接近射程末端时出现最大值. 这就反映出对肿瘤靶区进行治疗时, 用常规辐射和重离子束来实施物理吸收剂量相同的照射, 靶区产生的生物学效应却差别很大. 临床医生往往是根据常规射线的治疗经验给出肿瘤靶区的处方剂量, 对用重离子束治疗

来说, 它就是有效剂量或称生物剂量 D_{eff} , 应当是 RBE 与物理吸收剂量 D 的乘积, 即:

$$D_{\text{eff}} = RBE \times D. \quad (5)$$

要做到重离子束的完全适形治疗, 就需要辐照使得靶区内癌细胞均匀地致死, 也就是要求靶区内各断层的生物剂量分布均匀. 只有这样重离子束的治疗

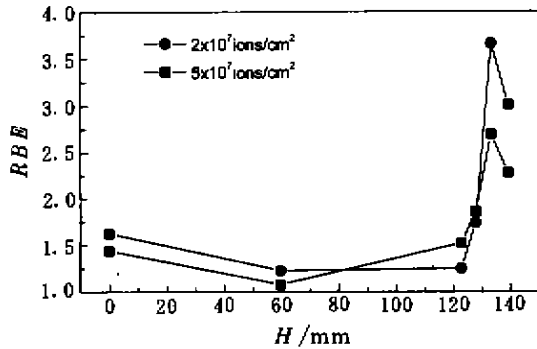


图 2 270 MeV/u 碳离子束辐照 CHO 细胞以失活为生物学终点的 RBE 深度分布

才能使靶区内肿瘤细胞达到以失活为终点的相同生物学效应, 这就是所谓的面向生物学效应的重离子束适形治疗. 上节已提到重离子束治疗计划中的辐射场优化就涉及生物剂量的问题, 只有将(2)式中的物理吸收剂量以生物剂量所替换, 束流配送中的扫描系统引导这样优化得到的辐射场对靶区实施照射, 才达到面向生物学效应的重离子束适形治疗.

关于生物剂量涉及到的两个方面, 一是重离子束的深度物理吸收剂量分布, 如上节所讲对它进行计算就需要比较精确的束流模拟; 另一是随重离子束贯穿深度增加的 RBE 分布问题. 德国 GSI 针对治癌用的高能重离子束发展了一种称为局部效应模型(Local Effect Model, LEM)的方法^[21], 通过常规辐射的生物学效应和高能重离子束的径迹结构来计算可应用于临床治疗的重离子束辐照组织类型和剂量水平依赖的相对生物学效应, 并经实验验证, 对以体内及体外培养细胞失活、正常组织并发症几率等为终点的相对生物学效应的计算在实验误差范围内与实验结果符合^[22]. 由于 GSI 在其治疗计划中引入了生物剂量的概念, 因而使得德国成为世界上唯一运用重离子束实现面向生物学效应适形放射治疗的国家. 从利用兰州重离子研究装置(HIRFL)开展重离子束治癌基础研究的结果来看, 离子束不同贯穿深度上的剂量平均 LET 配合以细胞失活的

线性平方模型^[23]很好地描述了中能重离子束对哺乳动物细胞的辐照致死效应, 由此推导出以细胞失活为终点的相对生物学效应:

$$RBE = \frac{\beta(\sqrt{\alpha_r^2 - 4\beta_r \ln S} - \alpha_r)}{\beta_r(\sqrt{\alpha^2 - 4\beta \ln S} - \alpha)}, \quad (6)$$

其中 S 为细胞存活水平, α_r 和 β_r 是常规辐射时线性平方模型中的系数, α 和 β 是重离子束辐照时线性平方模型中的系数, 它们与离子束不同贯穿深度上的剂量平均 LET 密切相关, 并且目前已有大量的体外培养哺乳动物细胞实验给出了 α 、 β 与剂量平均 LET 的关系^[24], 因此, 只要束流模拟能较精确地给出重离子束不同贯穿深度上的剂量平均 LET , 就可通过式(6)计算中能重离子束不同贯穿深度上的 RBE 值.

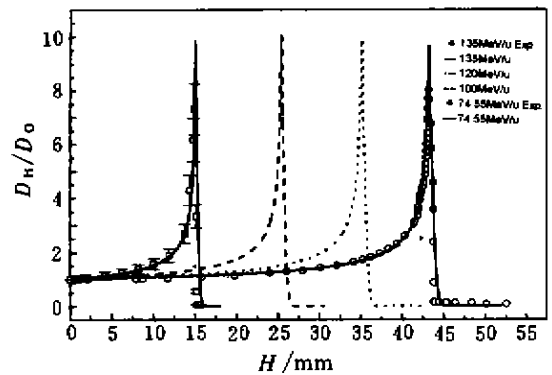


图 3 不同能量碳离子束的相对深度剂量分布

目前, 我们建立的中能区束流模拟计算方法对相对剂量分布的计算与实验测量值符合很好^[25]. 图 3 为用该方法对不同能量碳离子束相对深度剂量 D_H/D_0 分布的计算曲线, 并且该模型能较精确地给出不同贯穿深度上的剂量平均 LET . 图 4 是据式(6)对 120 MeV/u 碳离子束辐照哺乳动物细胞在不同存活水平下计算的 RBE 随贯穿深度的分布, 若能通过大量细胞实验对上述初步结论进行证实, 那么我国即将开展的重离子束浅层肿瘤临床治疗就可实现面向生物学效应适形放射治疗, 会极大地提高我国的放射治疗水平.

中高能重离子束贯穿靶物质期间会导致弹核碎片的产生, 它们的射程较主束的稍短, 与主束 Bragg 峰位接近. 重离子束与物质相互作用这一物理学特性, 使得利用治疗期间主束产生的正电子发

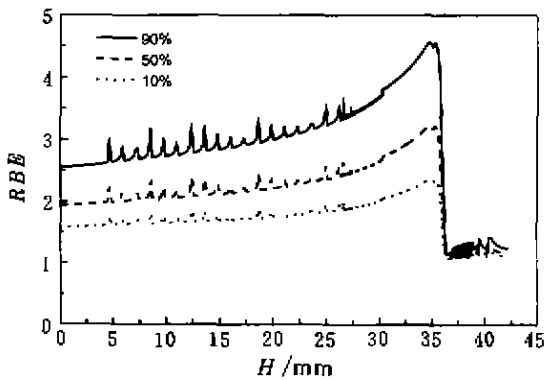


图 4 120 MeV/u 碳离子束辐照哺乳动物细胞在不同存活水平下的 RBE 深度分布

射体碎片进行重离子束剂量定位的原位在线监测成为可能, 即利用正电子断层(PET)技术监测治癌束流在贯穿组织期间产生的正电子发射体放射性活度的分布及强度来反推入射束流的阻止位置及剂量分布, 因为核反应中产生的正电子发射体碎片的空间分布和产额与入射重离子束的射程及强度相关联^[26,27]。例如中高能¹²C 离子束贯穿靶物质期间, 会产生¹¹C 和¹⁰C 这两种正电子发射的弹核碎片, 它们的射程比主束¹²C 在靶体中的射程稍短, 因而可以应用 PET 相机对正电子湮灭辐射的监测来进行在线监控照射束流, 其放射性活度反映了入射束流的强度, 而放射性活度的最大峰位反映了入射束流的能量。这样, PET 图像就可被纳入到重离子束的适形治疗计划当中, 用来确认重离子束的治疗计划, 并能通过其反馈信息及时更新治疗计划, 从定位和剂量两方面达到重离子束 Bragg 峰对靶区准确的照射治疗。这就是重离子束适形放射治疗中特有

参 考 文 献:

[1] 赵东辉, 梁昌清. 重离子束放疗装置[J]. 世界医疗器械, 1996, 2(11): 48-50.
 [2] Sisterson J. World Wide Charged Particle Patient Totals[J]. Particles, 2000, 25: 14.
 [3] Kraft G. Tumor Therapy at GSI[J]. Darmstadt, Germany: A status report, Particles, 2000, 25: 9-10.
 [4] Debus J, Schulz-Ertner D, Thillmann C, et al. Patients Irradiations at GSI: First clinical results and future perspectives [M]. GSI Scientific Report, 1999, 2000, 160-161.
 [5] Tsujii H. Clinical Trials of Carbon-ion Therapy at NIRS[C].

的 PET 在线监控技术, 表 1 为相关治癌离子束的正电子发射核素的基本性质。

表 1 几种治癌离子束及其正电子发射体的基本性质

稳定核素	A/Z ²	正电子发射体	A/Z ²	半衰期
¹ H(proton)	1	-	-	-
⁴ He	4/4	-	-	-
¹² C	12/36	¹¹ C	11/36	20.3 min
		¹⁰ C	10/36	19 s
¹⁴ N	14/49	¹³ N	13/49	10 min
		¹¹ C	11/36	20.3 min
¹⁶ O	16/64	¹⁵ O	15/64	2.05 min
		¹³ N	13/49	10 min
²⁰ Ne	20/100	¹⁹ Ne	19/100	17 s
		¹⁷ F	17/81	64 s

同常规辐射治疗相比, 本节讨论的这两个方面的问题是重离子束适形治疗中所特有的技术, 并且只有做到面向生物学效应的治疗和 PET 在线监控才能使重离子束治癌的适形程度达到更高, 才能使重离子束适形治疗更完善。

5 总 结

重离子束适形放射治疗技术涉及许多方面, 本文从实现重离子束适形治疗的硬件设施、软件环境和重离子束适形治疗所特有的技术三方面进行了阐述, 对于我国即将开展的重离子束临床治癌研究, 应该根据我国重离子加速器的现状, 紧跟国际上的发展趋势, 选择主动型的束流配送系统, 同时还应开发适合我国的面向生物学效应的适形治疗计划系统及 PET 对束流的在线监控技术, 这对提高重离子束适形治疗的程度具有重要意义。

In: Book of Abstracts, 6th Workshop on Heavy-charged Particles in Biology and Medicine, Baveno, Italy, Sept. 29 - Oct 1, 1997, H4.
 [6] Haberer T, Becher W, Schardt D, et al. Magnetic Scanning System for Heavy Ion Therapy[J]. Nucl Instr and Meth, 1993, A330: 296-305.
 [7] Mitaroff A, Kraft-Weyrather W, Geiss O B, et al. Biological Verification of Heavy Ion Treatment Planning[J]. Radiat Environ Biophys, 1998, 37: 47-52.
 [8] Schardt D. Beam Delivery Systems and Dose Verification Tech-

- niques at Heavy-ion Therapy Facilities[C]. In: 3rd European Workshop on Beam Diagnostics and Instrumentation for Particle Accelerator, LNF-INFN, Rome, Italy, October, 1997.
- [9] Pavlovic M. Oblique Gantry - an Alternative Solution for a Beam Delivery System for Heavy-ion Cancer Therapy[J]. Nucl Instr and Meth, 1999, A434: 454-460.
- [10] Pavlovic M. A Design of a Rotating Gantry for Non-symmetric Ion-therapy Beams[J]. Nucl Instr and Meth, 1999, A438: 548-553.
- [11] 李强. 重离子束适形放射治疗的若干理论与技术[D]. 兰州: 中国科学院近代物理研究所, 1999.
- [12] 李强, 卫增泉, 李文建. 重离子束适形照射方法——患者旋转断层治疗[J]. 医学生物物理学, 1999, 10(9): 69-74.
- [13] Gross K D, Pavlovic M. Proposal for a Dedicated Ion Beam Facility for Cancer Therapy[R]. Darmstadt, Germany, 1998.
- [14] Koehler A M, Schneider R J, Sisterson J M. Range Modulators for Protons and Heavy Ions[J]. Nucl Instr and Meth, 1975, 131: 437-440.
- [15] 李强, 卫增泉, 李文建, 等. 展宽重离子束的 Bragg 峰[J]. 高能物理与核物理, 1998, 22(7): 646-650.
- [16] Weber U, Kraft G. Design and Construction of a Ripple Filter for a Smoothed Depth Dose Distribution in Conformal Particle Therapy[J]. Phys Med Biol, 1999, 44: 2765-2775.
- [17] 罗立民, 严玉龙, 鲍旭东. 立体定向放射外科治疗计划系统[J]. 世界医疗器械, 1997, 3(3): 8-17.
- [18] Schaffner B, Pedroni E. The Precision of Proton Range Calculations in Proton Radiotherapy Treatment Planning; Experimental verification of the relation between CT-HU and proton stopping power[J]. Phys Med Biol, 1998, 43: 1579-1592.
- [19] Geiss O B, Schardt D, Kraemer M, et al. Correlation between CT Number and Water Equivalent Thickness[M]. GSI Scientific Report, 1998, 133.
- [20] Rietzel E, Geiss O, Schardt D, et al. CT-range Correlation for Heavy ion Treatment Planning[M]. GSI Scientific Report, 1999, 166.
- [21] Scholz M, Kellerer A M, Kraft-Weyrather W, et al. Computation of Cell Survival in Heavy Ion Beams for Therapy—the model and its approximation[J]. Radiat Environ Biophys, 1997, 36: 59-66.
- [22] Scholz M. Estimation of Tissue Dependent RBE Values for Heavy Charged Particle Tumor Therapy[M]. GSI Scientific Report, 1999, 159.
- [23] Kraft G, Scholz M, Bechtold U. Tumentherapy and Track Structure[J]. Radiat Environ Biophys, 1999, 38: 229-237.
- [24] Petti P L, Lyman J T, Castro J R. Sensitivity of Helium Beam-modulator Design to Uncertainties in Biological Data[J]. Med Phys, 1991, 18(3): 506-512.
- [25] 李强, 卫增泉, 李文建. 中能重离子束深度剂量分布计算[J]. 高能物理与核物理, 2000, 24(5): 414-417.
- [26] Enghardt W, Fromm W D, Geissel H, et al. The Spatial Distribution of Positron-emitting Nuclei Generated by Light Ion Beams in Organic Matter[J]. Phys Med Biol, 1992, 37: 2127-2132.
- [27] Enghardt W, Blochberger P, Hasch B G, et al. Depth Distributions of Positron Emitting Nuclei Generated by Ion Beams in Thick Targets[M]. GSI Scientific Report, 1993, 234.

Techniques of Conformal Radiotherapy with Heavy Ion Beam*

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

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

Abstract: The conformal radiotherapy techniques mainly include the two systems that are beam delivery and treatment planning. The former is the hardware basis while the latter is the software supplement for heavy ion conformal therapy. They are dependent on each other to realize the cancer conformal therapy with heavy ion beam. Because of the specificities of interaction between heavy ion and target on both physics and biological effects, the heavy ion cancer therapy especially involves in biologically oriented conformal therapy and PET on-line monitoring for beam.

Key words: heavy ion beam; conformal radiotherapy; beam delivery; treatment program; biological effect

* **Foundation Item:** “9.5” key-project of the Chinese Academy of Sciences (KJ952-S1-424); NSFC (19905013); Western Talent Program of the Chinese Academy of Sciences (XB980604); Scientific Research Foundations for Returned Overseas Chinese Scholar of the Chinese Academy of Sciences (HG000602); Director Foundation of Institute of Modern Physics, the Chinese Academy of Sciences (SZ000606)