

质子治疗的物理特性和工作原理(下)

刘世耀

(中科院高能物理所 北京 100039)

在“质子治疗的物理特性和工作原理(上)”中我们介绍了质子本身物理特性和形成治疗用质子流的物理方法。为实现这种质子治疗,必需有一套比常规 X 和电子直线加速器复杂,而且规模更大的质子治疗系统与装置。质子治疗系统是由许多分系统组成,每一个分系统又由许多专用设备,都要涉及专门的技术与学科。本文着重对质子治疗的基本工作原理,质子治疗系统的基本设备,质子治疗系统结构和质子治疗的精确患者定位系统四部分来介绍。

1. 质子治疗的基本工作原理

质子治疗的基本工作原理如表 1 所示:

表 1(a) A 表示质子治疗首先要有一个质子束。为使质子束能治疗深度为 3.5cm 到 35cm 的肿瘤,要求有一台 70 - 230MeV 的质子加速器。作为商品化,目前只有回旋加速器与同步加速器二种类型。表 1(a) B 表示加速器引出束流截面尺寸为几个 mm 到 cm,而肿瘤的横向尺寸可能达 35cm。为将加速器引出的束流能辐照到整个肿瘤,必须将加速器引出束流扩展成较大且均匀的质子流,才能覆盖所有肿瘤横向面积。这个任务是用射散法或扫描法的束流配送系统来实现。

表 1(a) C 表示要使质子束能照射不同深度肿瘤病灶,必须要用不同能量、不同射程的质子束,需要一个能量选择系统。

表 1(a) D 表示要使质子流能照射肿瘤的整个纵向深度,即先用能量 E_1 质子束(对应为扩展布拉格峰 SOBP 的前峰)来辐照肿瘤的前部,然后再将能量增加到 $E_1 + E$

使质子束射程再大一些,照射更深的病灶。每次增加一个 E ,一直增加到 E_2 能量(对应为 SOBP 的后峰时)才能照射到肿瘤的最深层。这种将质子束变为 $I(E, t)$,使能量由 E_1 逐步增加能量步距 E 直到 E_2 能量的装置,叫能量调制器。由于在最深处肿瘤

表 1(a)

	质子治疗工作原理分解图	治疗要求	需用装置
A		需高能质子束;能治疗 3.5 至 35 厘米深的肿瘤。	需要一台产生 70 至 230MeV 质子加速器。
B		需将质子束(加速器出来束斑很小)扩展,使其扩展面能覆盖整个肿瘤部位。	需要一个束流配送系统,将束流扩展到 $40 \times 40\text{cm}^2$
C		质子能量 E 与肿瘤深度成正比: $d \propto I(E)$,不同 d 要不同 E 。	需要一个束流能量选择系统,70、110、150、190 和 230MeV。
D		需将质子束变成 $I(E, t)$,即能量随时间变化从 E_1 变到 E_2 使整个深度都能治疗。	需要束流能量调制器与束流能量调节器。
E		要求束流横向横面与肿瘤截面相合而不伤害肿瘤周围正常 A、B 细胞。	对每一个患者都要将制一个专用准直器或用一个 MLC 通用准直器。
F		要求束流在体内的射程后沿与肿瘤的后沿曲线相合,防止后沿 A、B 正常细胞受损。	对每一个患者都要加一个专用补偿器来保护后沿正常细胞。

(后部边缘)的能量要求精细调节,不要越过边缘而辐照到肿瘤后的正常细胞。在治疗时还要一个精细能量调节器。

表 1(a) E 表示若通过扩展的质子流横向截面尺寸大于肿瘤的横向截面,在肿瘤上下 A、B 区的正常细胞将受伤害。为避免这种情况,要用一个束流准直器,使其孔径横向尺寸与肿瘤病灶处的横向尺寸相同,这样在肿瘤上下正常细胞区 A、B 的质子流将被准直器挡住,不再受伤害。准直器分二种:一

种是每个患者所特制的专用准直器,一种是可变孔径的通用准直器,称可变多叶光阑准直器。

表 1(a) F 表示当质子束能量调整到最深部肿瘤时,由于肿瘤后沿边缘不是一个平面,而是一不规则曲线,使图中肿瘤后沿的一部分(A、B区)正常细胞受辐照伤害。为此需对每一个患者专门定制一个补偿器,其尺寸与患者肿瘤的后沿形状有关。患者治疗时,将此专用补偿器放在皮肤前部。使肿瘤后沿如图中 A、B 处的正常细胞不再受到辐射伤害。

表 1 (b)

	质子治疗工作原理分解图	治疗要求	需用装置
G		一定要使患者肿瘤对准束流(治疗头与病床相对定位),不然该照的不照(如 A) 不该照的照了(如 B)	要装备一套患者精密定位系统,用模拟或数字化来达到。
H		有些肿瘤如肺癌,其大小随呼吸而变化,因此质子束照射与呼吸要同步。	要装备一套呼吸门控制系统。
I		一定要确保质子剂量在纵向和横向均匀度不大于 ± 2.5 至 4%。	要装备一套剂量测量与刻度系统。
J		要测量监视质子流中心、强度与截面分布是否满足要求。	要装备质子束流测量系统。
K		增加焦皮比,要不同角度照射才能获得良好治疗效果。	质子治疗中心必须安装 1 至 2 个转台,每个转台约 100 吨重。
L		要根据 CT/MRI/PET 诊断信息,通过一个专用 TPS 应用软件来做出治疗计划。	要装备一套质子 TPS 系统与相应数据库软件环境。

表 1(b) G 是表示患者肿瘤位置与治疗头相对定位的重要性,如图所示,若患者肿瘤的正确定位如虚线所示,即肿瘤病灶刚好对准治疗头的出口。但在治疗时,若治疗头的中心与患者治疗床上肿瘤的定位形成如图的错误定位,这样在正式辐照时原来在肿瘤上部的 A 区,该辐照没有辐射,原来肿瘤下部的正常细胞 B 区,不该辐射而得到不应有的辐照。因此患者肿瘤与治疗头的相对定位是十分关键重要。为达到精密定位,在每一个治疗室中,不论是旋转治疗头用的治疗床,还是固定治疗头用的治疗椅,都要配置一套患者精密定位和准直系统,定位精度小于 0.5mm。

表 1(b) H 表示动态治疗时的治疗要求,动态治疗是指在治疗某些内脏肿瘤时,肿瘤形状要动态变化,如肺肿瘤在吸气时,肿瘤变大,如图中 B 所示,在呼气时肿瘤形状如图中 A 所示,肿瘤形状大小变化和呼吸规律同步。为达到最佳治疗效果,要用呼吸探头找出患者的呼吸随时间的变化规律,来实时反映肿瘤形状变化的规律。在治疗时用此呼吸变化规律来控制质子束流,如只在吸气时刻,当肿瘤最大时,才有质子束,从而使整个肿瘤病灶得到辐照。而在呼气时肿瘤形状变小,如图中 A 所示,这时质子束就停止,从而保护肿瘤外的正常细胞不受伤害。这种用呼吸门控制质子

流进行同步治疗的装置,叫呼吸门控系统。在每个旋转治疗室都应该配置。

表 1(b) I 表示剂量测量的重要性。质子治疗要求剂量在横向与纵向有 $\pm 2.5\%$ 到 $\pm 4\%$ 的均匀度要求。为了确保在治疗时真实的质子治疗剂量均匀度达到此要求,必须进行实际测量与验证。为此在正式治疗前,先用一个模拟水箱来代替患者的人体组织,然后用一种尺寸很小的剂量探头来进行实测。这种探头通常用指姆型游离室,硅二极管或金刚石二极管实测出剂量横向与纵向分布,同时也可测出横向阴影与后沿下降值。此外由于对治疗剂量必须是绝对剂量值,还必须有一套绝对剂量刻度系统,以确保辐照安全。

表 1(b) J 表示质子束流本身的测量系统,治疗肿瘤的剂量是由质子束流转化而成。控制质子束流本身的性能是需要确保的先决条件。为此要有一套质子束流测量系统,如测量监视质子束流中心位置的束流位置测量系统,测量束流截面分布的束流截面测量系统与测量束流强度的束流强度测量系统等。束流位置测量探头一般用由上下左右 4 个电极的空心探头,利用测量 4 个电极上 A、B、C、D 的电流差值,来判断束流中心位置。探头是无阻拦型,不会影响束流的品质。截面探头与强度探头一般采用多丝游离室与平板式游离室探头,基本上属无阻拦型,但实际上还存在小量的散射与损耗,但不影响使用。对束流测量必须要求安全可靠,因此必须有可靠性保证措施,如测量强度的必须要用 2 个探头,以防止一个失效以及其他保护安全措施。

表 1(b) K 表示质子治疗时,如只用一个照射方向,则皮肤与肿瘤间的正常细胞要至少受到 $1/3$ 的肿瘤辐照剂量值,形成不应有的伤害。为减少这部分伤害,即增加治疗时的焦皮比值。在一般治疗时要用若干个不同方向来进行辐照,如总剂量为 Σ ,则分别在 3 个方向各辐射 A、B、C,使总剂量是 $\Sigma = A + B + C$ 。从而使肿瘤得到正常治疗,而皮肤与皮下正常组织相应受到很小的伤害。因此在质子治疗中心都要装置一个能转动 ± 180 度的旋转台,这个转台内含许多磁铁,总重量超过百吨,又要求在旋转时等中心的误差为 1mm 左右,因此有一定难度,是质子治疗系统中的一个关键装置。

表 1(b) L 表示质子治疗中所需的质子治疗计划系统(TPS),TPS 是一个专用于质子治疗的应用软件,医生根据患者的 CT/MRI/PET 断层扫描图像,在

TPS 中重建一个 3 维立体图像,并清楚地分析肿瘤病灶,周围敏感器官与其他正常器官的三维空间图像与位置。根据肿瘤的类型与性质作出全部治疗计划与治疗方案。TPS 将所需的患者治疗专用准直器与补偿器物理加工尺寸要求送 CAD 进行设计,并再通过 CAM 在机加工中心制作,将治疗时所需的治疗参数送治疗头有关装置进行运行,将治疗时所需的加速器、能选系统、束流运输系统中所需磁铁等运行参数送相应装置进行运行。并将所有参数包括图像、治疗参数、装置参数送数据库进行保存入档,因此 TPS 也是质子治疗的一个关键系统。

上面我们从表 1 A 到 L 简要概括了质子治疗工作的基本原理,质子治疗系统与装置是根据此基本原理来实施的。

2. 质子治疗系统的分系统设备

质子治疗系统与装置是为了实现质子治疗的必要条件。下面介绍在质子治疗系统中内含的主要分系统设备和其功能。

(1) 质子流的产生—质子加速器

质子加速器有回旋加速器与同步加速器二种类型,各有优缺点。回旋加速器占地面积少,运行方便,但因能量固定需要能量选择系统。而同步加速器占地面积较大,系统部件多,运行较复杂,但能量可变,不再需能量选择系统。IBA 质子治疗系统是用一台等时性回旋加速器产生 235MeV 的恒定能量质子流。先将氢气进行游离,成为一个氢离子,这个氢离子即是一个带正电的质子。产生氢离子源的装置通称为离子源。氢离子通过一个由高频电场供电的间隙,使氢离子每次通过间隙得到高频能量而得到粒子加速。此外,为了使质子限制在一个有限空间内进行加速,在粒子运动的垂直平面上要加上一个固定磁场,使粒子在这个磁场中作螺旋圆周运动。当质子多次通过高频间隙后,能量越来越高,一直加速到所要求高能量,再用磁和电偏转将质子束从加速器中引出来,供质子治疗使用。

(2) 质子能量选择与运输系统

质子治疗时要根据肿瘤本身深度和厚度用不同能量的质子,而加速器引出的质子流在回旋加速器时其输出能量为 230MeV 固定值,因此要在加速器与治疗头之间有一个能量选择系统,这个系统由降能器与离子光学用的各种磁铁与测量元件所组成。当质子通过石墨层时,石墨厚度大则降低的能量越大,用不同厚度就可以得到不同的降能。当加速器

引出的 230MeV 固定能量进入能量选择系统,通过调节降能器的不同厚度,就可以在输出得到从 70MeV 到 235MeV 连续可调的不同能量质子流送入到治疗头。

由于一般质子治疗中心有 2~4 个转动与固定的治疗头,为了将加速器的质子流送到相应不同位置的治疗头入口,要求将质子保质保量地进行传输。这个传输束流的系统叫束流输运系统。它主要由二极偏转磁铁、四极聚焦磁铁、微调磁铁、真空管道与各种束流测量探头组成。

(3) 质子束流配送系统

为了治疗肿瘤必须把加速器送来的有限束斑的质子流转变为治疗照射野的尺寸,并将能量选择器送来的单一高能质子流调制成治疗所需要的扩展布拉格峰宽度(SOBP)。所有这些功能都是在配送系统中实现的。一个完整的束流配送系统是由能量调制器、能量调节器、散射体或扫描磁铁、束流位置等束流探测器等组成。

(4) 治疗控制系统

治疗控制系统是一个由微机与工作站通过 100mc/s 或(与) 10mc/s 的以太网相连接起来的计算机实时控制网络。其主要功能是将质子治疗系统中各个独立完成某一特定功能的设备相互连接在一起,通过专用应用软件按治疗要求统一协调的规律进行工作,既能提高运行效率,也可确保安全。治疗控制系统一般由几个分系统组成:加速器产生与输运控制分系统、配送分控制系统、治疗室分控制系统、治疗计划分控制系统、剂量测量与刻度测控分系统,治疗数据库等。

(5) 治疗安全系统

治疗安全系统是一个专用于辐射安全的分系统,由于防止计算机可能带来的软件错误的非安全性,因此该治疗安全系统全部用硬件器件组成。该系统的主要功能是实现辐射安全连锁功能。使完全满足“安全危险分析”中的几百条“安全要求”和“安全决定”,从而确保避免一切可能的辐射事故,确保一切人员(包括患者、中心工作人员、访问者和在公共场所和中心周边地区的所有居民和行走人员)的人身辐射安全。

(6) 治疗计划系统

治疗计划系统是一个质子治疗专用医疗软件,是质子治疗的核心。医生根据病人的 CT 图像,通过治疗计划系统做出对该病人的全部治疗计划。该

系统的主要功能有:三维剂量计算、三维彩色立体图像显示、治疗计划、专用补偿器与准直器的要求等。该系统的输出,即要求的加速器治疗运行参数、治疗头运行参数等通过网络直接送至有关相应分系统,通过严格的确认规定,证明完全正确无误后,再分别自动地运行。

一个完整的治疗计划系统不但要求配置一定要求的计算机软件运行环境与必要的硬件支持,还必须与该系统配套使用的加速器、能量选择、束流输运、转台控制、治疗头的硬软件相兼容,才能协调一致地工作。

(7) 患者定位系统

质子治疗的一个主要优点是在于能将高能质子束精确地将肿瘤病灶处的癌细胞杀死,并使肿瘤周围与后部的正常细胞不受伤害。要实现这点。将质子照射的 3 维空间精确地与患者肿瘤本身的 3 维空间尽可能完全相符是首要解决的先决条件。患者定位系统的定位精度决定了治疗肿瘤的治疗精度。患者精确定位和准直是质子治疗的关键,在后面将再作详细介绍。

(8) 专用补偿器与准直器加工制造系统

在质子治疗时,对每一个患者都要根据其肿瘤的部位与大小专门制作该患者专用补偿器与专用准直器,前者使肿瘤后沿的正常细胞不予伤害,后者使患者肿瘤周围的正常细胞不受伤害。补偿器一般由有机玻璃或低熔点合金制成,而准直器由黄铜或其他材料制成,除非用扫描治疗方法,否则每一个质子治疗中心都要配置这样一个加工中心。

(9) 辐射屏蔽与安全保护

质子治疗系统最重要的设计建造与运行指标是安全,没有安全就没有其他一切。因此在质子治疗中心设计建造过程中,强调安全是首要的大事。安全是指对质子治疗中心的一切人员,包括工作人员、医务人员、患者、来访者等以及周围居民、公共场所都要保证绝对安全。目前国外质子治疗中心一般通过下述几个环节来确保安全。

辐射屏蔽

加速器本身是一个辐射源,在加速器运行时总有些高能质子打在各种物质上形成高能伽马射线和高能中子。降能器更是一个强辐射源,高能质子直接打在介质上形成强辐射。治疗头中散射体、能量调制器等都要与质子相碰撞,也都会产生辐照。因此,对上述强辐射必须要设计专门屏蔽,这种屏蔽设

计不但要考虑辐射源位置,还要考虑各出入口的屏蔽。

环境保护

质子治疗系统中有些设备要用水冷却,有些冷却水会带有放射性,因此对中心的带放射性水要进行特殊处理,并确保不会危害周围居民与公共场所。在质子加速器周围的空气也不免受到活化,如何使这些活化的空气排入大气后不影响周围居民,也是十分重要的课题。此外,在中心周围还要建立剂量测试点,以随时检测该处的剂量是否小于允许安全值,以确保周围居民的绝对安全。

人身剂量安全

对每个工作人员与进入中心的人员要进行出入辐射区的严格管理和接受剂量的测试,保证人们的辐射安全,为此必须建立严格的人身剂量安全制度。

安全连锁与装置保护

在质子治疗中心必须专门设置一个用硬连接的安全连锁保护系统。并在整个系统中的各个主要设备都要有相应硬件和软件多重冗余保护措施,以确保人身与设备安全。

3. 质子治疗系统的系统结构

质子治疗中心典型质子治疗系统的基本组成与系统结构见图 1。该质子治疗系统由高速以太网作骨架,通过 4 个分控制系统与有关装置和设备相连。

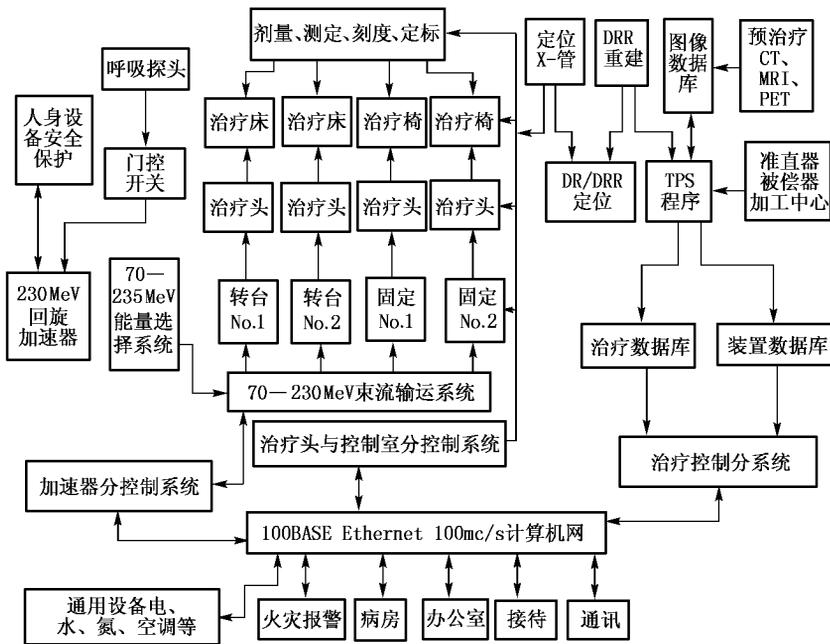


图 1 质子治疗中心方案原理方块图

这 4 个分控制系统是:加速器分控制系统、治疗头与治疗室分控制系统、治疗计划分控制系统与其他控制分系统。在计算机网络的联系下,完全按照编制好的应用程序与指令进行自动地统一协调、统一指挥、统一调度,形成一个完成特定功能的质子治疗装置总体。加速器分控制系统将设有 3 个本地控制器,控制器可用 PLC 可编程逻辑和 VME 控制器;一个叫回旋加速器本地控制器,对加速器所属的离子源、磁铁电源、高频系统、引出系统、真空系统、束流诊断、连锁安全保护、开机、停机、启动以及所属的参数反馈自动调整等自动控制装置进行控制与监测;一个叫能量选择本地控制器,分别对降能器的能量切换选择,能选束流线上所属偏转磁铁、聚焦四极棱镜磁铁、X 与 Y 方向导向微调磁铁的电流置定,真空管道的真空泵组、阀门与真空量规、束流线上有关束测探头如束流位置探头、束流截面探头、束流强度探头的束流测量与束流线上的准直器、狭缝、束停器等

进行控制监测;一个叫束流运输系统本地控制器,分别对束流运输线上所属所有偏转磁铁、聚焦四极磁铁、X 与 Y 方向导向磁铁电源进行控制与监测,所属的各种束流探头进行测量监测,对束流运输的真空系统进行控制监测以及对所属的开关磁铁进行自动切换。所有 3 个本地控制器通过高速以太网来接收 TPS 治疗计划系统所要求的加速器部分装置设备参数置定值。并向 TPS 数据库回送加速器的各部分的实际运行值,以建立运行的工作档案以备今后查用。此外,在所有控制站中要有必要的连锁保护以保证设备的安全与人身安全,还要用各种确保安全的措施,如反复确认、冗余容错技术、备用保护等以加强系统与设备的运行安全。

治疗头与治疗室的分控制系统下设 4 个控制器,分别对 1 号旋转治疗线、2 号旋转治疗线,1 号固定治疗线与 2 号固定治疗线进行控制。对于旋转治疗头来说,要对所属的旋转转台与患者治疗床的定位进行控制,其中包括治疗床的装卸、治疗床的 6 维运动的精定位、旋转转台的开/停,速度控制、转动方向控制、转

动的精确定位与在旋转台内所属的束流光学线所专用的各种磁铁、束流探头等进行监控测量。对于固定治疗线来说要对所用的治疗椅的定位进行控制。不论对旋转治疗或固定治疗所用的治疗头都有一个专门控制器,分别对装在治疗头内部的所有设备与器件,如束测 BPM、散射系统的不同能量与照射野切换,能量调制器不同档切换,剂量值的测定、患者定位用的 X-光管与镜面的进/出控制、可变多叶光阑的切换,都要进行控制与监测。在所有的治疗头中对束流的性能与剂量的参数都要用相应探头进行测量,如在治疗头入口束流的位置是否对准、束流的分布是否均匀,束流的强度是否达到要求值等。在经过束流扩展与能量调制后,在束流要离开治疗头进入患者体内进行治疗前,还要安排一个束流截面均匀度测量探头来验证束流与其所形成的剂量分布均匀度是否达到性能指标。此外至少要安装 2 个束流强度探头,也是测量剂量强度的游离室探头,以保证在任一个探头失效下还确保患者辐射的剂量不会超过规定值。在每一个治疗头相应的治疗控制室中都有一台 PC 作为治疗控制操作控制台。医疗人员通过此 PC 控制台的人机界面来监视治疗全过程,并作必要的控制与必要干预。

治疗计划分控制系统是专门为治疗计划系统(TPS)与治疗有关任务服务,TPS 本身即“治疗计划应用软件包”是一个 3 维立体图像的治疗应用软件,此软件需要在一个工作站上运行。要有一个数据服务器,在数据服务器上还设有 DICOM3 标准图像传输和服务软件,以传送和存储中心所有图像与其他相应资源供各工作站调用。还要两个数据库,一个用来存储治疗有关一切参数,一个用来存储质子治疗装置或有关设定配置,包括运行置定与实测参数。这两个数据库一般要用诸如 Oracle 的相关数据库系统来组成。由于医疗数据的重要性,这部分需配有一套 UPS 自动切换系统保证停电时仍一切工作正常不丢失数据。

治疗计划分控制系统还要对补偿器与准直器加工中心进行管理控制。此加工中心一般分为三个部分,一个是一台 PC 上设有 CAD/CAM 软件,根据 TPS 送来的必要数据来进行专用补偿器与专用准直器的机械设计与机械制造编程工作。二是加工中心内含一个加工补偿器用的专门机床,一个加工准直器用的线切割床,三是一个三维测量设备,以测量加工好的补偿器与准直器形状尺寸验证是否符合 TPS 的要

求。

最后一个控制分系统是对有关其他部分进行控制,如剂量测量与刻度系统,与 CT、MRI、PET、诊断室相联系的预治疗分系统,人身设备安全保护设备与病人接待登记与通用设备办公等。

4. 患者固定装置和精确定位系统

质子治疗的患者精确定位是发挥质子治疗优越性的关键。为此必须解决下述 3 方面的任务。

固定患者的肿瘤部位;要求在 CT 诊断和质子治疗时患者的肿瘤部位都要固定住,不能随便变化(除不可避免的生理因素,如在呼吸时肺的容积变化等)。在多次诊断与治疗时,每次要求患者的肿瘤部位位置相对于治疗床都有一个相对固定的坐标。

治疗床与治疗椅的精密机械定位装置能将肿瘤体积中的任一点移动安放在治疗头的等中心点处,并能精确调整该点与治疗头等中心点的位置误差小于 1mm 的数量。旋转治疗用精确移动治疗床的方法来定位,固定头治疗用精确移动治疗椅的方法来定位。为完成此任务要求治疗床本身能带有一个完善的 6 维精密机构调整装置,有一个显示来确认肿瘤病灶体积与剂量照射体积完全相符的定位信息。前一个任务由治疗床与椅的精密机械定位装置完成,后个任务由数字图像精密定位系统来完成。这样就可以将患者的肿瘤部位正确地定位在治疗头的剂量治疗空间。

上述定位步骤仅适用于肿瘤体积大小基本不变的情况。对于肿瘤本身有体积动态变化的部分肿瘤,如肺癌等,则还必须再加一个呼吸门控措施。利用呼吸规律来反映肿瘤的变化规律,从而再用此规律来同步加速器的质子束,达到同步治疗的要求。

根据上面论述,我们可将质子治疗患者固定与精确定位系统的定位过程原理用图 2 来表示。由图可见,首先将患者肿瘤部分固定住,使肿瘤位置固定不变,然后在治疗时将患者置于治疗床上,治疗床可以用 6 维移动来使肿瘤的某点坐标安置粗定位在旋转治疗头的等中心点,为了精确定位,用治疗头内的一个 X 射线管和置于患者边上一个 X 射线管摄制 0 时的 DR1 图和 90 时的 DR2 图,再用从 CT 断层图像经 TPS 处理得到的 DRR 图像制作出对应 0 时的 DRR1 图和 90 时的 DRR2 图,将 DR1 图与 DRR1 图,DR2 图与 DRR2 图作比较,不断地调整治疗床的位置,直到 $DR1 = DRR1$, $DR2 = DRR2$ 时,表示已达到正确定位位置。

为了适应动态变化的肿瘤治疗,专设有一个呼吸门控系统,这个系统将一个呼吸传感器安放在患者的有关部位,来取得患者的实时呼吸信号,用来控制加速器的离子源。

(1) 患者肿瘤固定装置

患者肿瘤固定装置分为两类,治疗床用的仰卧

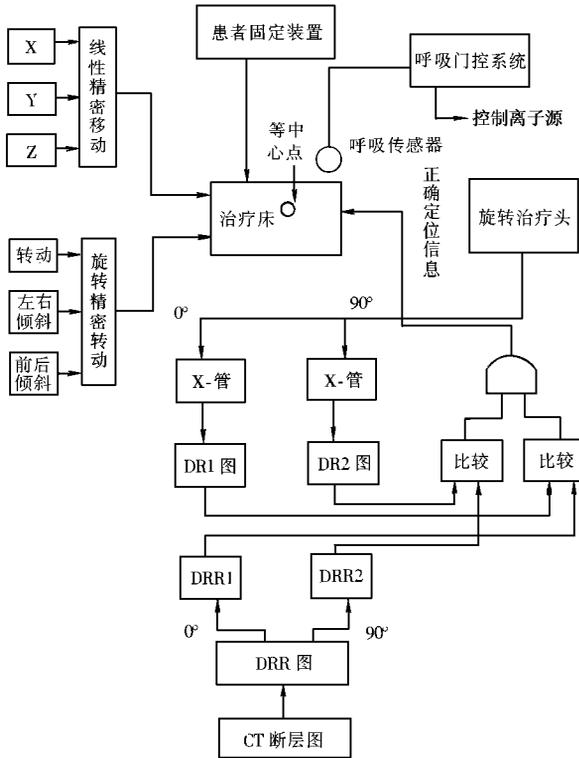


图2 质子治疗患者精确定位过程原理图

或全身固定模具与治疗椅的坐姿,头颈部固定装置。前者主要适用于体部内脏肿瘤,后者主要适用于头颈与眼鼻部肿瘤。对于全身固定模具,本身形状与尺寸基本上是与患者身体轮廓相吻合。模具要采用对X射线透明的热塑材料(如Acquaplast)来制作。这种材料在65℃的热水中浸泡后即能熔化。成型的模具本身在很长时间内不会变形。当模具覆盖患者大部分身体时,为了允许空气流动,可采用穿孔结构以使空气保持流通,保证患者能较为舒适地接受治疗。

坐式头颈部固定装置,其结构要比全身固定模具复杂,主要由面罩、颞部模具以及头部框架3部分组成。面罩用于固定头部,一般用网状材料制成,其网眼应尽可能小,网络重叠处厚度应与其他地方一致,以保证束流尽可能均匀照射。罩的结构还要不影响患者的呼吸和视觉。颞部模具包括牙套和颈

框,牙套给无牙患者准备用于下颞的固定。颈框是做成与患者颞颌部相吻合的形状,用来限制头部和颈部的运动。颈部模框一般用碳纤维板来制造,因为它有合适的硬度与质量,并且很容易制成不同的形状,是一种理想的材料。当用固定治疗头治疗眼部肿瘤时,还需要固定住眼球,因为眼部照射治疗的时间一般为30秒左右,因此可以通过使患者眼睛盯住某一闪光点的方式来自发地固定。

由于患者在诊断与治疗时,是用同一个模具,因此要求固定材料不应影响诊断。MRI成像要求定位材料不能含有铁磁物质。CT成像中要避免金属材料。固定专用材料还不应减弱X射线的强度,从而不影响CT的成像质量。

固定设备应能使患者迅速、安全和轻松地固定与脱开。这样万一在发生意外事故情况下或者患者本身突然感到极大痛苦情况下,患者都能迅速脱离这个固定装置。

(2) 旋转治疗用的患者精确定位装置

通常在X-射线治疗用的患者定位装置,其定位精度仅要求5~10mm。治疗的角度旋转动态范围也小。而质子治疗时要求的定位精度为1mm之内,要求治疗的角度旋转动态范围也大,灵活性要求也高。质子治疗专用精确定位装置应允许将质子流在任何一个治疗角度时对患者病灶的任一个部位进行精确的辐照治疗。要允许治疗头能在床的下面来进行束流照射,为了确保有一个能接受的患者治疗准备时间线,要求在微调治疗头内束流位置与方向时,不需要再改变患者的已进行的精确定位。在这种情况下,要允许能用治疗床的微小的前后与左右倾斜的变化方法来维持原来的定位精度。需要治疗床要有6维的移动自由度,其中3个是线性移动以达到对准所需的治疗体积,一个是旋转运动,以使患者能根据治疗头的角度来定位。其余2个是为补偿治疗头内束流方向与位置的微调而需要的左右与前后倾斜的精细调节。治疗床的定位装置达到使治疗床上的50cm×50cm×50cm(垂直)的拟辐照容积内任何一点能正确对准在转台的等中心点。治疗容积本身能够进行大于180度的旋转,转台本身能进行大于360度的旋转。这两种功能相结合就能在原则上使治疗容积内的任何一点都具有4的照射度。

(3) DRR与DR图像的患者定位系统

数字式图像精确定位系统的基本功能是取CT图像。CT诊断的图像是断层扫描的序列图像,是一个

声纳技术及其在军事上的应用

李爱玲 闫夷升

(西安陆军学院计算机应用室 710108)

水声学是指以水波为对象研究水下通信、数据传输、目标检测和定位、识别、导航等方面的一门独特的科学。到目前为止,声波还是惟一能在深海中作远距离传输的能量形式,故它在军事上有着重要的用途。于是探测水下目标的技术——声纳技术便应运而生。

所谓声纳(Sonar, Sound Navigation And Ranging 的缩写),其原意是“声音导航和测距”的意思,是利用声波在水下进行侦察的工具。本文将给大家介绍一下水声探测技术的基础知识、声纳的工作原理及其在军事上的应用。

一、水声探测技术的基础知识

大家知道声波是一种弹性波。声波的产生需具备两个必要条件:一是要有产生声源的振动体,二是要有能够传播这种振动形式的空气、水等弹性介质。海洋中的声波,除了可听声波之外,还有超声波和次声波。

声波在不同介质中的传播速度是不同的。而且随着介质密度的增加,声速增大。例如在真空中,电磁波传播的速度等于光速,而声波在真空中根本不能存在。在空气中,无线电波可以传播几百到几千米,而声波最远也只能传播几千米。通常说话的

声音一般只在若干米之内。在水中,声速为 1450m/s 以上,声波可以传播几千米。在特殊情况下可达到几百甚至几千千米。无线电波在水中的传播距离为若干米,而光波也只有几百米。声波在水中的传播速度受温度、盐度及海水静压力(即深度)的影响。温度越高,声速越大;盐度及静压力的增加也会引起声速的增大。

声波在海洋中传播时具有以下几个特点:

1. 反射和折射。当声波遇到不能透射的障碍物时,便会发生反射。声纳(尤其是主动声纳),主要就是利用声波的反射特性探测信号。若海水的温度不同,含盐量不同或水的压力不同,则声波在海水中传播时就会发生折射,即声波发生弯曲。使声波产生折射的主要因素是海水的温度。

2. 透射和绕射。透射是人所共知的一种物理现象。海洋中的声波遇到比较薄的障碍物就透射过去。绕射是声波遇到尺寸比本身波长小的障碍物时就绕过去。根据绕射的这一特性,当水声探测设备的频率一定时,就可以探测水下目标的尺寸。

3. 散射与混响。声波在传播过程中遇到不均匀的物质(如气泡、悬浮粒子、浮游生物、冰层、海底山脉等)时,部分声能就会偏离原来的路径转向其他

DICOM 的标准的 2 维数字图像数据。治疗应用程序(TPS)将 CT 断层序列图像转化成一个 3 维图像,称为数字重建图像(Digital Reconstruction Radiography, 简称 DDR)。从这个 3 维图像中可找出有兴趣的区域(Region of Interest 简称 ROI),从 ROI 中可以明显地区分出患者的肿瘤位置,灵敏器官与周围正常组织的相互空间关系。医务人员就从中来选择治疗方法,剂量计算等,从而制定出全部治疗计划。TPS 再从 DRR 图像中作出另外两个 DRR 图像,一个是从 0 度角度(如从肿瘤顶部来看)的 DRR 图称为 DRR1 图,一个是从 90 度角度(如从肿瘤边上来看)的 DRR

图称为 DRR2 图。在患者进行质子治疗照射之前,先用激光模拟定位进行预定位,作为粗定位位置,再用治疗头内的 X- 光管拍摄一个 0 度的 DR1 图像,再用位于治疗床边上的另一个 X- 光管拍摄一个 90 度的 DR2 图像。这两个 DR1 和 DR2 图再和由 TPS 根据 CT 图像所得的 DRR1 图与 DRR2 图像作比较。根据 DRR1 - DR1 与 DRR2 - DR2 两个图像的比较差值,来进一步精细调节治疗床,再重复进行上述的比较,直到 DRR1 与 DR1, DRR2 与 DR2 两个图像基本重合,就完成精确定位。