

质子治疗的物理性能和工作原理(上)

刘世耀

(中国科学院高能物理研究所 北京 100039)

在人类进入知识创新的 21 世纪,一系列新技术、新方法、新设备正在用来治疗对人类生命威胁最严重的恶性肿瘤。至今所用的肿瘤治疗方法,基本上可概括为手术、放疗与化疗 3 种。估计 70% 的肿瘤患者,不论手术与否,都是要采用放疗。在诸多的放射治疗类型中,不同粒子在人体内的不同能量衰减特性带来不同的治疗效果。X 射线、伽马射线与电子射线都在不同程度使被照肿瘤的前后正常细胞受到伤害,剂量的有效利用率也低。而质子在人体中的能量衰减呈现出先慢后快,上升形成一个峰值后,又急速下降到零的特点(通常称此为布拉格峰)。质子治疗时只要将峰值部分对准肿瘤病灶处,肿瘤处就受到最大的照射剂量,而肿瘤前的正常细胞只受到 $1/3 \sim 1/2$ 左右的峰值剂量,肿瘤后部的正常细胞基本上不受到任何伤害。此内在物理特性使质子治疗要比电子与伽马射线优越。由于当今的质子治疗技术的发展与完善,使用可变光阑准直器与专用补偿器或铅笔束扫描法的精密适形治疗,已能将质子控制得几乎可以像“量体裁衣”一样精确消灭癌细胞而不伤及正常细胞。近几十年来的质子治疗在临床上取得巨大成就,虽然近几年出现了 X 和电子射线调强方法,然而全世界医学界仍然认为质子调强治疗优于目前先进的 X 与电子射线调强治疗。至于重离子肿瘤治疗,治疗性能是优于质子,但重离子治疗装备价格比质子要贵 2.5 ~ 3 倍。因此从技术与经济观点及装置的性能价格比来考虑,目前重离子治疗还难以推广。因此当前质子治疗仍是现在最先进的肿瘤治疗方法。本文着重从质子本身的物理性能来介绍质子治疗的基本工作原理。

一、质子本身物理特性

1. 质子布拉格峰特性:质子是带正电的粒子,其电荷为 1.60×10^{-19} 库伦,与电子电荷相同。质子的质量为 1.67×10^{-27} kg,要比电子大 1836 倍,二者在质量上的巨大差异使质子与电子进入人体内的能量损失过程和剂量分布曲线有很大的不同。在图 1 中,表示不同射线粒子在人体内的能量损失和剂量

分布图,其中横坐标为进入体内的深度,纵坐标为相对剂量值。曲线 A 对应于质子,曲线 B 对应于 20MeV 电子,曲线 C 对应于钴-60 伽马射线,分别在人体内的剂量分布曲线。由此可以得出以下的结论:在用钴-60 照射时,由于剂量随深度而下降,从而给辐照带来 3 个缺点:①对较深处肿瘤,肿瘤前的正常细胞要受到比肿瘤处更大的剂量照射;②肿瘤后部的正常细胞不可避免要受到相当大的剂量损伤;③剂量有效利用率很低,不但浪费而且还要破坏肿瘤前后的正常细胞,这对深部小肿瘤尤为明显。用电子线照射,定性来看,上述伽马射线的缺点基本都存在;定量来看,这些缺点在程度上都有所减少,肿瘤前的正常细胞受到的损害比伽马射线要小,在肿瘤后的正常细胞受较小损害,而当电子剂量分布逐渐下降为零后,再后面的正常细胞就不再受到损

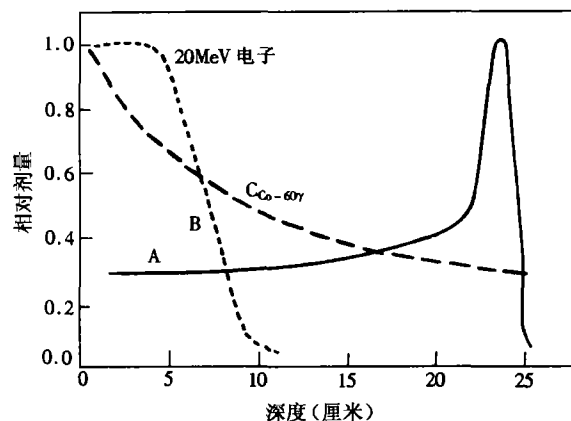


图 1

害。在用质子照射时,从曲线 A 可以看出,曲线呈现先缓慢上升后变快,直到峰值(称为布拉格峰),一过峰值即急速下降而趋于零。这种质子固有的物理特性为治疗肿瘤提供了十分理想的治疗方法,形成下述几种优点:①只要将峰值部分对准肿瘤病灶处,则肿瘤处接受到最大的剂量值,使剂量利用率大大提高,疗效也最好;②在肿瘤前的正常细胞包括皮肤只受到 $1/3 \sim 1/2$ 左右的最大剂量值,即受到伤害的程度要比伽马或电子治疗时少;③在肿瘤后部的正

现代物理知识

THE UNIVERSITY OF CHICAGO PRESS

布拉格峰;曲线 3 表示一系列能量逐步减少,相对流强也在逐步减少的一系列相应的原始布拉格峰值。现将曲线 2 与曲线 3 重叠相加,只要适当选择每个原始布拉格峰的强度(代表峰高)与能量(代表横向深度值),就可以得到如曲线 1 所示的扩展布拉格峰曲线,其曲线上的平顶部分即扩展布拉格峰。分析曲线 1,线上 A 点称近身体的峰;B 点为后边缘峰,AB 间的宽度即称扩展布拉格峰的宽度。曲线 BC 部分为后沿剂量下降部分,这个下降曲线的下降陡度对保护肿瘤后的敏感器官至关重要,从上可见在质子治疗中必须要有能量调制器。

1. 照射野: 肿瘤具有一定体积与 3 维尺寸, 其中垂直于质子束流的横截面称为肿瘤的横向尺寸, 在进行照射治疗时, 照射的质子流本身横向尺寸必须大于或等于肿瘤的最大横向尺寸, 不然总有部分肿瘤细胞得不到照射, 通常为了说明质子治疗时所能治疗的肿瘤大小, 引入一个“照射野”的性能指标。

这个指标可用圆直径或矩形厘米乘厘米来表示。如对专用治眼部癌症的水平固定治疗线,用 $\Phi 5\text{cm}$ 照射野就足够,但对专门治疗体内肿瘤用的治疗线,照射野要求达 $25\text{cm} \times 35\text{cm}$ 。根据目前质子治疗的技术水平,若在等中心的照射野越大,则造价也越高。一般当照射野大于 $30\text{cm} \times 30\text{cm}$ 时,用被动散射扩展法将难以取得要求的剂量均匀度,而必须要用主动扫描扩展法来实现。

厚 6.35 mm 有机玻璃覆盖 0.5 mm 铅

1 cm 狭缝 厚 6.75 mm 铅

1 cm 质子流 散射膜 1

散射膜 2

阻塞同心环

ϕ_1 0.77 ~ 1.45

ϕ_2 2.4 ~ 3.05

①双散射束流扩展法

②磁铁摆动扩展法

• 29 •

般 30cm 以上的照射野就要考虑用主动束流扩展法。

③ 铅笔细束扫描扩展法

铅笔细束扫描扩展法是一种主动束流扩展法,是使从加速器引出的质子流严格按照预先确定的工作模式来运动,从而形成所需 3 维调制的束流照射野(X 和 Y 为横向, Z 为纵向能量)。前后放置 2 个二极磁铁,使束流因 2 个二极磁铁中的磁场变化而运动,形成所需的具有均匀剂量分布的照射野。这种主动束流扩展法要比用被动散射来扩展束流的方法具有一系列明显的优点:减少束流路上的介质材料,从而不改变束流的射程与方向,提高束流的利用率,减少照射在病人身上的辐射本底,照射野可以比较大等。目前由于在技术上还有不少难点,至今还处于研制阶段。估计 2005 年左右能投入使用。图 4 是铅笔细束扫描原理示意图。

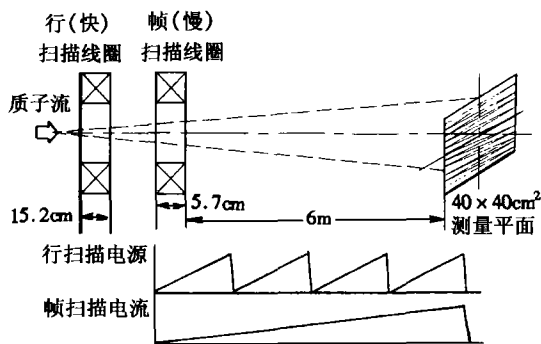


图 4

④ 点扫描

用扫描磁铁使束斑暂停在一个位置上,使在此位置上的能量沉积达到设定值后,再移到下一个位置进行照射,这样以一个点一个点方式来控制照射,原则上可以得到任何要求剂量分布的治疗精度,这就是点扫描的基本工作原理,位于瑞士维利根的保罗斯彻勒研究所对点扫描有深入的研究实践,是当前国际上点扫描工作最先进的研究所,首先以 $10\text{cm} \times 10\text{cm} \times 10\text{cm}$ 的 3 维辐照体积为例,当点间距离 5mm,则每边 10cm 中共有 21 个点,因此,在此 1000cm^3 体积内共分解成 9261 点,由于束斑为 1cm 高斯分布,因此每一个几何点上的总剂量分布是周围所有点与本身点在此点上的剂量叠加总值,如图 5 所示。

3. 束流纵向能量调制

由上已知扩展布拉格峰要由不同能量对应不同射程的质子流重叠而成。图 6 表示在治疗 2 种大小不同的肿瘤时,质子能量的变化与增加情况。由图

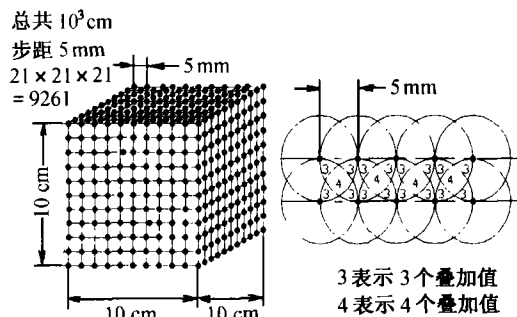


图 5

6(a)可见,肿瘤的前部边缘与皮肤间距离为 3.5cm,而肿瘤后部边缘与皮肤间距离为 8cm,因此要求治疗的质子扩展 SOBP 宽度为 4.5cm,对应最小能量为 70MeV,最高能量为 110MeV 之间的不同能量的布拉格峰叠加组成,对于小肿瘤来说为了使纵向剂量均匀些,因此能量增加间距要小一些,一般 $0.2\text{g}/\text{cm}^2$ 。

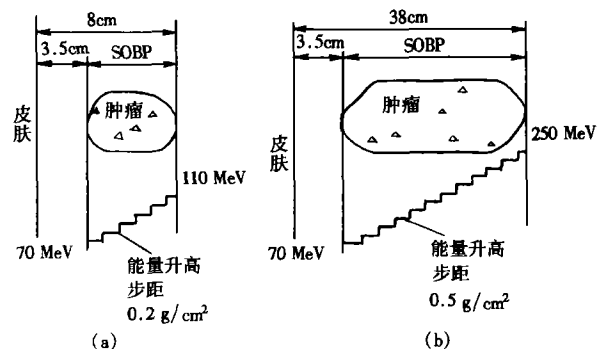


图 6

由图 6(b)可见肿瘤前沿与皮肤距离为 3.5cm,而其 后沿与皮肤间距离达 38cm。因此要求治疗的质子扩展 SOBP 宽度为 34.5cm 之多,要由 70MeV ~ 250MeV 之间的不同能量布拉格峰叠加形成,对大肿瘤来说,能量变化步距允许大一些,一般为 $0.5\text{g}/\text{cm}^2$ 。上述这种用来形成 SOBP 的专用装置叫能量调制器,而能量改变的方法叫能量调制方法。能量调制也分为主动调制与被动调制两种。凡不用介质阻挡方式来改变能量,直接用改变加速器引出质子能量的方法来能量调制称为主动能量调制法。主动能量调制有许多优点,避免了质子在介质中的多次散射与能散变宽,从而使照射野的横向剂量边缘阴影减少,纵向的后沿边际下降陡锐,提高质子治疗的性能。目前主动能量调制只有用同步加速器才能实现,而凡采取固定能量质子流输出的回旋加速器无法用主动能量调制法,必须用被动能量调制法。目前经常使用被动能量调制主要下述 2 种:

①条状搓板式调制器(或称过滤器)

完整的条状搓板式调制器形状如同一个洗衣搓板,图7是此调制器上的一个单元峰值结构,当质子通过此调制器,凡穿过最厚介质部分的质子将停留在扩展布拉格峰的前沿上,穿过最薄介质部分的质子将停留在扩展布拉格峰的后沿,搓板式调制器的曲线与横截面要根据要求的剂量分布与束流权重

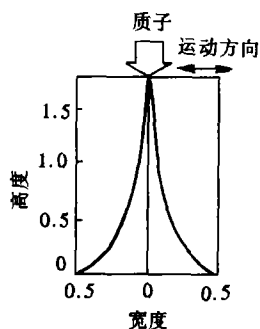


图 7

因子计算出来,穿过调制器的束流虽然呈现出所需的能量与射程质子的相对份额,但还需适当混合后才能得到所要求的扩展布拉格峰,这种混合是通过质子多次散射来完成的。如果搓板式调制器的峰太宽,使质子依靠散射不能充分混合,那么就要使此搓板调制器沿和脊与束流相垂直方向作线性振动以达到完全混合。

②转动式能量调制器

图8表示转动式能量调制器的原理示意图。用石墨或有有机玻璃材料做成圆盘,圆盘上刻有高度不同依一定阶梯向上或向下的平台,让质子通过(偏心)不断转动的圆盘边缘。这样当质子相继通过不同厚度介质时,就形成如扩展布拉格峰达到能量调制的目的。在实用时为了要满足不同的能量调制要求。往往用好几个圆盘,每个盘上刻有不同量程的平台,每个台阶可固定在 $0.5\text{g}/\text{cm}^2$,调制量程可达 $0 \rightarrow 30\text{g}/\text{cm}^2$ (等效水时)。

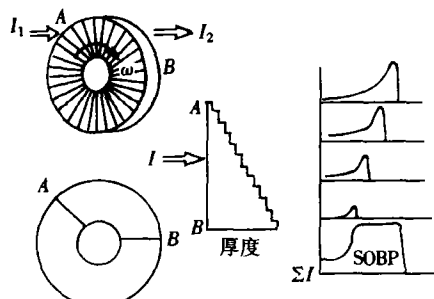


图 8

4. 能量与能量调节

质子在人体的射程可通过调节入射质子能量来变化,治疗肿瘤所需的相应扩展布拉格峰也要用不同能量的治疗来达到。因此能量与能量调节在质子治疗中具有重要作用,下面我们来看有多少重要的能量值与如何进行能量调节。图9表示质子治疗中

有关重要的能量值示意图。 E_{ACC} 指加速器引出能量;对一般回旋加速器, E_{ACC} 值为定值 $230 \pm 5\text{MeV}$ 。 E_{ESS} 指能量选择系统的输出能量;IBA 公司为

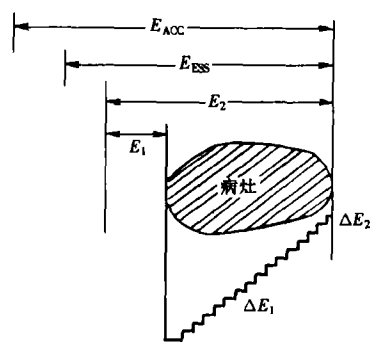


图 9

70~235MeV 连续可调,住友公司为 110~235MeV,只分四档,110MeV, 150MeV, 190MeV, 235MeV。 E_1 为要求治疗用 SOBP 的前峰对应的束流能量值, E_2 为要求治疗用 SOBP 的后沿对应质子能量, $E_2 - E_1$ 为 SOBP 的宽度, ΔE_1 为肿瘤前沿调制步长, ΔE_2 为肿瘤后沿调制步长。

在实际质子治疗时有关能量与能量调节的事件有:

①治疗计划中规定出 E_1 和 E_2 的值;

②先用 E_{ESS} 的降能器,将能量降至大于 E_2 的最近值,如 $E_2 = 170\text{MeV}$,则 E_{ESS} 用 190MeV,它将 230MeV 降到 190MeV,共降 40MeV 为前降能值;

③将 E_{ESS} 送至治疗头, $E_{\text{ESS}} - E_2$ 部分能量要在治疗头内降能,为后降能值;

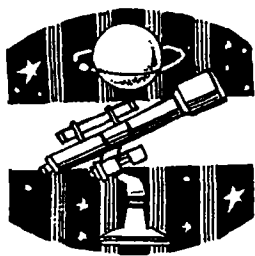
④ $E_2 - E_1$ 部分由治疗头中能量调制器来完成,而由 E_2 降到 E_1 的步长为 ΔE_1 ;

⑤对治疗能量为 E_2 ,即肿瘤后边缘时,这时能量调节步长要减少到 ΔE_2 。

由于 E_2 决定肿瘤后边缘的精确性,特别在肿瘤后有敏感器官时尤为重要。在有关质子治疗规范中,对小于 5cm 的肿瘤要求在后沿调节能量精度为 $0.05\text{g}/\text{cm}^2$,对于大尺寸肿瘤,此调节精度放宽到 $0.1\text{g}/\text{cm}^2$,能量精确调节器一般制成二进制调节器,一组由 10 块板组成的二进制调节,若最薄一块的水等效厚度为 0.5mm,若步长为 0.5mm,可调节 0~511.5mm 之间的任意厚度。

5. 适形治疗

适形治疗是指将辐射剂量的 3 维空间分布完全与肿瘤病灶 3 维空间相重合,从而只有病灶处受到剂量治疗,周围正常细胞完全不受损害,这是一种理想的质子治疗方法,为了近似达到此目的,医疗界采用了下述各种有效措施:为了使束流的横截面完全等于(不大也不小)被照射肿瘤的横截面,从而避免肿瘤横向周围的正常细胞受到伤害,因此在患者治



“神出鬼没”的星系中心的棒状结构

许 梅

(中国科学院国家天文台 北京 100080)

包括我们银河系在内的许多星系,它们的中心核球都显示有棒状结构,这种结构大多是由黄色演化着的恒星组成。棒的长短不一,有长达3万光年的。一种理论认为,棒的形成来源于星系中心区域的不稳定性,该区域核球内恒星运行的轨道之形状被重新改变,使之成为稳定的长条状。

现在,一些理论工作者预言:棒的引力混合效应将星系外部区域的星际气体吸进核心,导致核心区域大量恒星爆发式的形成和随之而来的超新星爆发,从而破坏了星系中心的棒状结构。以美国马里兰大学穆萨夫·达斯(Mousumi Das)为首的天文小组分析了BIMA毫米波射电天线阵对众多星系的观测数据,肯定了在一些星系中心的质量堆积现象,这就

不可避免地要出现因改变中心区域众多恒星的偏心轨道而导致棒状结构的解体。在2002年1月于华盛顿举行的美国天文学会的一次学术讨论会上,达斯小组报告了他们的观测结果:在中心质量较大的星系中,棒也较短。

达斯小组还认为,在全天所有的旋涡星系中约有一半有棒,而每个星系可能是在有棒和无棒的状态变来变去,棒状结构因星系核心区域吸入大量星际气体而毁灭,然后又可能在其他星系的潮汐作用下再现。旋涡星系和棒旋星系从外表上看有所不同,而实质上可能是同一类星系“变脸”的产品。

(据 Sky & Telescope, (April 2002), 22, Barred Spirals Come and go 一文编写)

疗时要为患者加工配置一个专用准直器。图10最前端的装置表示固定光阑准直器,图中中间的带有和肿瘤后沿曲面相同的凹形装置,称为患者专用补偿器,用作避免肿瘤后沿后的正常器官被照射损害。

假定患者的肿瘤体积与质子流的垂直的横截面为 A ,这时专门定作一个中间截面为 A 的

空心介质块(准直器),质子流通过此准直器时,只有落在截面 A 的质子流才可以通过,而其余部分质子流都被准直器的外周介质所吸收,从而保护了肿瘤横向周围的正常细胞(从理论上来说,实际上难以完全保护)孔径不可变的专用准直器一般用低熔点合金来烧铸模具,或用黄铜加工制成,由于必须对不同病人制作不同准直器,从而工作量大、费用高,因此人们已研制一种通用的多叶可变光阑准直器,用多叶光阑时,多叶光阑的孔径大小可以随被照射肿瘤不同层的不同横向尺寸而变化,不但可适用于不同患者,还可以使适形治疗更接近理想情况。但目前

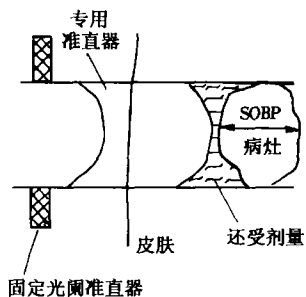


图 10

精度方面还不理想,要高精度准直还得用专用准直器。有一种专用补偿器,可用来调节束流的射程,使束流布拉格峰的后沿与病灶的后沿相吻合,这样就可以避免病灶后部的重要器官受到剂量损害,补偿器的设计需要考虑人体中高密度骨与低密度空腔所造成的不均匀性,补偿器一般用石蜡或有机玻璃制成。

在用图11中的可变孔径准直器与补偿器时的

治疗作用,对应束流不同能量,即对应不同射程照射时,准直器可以根据对应射程的横截面尺寸来调节可变孔径准直器的孔径大小,这样

就能部分克服固定准直器使病灶前正常细胞遭受剂量损害的缺点,只要将能量变化分得足够细,每次都对准直器孔径予以调节,则肿瘤前部受剂量损害的空间可以做到很小,则仍不可能绝对没有,这种方法比较接近适形治疗的预期效果。

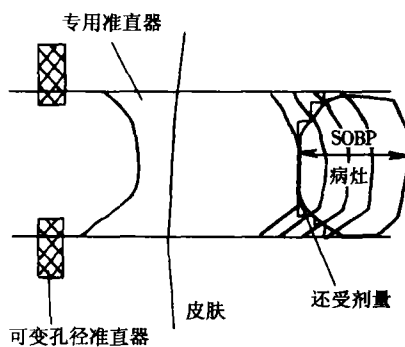


图 11