

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

H05H 7/00 (2006.01)

G21K 5/10 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 99814853.9

[45] 授权公告日 2006年10月25日

[11] 授权公告号 CN 1282400C

[22] 申请日 1999.12.20 [21] 申请号 99814853.9

[30] 优先权

[32] 1998.12.24 [33] BE [31] 9800935

[86] 国际申请 PCT/BE1999/000167 1999.12.20

[87] 国际公布 WO2000/040064 法 2000.7.6

[85] 进入国家阶段日期 2001.6.21

[71] 专利权人 离子束应用股份有限公司

地址 比利时卢万-拉-讷韦

[72] 发明人 伊弗斯·约真

审查员 杜江峰

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利

商标事务所

代理人 李德山

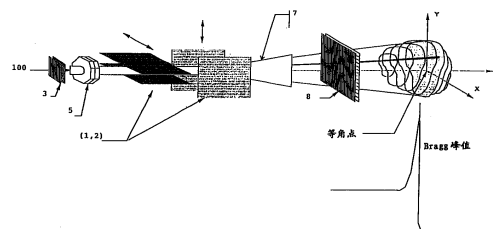
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 1 页

[54] 发明名称

应用粒子束处理目标体积的方法和实施这种方法的装置

[57] 摘要

本发明涉及应用粒子束尤其是质子束治疗目标体积的方法，该方法在于应用加速器产生所说的粒子束并从所说的粒子束中产生集中到目标体积上的窄束点，其特征在于同时改变所说的束点的扫描速度和粒子束的强度。



1. 采用粒子束处理目标体积(0)的方法,其中应用加速器产生这种粒子束,这种粒子束形成集中到目标体积上的较窄的束点,其特征在于束点在目标体积内沿着三维方向(X, Y, Z)的运动和粒子束的强度同时改变,以实现要输送的剂量与目标体积相一致。

2. 依据权利要求1所述的方法,其特征在于通过扫描,在确定辐射平面的垂直于粒子束的方向(Z)的两个方向(X, Y)上连续地进行所述运动。

3. 依据权利要求2所述的方法,其特征在于通过改变所说的粒子束的扫描速度,使该束点在目标体积(0)内在垂直于粒子束的方向(Z)的两个方向(X, Y)上运动。

4. 依据权利要求2或3所述的方法,其特征在于应用位于辐射前端中的两个扫描磁体(1和2)来实现在辐射平面中的运动。

5. 依据权利要求1所述的方法,其特征在于将目标体积切割成对应于不同的连续深度的且垂直于粒子束方向的几个连续的辐射平面,通过改变粒子束的能量使束点根据深度从一个平面运动到另一个平面。

6. 依据权利要求5所述的方法,其特征在于在从加速器引出粒子束之后立即改变粒子束的能量。

7. 依据权利要求5所述的方法,其特征在于应用降能器通过改变粒子束的能量实现束点从一个辐射平面到另一个辐射平面中的运动。

8. 依据权利要求2或3所述的方法,其特征在于实现束点的运动但不中断粒子束。

9. 依据权利要求5所述的方法,其特征在于通过扫描磁体(1和2)控制在每个辐射平面中的面积的轮廓。

10. 依据权利要求5所述的方法,其特征在于该束点扫描每个辐射平面几次。

11. 依据权利要求1所述的方法,其特征在于对于每个辐射平面或体素(voxel),应用一个计划和处理计算机系统,通过预先确定粒子

束的强度和扫描速度来确定与束点相对应的剂量。

12. 依据前述任一权利要求处理由加速器所产生的专用于辐射目标体积(0)的粒子束的装置, 所说的装置包括用于产生位于目标体积(0)中的束点的粒子加速器和用于实现所说的粒子束的强度变化的装置, 将该加速器与扫描磁体(1和2)相结合以在垂直于该束点的方向(Z)的两个方向(X, Y)中扫描所说的束点, 其特征在于通过一种计划和调整算法同时控制扫描装置(1, 2)和改变粒子束强度的磁体, 以使所输送的剂量与目标体积相符。

13. 根据权利要求12所述的装置, 其特征在于所述粒子加速器是回旋加速器。

14. 根据权利要求12所述的装置, 其特征在于它包括实现粒子束的能量变化的装置, 以使束点在目标体积内根据深度(Z)从一个辐射平面运动到另一个辐射平面。

15. 根据权利要求12所述的装置, 其特征在于它包括至少一个检测装置和/或诊断元件以实施测量以便校验辐射剂量与目标体积的一致性。

16. 根据权利要求15所述的装置, 其特征在于所述检测装置是离子化室(3, 8)。

17. 根据权利要求12至16中任一权利要求所述的装置, 其特征在于从加速器引出之后立即设置实现粒子束能量变化的装置。

应用粒子束处理目标体积的方法和实施这种方法的装置

技术领域

本发明涉及一种应用粒子束具体地说是质子束处理目标体积的方法。

本发明还涉及实施所说的方法的装置。

本申请的领域是特定用于治疗癌症的质子疗法，在这种治疗方法中需要提供一种辐射构成要治疗的瘤的目标体积的方法和装置。

背景技术

射线疗法是一种治疗癌症的可行的方法。这种方法基于应用离子辐射来辐射患者，更具体地说辐射他或她的瘤。在特定的质子疗法的情况下，应用质子束进行辐射。将一定剂量的辐射输送到瘤以破坏它。

在这种情况下，很重要的是将预定剂量的辐射有效地输送到由射线治疗医师所确定的目标体积中，而同时尽可能地不伤害附近的健康组织和重要的器官。这就称为输送到目标体积的剂量“相符”。在已知的质子治疗方法中有许多方法可以用于这种目的，将这些方法可以划分为两种类型：“无源”法和“有源”法。

不管是无源法还是有源法。这些方法都有一个共同的目的，即控制由粒子加速器所产生的质子束，以便在三维方向上完全覆盖目标体积：“深度”（在束的方向）和对于每个深度确定垂直于束的平面的二维方向。在第一种情况中，称为深度“调制”，或者说将质子的路径调制到物质中，而在第二种情况中，称为在垂直于束的平面中对辐射场进行整形。

无源法应用降能器来将质子的路径调整到对应于要辐射的面积中的最深点的最大值，该降能器与可变厚度的转轮相关，从而实现对路径的调制（后面的装置称为路径调制器）。将这些元件与“路径补偿器”

(或“填塞物”)和特定的准直器相结合使得能够使剂量分布与目标体积的末端部分完全一致。然而,这种方法的主要缺陷在于在目标体积之外在最接近部分的下游的健康组织本身偶尔会受到较大的剂量。此外,需要应用补偿器和准直器,而准直器是适用于特定的患者和辐射角度,因此造成该过程烦琐并增加了成本。

此外,为了加宽通过加速器和粒子束载波系统所输送的窄束,以便覆盖在射线疗法所要求的较大的处理面积,这些方法一般应用由双扩散器组成的系统。然而,在这些扩散器中质子损失了能量,因此很难在最大深度中实现较大的辐射场,直到通过应用输送质子的加速器能够获得“储藏的能量”,该加速器的能量比要求达到人体内最深的面积所需的能量更高。现在,已经十分清楚能够输送质子的这种加速器的成本随着能量成比例地增加。尽管存在这些缺点,无源法在过去一直广泛地使用并直到今天仍然广泛地使用。所提及的无源法的实例是在已有技术中十分熟悉的“双扩散”方法。

有源法的目的是解决与无源法相关的一些甚至在某些情况下全部的问题。事实上,存在几种类型的有源法。第一系列的有源法应用一对磁体来在圆形或矩形面积上扫描粒子束。例如大家所熟知的“摆动”和“光栅扫描”方法的例子。依据这些方法中的某些方法,通过类似于在无源法中所使用的路径调制器来调制扫描束。在这种情况下再次使用固定的准直器和路径补偿器。依据其它的方法,将要处理的体积切割成对应于连续深度的几个连续的片层。然后借助于两个扫描磁体以粒子束扫描每个片层,以覆盖这样的面积,该面积的轮廓线与要处理的肿瘤的形状相对应。对于每个要处理的片层这种形状各不相同并应用由许多活动的片层组成的可变准直器来确定。这种类型的方法的实例从 W. Chu, B. Ludewigt 和 T. Renner (Rev. Sci. Instr. 64, pp. 2055 (1993)) 的论文中可知。通过这些方法,可以处理较大的辐射场,甚至在要处理的体积中的最深的点上进行处理。然而,依据基于这些方法的某些实施例,仍然偶尔需要应用填塞物和补偿器。在包含切割成片层的方法的实例中,对于每个片层可以在所输送的剂量和要处理

的体积之间实现更好的一致性。然而，对于每个辐射片层需要使多滑片的准直器适应要处理的体积的横截面的轮廓。无须指出，一致性质量将取决于切割片层的“精密度”。

为了省去使用补偿器和准直器甚至多滑片准直器，为使输送到要处理的体积的剂量的最佳可能地相符，第二系列的有源法应用扫描磁体来确定要辐射的面积轮廓，对于每个辐射平面，将要处理的体积三维切割成许多点。如同应用第一系列有源法一样，通过改变在加速器中的能量或通过应用降能器粒子束在束的方法上沿着纵向尺度运动。所说的降能器位于加速器的出口或在相反的位置（即在辐射的前端，靠近患者）。在将要辐射的体积切割许多小体积（“体素”）之后，应用在三维上精细的扫描束给每个体积输送所需的剂量。因此不再需要特定的准直器和其它的补偿器。从 E. Pedroni 等人的论文（*Med. Phys.* 22 (1) (1995)）中可以得知实施这种原理的实例。依据这种实施例，通过在三维上扫描由窄束所产生的“束点”来施加该剂量。这种技术称为“铅笔形射束”。静态输送粒子束的这些单个剂量元件的大量叠加使得能够实现到目标体积的完美的剂量一致性。依据这种实施例，在该束点位置上的变化总是造成粒子束被切断了。应用偏转磁体（“扫描振荡器磁体”）来实现束点的最快的运动。应用位于辐射前端的降能器（“距离移位器”）来实现沿着第二扫描轴的运动，这就允许以深度方式扫描该束点。最后，通过支撑患者的工作台的运动来覆盖第三方向。应用为该治疗做计划的计算系统来预先确定对应于每个束点的位置和剂量。在束的每次运动中，即在每次移动束点时，中断该束。这通过应用在某一方向上使该束转向目的的磁体而不是处理磁体（“快速强磁体”）来实现。

有源法的这种实施例提供了解决上文所述的其它技术所遇到的问题解决方案，使其能够实现输送到要处理的体积的剂量的最佳可能地相符。然而，它也有许多缺陷。首先，在每次改变束点的位置之前需要中断该束，这极大地延长了处理的持续时间。其次，射线治疗医师一般都认为患者所在的工作台的运动不适合，这些医师喜欢不存在

任何运动，因为任何运动都可能造成在患者体内的器官的运动。最后，在下游（正好在患者之前）使用降能器（“距离移动器”）影响了束的某些特性。

在 G. Kraft 等人的论文(*Hadrontherapy in Oncology*, U. Amaldi 和 B. Larsson, 编者, Elsevier Science (1994)) 中可以看到专用于重离子束的实施有源法的另一个实例。还是在这种情况下，将要处理的体积切割成一系列连续的片层。依据本实施例，为从一片层到另一片层，通过直接在加速器中改变束的能量来实施深度方式的扫描，在这种情况下该加速器是同步加速器。仅一次通过该束点覆盖要处理的体积的每个片层，应用两个扫描磁体在 X 和 Y 方向（Z 方向是束的方向，即深度方向）扫描这个束点。以恒定的强度实施扫描并且不中断粒子束。扫描速度是可变化的，并可设定为要输送到每个体积单元的剂量的函数。还可以调整它以考虑在束的强度中的任何电压的波动。因此，这种方法能够克服与上文所描述的方法相联系的缺陷。然而，这种方法是专用于由同步加速器所产生的重离子，该同步加速器的能量可以“一个脉冲一个脉冲”地改变。此外，这种系统仅对要处理的体积每个片层仅辐射一次，这样在辐射的过程中在器官出现移动的情况下（例如目标体积受到呼吸的影响）就会出现问题。

Kanai 等人的文献“*Three-dimensional Beam Scanning for Proton Therapy*”发表在 *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research* (1983 年 9 月 1 日)，荷兰 (Vol. 214, No. 23, pp. 491-496)。该文公开了产生由扫描磁体控制然后集中到降能器的质子束的同步加速器的使用，其目的是改进质子束的能量特性。这种降能器实质由厚度不连续地变化的材料块组成。通过实时测量和通过计算机进行计算来动态调整用于每个目标体积的质子剂量。这就能够按照目标体积的函数一致地输送剂量。可以看到在该过程中是不需要调整束电流。

发明内容

本发明的目的是提供一种以粒子束处理目标体积的方法和装置，这种方法和装置能够避免前文所描述的方法的缺陷，同时还能够以最

大可能的灵活性来将剂量输送到目标体积。

具体地说，本发明的目的是提供一种处理方法和处理装置，对于给目标体积的每个元件输送的剂量这种处理方法和处理装置能够实现 1 到 500 的比率。

本发明的特定目的是提供一种方法和装置，这种方法和装置不需要大量的辅助元件比如准直器、补偿器、扩散器甚至路径调制器。

本发明的目的还在于提供一种方法和装置，这种方法和装置不需要移动患者。

本发明的目的还在于提供一种方法和装置，这种方法和装置能够防止不存在辐射发射（间隔或孔）或防止中断所说的辐射束的运动。

本发明的第一目的涉及应用粒子束尤其是质子束处理目标体积的方法，其中应用加速器产生这种粒子束，这种粒子束形成集中到目标体积上的较窄的束点，其特征在于束点在目标体积内沿着三维方向的运动和粒子束的强度同时改变，以实现要输送的剂量与目标体积相一致。

可取的是，在改变所说的束的速度的同时通过扫描在确定辐射平面的垂直于束的方向上的两个方向上连续地进行所述运动。

应用降能器通过改变粒子束的能量来实现在目标体积内束点从一个辐射平面到另一个辐射平面的运动。

有利的是，在从加速器引出粒子束之后立即改变粒子束的能量。

更具体地说，在垂直于束的两个方向上连续地运动。

通过扫描磁体控制所说的束点的扫描速度。通过应用一种算法设计所说的粒子轨迹来优化设计对所说的扫描磁体和粒子束的当前强度的同时控制，并结合用于所说的优化轨迹的实时校正的高等级的调整环路，以实现剂量与目标体积更好地一致。

因此可以看到不需要使用可变化的准直器并仅通过控制所说的束点的运动路径来实现与目标体积的一致。将目标体积切割成对应于连续路径且垂直于粒子束方向的几个连续的平面，通过改变粒子束的能量实现束点从一个平面到另一个平面在深度方向上的运动。

可取的是，应用位于在辐射前端中的两个磁体实现在辐射平面内

的运动。通过应用降能器改变粒子束的能量来实现束点从一个辐射平面到另一个辐射平面的运动。

比较有利的是，可以看到不需要中断粒子束就能够实现束点的运动。此外，通过扫描元件控制在每个辐射平面内的面积的轮廓。

本发明还涉及实施上文所描述的方法的治疗装置，该装置包括用于获得集中到目标体积上的束点的粒子加速器和用于实现所说的粒子束的强度变化的装置，将该加速器与扫描装置（具体地说扫描磁体）相结合以在垂直于该束点的方向的两个方向中扫描所说的束点。

可取的是，这种装置还包括实现所说的粒子束的能量变化的装置，以实现作为目标体积的深度函数的束点运动。

这种装置还包括检测装置比如离子化室和/或诊断元件以实施测量以便校验辐射剂量与目标体积的一致性。

本发明的另一个目的在于应用从固定能量加速器比如回旋加速器中获得的粒子束（具体地说是质子束）处理目标体积的方法，其中朝目标体积集中的窄束点是从这种粒子束中产生的，其中在从该加速器中引出粒子束之后立即改变所说的粒子束的能量。这就能够在接近于回旋加速器的环境中处理例如应用狭缝校正的粒子束的散射的问题或通过分析磁体在加速器的出口直接校正的离散（straggling）问题。这就也能够降低在接近于患者的环境中产生的中子的数量。

附图说明

图 1 所示为用于治疗目标体积提供辐射的装置的分解示意图。

具体实施方式

本发明的目的在于提供一种通过加速器（优选通过专用于辐射例如在癌症的情况下由要治疗的肿瘤组成的目标体积的固定能量的加速器）产生的质子束的方法和装置，这种方法和装置改进了在附图 1 中所描述的已有技术。

为此，需要直接在患者的体内沿着三维方向移动从这种质子束中产生的束点以在三维上覆盖这种目标体积。

图 1 部分地示出了用于实施依据本发明的方法的装置。依据一个优选的实施例，应用回旋加速器（未示）来产生质子束，该质子束产生要移动的束点 100。提供装置 3, 5 以从加速器中引出粒子束之后立

即改变该质子束的能量以便该束点在纵向尺度上（即在粒子束的方向上）运动，以便在目标体积内确定各种连续的辐射平面 Z。

实际上，将目标体积 0 切割成对应于不同的连续深度的几个连续的片层。然后应用磁体 1 和 2 通过所说的束点一线一线地几次扫描每个片层或每个辐射平面以覆盖该面积，对于每个片层该面积的轮廓一般都不相同。

通过扫描磁体 1 和 2 控制在每个平面中要辐射的面积轮廓。每个磁体都能够在 X 方向或 X 方向中实施扫描。

为了改变所发射的束的能量，优选应用降能器。

因此可以看到，特别有利的是依据本发明的方法和装置并不应用比如准直器、补偿器、扩散器或路径调制器等元件，这就使得实施所说的方法非常轻便。

此外，可以看到，依据本发明，不涉及患者的运动。由此所产生的辐射过程并不繁琐，并且更快捷和更精确。因此，它更低廉。因此在最短的时间内能够实现输送到目标体积中的剂量的一致性更好。

依据一个特别有利的特征，可以看到束点在每个辐射平面上运动但不中断粒子束，这就能够极大地节省时间并降低在两个连续的辐射点之间产生子剂量的危险。

依据所使用的方法，可以想象覆盖每个平面几次以限制在每段中逐点地输送的剂量，这增加了安全性同时抑制了由于体内器官的运动（例如呼吸）引起的问题。

可取的是，在每段内输送的剂量大约是要输送的总剂量的 2%。

可以设想通过同时改变束点的扫描速度和质子束的强度，能够提高调整输送到每个体积单元的剂量的灵活性。

此外，在这种方式中还增强了安全性。其原因在于与两个参数中的一个参数的不精确相关的任何问题都可以通过另一个参数校正。

所应用的方法在于借助于设计和处理计算机系统，对于每个辐射平面（或体素），通过预先确定粒子束的强度和扫描速度来确定与每个束点对应的剂量。在辐射的过程中，借助于通过检测装置比如离子化室 3, 8 和其它的诊断元件所实施的测量永久地建立剂量卡。同时重新计算和重新调整粒子束的强度和扫描速度以确保将预定的剂量有

效地输送到目标体积中。

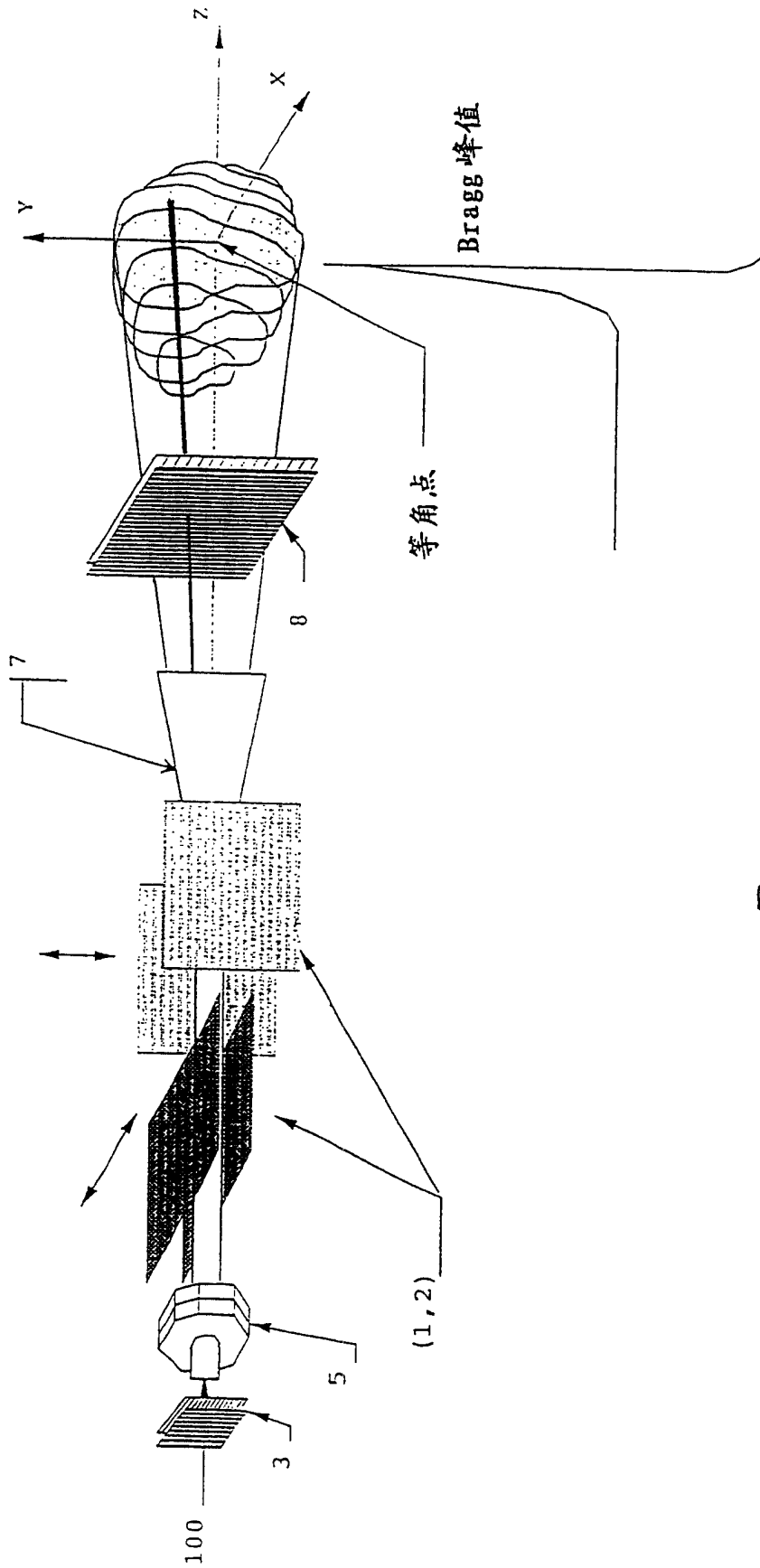


图 1