



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104548387 B

(45)授权公告日 2017. 10. 24

(21)申请号 201410592195.3

(22)申请日 2014.10.29

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104548387 A

(43)申请公布日 2015.04.29

(30)优先权数据

2013-224765 2013.10.29 JP

(73)专利权人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

专利权人 国立大学法人北海道大学

(72)发明人 平本和夫 梅泽真澄 藤高伸一郎

白土博树 清水伸一 梅垣菊男

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

公司 11243

代理人 许静 李家浩

(51)Int.Cl.

H05H 7/22(2006.01)

(56)对比文件

JP 2010032451 A, 2010.02.12,

CN 101622913 A, 2010.01.06,

US 2009101833 A1, 2009.04.23,

审查员 郭晓冰

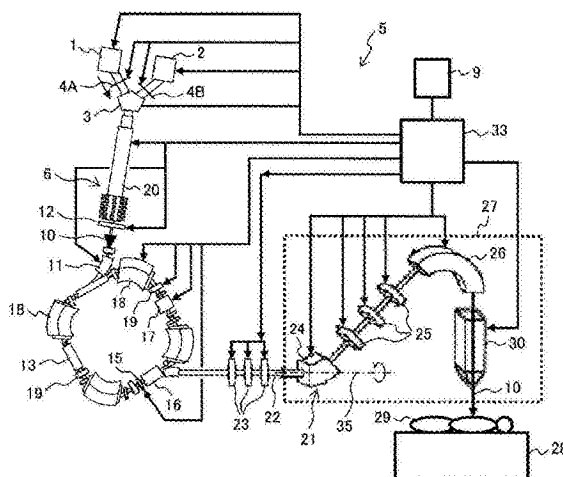
权利要求书2页 说明书12页 附图8页

(54)发明名称

带电粒子束系统

(57)摘要

本发明提供一种带电粒子束系统,可以将带电粒子束系统小型化,并且可以提高离子束向照射目标的照射集中性以及照射剂量分布的控制性。通过离子源产生第一离子以及比第一离子重的第二离子。第一离子以及第二离子中的一种离子通过切换电磁铁的作用而入射到加速器,通过加速器被加速。包含这一种离子的离子束从加速器出射到射束输送系统,从照射装置照射到患者的患部(照射对象)。在离子束的照射中,比较照射目标的深度和各离子种类的最大水中射程,选择第一离子以及第二离子中、照射目标的深度为最长水中射程以下的离子。所选择的离子入射到加速器,照射到照射目标。



1. 一种带电粒子束系统,其特征在于,
具备:

离子源,其产生重量不同的多种离子;

加速器,其将通过所述离子源产生的多种离子中的入射的一种离子加速;

射束输送系统,其输送从所述加速器取出并包含所述入射的一种离子的离子束;

旋转机架,其设定所述离子束向照射目标的照射方向;

照射装置,其被设置在所述旋转机架上,将所述离子束照射到所述照射目标;以及
控制装置,

所述离子源是产生第一离子以及比所述第一离子重的第二离子的离子源,

所述控制装置,当从所述照射目标的水等价深度比所述第二离子束的设定水中射程大的第一照射方向,对所述照射目标照射包含所述第一离子的第一离子束时,进行第一控制,即使所述旋转机架旋转,使得来自所述照射装置的所述第一离子束的照射方向与所述第一照射方向一致;以及

第二控制,即控制对所述加速器的高频加速装置施加的高频电压的频率来加速所述第一离子束,使得所述第一照射方向上的所述第一离子束的水中射程比包含所述第二离子的第二离子束的设定水中射程大,所述第一离子束到达所述照射目标,

所述控制装置,当从所述照射目标的水等价深度为所述第二离子束的所述设定水中射程以下的第二照射方向,对所述照射目标照射所述第二离子束时,进行第三控制,即使所述旋转机架旋转,使得来自所述照射装置的所述第二离子束的照射方向与所述第二照射方向一致;以及

第四控制,即控制对所述高频加速装置施加的所述高频电压的频率来加速所述第二离子束,使得所述第二照射方向上的所述第二离子束的水中射程成为所述第二离子束的设定水中射程以下,所述第二离子束到达所述照射目标。

2. 根据权利要求1所述的带电粒子束系统,其特征在于,

具备:所述控制装置,其当对在所述第一照射方向上以不同深度分割而得的、所述照射目标的多个第一层的各个第一层照射所述第一离子束时,在所述第二控制中,控制对所述高频加速装置施加的所述高频电压的频率来加速所述第一离子束,使得所述第一离子束到达各个所述第一层,当对在所述第二照射方向上以不同深度分割而得的、所述照射目标的多个第二层照射所述第二离子束时,在所述第四控制中,控制对所述高频加速装置施加的所述高频电压的频率来加速所述第二离子束,使得所述第二离子束到达各个所述第二层。

3. 根据权利要求2所述的带电粒子束系统,其特征在于,

所述照射装置包含使所述离子束在与所述照射方向垂直的方向上扫描的扫描电磁铁,

所述带电粒子束系统具备:所述控制装置,其在与所述第一照射方向垂直的方向上配置的所述第一层内,使所述第一离子束在与所述第一照射方向垂直的方向上扫描时,控制所述扫描电磁铁,使得所述第一离子束在所述第一层内扫描,在与所述第二照射方向垂直的方向上配置的所述第二层内,使所述第二离子束在与所述第二照射方向垂直的方向上扫描时,控制所述扫描电磁铁,使得所述第二离子束在所述第二层内扫描。

4. 根据权利要求1所述的带电粒子束系统,其特征在于,

产生所述第一离子以及比所述第一离子重的第二离子的离子源,包含产生所述第一离

子的第一离子源以及产生所述第二离子的第二离子源。

5. 根据权利要求1所述的带电粒子束系统,其特征在于,

具备:切换装置,其切换所述第一离子以及所述第二离子中入射到所述加速器的一种离子,

所述控制装置,在所述第一控制、所述第二控制、所述第三控制以及所述第四控制以外,还实施切换所述切换装置的第五控制。

带电粒子束系统

技术领域

[0001] 本发明涉及带电粒子束系统,特别涉及使用质子、氦离子或碳离子的离子束的适合于癌症治疗的带电粒子束系统。

背景技术

[0002] 向患者的癌症患部照射质子、氦或碳等的离子束来治疗癌症的带电粒子束照射系统,具备离子源、加速器、射束输送系统以及旋转机架,在旋转机架上具备对患者照射离子束的照射装置。

[0003] 通过离子源产生的离子束,在使用同步加速器以及回旋加速器等加速器被加速到期望的能量后,从加速器出射到射束输送系统。所出射的离子束通过射束输送系统被输送到在旋转机架上设置的照射装置。通过使旋转机架旋转,照射装置绕着旋转机架的旋转轴回旋,与离子束对在治疗台上承载的患者的癌症的患部的照射方向一致。因此,从通过旋转机架设定的照射方向,与作为离子束的照射目标的患部距离身体表面的深度、以及患部的形状相配合地照射被输送到照射装置的离子束。

[0004] 使用了照射装置的离子束的照射方法大致可分为散射体法以及扫描法。在散射体法中,通过散射体来横向放大离子束,使用SOBP (Spread Out of Bragg Peak:布拉格峰扩展) 滤波器,在深度方向上放大,照射作为照射目标的患部。扫描法中,与患部的形状配合地,使用扫描电磁铁使离子束横向移动,在深度方向上通过加速器使离子束的能量变化来照射离子束(参照日本特开平10—118204号公报以及日本特开2004—358237号公报)。

[0005] 在对人体照射了离子束的情况下,在人体的深度方向上表现出日本特开平10—118204号公报的图3所示那样的剂量分布,在布拉格峰处剂量达到最大,而且,在超过布拉格峰的深度剂量分布急剧减少。在使用了离子束的癌症治疗中利用了布拉格峰处剂量达到最大,在超过布拉格峰的深度剂量急剧减少的性质。

[0006] 日本特开2010—32451号公报记载了,在1个带电粒子束照射系统中,切换种类不同的离子束、即质子离子束(质子线)以及碳离子束(碳线)来对患者的癌症的患部照射质子离子束或碳离子束。日本特许第4632278号公报记载了,在1个带电粒子束照射系统中,将种类不同的离子束、即氦离子束、碳离子束以及氧离子束的某一种入射到作为加速器的同步加速器内,在通过同步加速器将入射的离子束加速后,对患者的癌症的患部进行照射。

[0007] H.Eickhoff et al.,GSI Darmstadt,“TESTS OF A LIGHT-ION GANTRY SECTION AS AN EXAMPLE OF PREPARATIONS FOR THE THERAPY FACILITY IN HEIDELBERG”,Proc.of EPAC2002,Paris France与日本特开2010—32451号公报以及日本特许第4632278号公报同样,记载了在1个带电离子束照射系统中切换多种离子束来对照射对象进行照射。

[0008] 专利文献1:日本特开平10—118204号公报

[0009] 专利文献2:日本特开2004—358237号公报

[0010] 专利文献3:日本特许第4632278号公报

[0011] 非专利文献1:H.Eickhoff et al.,GSI Darmstadt,“TESTS OF A LIGHT-ION

GANTRY SECTION AS AN EXAMPLE OF PREPARATIONS FOR THE THERAPY FACILITY IN HEIDELBERG”, Proc. of EPAC2002, Paris France

发明内容

[0012] 为了对体内较深位置处的治疗目标(癌症的患部)照射离子束,需要延长水中射程,以使离子束到达照射目标,另外,越增加离子束的离子的重量,则需要越高的能量。其结果是不得不增大构成带电粒子束照射系统的设备、即加速器、射束输送系统以及旋转机架各自使用的偏转电磁铁的曲率半径。这导致各设备的尺寸的大型化,结果是导致带电粒子束照射系统大型化。

[0013] 切换种类不同的离子束来照射治疗目标的带电粒子束照射系统,被构成为可以照射这些离子束中最重的离子的射束,与最重的离子的射束的照射相适应地,带电粒子束照射系统大型化。例如,在可以切换质子离子束以及碳离子束来照射的带电粒子束照射系统中,必须使其可以照射碳离子束,因此必然导致该系统大型化。

[0014] 另一方面,在使用质子离子束那样的轻离子束的带电粒子束照射系统中,加速器、射束输送系统以及旋转机架中使用的偏转电磁铁的曲率半径减小,因此可以缩小加速器、射束输送系统、旋转机架以及照射装置。由此,使用轻离子束的带电粒子束照射系统与使用碳离子束那样的重离子束的带电粒子束照射系统相比,可以小型化。

[0015] 但是,根据发明人的研究可知,轻离子束由照射装置引起的侧方散射大,因此,在照射轻离子束的情况下,体内的射束大小(size)增加,或者照射范围的端部的剂量降低幅度(penumbra:半阴影)增大,产生向照射目标的剂量集中性以及剂量分布的控制性降低的问题。

[0016] 本发明的目的在于,提供一种可以将带电粒子束系统小型化,并且可以提高离子束向照射目标的照射集中性以及照射剂量分布的控制性的带电粒子束系统。

[0017] 为了达成上述目的,本发明的一种方式的带电粒子束系统,具有:

[0018] 离子源,其产生重量不同的多种离子;加速器,其将通过所述离子源产生的多种离子中的入射的一种离子加速;射束输送系统,其输送从所述加速器出射并包含所述入射的一种离子的离子束;旋转机架,其设定所述离子束向照射目标的照射方向;照射装置,其设置在所述旋转机架上,将所述离子束照射到所述照射目标;以及控制装置,

[0019] 所述离子源是产生第一离子以及比所述第一离子重的第二离子的离子源,

[0020] 所述控制装置,当包含所述第一离子的第一离子束的照射方向上的所述照射目标的水等价深度比包含所述第二离子的第二离子束的设定水中射程大时,进行第一控制,即控制对所述加速器的高频加速装置施加的高频电压的频率来加速所述第一离子束,使得所述第一离子束的水中射程变得比所述第二离子束的设定水中射程大,所述第一离子束到达所述照射目标;当所述第二离子束的照射方向上的所述照射目标的水等价深度为所述第二离子束的所述设定水中射程以下时,进行第二控制,即控制对所述高频加速装置施加的所述高频电压的频率来加速所述第二离子束,使得所述第二离子束的水中射程成为所述第二离子束的设定水中射程以下,所述第二离子束到达所述照射目标。

[0021] 所述控制装置优选为如下控制装置,

[0022] 当从所述照射目标的水等价深度比所述第二离子束的设定水中射程大的第一照

射方向,对所述照射目标照射包含所述第一离子的第一离子束时,进行第一控制,即使所述旋转机架旋转,使得来自所述照射装置的所述第一离子束的照射方向与所述第一照射方向一致;以及

[0023] 第二控制,即控制对所述加速器的高频加速装置施加的高频电压的频率来加速所述第一离子束,使得所述第一照射方向上的所述第一离子束的水中射程比包含所述第二离子的第二离子束的设定水中射程大,所述第一离子束到达所述照射目标,

[0024] 当从所述照射目标的水等价深度为所述第二离子束的所述设定水中射程以下的第二照射方向,对所述照射目标照射所述第二离子束时,进行第三控制,即使所述旋转机架旋转,使得来自所述照射装置的所述第二离子束的照射方向与所述第二照射方向一致;以及

[0025] 第四控制,即控制对所述高频加速装置施加的所述高频电压的频率来加速所述第二离子束,使得所述第二照射方向上的所述第二离子束的水中射程成为所述第二离子束的设定水中射程以下,所述第二离子束到达所述照射目标。

[0026] (1) 实现上述目的的本发明的另一方式的带电粒子束系统,具备:

[0027] 离子源;将通过所述离子源产生的离子加速的加速器;输送从所述加速器取出的离子束的射束输送系统;设定所述离子束向照射目标的照射方向的旋转机架;以及设置在所述旋转机架上,将所述离子束照射到所述照射目标的照射装置,

[0028] 所述离子源是产生重量不同的多种离子的离子源,所述加速器是将所述多种离子加速,使得加速后的最高能量下的水中射程根据离子种类而不同的加速器,

[0029] 选择通过所述旋转机架确定的照射方向上的所述照射目标的水等价深度(达到等价的衰减的水深)为所述加速后的最高能量下的水中射程以下的离子,使用所述离子源、所述加速器、所述射束输送系统以及所述旋转机架,将所述选择的离子输送到所述照射装置,从所述照射装置照射到所述照射目标。

[0030] (2) 实现上述目的的本发明的另一方式的带电粒子束系统,具备:离子源;将通过所述离子源产生的离子加速的加速器;输送从所述加速器取出的离子束的射束输送系统;用于设定所述离子束向照射目标的照射方向的旋转机架;以及设置在所述旋转机架上,将所述离子束照射到照射目标的照射装置,

[0031] 所述离子源是产生重量不同的多种离子的离子源,所述加速器是将所述多种离子加速,使得最重的离子向最高能量加速后的水中射程比最重的离子以外的离子向最高能量加速后的水中射程短的加速器,

[0032] 当通过所述旋转机架确定的照射方向上的所述照射目标的水等价深度超过最重的离子的最长水中射程时,选择所述多个离子中除最重的离子以外的离子,当所述照射目标的水等价深度为最重的离子的最长水中射程以下时,选择包含最重的离子的所述多种离子,使用所述离子源、所述加速器、所述射束输送系统以及所述旋转机架,将所述选择的离子输送到照射装置,从所述照射装置照射到所述照射目标。

[0033] (3) 实现上述目的的本发明的另一方式的带电粒子束系统,具备:

[0034] 离子源;将通过所述离子源产生的离子加速的加速器;输送从所述加速器取出的离子束的射束输送系统;用于设定所述离子束向照射目标的照射方向的旋转机架;以及设置在所述旋转机架上,将所述离子束照射到所述照射目标的照射装置,

[0035] 所述离子源是产生重量不同的多种离子的离子源,所述加速器是将所述多种离子加速,使得最重的离子向最高能量加速后的水中射程比轻于最重的离子的离子向最高能量加速后的水中射程短的加速器,

[0036] 当通过所述旋转机架确定的照射方向上的所述照射目标的水等价深度超过最重的离子的最长水中射程时,选择所述多个离子中除最重的离子以外的离子,当所述照射目标的水等价深度为最重的离子的最长水中射程以下时,选择最重的离子,使用所述离子源、所述加速器、所述射束输送系统以及所述旋转机架,将所述选择的离子输送到所述照射装置,从所述照射装置照射到所述照射目标。

[0037] (4) 实现上述目的的本发明的另一方式的带电粒子束系统,具备:

[0038] 离子源;将通过所述离子源产生的离子加速的加速器;输送从所述加速器取出的粒子束的射束输送系统;设定所述离子束向照射目标的照射方向的旋转机架;以及设置在所述旋转机架上,将所述离子束照射到所述照射目标的照射装置,

[0039] 所述离子源是产生重量不同的多种离子的离子源,所述加速器是随着离子重量的增加,减小所述多种离子分别向最高能量加速后的水中射程的加速器,

[0040] 当通过所述旋转机架确定的照射方向上的所述照射目标的水等价深度超过最重的离子的最高能量下的水中射程时,选择所述多个离子中除最重的离子以外的离子,当所述照射目标的水等价深度为最重的离子的最高能量下的水中射程以下时,选择包含最重的离子的所述多种离子中所包含的离子,使用所述离子源、所述加速器、所述射束输送系统以及所述旋转机架,将所述选择的离子输送到所述照射装置,从所述照射装置照射到所述照射目标。

[0041] (5) 上述(1)、(2)、(3)以及(4)的各带电粒子束系统中,所述控制装置,比较通过所述旋转机架确定的照射方向上的、将照射目标在深度方向上分割所得的多层中的各层的水等价深度和各离子种类的最长水中射程,选择与所述照射目标的深度对应的水中射程为所述最长水中射程以下的离子种类,控制所述选择的离子种类的能量,从所述照射装置将所述选择的离子种类照射到所述照射目标。

[0042] (6) 上述(1)、(2)、(3)以及(4)的各带电粒子束系统中,具备扫描电磁铁,其设定要照射的离子在与所述照射装置的射束轴垂直的方向上的照射位置以及所述离子的照射范围,

[0043] 所述控制装置,根据在所述照射目标内分割而得的多个体积要素的各自的横向的照射位置以及范围,控制所述扫描电磁铁,比较从通过所述旋转机架确定的照射方向的各体积要素的水等价深度与不同离子种类的最长水中射程,选择各体积要素的水等价深度为所述最长水中射程以下的离子种类,将该离子种类加速到获得用于照射各体积要素的水中射程的能量,针对各体积要素照射预先设定的剂量。

[0044] 根据本发明,可以将带电粒子束系统小型化,并且可以提高向照射目标的照射剂量集中性,并且提高照射目标中的照射剂量分布的控制性。

附图说明

[0045] 图1是作为本发明的一个优选实施例的带电粒子束系统的结构图。

[0046] 图2是图1所示的照射装置的放大结构图。

[0047] 图3是表示使用了图1所示的带电粒子束系统的带电粒子束照射方法中向照射目标的离子束的照射状态的说明图。

[0048] 图4是表示图3所示的照射目标中的体积分割的说明图。

[0049] 图5是表示被照射离子束时体内的深度方向上的相对剂量分布的例子的说明图。

[0050] 图6是表示离子的体内射程和离子的单位核子的能量的关系的特性图。

[0051] 图7是表示基于离子的体内射程的射束大小的变化的例子的说明图。

[0052] 图8是表示离子的体内射程和离子的磁刚性率的关系的特性图。

[0053] 图9是表示作为本发明的另一优选实施例的实施例2的带电粒子束照射方法中向照射目标的离子束的照射状态的说明图。

[0054] 图10是作为本发明的另一优选实施例的实施例3的带电粒子束照射方法中应用的带电粒子束系统的照射装置的结构图。

[0055] 图11是表示实施例3的带电粒子束照射方法中被照射离子束的照射目标的层分割的说明图。

[0056] 图12是作为本发明的另一优选实施例的实施例4的带电粒子束照射方法中应用的带电粒子束系统的结构图。

[0057] 图13是表示实施例4的带电粒子束照射方法中向照射目标的离子束的照射状态的说明图。

[0058] 图14是带电粒子束系统的另一实施例的结构图。

[0059] 符号说明

[0060] 1:氢分子离子源;2:氦离子源;3:切换电磁铁;5、5A:带电粒子束系统;6、6A:带电粒子产生装置;7:碳离子源;8、20:直线加速器;12、12B:带电变换装置;13:同步加速器;15:出射用高频电极;16:出射用偏转器(deflector);17:高频加速装置;18、24、26:偏转电磁铁;19、23、25:4极电磁铁;21:射束输送系统;27:旋转机架;30、30A:照射装置;32a、32b:扫描电磁铁;33:控制装置;52a、52b:照射量监视器;53:准直器;54:射程补偿器;55:回旋加速器;56:降能器。

具体实施方式

[0061] 发明人对于可以将带电粒子束系统小型化,并且可以提高离子束向照射目标的照射集中性以及照射剂量分布的控制性的离子束向照射目标的照射进行了研究。以下说明该研究结果。

[0062] 当向人体照射离子束时,表现出图5所示那样的深度方向的剂量分布,如前所述,在布拉格峰处剂量达到最大。在体内,离子束可以超过表示布拉格峰的深度而到达的深度被称为离子束的射程(以剂量成为布拉格峰的50%的深度来定义)。

[0063] 图6表示水中的离子束的射程和患者的身体表面的单位核子的运动能量的关系的例子。例如,质子(H^+)以及氦离子(He^{2+}),用于获得相同的水中射程的单位核子的运动能量相同。但是,比氦离子重的离子(例如,碳离子(C^{6+})),质量越大,为使水中射程增加所需的动能越高。

[0064] 另一方面,离子束在从照射装置照射到体内的照射目标的过程中,由于照射装置内以及体内的各物质引起的侧方散射,射束大小增加。离子束的能量越小,照射装置内的离

子束的侧方散射越大。另一方面,体内物质引起的离子束的侧方散射,随着水中射程的增加而增加。其结果如图7所示,离子束的大小的增加在体内的浅的位置变得显著。另外,如图7所示,在离子束中包含的离子越重,离子束的大小的增加变得越小。

[0065] 以下,说明反映了以上的研究结果的本发明的实施例。

[0066] [实施例1]

[0067] 使用图1、图2以及图3来说明作为本发明的一个优选实施例的实施例1的带电粒子束照射方法。在本实施例的带电粒子束照射方法中,作为照射到照射目标即癌症的患部的离子束,使用质子离子束以及氦离子束。

[0068] 本实施例的带电粒子束照射方法中使用的带电粒子束系统5具备带电粒子束产生装置6、射束输送系统21、旋转机架27、照射装置30以及控制装置33。带电粒子束产生装置6使用同步加速器13作为加速器,如图1所示,在同步加速器13以外还具备氢分子的离子源1(H^+)、氦的离子源2(He^{2+})、直线加速器20以及切换向直线加速器20的氢分子离子和氦离子的入射的切换电磁铁3。

[0069] 与离子源1连接、设置了闸门4A的射束管(射束路径)和与离子源2连接、设置了闸门4B的射束管互相汇合后与直线加速器20连接。在与离子源1连接的射束管和与离子源2连接的射束管的汇合点配置切换电磁铁3。带电变换装置12被配置在直线加速器20和同步加速器13之间,具体来说,被配置在直线加速器20和后述的入射器11之间。

[0070] 同步加速器13在环状的射束管中设置有对离子束施加高频电压的高频加速装置(加速空腔)17、多个偏转电磁铁18、多个4极电磁铁19、出射用高频电极15以及出射用偏转器16,这些设备如图1所示沿着环状的射束管而配置。同步加速器13具备入射器11,该入射器11是使从直线加速器20出射的离子束入射到环状的射束管的电磁铁。

[0071] 射束输送系统21具有到达照射装置30的射束路径22,在该射束路径22中,从同步加速器13向照射装置30依次配置多个4极电磁铁23、偏转电磁铁24、多个4极电磁铁25以及偏转电磁铁26而构成。射束输送系统21的射束路径22的一部分被设置在旋转机架27上,偏转电磁铁24、多个4极电磁铁25以及偏转电磁铁26也被设置在旋转机架27上。射束路径22在出射用偏转器16附近与同步加速器13的环状的射束管连接。

[0072] 照射装置30如图2所示,具备2台扫描电磁铁32a、32b以及测量照射量的照射量监视器52a、52b。照射量监视器52a、52b被配置在扫描电磁铁32a、32b的下游。照射装置30被安装在旋转机架27上,配置在偏转电磁铁26的下游。承载患者29的治疗用床28与照射装置30相对配置。

[0073] 在对治疗用床28上承载的患者29的癌症的患部照射离子束10的情况下,在照射离子束10前使旋转机架27以旋转轴35为中心旋转预定的角度,使照射装置30的射束轴与成为在治疗计划中设定的预定角度的离子束10的照射方向一致,将照射装置30的射束轴朝向治疗用床28上的患者的癌症的患部。

[0074] 直线加速器20构成为可以分别将氢分子离子以及氦离子加速,但是,在照射离子束10时,将从两个离子源1以及2中通过切换电磁铁3切换后的一方的离子源(离子源1或离子源2)入射的氢分子离子或氦离子加速。通过由控制装置33进行的切换电磁铁3的切换控制,控制离子从离子源1以及2中的一方的离子源向直线加速器20(氢分子离子或氦离子)的入射。通过直线加速器20加速后的氢分子离子或氦离子的射束,从直线加速器20出射后入

射到同步加速器13的环状的射束管。通过直线加速器20将氢分子离子加速了的情况下,通过控制装置33的控制,使带电变换装置12B工作,通过带电变换装置12B将从直线加速器20出射的氢分子离子变换为质子。因此,从直线加速器20出射的氢分子离子的射束通过带电变换装置12B成为质子离子束后,通过入射器11入射到同步加速器13的环状射束管中。

[0075] 入射到该环状管的离子束10,通过提高对高频加速装置17施加的高频电压的频率而被加速,在回旋轨道即环状的射束管内回旋。从与高频加速装置17连接的高频电源装置(未图示)施加高频电压。对高频加速装置17施加的高频电压的频率,通过控制装置33控制高频电源装置而被提高。在环状射束管内回旋的离子束10的加速时,提高对高频加速装置17施加的高频电压的频率,并且通过控制装置33的控制提高各偏转电磁铁18以及各4极电磁铁19等的磁场强度,将环状射束管内回旋的离子束10的能量加速到预定能量。被加速并且回旋的离子束10的能量达到加速结束时的最高能量(前面所述的预定能量)时,通过控制装置33的控制,对出射用高频电极15施加出射用高频电压,由此,对在环状射束管内回旋的离子束10施加该出射用高频电压。当对离子束10施加出射用高频电压时,该离子束10通过出射用偏转器16出射到射束输送系统21的射束路径22。离子束10通过射束路径22入射到照射装置30,进而从照射装置30照射到治疗用床28上的患者29的癌症的患部。离子束通过出射用偏转器16出射到射束输送系统21的射束路径22时,通过来自控制装置33的控制信号,提高射束输送系统21的各4极电磁铁23、偏转电磁铁24、各4极电磁铁25以及偏转电磁铁26的各自的磁场强度,使得与在同步加速器13的环状射束管内回旋的离子束10成为加速结束时的最高能量时所调节的各偏转电磁铁18以及各4极电磁铁19等的磁场强度相同。

[0076] 在本实施例的带电粒子束照射方法中,通过控制装置33分别控制扫描电磁铁32a、32b,使离子束10扫描,在癌症的患部的分割后的某层内对每个点照射离子束10。基于向患部的扫描的离子束10的照射,例如通过在日本特开2004-358237号公报中记载的照射方法来进行。通过变更对高频加速装置17施加的高频电压的频率,改变离子束10的加速能量,改变深度方向上的布拉格峰的位置来进行患部的深度方向上的离子束10的照射位置的变更。患部的深度方向上的离子束10的照射位置的变更,通常从深的位置向浅的位置进行。

[0077] 在本实施例中,如前所述,使用质子离子束以及氦离子束。对于使用了带电粒子束系统5的质子离子束以及氦离子束向患者29的癌症的患部(照射目标)的照射进行说明。

[0078] 在本实施例中,要治疗的照射目标的最大水等价深度为30cm,将质子离子束的最长水中射程(第一离子束的设定水中射程)设为30cm,将氦离子束的最长水中射程(第二离子束的设定水中射程)设为4cm。在照射目标的水等价深度为4cm以下的情况下,使用氦离子束或质子离子束对照射目标进行照射。在照射目标的水等价深度为4cm以上30cm以下的情况下,从照射装置30向照射目标照射质子离子束。由此,如图7所示,在水等价深度为4cm以下的情况下,能够进行抑制了离子束的侧方散射的照射。

[0079] 当向癌症的患部40照射氦离子束时,通过控制装置33使离子源2工作,通过控制装置33打开闸门4B,控制切换电磁铁3,将离子源2中产生的氦离子入射到直线加速器20来加速。此时,闸门4A关闭。从直线加速器20出射的氦离子束通过入射器11入射到同步加速器13的环状管。当将氦离子束从直线加速器20入射到同步加速器13的环状管时,带电变换装置12不工作。

[0080] 氦离子束为了获得水中射程4cm,需要加速到获得该水中射程的加速后的最高能

量、即单位核子69MeV (磁刚性率2.4) (参照图6以及图8)。磁刚性率是将离子束的回旋轨道的半径与偏转磁场强度相乘而得的值。图6以及图8表示离子束的水中射程和用于获得该水中射程的离子束的能量以及磁刚性率。

[0081] 为了获得水中射程4cm的氦离子束,为使加速后的最高能量、即单位核子69MeV的氦离子束可以回旋,根据来自控制装置33的控制信号而提高同步加速器13的各偏转电磁铁18以及各4极电磁铁19的磁场强度,该氦离子束通过控制装置33提高对高频加速装置17施加的高频电压的频率,由此,氦离子束的能量被提高到单位核子69MeV。被提高到到达要照射的患部的位置所需的能量。射束输送系统21的各4极电磁铁23、偏转电磁铁24、各4极电磁铁25以及偏转电磁铁26的各自的磁场强度也同样地通过控制装置33如前所述那样来控制。具有单位核子69MeV的能量的氦离子束,从同步加速器13被出射到射束输送系统21的射束路径22,从照射装置30照射患部。通过氦离子束的照射,在从患者28的身体表面在深度方向上水等价深度4cm的位置形成布拉格峰。

[0082] 在向患部照射质子离子束时,通过控制装置33使离子源1工作,通过控制装置33打开闸门4A,控制切换电磁铁3,将通过离子源1产生的氢分子离子入射到直线加速器20来加速。此时,闸门4B关闭。从直线加速器20出射的氢分子离子的射束如前所述,在带电变换装置12中成为质子离子束,通过入射器11入射到同步加速器13的环状管。当将氢分子离子的射束从直线加速器20入射到同步加速器13的环状管时,如前所述,带电变换装置12工作。

[0083] 质子离子束为了获得水中射程30cm,需要加速到获得该水中射程的加速后的最高能量、即约220MeV (磁刚性率2.3) (参照图6以及图8)。

[0084] 为了获得水中射程30cm的质子离子束,为使加速后的最高能量即220MeV的质子离子束可以回旋,根据来自控制装置33的控制信号提高同步加速器13的各偏转电磁铁18以及各4极电磁铁19的磁场强度,该质子离子束,通过控制装置33提高对高频加速装置17施加的高频电压的频率,由此,质子离子束的能量被提高到约220MeV。即,质子离子束的能量被提高到为到达要照射的患部的位置所需要的能量。射束输送系统21的各4极电磁铁23、偏转电磁铁24、各4极电磁铁25以及偏转电磁铁26各自的磁场强度也同样地,通过控制装置33如前所述那样被控制。具有约220MeV的能量的质子离子束从同步加速器13出射到射束输送系统21的射束路径22,从照射装置30照射患部。通过质子离子束的照射,在从患者28的身体表面在深度方向上水等价深度30cm的位置形成布拉格峰。

[0085] 照射量监视器52a、52b可以逐次确认通过扫描电磁铁32a、32b而扫描并照射患部的氦离子束或质子离子束向患部的照射量。

[0086] 通过基于扫描电磁铁32a、32b的氦离子束的扫描以及氦离子束的加速能量的变更,可以进行氦离子束向患部的横向(与照射装置30的射束轴垂直的方向)的照射以及向深度方向的照射。另外,通过基于扫描电磁铁32a、32b的质子离子束的扫描以及质子离子束的加速能量的变更,可以进行质子离子束向患部的横向的照射以及向深度方向的照射。

[0087] 将质子离子束加速到作为最高能量的约220MeV的磁刚性率、和将氦离子束加速到作为最高能量的单位核子69MeV的磁刚性率大致相等,成为用氦离子束获得水中射程30cm的磁刚性率的大约1/2。

[0088] 本实施例,与直到照射目标的水等价深度为30cm为止完全通过氦离子束照射的情况(最大磁刚性率4.5)相比,可以抑制在同步加速器13以及射束输送系统21中使用的各偏

转电磁铁的曲率半径,可以将各偏转电磁铁的尺寸小型化。因此,可以将带电离子束系统5的尺寸小型化为约1/2。另外,可以将这些偏转电磁铁的磁场强度抑制到1/2。

[0089] 图3表示照射氦离子束以及质子离子束的患者29的患部40的一个例子。对使用带电粒子束系统5的质子离子束以及氦离子束的向患者29的癌症的患部(照射目标)的照射进行说明。作为照射目标的癌症的患部40,通过使用治疗计划装置9的治疗计划,如图4所示,虚拟地分割为多个体积要素41,针对各个体积要素41决定照射离子束的方向、照射的离子束的种类、照射的离子束的能量、以及各离子束的照射量。这些信息作为治疗计划信息,在离子束的照射开始前,从治疗计划装置9被输入到控制装置33,存储在控制装置33的存储器(未图示)中。

[0090] 在本实施例中,如图3所示,通过控制装置33控制旋转机架27的旋转角度,从方向A以及方向B向患部40照射离子束。在来自方向A的离子束的照射中,患部40整体的水等价深度为从患者29的身体表面起在水中射程4cm以下的3cm,对全部体积要素41照射氦离子束。通过同步加速器13将氦离子束加速到得到适于各体积要素41的水中射程的加速结束后的能量为止,在加速后出射到射束输送系统21的射束路径22。事先使旋转机架27旋转,使照射装置30的射束轴与方向A一致。横向的氦离子束的照射位置,通过照射装置30的扫描电磁铁32a、32b的扫描来确定,将计划的剂量的氦离子束照射到体积要素41。在通过照射量监视器52a、52b确认照射了计划量的氦离子束后,停止氦离子束向该体积要素41的照射。接着,在要照射的体积要素41的水等价深度相同的情况下,变更扫描电磁铁32a、32b的磁场强度来向下一体积要素41照射氦离子束。在体积要素41的水等价深度不同的情况下,使用高频加速装置17变更氦离子束的加速能量,使得所照射的氦离子束的水中射程成为与该水等价深度适合的,通过控制扫描电磁铁32a、32b的磁场,在横向的照射位置进行向相应的体积要素41的氦离子束的照射。重复进行这样的氦离子束的照射,对患部40全体的体积要素41进行氦离子束的预定量的照射。

[0091] 在来自方向A的氦离子束的照射结束后,变更旋转机架30的旋转角度,使照射装置30的射束轴与方向B一致。在来自方向B的离子束的照射中,如图3所示,作为照射目标的患部40位于比水中射程4cm深的位置。因此,从方向B对全部体积要素41进行质子离子束的照射。向各体积要素41的质子离子束的照射步骤与使用来自方向A的氦离子束照射的情况相同。

[0092] 在本实施例中,如来自方向A的氦离子束的照射以及来自B方向的质子离子束的照射那样对离子束的照射进行划分,即从不同方向对患部40照射离子束,因此,照射到患部40跟前的健全细胞的放射剂量被降低。通过来自方向A的氦离子束的照射以及来自方向B的质子离子束的照射,对患部40照射预定量的剂量。

[0093] 在本实施例中,从患者29的身体表面到患部40的水等价深度较浅的方向(例如,水等价深度为3cm的方向A)照射氦离子束,从患者29的身体表面到患部40的水等价深度较深的方向(例如,水等价深度为10cm以上的方向B)照射质子离子束,因此,可以将偏转电磁铁18、24以及26小型化,可以将带电粒子束系统5的尺寸小型化。

[0094] 另外,从方向A向患部40照射氦离子束,从方向B向患部40照射质子离子束,因此可以抑制氦离子束以及质子离子束的各自的射束大小的增加,可以提高各离子束向患部40的照射集中性。而且,从方向A向患部40照射氦离子束,从方向B向患部40照射质子离子束,可

以提高患部40的照射剂量分布的控制性。

[0095] 在本实施例中,为了能够在短时间内进行离子种类不同的离子束的变更,使用了2台离子源,但是可以通过1台离子源变更离子产生用气体来产生分别包含重量不同的离子的多种离子束,将各离子束照射到照射目标。

[0096] [实施例2]

[0097] 说明作为本发明的另一优选实施例的实施例2的带电粒子束照射方法。在本实施例的带电粒子束照射方法中,使用了与在实施例1中使用的相同的带电粒子束系统5。

[0098] 图9表示照射氦离子束以及质子离子束的患者29的患部40的一个例子。说明使用带电粒子束系统5的质子离子束以及氦离子束向患者29的癌症的患部(照射目标)的照射。

[0099] 作为照射目标的患部40A,在方向A上位于从患者28的身体表面到水等价深度2cm~7cm之间,在方向B上位于从患者28的身体表面到水等价深度比氦离子束的水中射程4cm(设定水中射程)深的位置。与实施例1相同,在将患部40分割为多个体积要素41,使照射装置30的射束轴与方向A一致,从方向A进行离子束的照射的情况下,对距离身体表面的水等价深度为4cm以下的浅位置处存在的、患部40的体积要素41照射氦离子束,对距离身体表面的水等价深度比4cm深的位置处存在的、患部40的体积要素41照射质子离子束。另外,在使照射装置30的射束轴与方向B一致,从方向B进行离子束的照射的情况下,由于全部体积要素41存在于距离身体表面的水等价深度为10cm以上的位置,因此,对全部体积要素41照射质子离子束。

[0100] 本实施例也与实施例1同样,分别从方向A以及B对患部40照射离子束,因此,照射到患部40跟前的健全细胞的放射剂量被降低。通过来自方向A的氦离子束以及质子离子束的照射、以及来自B方向的质子离子束的照射,对患部40照射预定量的剂量。体积要素在比水中射程4cm深的位置时照射质子,体积要素在水中射程4cm以下的浅的位置时照射氦离子。

[0101] 本实施例与实施例1同样,可以提高对患部40的照射集中性以及照射剂量分布的控制性。特别地在本实施例中,对距离身体表面的深度在水等价深度4cm以下的区域A中存在的全部体积要素照射氦离子束,但是对超过水等价深度4cm的区域B中存在的全部体积要素照射质子离子束。这样,在来自方向A的离子束的照射中,通过组合照射氦离子束的体积要素和照射质子离子束的体积要素,可以进一步提高剂量分布的控制性。另外,对区域A照射射束大小较小的氦离子束,对区域B照射射束大小相对增大的质子离子束,因此,可以在提高向照射目标的剂量集中性的同时,在短时间内结束照射。

[0102] [实施例3]

[0103] 说明作为本发明的另一优选实施例的实施例3的带电粒子束照射方法。在本实施例的带电粒子束照射方法中,使用了将实施例1中使用的带电粒子束系统5中的照射装置30替换为图10所示的照射装置30A的带电粒子束系统。本实施例中使用的照射装置30A以外的带电粒子束系统的结构,与带电粒子束系统5相同。

[0104] 在照射装置30A中设置扫描电磁铁32a、32b、测量照射量的照射量监视器52a、52b以及确定横向的照射视野范围的准直器53。另外,在照射装置30的下部设置根据照射目标的深度方向的形状来补偿水中射程的射程补偿器54。其他结构与图1的结构相同。本实施例也使用质子以及氦离子束,质子加速到水中射程30cm的能量,氦加速到水中射程4cm的能

量。从同步加速器13出射的离子束通过射束输送系统14被输送到在旋转机架31上设置的照射装置30。

[0105] 在本实施例中,如图11所示,将患部40在深度方向上分割为多层42。在与基于射程补偿器的射程的变化相对应的各层的水等价深度为4cm以下的情况下照射氦离子束,在超过4cm的情况下照射质子离子束。

[0106] 在本实施例中,在加速器中使用了直线加速器12和同步加速器13,但是,如图14所示,将加速器设为以恒定能量出射质子(H^+)离子束以及氦(He^{2+})离子束的回旋加速器55,将使离子束通过的金属制降能器(デグレーダ)56设置在射束输送系统中,使该降能器的厚度变化来控制离子束的能量的衰减量,由此,可以实现与实施例1~3相同的系统。

[0107] 在切换质子和氦离子时,变更图14所示的切换电磁铁3的极性,变更、控制回旋加速器55的偏转电磁铁57的磁场、高频加速装置58的共振频率以及施加高频、向出射用偏转器59施加的电压来加速、出射。

[0108] [实施例4]

[0109] 说明作为本发明的另一优选实施例的实施例4的带电粒子束照射方法。在本实施例的带电粒子束照射方法中,使用图12所示的带电粒子束系统5A。

[0110] 带电粒子束系统5A具备:带电粒子产生装置6A、射束输送系统21、旋转机架27、照射装置30以及控制装置33。带电粒子产生装置6A除同步加速器13以外,还具备氦离子源2(He^{2+})、碳离子源7(C^{4+})、直线加速器20、8、将碳离子(C^{4+})带电变换为碳离子 C^{6+} 的带电变换器12B、以及切换电磁铁3。氦离子源2与直线加速器20连接,碳离子源7与直线加速器8连接。切换电磁铁3对从直线加速器20出射的氦离子束、从直线加速器8出射的碳离子(C^{6+})束向同步加速器13的环状射束管的入射进行切换。同步加速器13、射束输送系统21、旋转机架27以及照射装置30各自的结构与带电粒子束系统5相同。

[0111] 从直线加速器20出射的氦离子束以及从直线加速器8出射的碳离子(C^{6+})束的任意一种,通过切换电磁铁3的切换而入射到同步加速器13。入射到同步加速器13的离子束(氦离子束或碳离子(C^{6+})束)与实施例1同样地被加速,出射到射束输送系统21的射束路径22。出射的离子束在照射装置30中通过扫描电磁铁32a、32b而扫描,照射到患部40B的各个预定位置。

[0112] 在同步加速器13中,氦离子束以及碳离子束通过高频加速装置17分别被加速到最高能量220MeV/核子(磁刚性率4.5Tm)。由此,氦离子束的最长水中射程达到30cm,碳离子束的最长水中射程达到10cm。

[0113] 照射装置30的剂量监视器52a、52b逐次确认氦离子束以及碳离子束的各自的照射量。氦离子束(或碳离子束)通过扫描电磁铁32a、32b按照照射目标的形状来横向扫描,照射到患部40B。在患部40B的深度方向上变更氦离子束(或碳离子束)的加速能量,来变更布拉格峰深度和其离子束的水中射程。

[0114] 在本实施例中,患部40B在患者29体内位于图13所示的位置,从3个方向A、B、C照射离子束。在治疗之前,根据治疗计划,与图4同样地将患部40B虚拟地分割为微小的体积要素41。

[0115] 在来自照射方向A的照射中,患部40B整体的水等价深度为10cm以上,对全部体积要素41照射氦。预先在治疗计划中确定了对各体积要素41的照射所需要的氦离子束的能量

以及其照射量。将旋转机架31设定为预先在治疗计划中确定的角度,将氦离子束加速到得到适合于各体积要素41的水等价深度的水中射程的能量。横向的照射位置通过照射装置30的扫描电磁铁32a、32b来确定,照射所计划的量的氦离子束。在照射了计划量的氦离子束后,停止氦离子束的照射,接着,在照射的体积要素41的水等价深度相同的情况下,变更扫描电磁铁32a、32b的强度来照射,在体积要素41的位置的水等价深度不同的情况下,变更氦离子束的加速能量。通过扫描电磁铁32a、32b设定横向的照射位置,然后重复进行离子束的照射,向目标全部体积照射离子束。

[0116] 在来自方向B的照射中,体积要素的深度位于水等价深度8cm至13cm的范围内,在水等价深度10cm至13cm的范围内使用氦离子束进行照射。在水等价深度为8cm至10cm的深度的体积要素41使用碳离子进行照射。关于从方向C的方向照射的情况,全部的体积要素41的深度为10cm以下,对该范围内的全部体积要素41照射碳离子束。

[0117] 在上述实施例中,在水等价深度为10cm以下的情况下,对任意体积要素41都照射碳离子束,但即使在水等价深度为10cm以下的情况下,也能够对各体积要素41分别照射氦离子束和碳离子束。由此,能够得到高的剂量集中性以及剂量分布控制性,并且能够抑制照射时间。

[0118] 在本实施例中,在加速器中使用直线加速器12和同步加速器13,但是,可以如图14所示,加速器使用回旋加速器55,离子源使用氦离子源(He^{2+})和碳离子源(C^{6+}),将各离子加速到能量220MeV/核子,在射束输送系统21中设置使离子束分别通过的金属制降能器56,通过改变该降能器56的厚度来控制离子束的能量的衰减量,由此可以实现与本实施例同样的系统。

[0119] 在切换氦离子束和碳离子束时,变更图14所示的切换电磁铁3的极性,通过控制装置33控制回旋加速器55的高频加速装置58的共振频率、施加高频。其结果,将离子束加速到预定的能量。

[0120] 在本实施例中,使用氦离子束和碳离子束来照射目标,但是在本实施例以外还能够追加质子用的离子源和质子用的直线加速器,通过同步加速器加速到220MeV,在氦、碳以外增加质子的照射,由此能够提高向目标的剂量集中性,同时缩短照射时间。

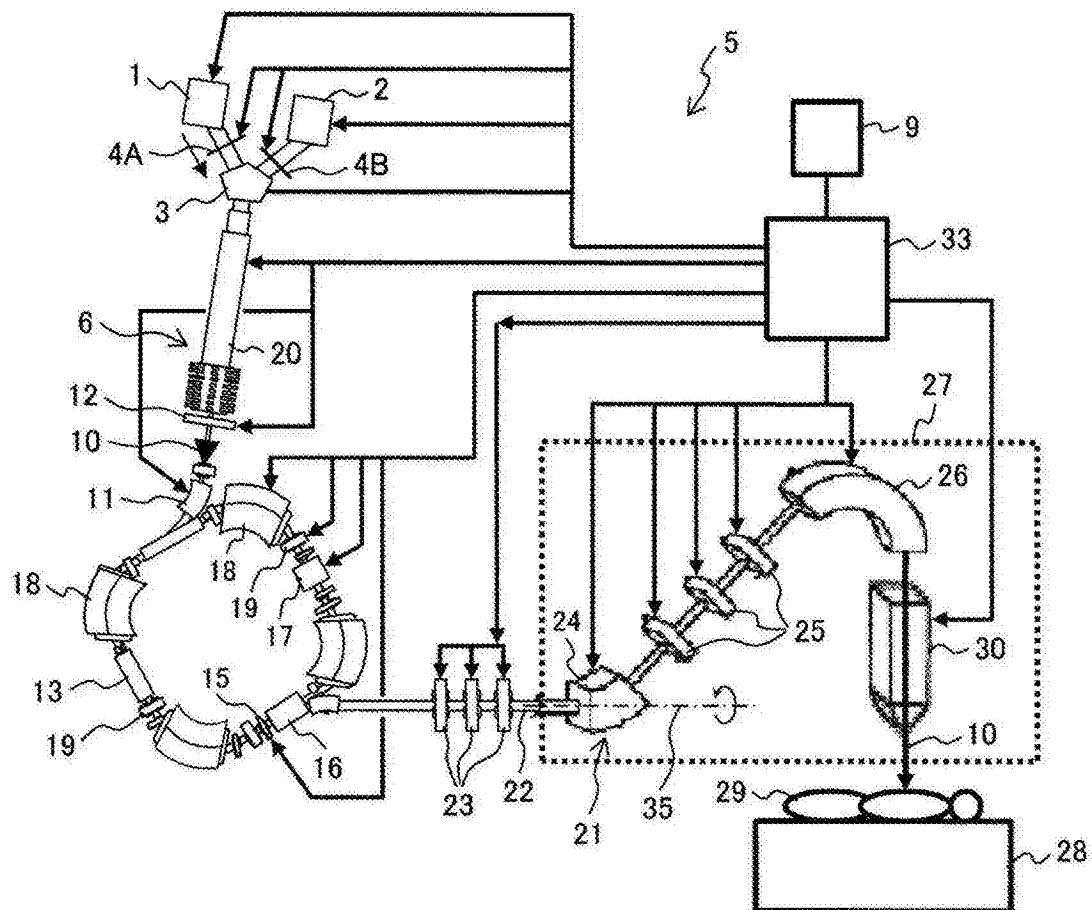


图1

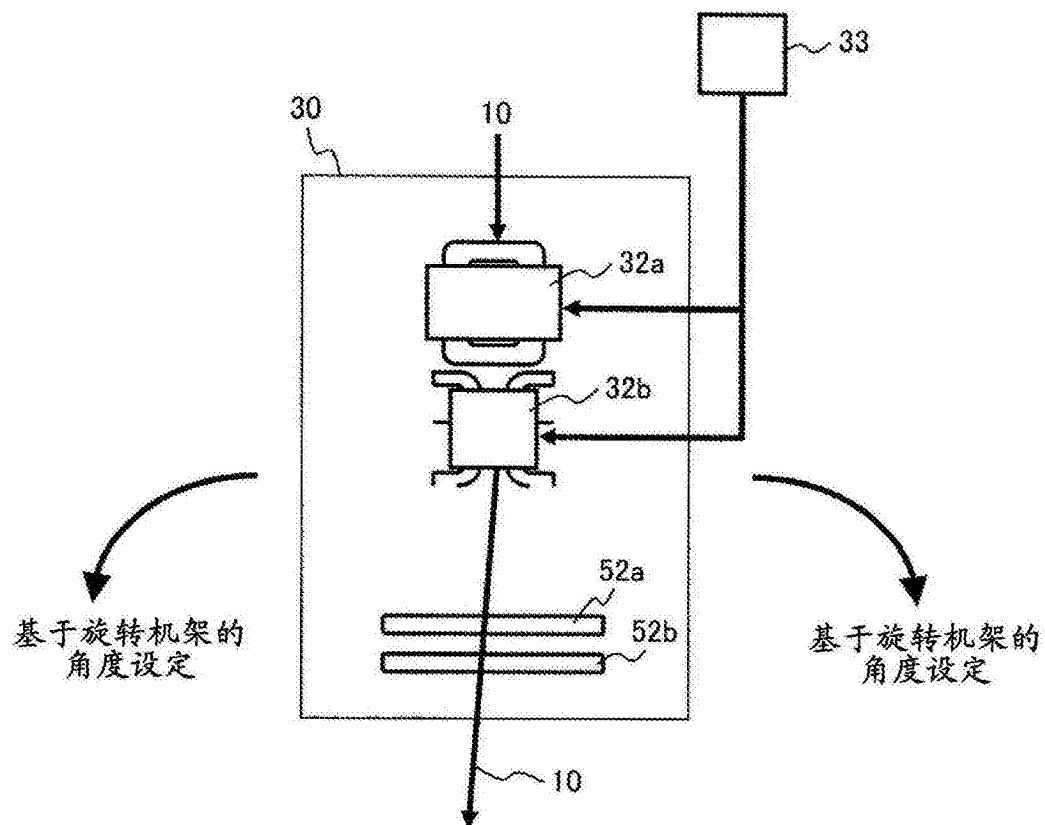


图2

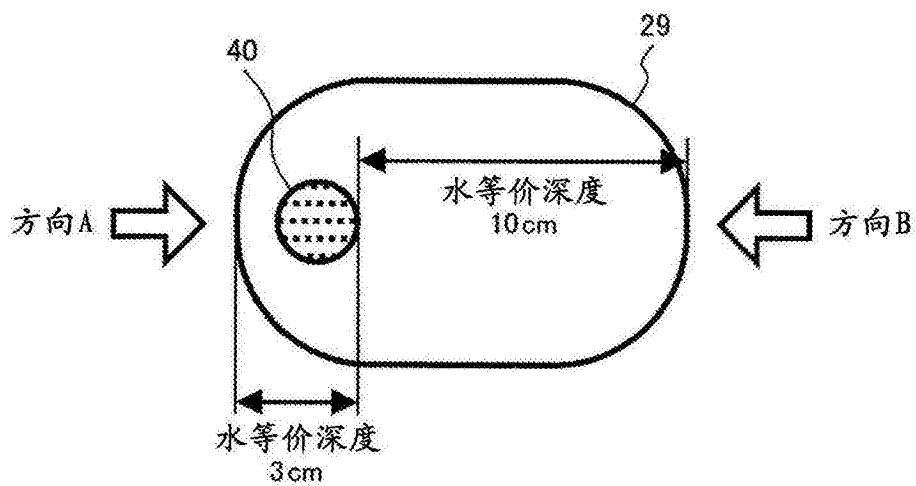


图3

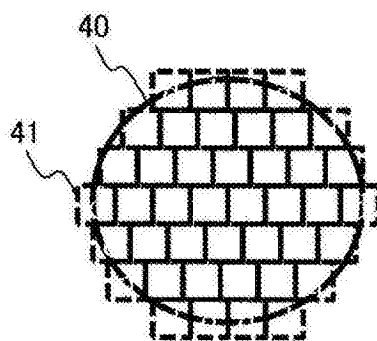


图4

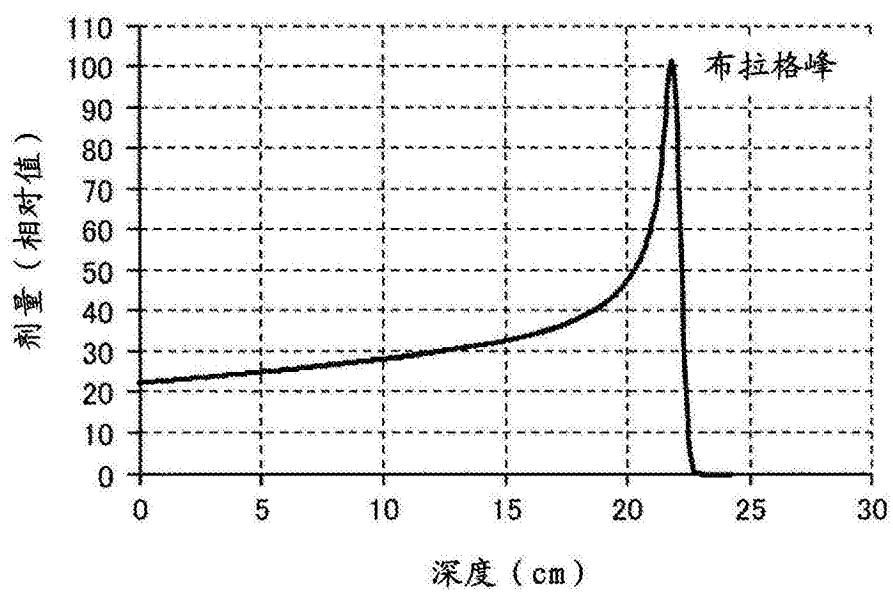


图5

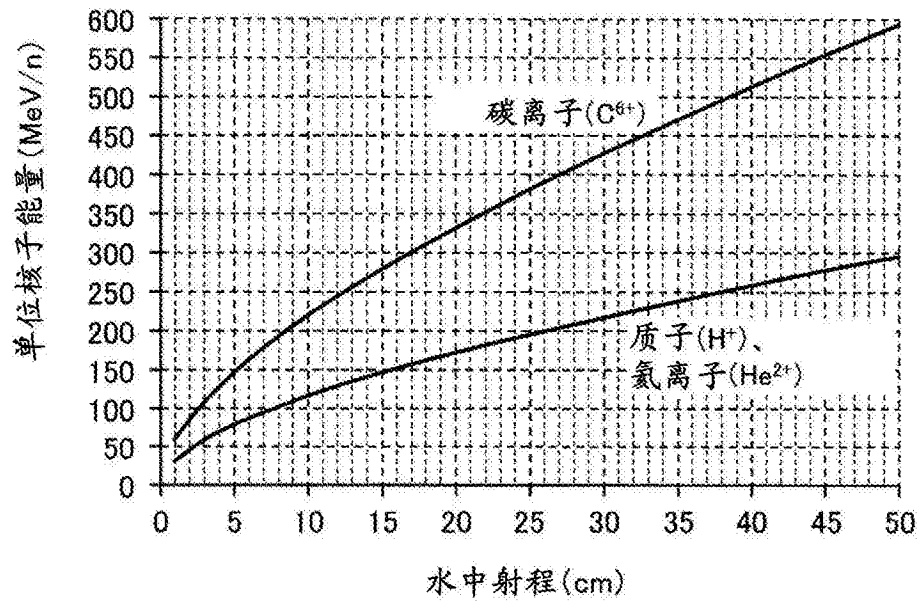


图6

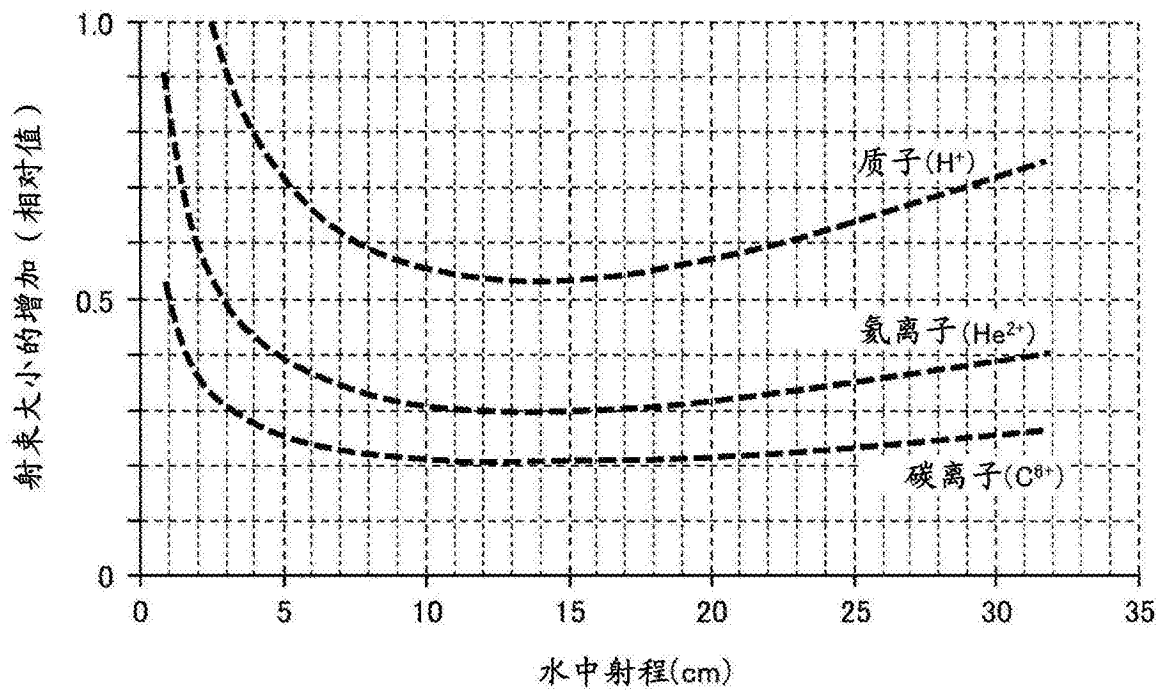


图7

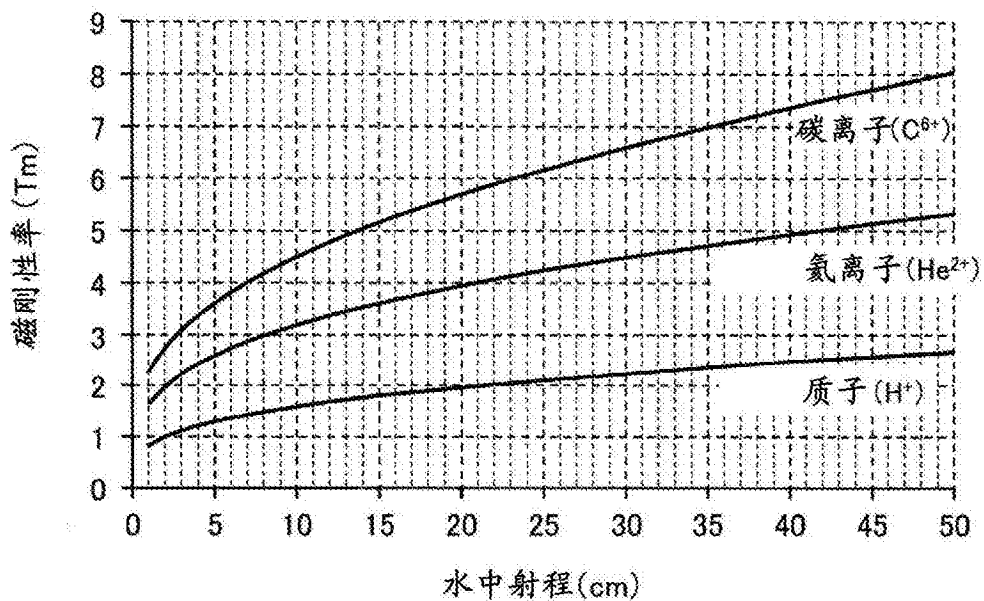


图8

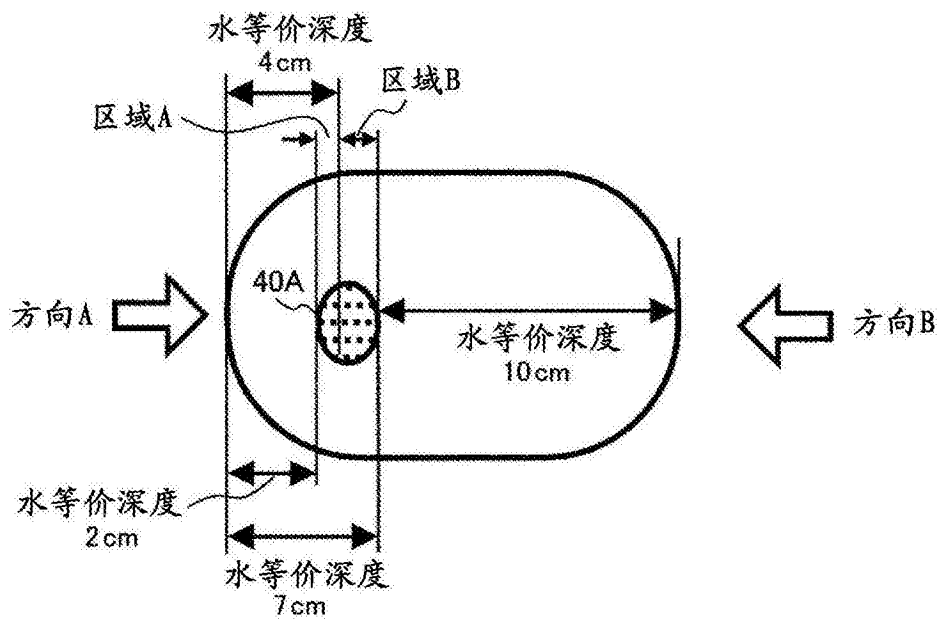


图9

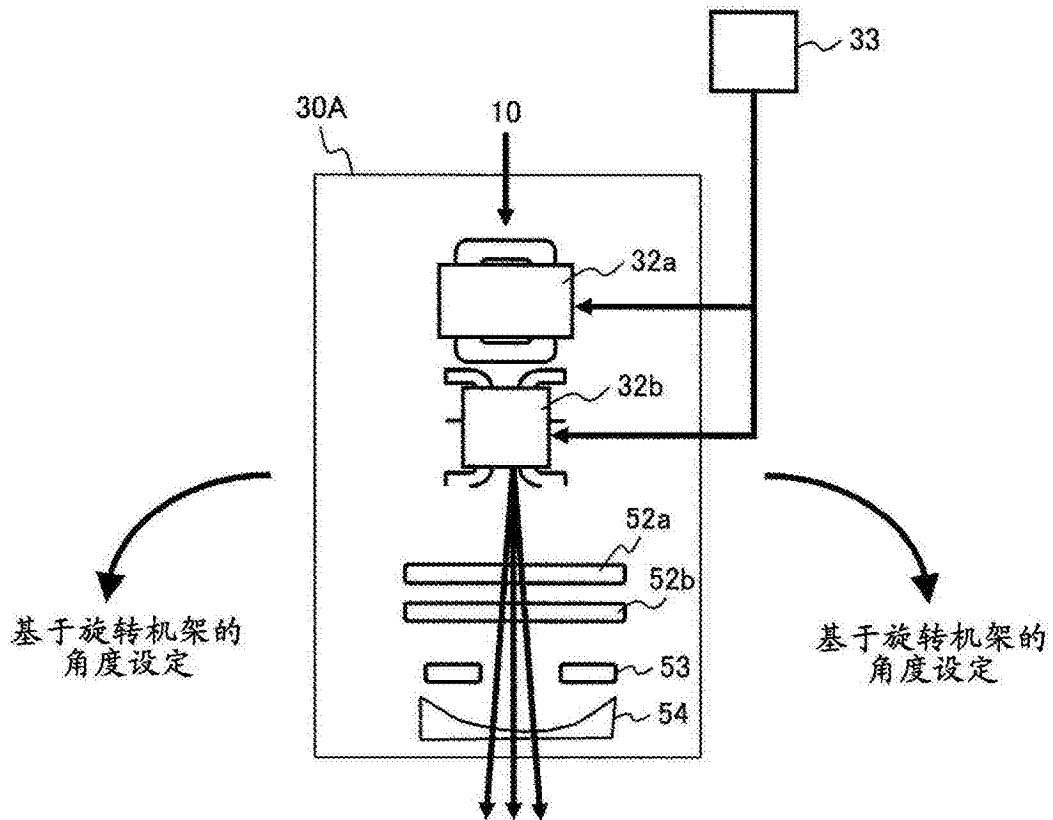


图10

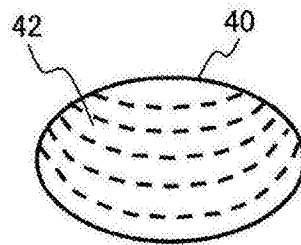


图11

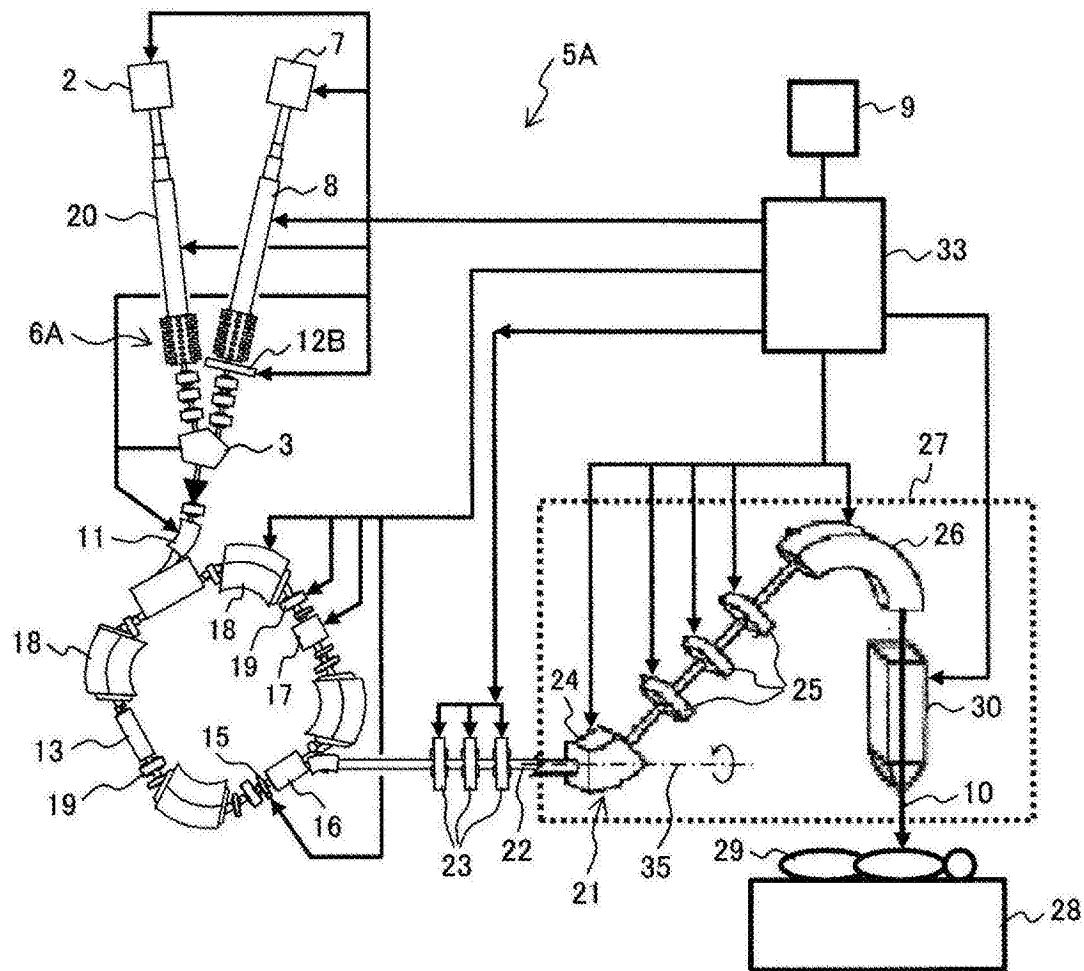


图12

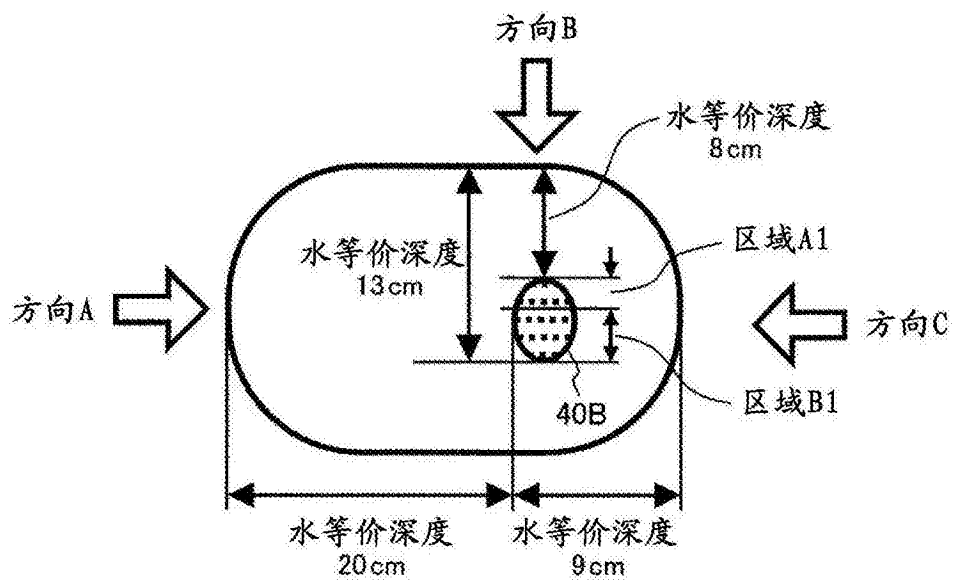


图13

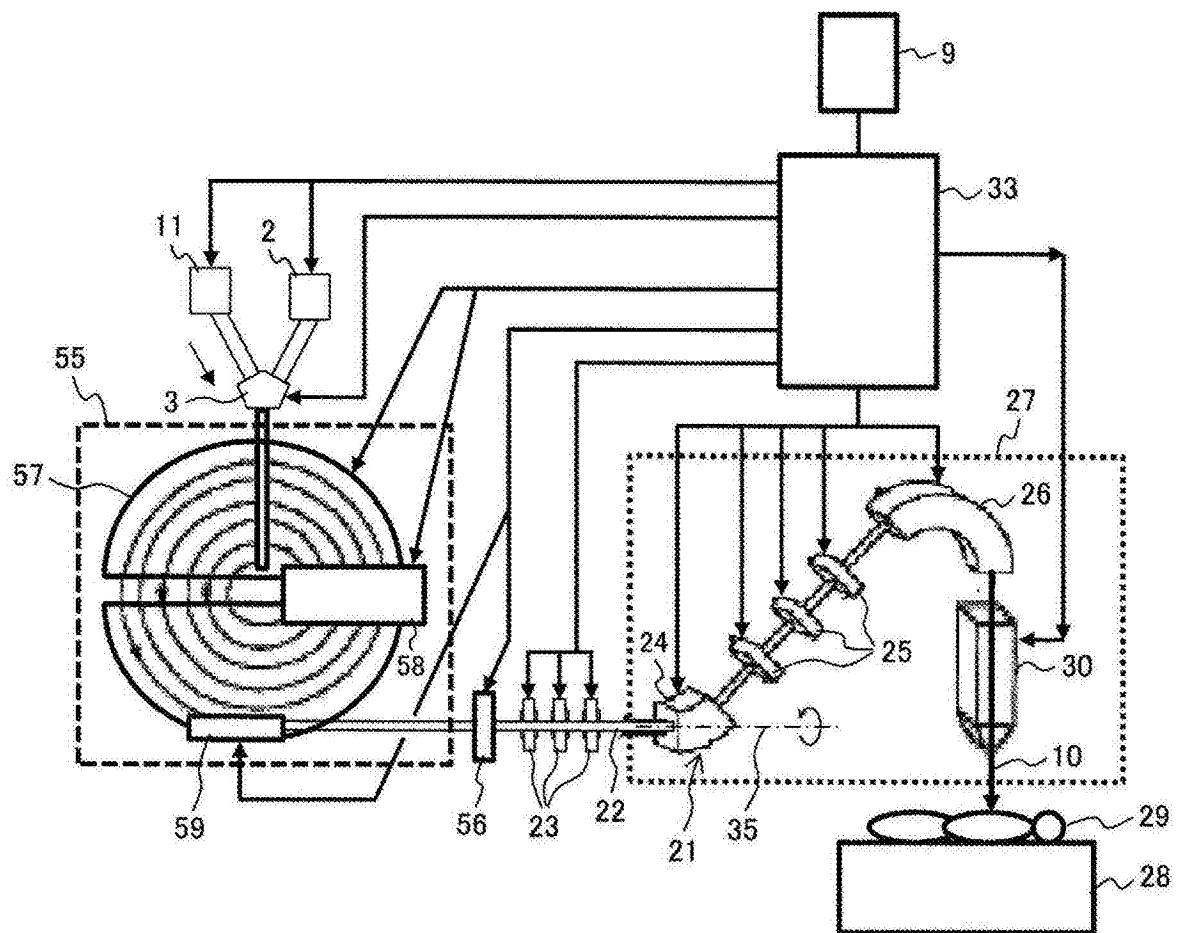


图14