



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105848715 B

(45)授权公告日 2019.09.27

(21)申请号 201480070002.6

(22)申请日 2014.12.19

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105848715 A

(43)申请公布日 2016.08.10

(30)优先权数据  
14/137,854 2013.12.20 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2016.06.20

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2014/071448 2014.12.19

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02015/095678 EN 2015.06.25

(73)专利权人 梅维昂医疗系统股份有限公司  
地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 G·T·兹瓦特 M·R·琼斯  
J·库利

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所  
11105

代理人 王小京

(51)Int.Cl.  
A61N 5/10(2006.01)

(56)对比文件  
CN 102905761 A, 2013.01.30,  
CN 102905761 A, 2013.01.30,  
CN 101145409 A, 2008.03.19,  
CN 101361156 A, 2009.02.04,  
JP H1128252 A, 1999.02.02,  
DE 19907098 A1, 2000.08.24,  
US 7297967 B2, 2007.11.20,

审查员 田方方

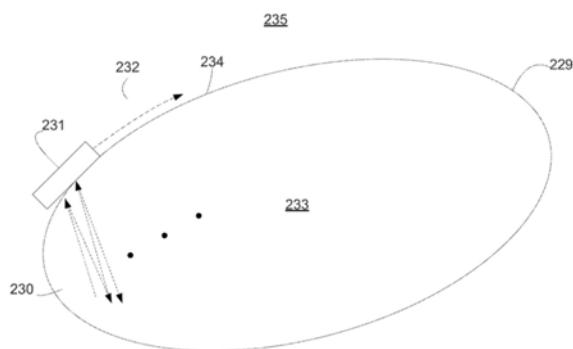
权利要求书2页 说明书26页 附图24页

### (54)发明名称

准直器和能量降能器

### (57)摘要

粒子治疗系统包括输出粒子束的粒子加速器;和用于粒子加速器的扫描系统,用以将粒子束扫描过照射靶标的至少部分。扫描系统构造成在相对于粒子束方向成角度的两个维度上扫描粒子束。结构限定边缘。所述结构能够被控制以相对于照射靶标在两个维度上移动,以便结构的至少部分在粒子束的至少部分和照射靶标之间。所述结构包括抑制粒子束的传输的材料。



1. 一种粒子治疗系统,包括:  
粒子加速器,所述粒子加速器用以输出粒子束;和  
用于所述粒子加速器的扫描系统,所述扫描系统将粒子束扫过患者的照射靶标的至少部分,并且所述扫描系统构造成在相对于粒子束方向成角度的两个维度上移动粒子束;和  
包括多个元件的准直器,所述多个元件能够被控制以相对于照射靶标在所述两个维度上移动,该准直器能够沿着照射靶标的至少部分的边缘移动,以在沿着该边缘的多个点处跟踪粒子束方向,使得所述多个元件的至少部分能在粒子束的至少部分和患者之间移动以拦截照射靶标的边缘处的粒子束,所述多个元件中的每一个包括抑制粒子束的传输的材料。
2. 根据权利要求1所述的粒子治疗系统,其中所述多个元件中的每一个至少在所述两个维度上能够旋转,以便所述边缘能够在照射靶标的不同部分和粒子束之间移动。
3. 根据权利要求1所述的粒子治疗系统,其中所述边缘包括曲线,该曲线具有在所述准直器的至少一侧上变化的半径。
4. 根据权利要求3所述的粒子治疗系统,其中所述曲线是云形尺曲线。
5. 根据权利要求1所述的粒子治疗系统,其中所述准直器限定孔眼,并且所述边缘包括所述孔眼的边缘。
6. 根据权利要求1所述的粒子治疗系统,其中所述多个元件能够被调节以改变所述边缘的尺寸。
7. 根据权利要求6所述的粒子治疗系统,其中所述多个元件包括相对于照射靶标分别地能够移动的指形件。
8. 根据权利要求1所述的粒子治疗系统,其中所述扫描系统包括用以控制粒子束的移动的至少一个磁体,所述至少一个磁体用于响应于施加的电流生成磁场强度,所述磁场强度影响所述移动。
9. 根据权利要求1所述的粒子治疗系统,其中所述扫描系统构造成在照射靶标的内部区段中比在照射靶标的边缘处更快地移动粒子束。
10. 根据权利要求1所述的粒子治疗系统,其中粒子束能够在平面区域中移动,并且其中所述粒子治疗系统还包括具有比所述平面区域小的面积的能量降能器。
11. 根据权利要求10所述的粒子治疗系统,其中所述能量降能器具有比所述平面区域的一半小的面积。
12. 根据权利要求10所述的粒子治疗系统,其中所述能量降能器具有比所述平面区域的四分之一小的面积。
13. 根据权利要求10所述的粒子治疗系统,其中所述能量降能器具有比所述平面区域的八分之一小的面积。
14. 根据权利要求10所述的粒子治疗系统,其中所述能量降能器具有比粒子束的十倍横截面面积小的面积。
15. 根据权利要求1所述的粒子治疗系统,其中所述扫描系统构造成从不同入射角移动粒子束;和  
其中所述准直器能够被控制以在粒子束从不同入射角扫描时,基于粒子束的移动而移动。

16. 根据权利要求1所述的粒子治疗系统,其中所述扫描系统包括:

磁体,所述磁体影响粒子束方向以将粒子束扫描过照射靶标的至少部分;

降能器,所述降能器用以在粒子束输出到照射靶标之前改变射束的能量,所述降能器相对于粒子加速器在磁体的束下;和

其中粒子加速器是可变能量装置。

17. 根据权利要求1所述的粒子治疗系统,其中粒子加速器包括:

电压源,所述电压源用以对腔室提供射频(RF)电压以加速来自等离子体柱的粒子,所述腔室具有磁场以导致来自等离子体柱的被加速的粒子在所述腔室内轨道式移动;

提取通道,所述提取通道接收来自等离子体柱的被加速的粒子,并且将接收的粒子从所述腔室输出;和

再生器,所述再生器用以在所述腔室中提供磁场凸起以由此改变来自等离子体柱的被加速的粒子的连续轨道,从而最终粒子输出到所述提取通道;

其中所述磁场在4特斯拉(T)和20T之间,并且所述磁场凸起是最多2特斯拉。

18. 一种粒子治疗系统,包括:

粒子加速器,所述粒子加速器用以输出粒子束;

扫描系统,所述扫描系统用以接收来自粒子加速器的粒子束并且用粒子束执行对照射靶标的至少部分的扫描,所述扫描系统包括准直器,所述准直器包括能够被控制以相对于照射靶标在两个维度上移动以限定边缘的多个元件,所述准直器能够被控制以在两个维度上移动并且基于粒子束的移动而移动,以便所述边缘在粒子束的至少部分和患者之间,所述多个元件中的每一个包括抑制粒子束的传输的材料;和

门架,粒子加速器和扫描系统安装在所述门架上,所述门架构造使粒子加速器和扫描系统围绕照射靶标移动。

## 准直器和能量降能器

### 技术领域

[0001] 本公开一般地涉及粒子束扫描系统的元件,诸如准直器和能量降能器。

### 背景技术

[0002] 粒子治疗系统使用加速器产生粒子束,以处理痛苦部位,诸如肿瘤。在操作中,粒子在腔室中在存在磁场情况下被沿轨道加速,并且从腔室通过提取通道移去。磁场再生器在腔室外侧附近产生磁场凸起,以改变一些轨道的间距和角度,以便它们朝向提取通道行进并最终进入提取通道。由粒子组成的射束离开提取通道。

[0003] 扫描系统在提取通道的束下。在该情形中,“束下”是指更接近照射靶标(这里,相对于提取通道而言)。扫描系统将射束移动过照射靶标的至少部分,以将照射靶标的各种部分暴露于射束。例如,为治疗肿瘤,粒子束可以“扫描”过肿瘤的不同横截面。

### 发明内容

[0004] 示例粒子治疗系统包括输出粒子束的粒子加速器;和用于粒子加速器的扫描系统,用以将粒子束扫描过照射靶标的至少部分。扫描系统构造成在相对于粒子束方向成角度的两个维度上扫描粒子束。结构限定边缘。所述结构能够被控制以相对于照射靶标在两个维度上移动,以便结构的至少部分在粒子束的至少部分和照射靶标之间。结构包括抑制粒子束的传输的材料。示例粒子治疗系统可以单独地或组合地包括以下特征中的一个或多个。

[0005] 所述结构可以至少在两个维度上可旋转,以便边缘能够在照射靶标的不同部分和粒子束之间移动。所述边缘可以包括曲线,该曲线具有在结构的至少一侧上改变的半径。该曲线可以是云形尺曲线(French curve)。所述结构可以限定孔眼,并且所述边缘可以包括孔眼的边缘。所述结构可以是能够移动的,以跟踪粒子束方向。所述结构可以包括能够被调节以改变所述边缘的尺寸的多个元件。所述多个元件可以包括相对于照射靶标分别地能够移动的指形件。

[0006] 所述结构可以是准直器系统的部分。所述结构可以包括准直器系统中的第一结构,并且所述边缘可以包括第一边缘。所述准直器系统可以包括第二结构,该第二结构包括第二边缘。第一边缘和第二边缘可以是能够控制的,以沿着照射靶标的不同边缘移动。

[0007] 扫描系统可以包括至少一个磁体,该至少一个磁体控制粒子束的移动以扫描粒子束。该至少一个磁体可以用于响应于施加的电流生成磁场。磁场可以影响所述移动。

[0008] 所述扫描系统可以构造成在照射靶标的内部区段中比在照射靶标的边缘处更快地扫描粒子束。粒子束可以是能够在所述结构的位置处的平面区域中移动。所述结构可具有比平面区域小的面积。所述结构可具有比平面区域的一半小的面积。所述结构可具有比平面区域的四分之一小的面积。所述结构可具有比平面区域的八分之一小的面积。所述结构可具有比粒子束的横截面区域的十倍小的面积。

[0009] 所述扫描系统可以构造成从不同入射角扫描粒子束。所述结构可以是能够被控制

的,以在粒子束从不同入射角扫描时基于粒子束的移动而移动。扫描系统可以包括:磁体,所述磁体影响粒子束方向以将粒子束扫描过照射靶标的至少部分;和降能器,所述降能器在粒子束输出到照射靶标之前改变射束的能量,其中降能器相对于粒子加速器在磁体的束下。粒子加速器可以是可变能量装置。

[0010] 粒子加速器可以包括:电压源,用以对腔室提供射频(RF)电压,以加速来自等离子体柱的粒子,其中所述腔室具有磁场,该磁场导致来自等离子体柱的被加速的粒子在腔室中轨道式移动;提取通道,所述提取通道接收来自等离子体柱的被加速的粒子,并且将接收的粒子从腔室输出;和再生器,所述再生器用以在腔室中提供磁场凸起以由此改变来自等离子体柱的被加速的粒子的连续轨道,从而最终粒子输出到所述提取通道。所述磁场可以在4特斯拉(T)和20T之间,并且所述磁场凸起是最多2特斯拉。

[0011] 示例粒子治疗系统包括:粒子加速器,所述粒子加速器用以输出粒子束;和扫描系统,用以接收来自粒子加速器的粒子束,并利用粒子束执行对照射靶标的至少部分的扫描。扫描系统包括限定边缘的结构。所述结构能够被控制以在两个维度上移动以及基于粒子束的移动而移动,以便所述边缘在粒子束的至少部分和照射靶标之间。结构包括抑制粒子束的传输的材料。示例系统另外包括安装有粒子加速器和扫描系统的门架。所述门架可以构造成使粒子加速器和扫描系统围绕照射靶标移动。

[0012] 示例粒子治疗系统包括:同步回旋加速器,所述同步回旋加速器用以输出粒子束;磁体,所述磁体影响粒子束方向以将粒子束移动过照射靶标的横截面;降能器,所述降能器用以在将粒子束移动过照射靶标的横截面之前改变粒子束的能量,其中所述降能器相对于同步回旋加速器在磁体的束下;和一个或多个处理装置,所述一个或多个处理装置用以控制降能器的移动,以便降能器至少部分地跟踪粒子束在照射平面上的移动。示例粒子治疗系统可以单独地或组合地包括以下特征中的一个或多个。

[0013] 粒子束可以是能够在所述降能器的位置处的平面区域中移动。降能器可具有比平面区域小的面积。降能器可以包括多个件,其中每个件由射束能量吸收材料组成,并且其中每个件能够移动到粒子束的路径中。所述一个或多个处理装置可以被编程来接收要施加到照射靶标的粒子束能量,并且将由射束能量吸收材料形成的所述件中的一个或多个移动到粒子束的路径中,以便粒子束的合成能量近似等于所述要施加到照射靶标的粒子束能量。所述一个或多个处理装置可以被编程来控制一个或多个由束能量吸收材料形成的件的移动,以至少部分地跟踪粒子束的移动。

[0014] 降能器可具有比平面区域的一半小的面积。降能器可具有比平面区域的四分之一小的面积。粒子束具有在降能器的位置处的点尺寸;并且降能器可具有比点尺寸的面积的十倍小的面积。降能器可具有比点尺寸的面积的两倍小的面积。

[0015] 粒子治疗系统可以包括存储治疗计划的存储器。治疗计划可以包括限定照射靶标的扫描型式的信息。扫描型式可以限定粒子束在两个维度上的移动和降能器的移动,以便降能器至少部分地跟踪粒子束的移动。

[0016] 同步回旋加速器可以包括:电压源,所述电压源用以对腔室提供射频(RF)电压以加速来自等离子体柱的粒子,其中腔室具有磁场以导致来自等离子体柱的被加速的粒子在腔室内轨道式移动;提取通道,所述提取通道接收来自等离子体柱的被加速的粒子,并且将接收的粒子作为粒子束的部分从所述腔室输出;和再生器,所述再生器用以在腔室中提供

磁场凸起以由此改变来自等离子体柱的被加速的粒子的连续轨道,从而最终粒子输出到所述提取通道。磁场可以是在4特斯拉(T)和20T之间,并且磁场凸起可以是最多2特斯拉,并且同步回旋加速器可以是可变能量装置。

[0017] 所述磁体和所述降能器可以是扫描系统的部分。粒子治疗系统可以包括门架,同步回旋加速器和扫描系统安装在该门架上。门架可以构造成使同步回旋加速器和扫描系统围绕照射靶标移动。

[0018] 扫描系统可以是光栅扫描系统、点扫描系统或者任何其它类型的扫描系统。

[0019] 示例粒子治疗系统可以包括:粒子加速器,所述粒子加速器用以输出粒子束;和扫描系统,用以接收来自同步回旋加速器的粒子束,并利用粒子束执行对照射靶标的至少部分的扫描。扫描系统可以包括降能器,用以在扫描照射靶标的至少部分之前改变粒子束能量。降能器可以相对于同步回旋加速器在磁体的束下。示例粒子治疗系统可以包括:一个或多个处理装置,所述一个或多个处理装置用以控制降能器的移动,以便降能器至少部分地跟踪粒子束在期间中的移动;和门架,粒子加速器和扫描系统安装在门架上。门架可以构造成使同步回旋加速器和扫描系统围绕照射靶标移动。示例粒子治疗系统可以单独地或组合地包括以下特征中的一个或多个。

[0020] 粒子束可以是能够在所述降能器的位置处的平面区域中移动。降能器可具有比平面区域小的面积。降能器可以包括多个件,其中每个件由束能量吸收材料组成,并且其中每个件能够移动到粒子束的路径中。所述一个或多个处理装置可以被编程来接收要施加到照射靶标的粒子束能量,并且将由束能量吸收材料形成的所述件中的一个或多个移动到粒子束的路径中,以便粒子束的合成能量近似等于所述要施加到照射靶标的粒子束能量。所述一个或多个处理装置可以被编程来控制一个或多个由束能量吸收材料形成的件的移动,以至少部分地跟踪粒子束的移动。

[0021] 降能器可具有比平面区域的一半小的面积。降能器可具有比平面区域的四分之一小的面积。粒子束具有在降能器的位置处的点尺寸;并且降能器可具有比点尺寸的区域十倍小的面积。降能器可具有比点尺寸的区域的两倍小的面积。粒子加速器可以是可变能量的同步回旋加速器。

[0022] 示例质子治疗系统可以包括上文的粒子加速器和扫描系统;和门架,粒子加速器和扫描系统安装在门架上。门架相对于患者位置可旋转。质子基本上直接从粒子加速器输出,并且通过扫描系统到达照射靶标的位置,诸如患者。粒子加速器可以是同步回旋加速器。

[0023] 本公开中所述的特征中的两个或更多特征包括在本概述章节所述的那些,可以组合以形成本文未具体描述的实现。

[0024] 本文所述各种系统及其部分的控制可以经由包括指令的计算机程序产品实施,所述指令存储在一个或多个非暂态机器可读存储介质上,并且能够在一个或多个处理装置上执行。本文所述的系统或其部分可以作为设备、方法或者电子系统实施,其中所述电子系统可以包括一个或多个处理装置和存储器,所述存储器存储用以实施对所述功能的控制的可执行指令。

[0025] 一个或多个实现的细节在附图中和以下描述中阐述。根据描述和附图以及权利要求书,其它的特征、目的和优点将变得明显。

## 附图说明

- [0026] 图1和2是结合粒子治疗系统使用的示例同步回旋加速器的横截面图。
- [0027] 图3是示例扫描系统的侧视图。
- [0028] 图4是示例扫描系统的部件的透视图,不包括用于点尺寸变化的散射材料。
- [0029] 图5是结合图3、4中所示类型的扫描系统使用的示例磁体的前视图。
- [0030] 图6是结合图3和4中所示类型的扫描系统使用的示例磁体的透视图。
- [0031] 图7是结合图3和4中所示类型的扫描系统使用的示例能量降能器(范围调制器)的透视图。
- [0032] 图8是用于使能量降能器板在粒子束路径中移动的处理的透视图。
- [0033] 图9是示例粒子束和准直器的侧视图。
- [0034] 图10是示出照射靶标的示例横截面、沿着横截面边缘可移动的示例准直器以及沿着照射靶标内部的示例射束扫描路径的顶视图。
- [0035] 图11是示例准直器的顶视图。
- [0036] 图12是示例准直器的部件的顶视图。
- [0037] 图13是示出组合形成示例准直器的、图12中的部件的顶视图。
- [0038] 图14是示出照射靶标的示例横截面以及在粒子束扫描期间沿着横截面边缘可移动的示例多叶准直器的顶视图。
- [0039] 图15是示出照射靶标的示例横截面以及在粒子束扫描期间沿着横截面边缘可移动且可旋转的示例直边缘准直器的顶视图。
- [0040] 图16是示出照射靶标的示例横截面、在粒子束扫描期间沿着横截面边缘可移动的示例多部件准直器和沿着照射靶标内部的示例射束扫描路径的顶视图。
- [0041] 图17是示例弯曲准直器的顶视图。
- [0042] 图18是示出照射靶标的示例横截面和在照射靶标上如何执行强度调节式质子治疗的示例的图。
- [0043] 图19是粒子束扫描系统的示例照射场的透视图。
- [0044] 图20是在到照射靶标的射束路径中的示例能量降能器的多个件的透视图。
- [0045] 图21是示出能量降能器的件移动以跟踪粒子束扫描的透视图。
- [0046] 图22是示出其中需要和不需要能量降能器的件移动以跟踪粒子束扫描的情况的透视图。
- [0047] 图23是示例治疗系统的透视图。
- [0048] 图24是用在粒子治疗系统中的示例同步回旋加速器的部件的分解透视图。
- [0049] 图25是示例同步回旋加速器的横截面图。
- [0050] 图26是示例同步回旋加速器的透视图。
- [0051] 图27是用在同步回旋加速器中的示例离子源的横截面图。
- [0052] 图28是用在同步回旋加速器中的示例样型把手的示例把手板的透视图。
- [0053] 图29示出了在医疗室中在示例粒子治疗系统的示例内部门架中的患者位置。
- [0054] 图30是可使用可变能量粒子加速器的示例粒子治疗系统的方案视图。
- [0055] 图31是示出用于粒子加速器中的磁场和距离的变化的能量和电流的示例曲线图。
- [0056] 图32是用于在每个粒子束能级的频率范围上对把手板扫描电压以及用于当粒子

束能量改变时改变频率范围的示例结构的侧视图。

[0057] 图33是可用在可变能量粒子加速器中的示例磁体系统的透视分解图。

[0058] 各种附图中的同样附图标记指示同样的元件

## 具体实施方式

[0059] 本文所述是用于在系统中、诸如用于在质子或者离子治疗系统中的粒子加速器的示例。该示例粒子治疗系统包括安装在门架上的粒子加速器，在本示例中，是同步回旋加速器。门架允许加速器围绕患者位置旋转，如下更详细地说明的。在一些实现中，门架是钢的并且具有两个支腿，该两个支腿被安装在位于患者相对侧上的两个相应轴承上用于旋转。粒子加速器由足够长以横跨治疗区域的钢桁架支撑，患者位于治疗区域中，并且钢桁架在两端处被附接到门架的旋转支腿。由于门架围绕患者旋转，粒子加速器也旋转。

[0060] 在示例实现中，粒子加速器（例如，同步回旋加速器）包括保持有一个或多个超导线圈的低温恒温器，每个超导线圈均用于传导产生磁场(B)的电流。在本示例中，低温恒温器使用液氦(He)将每个线圈保持在超导温度下，例如4°开氏温度(K)。磁轭或者小的磁极片设置在低温恒温器中，并限定在其中加速粒子的腔室。

[0061] 在本示例实现中，粒子加速器包括提供提供等离子体柱到腔室的粒子源（例如，冷阴极电离真空规(Penning Ion Gauge)-PIG源）。氢气被电离以产生等离子体柱。电压源提供射频(RF)电压到腔室，以加速来自等离子体柱的粒子脉冲。

[0062] 如指出的，在一示例中，粒子加速器是同步回旋加速器。因此，当加速来自等离子体柱的粒子时，RF电压扫过一频率范围以获得对于粒子的相对论效应（例如，增大粒子质量）。使电流通过超导线圈产生的磁场导致来自等离子体柱的被加速的粒子在腔室中沿轨道加速。在其它实现中，可使用不同于同步回旋加速器的粒子加速器。例如，回旋加速器、同步加速器、直线加速器等可以代替本文所述的同步回旋加速器。

[0063] 在同步回旋加速器中，磁场再生器（“再生器”）布置在腔室外侧附近（例如，在其内缘处），以调节腔室内的现有磁场，从而改变来自等离子体柱的被加速的粒子的连续轨道的位置（例如，间距和角度），从而最终地，粒子输出到通过低温恒温器的提取通道。再生器可以增大腔室中某一部位处的磁场（例如，它可以在腔室的区域上产生磁场“凸起”），由此导致在该部位处的每个粒子连续轨道朝向提取通道的入口点向外进动，直至它到达提取通道。提取通道接收来自等离子体柱的被加速的粒子，并将接收的粒子作为粒子束从腔室输出。

[0064] 超导（“主”）线圈能够产生较高的磁场。主线圈产生的磁场可在4T到20T或以上的范围中。例如，主线圈可用以下幅值中的一个或多个或超过以下幅值中的一个或多个产生磁场：4.0T、4.1T、4.2T、4.3T、4.4T、4.5T、4.6T、4.7T、4.8T、4.9T、5.0T、5.1T、5.2T、5.3T、5.4T、5.5T、5.6T、5.7T、5.8T、5.9T、6.0T、6.1T、6.2T、6.3T、6.4T、6.5T、6.6T、6.7T、6.8T、6.9T、7.0T、7.1T、7.2T、7.3T、7.4T、7.5T、7.6T、7.7T、7.8T、7.9T、8.0T、8.1T、8.2T、8.3T、8.4T、8.5T、8.6T、8.7T、8.8T、8.9T、9.0T、9.1T、9.2T、9.3T、9.4T、9.5T、9.6T、9.7T、9.8T、9.9T、10.0T、10.1T、10.2T、10.3T、10.4T、10.5T、10.6T、10.7T、10.8T、10.9T、11.0T、11.1T、11.2T、11.3T、11.4T、11.5T、11.6T、11.7T、11.8T、11.9T、12.0T、12.1T、12.2T、12.3T、12.4T、12.5T、12.6T、12.7T、12.8T、12.9T、13.0T、13.1T、13.2



T、13.3 T、13.4 T、13.5 T、13.6 T、13.7 T、13.8 T、13.9 T、14.0 T、14.1 T、14.2 T、14.3 T、14.4 T、14.5 T、14.6 T、14.7 T、14.8 T、14.9 T、15.0 T、15.1 T、15.2 T、15.3 T、15.4 T、15.5 T、15.6 T、15.7 T、15.8 T、15.9 T、16.0 T、16.1 T、16.2 T、16.3 T、16.4 T、16.5 T、16.6 T、16.7 T、16.8 T、16.9 T、17.0 T、17.1 T、17.2 T、17.3 T、17.4 T、17.5 T、17.6 T、17.7 T、17.8 T、17.9 T、18.0 T、18.1 T、18.2 T、18.3 T、18.4 T、18.5 T、18.6 T、18.7 T、18.8 T、18.9 T、19.0 T、19.1 T、19.2 T、19.3 T、19.4 T、19.5 T、19.6 T、19.7 T、19.8 T、19.9 T、20.0 T、20.1 T、20.2 T、20.3 T、20.4 T、20.5 T、20.6 T、20.7 T、20.8 T、20.9 T 或更大。此外,主线圈可用以产生在以上未具体列出的、在4T到20T(或更大,或更小)范围内的磁场。

[0065] 在一些实现中,诸如图1和2中所示的实现,大的铁磁性磁轭充当超导线圈产生的杂散磁场的回路。例如,在一些实现中,超导磁体能够产生例如4T以上的较高磁场,导致相当大的杂散磁场。在一些系统中,诸如此类图1和2中所示的,较大铁磁性回路轭铁100用作超导线圈产生的磁场的回路。磁屏蔽包围轭铁。回路轭铁和屏蔽一起消散杂散磁场,由此降低杂散磁场将不利影响加速器操作的可能性。

[0066] 在一些实现中,回路轭铁和屏蔽可以由有源回路系统替代或者扩增。示例有源回路系统包括在与通过主超导线圈的电流相反的方向上传导电流的有源回路线圈。在一些示例实现中,存在用于各超导线圈的有源回路线圈,例如两个有源回路线圈—每个超导线圈(称为“主”线圈)一个有源回路线圈。每个有源回路线圈也可以是包围相应主超导线圈外侧的超导线圈。

[0067] 电流在与通过主线圈的电流方向相反的方向上通过有源回路线圈。通过有源回路线圈的电流由此产生极性与主线圈产生的磁场相反的磁场。结果,有源回路线圈产生的磁场能够消散相应主线圈产生的至少一些较强杂散磁场。在一些实现中,每个有源回路可用以产生在2.5T和12T之间或以上的磁场。可使用的示例有源回路系统在2013年5月31日提交的美国专利申请13/907,601中说明,该申请的内容通过引用并入本文。

[0068] 参考图3,在粒子加速器105(其可具有图1和2所示的构造)的提取通道102的输出处,是可用以将粒子束扫描过照射靶标的至少部分的示例扫描系统106。图4示出了扫描系统的部件的示例。这些包括但是不局限于扫描磁体108、离子室109和能量降能器110。可以整合到扫描系统中的其它部件在图4中未示出,这些部件例如包括用于变换射束点尺寸的一个或多个散射体。

[0069] 在示例操作中,扫描磁体108能够在两个维度(例如,笛卡儿XY维度)上被控制,以将粒子束引导过照射靶标的部分(例如,横截面)。离子室109检测射束剂量,并将信息反馈给控制系统以调节射束移动。能量降能器110能够被控制以将材料移入和移出粒子束的路径,以改变粒子束能量,且因此改变粒子束将穿过照射靶标的深度。

[0070] 图5和6示出了示例扫描磁体108的图。扫描磁体108包括控制X轴方向上的粒子束移动的两个线圈111,和控制Y轴方向上的粒子束移动的两个线圈112。在一些实现中,通过改变通过一组或两组线圈中的电流以由此改变由此产生的磁场,实现控制。通过适当地改变磁场,粒子束能够在X和/或Y轴方向上移动过照射靶标。在一些实现中,扫描磁体相对于粒子加速器在物理上不可移动。在其它实现中,扫描磁体可以相对于加速器是可移动的(例如,除门架提供的移动外)在一些实现中,扫描磁体可以是能够控制的,以使粒子束连续地

移动。在其它实现中,扫描磁体是每隔一段时间或者在特定时间能够控制的。在一些实现中,可以有不同扫描磁体,用以控制射束在X和/或Y轴方向上的移动。在一些实现中,可以有不同扫描磁体,用以控制射束在任一X和/或Y轴方向移动。

[0071] 在一些实现中,通过检测在气体中由入射辐射引起的离子对数目,离子室109检测粒子束施加的剂量。离子对数目对应于粒子束提供的剂量。该信息被反馈到控制粒子治疗系统操作的计算机系统。计算机系统(未示出)可以包括存储器和一个或多个处理装置,确定离子室检测的剂量是否是预定剂量。如果剂量不如所预期的,则计算机系统可以控制加速器以中断粒子束的产生和/或输出,和/或控制扫描磁体以阻止粒子束输出到照射靶标。例如,为阻止或者修改粒子束的输出,计算机系统可以关闭/启动离子源,改变RF扫描频率,致动一个或多个机构(诸如,快脉冲冲击磁铁(未示出))以将射束转向到吸收体材料并且由此阻止射束输出等等。

[0072] 图7示出了范围调制器115,其是能量降能器110的示例实现。在一些实现中,诸如图7中所示的,范围调制器包括一系列板116。板可以由一种或更多种以下示例材料制成:碳,铍,或者低原子序数的其它材料。但是,可使用其它材料以代替这些示例材料,或作为这些示例材料的附加。

[0073] 这些板中的一个或多个可移动到射束路径中或移出射束路径,以由此影响粒子束能量,且由此影响粒子束在照射靶标中的穿透深度。例如,移动到粒子束的路径中的板越多,则板吸收的能量越多,粒子束具有的能量将越小。相反,移入到粒子束的路径中的板越少,则板吸收的能量将越少,粒子束将具有的能量越大。高能粒子束比低能粒子束更深地穿入到照射靶标中。在该情形中,“高”和“低”是相对术语,并且不具有任何的特定数值内涵。

[0074] 板在物理上移出和移出粒子束的路径。例如,如图8所示,板116a沿着箭头方向117在粒子束的路径中的位置和不在粒子束的路径外的位置之间移动。板是计算机控制的。一般地,移出粒子束的路径中的板的数目对应于将发生的扫描照射靶标的深度。例如,照射靶标能够被分成多个横截面,每个横截面对应于一个照射深度。范围调制器的一个或多个板能够移出或移出通往照射靶标的射束路径,以获得适当能量来照射照射靶标中的这些横截面的每一个。传统上,范围调制器在扫描照射靶标的部分(例如,横截面)期间相对于粒子束不动,除它的板移入和移出粒子束的路径外。

[0075] 在一些实现中,图7和8的范围调制器可用在至少一些时间上跟踪粒子束的移動的范围调制器替换。该类型的能量降能器以下更详细地说明。

[0076] 在一些实现中,粒子加速器可以是可变能量粒子加速器,诸如在2013年6月12日提交的美国专利申请13/916,401中说明的示例粒子加速器,该申请的内部通过引用并入本文。在其中使用可变能量粒子加速器的示例系统中,对于本文所述类型的能量降能器的需求可能较少,因为粒子束能级可由粒子加速器控制。例如,在采用可变能量粒子加速器的一些系统中,可能不需要能量降能器。在利用可变能量粒子加速器的一些系统中,可能仍需要能量降能器用以改变射束能级。

[0077] 在一些实现中,在治疗照射靶标之前建立治疗计划。治疗计划可以规定对于特定照射靶标如何执行扫描。在一些实现中,治疗计划规定以下信息:扫描类型(例如,点扫描或者光栅扫描);扫描位置(例如,要扫描的点的位置);磁铁电流/扫描位置;剂量/点、点尺寸;照射靶标横截面的位置(例如,深度);粒子束能量/横截面;对于各粒子束能量移入射束路

径中的板或其它类型件;等等。一般地,点扫描包括对照射靶标上的离散点施加照射,并且光栅扫描包括将照射点移动过照射靶标。因此,点尺寸的构思适用于光栅扫描和点扫描两者。

[0078] 在一些实现中,照射靶标的整体治疗计划包括对于照射靶标不同横截面的不同治疗计划。用于不同横截面的治疗计划可以包含相同或不同的信息,诸如以上提供的。

[0079] 在一些实现中,扫描系统可以包括用以准直粒子束的准直器120(图3),准直器120可以包括孔眼,该孔眼能够相对于照射靶标设置以限制粒子束的范围并且由此改变施加到照射靶标的点的形状。例如,准直器可以布置在能量降能器的射束路径束下并且在粒子束达到照射靶标之前。准直器可以包含粒子束通过的区域(例如,孔或者透射材料)和围绕所述孔的抑制或者阻止粒子束通过的另一材料(例如,黄铜)。

[0080] 在一些实现中,准直器可以包括限定边缘的结构。所述结构可以包括抑制粒子束的传输的材料,诸如黄铜。所述结构可以是能够控制的以相对于照射靶标在两个维度上移动,以便结构的至少部分在粒子束的至少部分和照射靶标之间。例如,所述结构可以在横穿粒子束的平面中的X和Y轴方向上能够移动,该平面平行地或者大致平行于在治疗的照射靶标的横截面。以此方式使用准直器可以是有利的,因为它可用以定制到达患者的粒子束的横截面形状,从而限制延伸超过照射靶标的粒子束的量。例如,如图9所示,准直器中的结构220阻止粒子束222的部分221到达靶标224,由此限制到照射靶标的射束并减低健康组织225对于照射的暴露。通过将具有边缘的结构安置在粒子束的部分和患者之间,示例准直器对于到达患者的粒子束部分也提供了限定的或者尖锐的边缘,由此促进更准确的剂量施加。

[0081] 准直器的定位和移动可以由控制本文所述粒子治疗系统的其它特征的控制计算机系统来控制。例如,准直器可以根据治疗计划控制以跟踪(例如,跟随)粒子束横过照射靶标的至少部分的运动。在一些实现中,准直器跟踪受控以跟踪粒子束相对于照射靶标的全部运动。例如,在一些实现中,准直器可以受控以跟踪粒子束在照射靶标整体上的运动,例如,在照射靶标的边缘处以及在照射靶标的内部。在一些实现中,准直器受控以仅仅跟踪粒子束相对于照射靶标的一些运动。例如,准直器可以受控以相对于粒子束到达照射靶标的边缘的时间仅仅跟踪沿着照射靶标的那些边缘的粒子束的移动。

[0082] 参考图10,例如,粒子束可以跟随以箭头线230所示的照射靶标229中的路径。准直器231可以不跟踪粒子束在照射靶标229的内部233上的运动。但是,准直器231可以跟踪粒子束仅仅沿着照射靶标的边缘(例如,约略地沿着箭头232)的运动。例如,每当粒子束到达照射靶标的边缘234,准直器可以移动,或者已经预先移动,以拦截边缘处的粒子束,以及由此限制周围组织235相对射束的暴露。准直器移动的时刻及程度可取决于粒子束横截面(点)的尺寸以及粒子束的扫描速度。在本示例中,不必在照射靶标内部限制对粒子束的暴露;因此,准直器不必在内部跟踪射束。

[0083] 准直器的移动可以以多种方式受控。例如,通过磁体108的电流可以对应于磁体对粒子束的偏转并且由此对应于照射靶标上的粒子束点的位置。因此,例如,已知通过磁体的电流和照射靶标相对于磁体的位置,控制扫描系统操作的计算机系统能够确定照射点的投影位置。并且,已知照射点的位置,计算机系统能够控制扫描系统、特别地准直器以跟踪照射点沿着它的运动的全部或者部分的移动,如本文所述。在一些实现中,计算机系统能够控

制扫描系统、特别地准直器,以便在粒子束点准直器到达一位置之前,准直器抵达该位置,如稍后更详细说明的。

[0084] 准直器的使用,诸如如上所述的,可具有优点。例如在一些示例中,粒子束扫描的目标可以包括实现在照射靶标的边缘处的精度以及照射靶标内部的剂量或覆盖范围的均匀性。准直器的使用能够通过允许使用较大粒子束点用于扫描而有助于促进这些目标。在该情形中,如果点尺寸具有在照射靶标的区域的规定百分比内的区域,则该点尺寸可以认为是“大”的。该百分比可以典型地是2.5%,但也能够使用在例如0.25%和25%之间的值。使用相对大的点尺寸扫描对于每个射束脉冲增大了照射靶标的分数覆盖区域。典型地,该点的尺寸越大,则靶标(患者)运动对靶标均匀性的不利影响越小。但是在边缘处,通过减小横向半阴影,准直器降低了较大点的照射会冲击照射靶标外的组织(例如,健康组织)的可能性。传统上,小的点尺寸是优选的,因为与较大的点尺寸相比,它们允许在边缘处的更准确剂量。但是,与被准直的边缘相比,那些小的点尺寸会导致对给定治疗体积的缓慢治疗时间以及因边缘分辨率降低及半阴影增大引起的降低的边缘保形性。

[0085] 准直器可具有任意数目的不同形状或者构造,并且可以或者可以不包括一个或多个活动部件。在示例实现中,准直器由黄铜的和/或其它照射阻挡材料组成,并且具有大约若干厘米的厚度。但是,不同准直器可具有不同的成分和厚度。

[0086] 在示例实现中,准直器是具有一个或多个明确边缘的结构。例如,准直器可以是包含孔眼或者孔的结构。图11示出了该类型准直器239的示例。准直器239可具有在其中带有孔眼的任何适当形状。孔眼边缘可用以限制粒子束的施加,例如,如图9所示,由此允许将射束222施加到照射靶标224,而不施加到准直器220覆盖的、否则处于射束路径中的组织。如以上所述,孔眼可以在全部的或者部分的扫描操作上跟踪(例如,跟随)粒子束。例如,孔眼可以仅仅在照射靶标的边缘处或者在整个光束运动上跟踪粒子束的移动。亦即,准直器本身可以沿着照射靶标的边缘移动,以跟踪粒子束的移动(例如,以便当粒子束到达照射靶标的边缘时,准直器的位置与粒子束重合)。

[0087] 在一些实现中,准直器可以包括两个或更多个孔眼,这些孔眼受控以重叠且由此实现特殊尺寸。例如,如图12所示,孔眼244、245是相应的结构246、247的部分。这些结构相对于彼此移动,如图13所示,由此导致孔眼244、245重叠并且改变尺寸,并且在一些示例中,改变结果形成的允许粒子束从中通过的孔248的形状。可使用与所示形状不同的形状。

[0088] 在一些实现中,准直器可以在粒子束在照射靶标内部移动期间跟踪粒子束的移动。例如,在一些实现中,孔眼可具有比粒子束点的直径小的直径。在一些系统中,使用在全部照射位置(包括照射靶标内部上的那些)上均具有标称直径的点会是理想的。在这些系统中,因此,孔眼可以跟踪粒子束点的全部移动,以便实现适当粒子束点直径用于治疗。在一些实现中,准直器的孔眼的尺寸和/或形状可以变化。例如,准直器可具有一个或多个活动部件,以改变孔眼的尺寸和形状(例如,减小的直径、表面面积等等)。

[0089] 在示例实现中,准直器可以是具有一个或多个直线规的结构。例如,准直器可以包括正方形、矩形或者基本上直线型结构,每种形状均具有能够置于粒子束的路径中的至少一个边缘。

[0090] 在使用直线规的示例实现中,准直器可具有多叶结构,如在图14中所示。在图14中,准直器250跟踪沿着照射靶标251的边缘的移动。指形件252向上或向下或者朝向或离开

照射靶标移动,以实现与照射靶标的边缘形状大致匹配的且阻挡粒子束到达健康组织(或者不应被照射的组织)的边缘形状253。例如,每个指形件能够向上或向下移动,或者延伸和退回,或者这些移动的组合,以大致匹配边缘形状。准直器250本身可以沿着照射靶标251的边缘移动(例如,约略地在箭头255的方向上),以跟踪粒子束的移动(例如,以便当粒子束到达照射靶标的边缘时,准直器的位置与粒子束重合)。在一些实现中,准直器250可以或者可以不在扫描操作期间移入到照射靶标内部。

[0091] 传统的多叶准直器相对于照射靶标是不动的,并且包括两组指形件,该两组指形件面向彼此且相对于彼此移动以实现适当准直。在这些准直器中,可使用数十、数百或者甚至数千指形件,并且它们的尺寸可以如照射场本身一样大。在一些实现中,照射场可以由相对于射束成一角度的平面限定,并且该平面限定粒子束相对于照射靶标在X和Y轴方向能够移动的最大范围。但是,在本文所述的示例实现中,准直器相对于照射靶标移动(例如,沿着照射靶标的边缘跟踪或者移动),并且仅仅需要在所述点冲击该部位处及时在照射靶标的该部位处提供明确边缘。因此,多叶准直器(除是仅仅单组指形件外)可制成为明显小于其常规相应物。例如,本文所述的多叶准直器可以包括十个或更少(例如,两个、三个、四个、五个、六个、七个、八个或者九个)指形件(或更多,如果需要)。

[0092] 在使用直线规的示例实现中,如图15所示,准直器260可以是矩形形状,并且沿着照射靶标261的边缘移动。准直器260可以沿着照射靶标的边缘移动以跟踪粒子束的移动(例如,以便当粒子束到达照射靶标的边缘时,准直器的位置与粒子束重合)。在沿着照射靶标边缘的运动期间,准直器260也可以在两个或三个维度上旋转,例如,在箭头262的XY维度上以及也在Z维度上。该旋转允许准直器260的边缘的至少一部分与照射靶标的边缘相对接近地匹配。由此,准直器260可以被适当地定位,以便当粒子束到达照射靶标的边缘时,准直器阻挡延伸超过边缘的组织。结果,准直器提供了相对于照射靶标的明确照射边缘,并保护相邻组织不受粒子束影响。准直器到照射靶标边缘上的适当部位的移动可以与粒子束的移动或者粒子束的在前移动一致。

[0093] 在一些实现中,准直器可以包括具有一个或多个直线规的单个结构,如图15所示。在其它实现中,准直器可以包括在照射靶标的不同(例如,相对)边缘处的两个或更多这些结构,如图16所示。在此,准直器包括两个结构265、266。这些结构265、266中的每一个跟踪粒子束的移动。亦即,结构265移动以便当粒子束到达照射靶标的边缘269时,结构265的位置与粒子束重合,并且结构266移动以便当粒子束到达照射靶标的边缘270时,结构266的位置与粒子束重合。每个结构到照射靶标边缘处的适当部位的移动可以与粒子束的移动和粒子束的在前移动重合。例如,结构266能够随着所述点被扫描而在箭头271的方向上移动,以便当所述点返回到边缘270时,结构266处于适当位置;并且结构265能够在所述点被扫描时在箭头272的方向上移动,以便当所述点返回到边缘269时,结构265处于适当位置。结构265、266可以同时、不同时移动,或者在它们的移动时间上有重叠。这一类型的布置允许粒子束从照射靶标的边缘到边缘移动,其中准直器允许在两个边缘上的明确照射场。因此,由于准直器由多个结构组成,扫描不必明显减慢以等待准直器的移动。在一些实现中,准直器可以包括多于两个(例如,三个、四个等等)的图16所示类型和操作的结构。在一些实现中,构成准直器的该两个或更多个结构可以是包括孔的结构,诸如图11中所示的。双结构准直器的操作另外如上所述。

[0094] 在一些实现中,准直器不必具有直线规,而是它的边缘可以弯曲,如图17所示。准直器可以包括仅一个该结构或者两个或更多个这些结构。在一些实现中,构成准直器的该两个或更多个结构可以是包括弯曲边缘的结构。例如,图17所示类型的该两个结构可替换图16中的两个结构。双结构准直器的操作另外如上所述。

[0095] 在这方面,在示例实现中,准直器可以是具有弯曲形状的结构,该弯曲形状的曲率半径沿着它的边缘连续改变,由此允许边缘的至少部分直接地或者通过使边缘以适当角度旋转而接近地匹配照射靶标的边缘。在本示例中,准直器275是云形尺曲线,该云形尺曲线能够部分地或完全地移动以跟踪射束,并且能够相对于照射靶标在两个或三个维度上旋转以控制粒子束的施加。在准直器中可包括适当地弯曲的结构。如以上示例中的情况,准直器275可以仅仅沿着照射靶标的边缘移动以跟踪粒子束的移动(例如,以便当粒子束到达照射靶标的边缘时,准直器的位置与粒子束重合)。如以上示例中的情况,准直器可以或者可以不在照射靶标内部跟踪粒子束的移动。

[0096] 准直器可以仅一个包括图17所示类型的结构,或者准直器可以包括两个或更多个这种结构。例如,图17所示类型的两个结构可以替换图16中的两个结构。双结构准直器的操作另外如上所述。

[0097] 在一些实现中,治疗计划系统可以设计为使得扫描速率(例如,粒子束点横过照射靶标的速率)在照射靶标内部与在照射靶标的边缘处不同。例如,扫描速率可以在照射靶标内部比在照射靶标的边缘处更快。这一布置允许在照射靶标的边缘处比在照射靶标内部具有更高精度扫描。该类型的变速扫描可以使用任何适当类型准直器执行,包括本文所述的那些准直器,或者该类型的变速扫描可以不使用任何准直器执行。在任一情形中,在照射靶标的边缘处的慢速度可允许在那儿的更精确扫描,这可降低粒子束会冲击照射靶标外侧的可能性。

[0098] 在一些实现中,本文所述的准直器可用在强度调节式质子治疗处理中。在这些处理中,质子束被从不同方向投射在照射靶标上,以便从各个方向上传送全部剂量中的一部分。结果,能够降低传送到照射靶标外的体积的剂量的量。例如,图18示出了从三个不同角度施加到照射靶标281的粒子束280。在本示例中,从一个角度可施加总剂量的1/3;总剂量的1/3可以从另一角度施加;并且从再一角度可施加总剂量的1/3。亦即,粒子束可以相对于水平线285以角度282扫描,以施加剂量的1/3;粒子束可以以角度283扫描以施加剂量的1/3;并且粒子束可以以角度284扫描以施加剂量的1/3。结果,施加到周围组织287的照射量以这些适当角度散开,从而降低了周围组织会暴露于有害照射量的可能性。可以采用任何适当数目的角度以及每一角度的适当剂量。

[0099] 照射目标,诸如肿瘤,典型地不是对称的。因此,对于粒子束的不同施加角度,典型地需要不同的射束准直。本文所述的示例准直器能够设置在沿着照射靶标的边缘(如上所述)的适当位置处,以提供在给定照射角度下的适当准直。在一些实现中,示例准直器能够仅仅在照射靶标的边缘处跟踪粒子束的运动,或者在粒子束的所有施加角度上的运动中的一些部分(或全部)运动期间跟踪粒子束的运动。

[0100] 在一些实现中,本文所述的示例准直器通过阻挡粒子束而阻止粒子束传输到周围组织。在一些实现中,示例准直器可以允许粒子束的部分传输,由此引起对周围组织的、比对照射靶标更低水平的照射施加。本文所述的任何示例准直器可以以此方式产生。

[0101] 本文所述的示例准直器可以安装到一个或多个计算机受控机器人臂或者其它结构,以控制它们相对于照射靶标的移动。准直器也可以安装到扫描系统本身。典型地,准直器安装成相对于粒子束扫描系统的其它元件离专利品最近(例如,在扫描系统的其它元件的束下)。在其中准直器包括多于一个装置(例如,图16)的实现中,可存在多于一个机器人臂或者其它结构以根据治疗计划独立地控制准直器的不同件。在一些实现中,单个机器人臂可以构造成独立地控制准直器的不同件,或者控制预先组装件的组合。

[0102] 在一些实现中,能量降能器也可以构造成跟踪粒子束的运动。在这方面,在一些实现中,诸如相对图7和8描述的示例实现,能量降能器可以包括可移动到粒子束的路径中的多个板,用以控制射束中的能量的量且由此控制粒子束穿透照射靶标的深度。以这种方法,能量降能器被用以执行照射靶标中的深度(粒子束方向或者Z轴方向)扫描。典型地,每个板吸收粒子束中的一定量的能量。因此,布置在粒子束前方的板越多,则射束具有的能量越少,并且射束将透入照射靶标中的深度越小。相反,布置在粒子束前方的板越少,则射束具有的能量越多(因为板吸收的能量较少),并且射束将透入照射靶标的深度越大。在一些实现中,每个板具有大约相同的厚度,且因此吸收几乎相同量的射束能。在其它实现中,不同板可具有不同厚度,其中板的厚度对应于板吸收的能量的量。

[0103] 在一些实现中,这些板均具有大约照射场的尺寸的表面区域。在该情形中,照射场可以由限定粒子束相对于照射靶标在X和Y轴方向上可移动的最大范围的平面限定。例如,图19示出了在照射靶标291前方的照射场290。由于实体系统限制,粒子束可移动过但不超过限定照射场的平面。因此,为确保能量降能器能够施加到照射场内的任何位置,在一些实现中,能量降能器中的这些板均具有至少与照射场尺寸一样大且在一些示例中超过照射场尺寸的表面。但是,这一构造能够导致较大的板(例如,可能一平方米或者数平方米),由此会是较重的并且移动较慢。这些板的较慢移动会导致缓慢治疗。

[0104] 在一些实现中,能量降能器可以小于照射场的尺寸,并且跟踪粒子束的至少部分运动。结果,能量降能器会是较轻的,这能够减小其将能量降能器板设置在粒子束的路径中需要花费的时间量,并且由此减小治疗时间。能量降能器可以在两个方向(例如,XY)上或者在三个方向(例如,XYZ)上跟踪粒子束。亦即,能量降能器可以在垂直于粒子束的平面中移动,或者能量降能器可以在垂直于粒子束的平面中以及沿着粒子束的纵向方向移动。在这方面,本文所述的任何准直器也可以在垂直于粒子束的平面中移动,或者本文所述的任何准直器也可以在垂直于粒子束的平面中以及沿着粒子束的纵向方向移动。准直器和能量降能器的移动可以是独立的或者配合的。

[0105] 例如,能量降能器可以由多个件组成,这些件可以是板或者构造成在治疗期间吸收粒子束能量的其它结构。每个件可具有相同面积(XY)和厚度(Z),或者不同件可具有不同面积和厚度。参考图20,具有相同或不同厚度的两个或更多个件294可在粒子束293的路径中被置于照射靶标295的前方,以实现特定的能量吸收量。替代地,具有规定厚度的单个件可被置于射束前方,以实现特定的能量吸收量。例如,如果需要特定的能量吸收,控制计算机可选择具有适当厚度的件,以实现该吸收性。

[0106] 在其中两个或更多个件被置于射束前方的示例中,那些件可在放置之前组装或者在放置期间动态地组装。例如,控制计算机可以选择两个件,布置它们,然后将两个件的组合移动到射束路径中。替代地,控制计算机可以选择两个件,然后将两个件的组合同时地但



并非以组合方式移动到射束路径中(例如,每个件可用单独的机器人臂移动)。

[0107] 能量降能器或者它的件可在照射场的至少部分上跟踪粒子束的移动,以便在照射靶标上的各种部位处实现适当能量吸收并且由此实现射束深度穿透。治疗计划可以规定能量降能器在治疗期间的任何特定时间需要在哪个位置,并且如有必要,来自电离室的反馈可用于定位和位置校正。在一些实现中,能量降能器需要跟踪粒子束的精度是基于降能器的尺寸和粒子束在其中粒子束横穿能量降能器的部位处的点尺寸。

[0108] 更具体地,在一些示例中,能量降能器的表面区域越小,则能量降能器的移动应越接近地跟踪粒子束的移动。相反地,在其它示例中,能量降能器的表面面积越大,则能量降能器的移动越不接近地跟踪粒子束的移动。例如,参考图21,如果能量降能器299具有与其中粒子束横穿能量降能器的部位处的点300的表面面积相接近的表面面积,则能量降能器应该相当接近地跟踪粒子束的运动,以确保能量降能器在治疗期间的适当时间相对于照射靶标301在粒子束前方。例如,粒子束304从位置302到位置303的运动也将要求能量降能器299在箭头305的方向上移动以保持射束路径中,因为点和降能器的面积的尺寸是较接近的。如所指示的,粒子束的运动可由治疗计划规定,并使用电离室和到控制计算机的反馈来检测。这一信息也可用以控制能量降能器的移动。

[0109] 在一些实现中,可移动能量降能器可以相当大地大于粒子束点。在这些示例中,能量降能器不必紧密地跟踪粒子束的运动以确保在治疗期间的适当时间能量降能器在粒子束前方。实际上,依赖于能量降能器的大小,在其中粒子束移动的一些示例中,能量降能器根本不必移动。亦即,对于粒子束的一些运动,能量降能器可以保持不动,但对于粒子束的其它运动,能量降能器也移动以拦截粒子束。例如,图22示出了其中在粒子束横穿能量降能器的部位处,能量降能器310相当大地大于粒子束点311的情形。随着粒子束点从部位314a向部位314b移动,能量降能器保持在射束路径中,即使能量降能器仍未移动。已知降能器的大小和两个点位置,控制计算机系统在本示例中不移动能量降能器。因此,在本示例中,能量降能器不必跟踪粒子束点的移动。但是,当点移动到部位314c时,能量降能器(或者它的件)将移动以跟踪和拦截射束,以便保持在射束路径中。因此,能量降能器相对于射束点的大小是确定能量降能器在扫描期间需要移动的时刻和程度的因素。

[0110] 在一些实现中,能量降能器可以包括多个部件或件。例如,一个部件或件可用以横过照射靶标的部分跟踪粒子束的移动(例如,从照射靶标的顶部施加照射),而另一部件或件可用以横过照射靶标的另一部分跟踪粒子束的移动(例如,从靶标底部施加照射)。

[0111] 能量降能器(或者它的件)可具有任何形状,例如正方形、矩形、圆形、椭圆形、不规则形、规则形、多角形、球形、立方形、四面体等等。能量降能器(或者它的件)可具有任何适当的尺寸。例如,能量降能器(或者它的件)可具有比照射场的面积小的面积,即小于照射场的面积的 $\frac{3}{4}$ ,小于照射场的面积的 $\frac{1}{2}$ ,小于照射场的面积的 $\frac{1}{3}$ ,小于照射场的面积的 $\frac{1}{4}$ ,小于照射场的面积的 $\frac{1}{5}$ 等等。能量降能器(或者它的件)可具有比照射场上的粒子束点的面积的20倍小的表面面积,小于照射场上的粒子束点的面积的15倍,小于照射场上的粒子束点的面积的10倍,小于照射场上的粒子束点的面积的9倍,小于照射场上的粒子束点的面积的8倍,小于照射场上的粒子束点的面积的7倍,小于照射场上的粒子束点的面积的6倍,小于照射场上的粒子束点的面积的5倍,小于照射场上的粒子束点的面积的4倍,小于照射场上的粒子束点的面积的3倍,或者小于照射场上的粒子束点的面积的2倍。在一些实现



中,能量降能器(或者它的件)可具有点尺寸的倍数的表面面积,例如点尺寸的两倍,点尺寸的三倍,点尺寸的五倍,点尺寸的十倍等等。

[0112] 在一些实现中,每个件(例如,多个层中的层)具有相同尺寸、形状、厚度和成分。在其它实现中,不同件可具有不同尺寸、形状厚度和成分。

[0113] 示例能量降能器的移动可以以多种方式受控。例如,通过磁体108的电流可以对应于磁体对粒子束的偏转并且由此对应于照射靶标上的粒子束点的位置。因此,例如,已知通过磁体的电流和照射靶标相对于磁体的位置,控制扫描系统操作的计算机系统能够确定照射点的投影位置。并且,已知照射点的位置和能量降能器相对于点尺寸的大小,计算机系统能够控制能量降能器以跟踪(如有必要)照射点沿着它的运动的全部或者部分的移动,如本文所述。

[0114] 本文所述的示例可移动能量降能器可以安装到一个或多个计算机受控机器人臂,或者也包含扫描系统元件以控制相对于照射靶标的移动的其它结构。在其中能量降能器包括多于一个件(例如,多个件或板)的实现中,可存在多于一个机器人臂以根据治疗计划独立控制能量降能器的不同件。在一些实现中,单个机器人臂可以构造成独立地控制不同件。

[0115] 照射靶标的不同横截面可根据不同治疗计划扫描。如上所述,能量降能器被用以控制扫描深度,在一些实现中,粒子束可以在能量降能器的构造期间中断或重定向。在其它实现中,情况不必如此。

[0116] 本文所述的是治疗照射靶标横截面的示例。这些可以是约略地垂直于粒子束方向的横截面。但是,本文所述构思等同地可适用于治疗照射靶标的、不是垂直于粒子束方向的横截面的其它部分。例如,照射靶标可以是分段为球形、立方形或者其它形状的体积,并且那些体积可用本文所述的示例处理、系统和/或装置治疗。

[0117] 本文所述处理可结合单个粒子加速器使用,并且其在本文所述的特征中的任意两个或更多个特征可结合单个粒子加速器使用。粒子加速器可用在任何类型的医疗或者非医疗应用中。可使用的示例粒子治疗系统在以下给出。特别地,本文所述构思可用在未具体描述的其它系统中。

[0118] 参考图23,带电粒子照射治疗系统400的示例实现包括产生射束的粒子加速器402,粒子加速器402的重量和尺寸足够小以允许它安装在旋转式门架404上,并且其输出被从加速器壳体直接引向(亦即,基本上直接地)患者406。粒子加速器402另外包括本文所述类型的扫描系统(例如,图3至22)。

[0119] 在一些实现中,钢门架具有安装在两个相应的轴承412、414上以用于旋转的两个支腿408、410,两个轴承412、414位于患者的相对侧上。加速器由钢桁架416支撑,钢桁架416足够长以横跨患者所处的治疗区域418(例如,如高个人的两倍长以允许人在空间中完全旋转,其中患者的任何期望目标区域仍在射束范围内),并且在两端处被稳定地附接到门架的旋转支腿。

[0120] 在一些示例中,门架的旋转被局限于小于 $360^{\circ}$ 、例如大约 $180^{\circ}$ 的范围420,以允许底板422从容纳治疗系统的屏蔽间424的墙壁延伸到患者治疗区域。门架的有限旋转范围也降低了对一些墙壁的厚度要求(不直接对准射束的墙壁,例如墙壁430),这些墙壁提供了对于治疗区域外的人的辐射屏蔽。门架旋转的 $180^{\circ}$ 的范围足够覆盖全部治疗接近角,但提供较大行进范围能够是有用的。例如,旋转范围可以在 $180^{\circ}$ 和 $330^{\circ}$ 之间,并且仍提供用于治疗

占地空间的容积。在其它实现中,旋转并不如上所述地受限。

[0121] 门架的水平旋转轴线432标称地位于其中患者和治疗师与治疗系统相互作用处的底板以上一米。这一底板位于屏蔽治疗系统的屏蔽间的底板以上大约3米。加速器能够在升高底板下方摆动,用于从旋转轴线下方向传送治疗射束。患者卧榻在平行于门架旋转轴线的基本水平面中移动和旋转。卧榻能够在具有此构造的水平面中旋转过大约270°的范围434。门架及患者旋转范围和自由度的组合允许治疗师实际上选择用于射束的任何接近角。如果需要,则患者可以相反定向位于卧榻上,然后可使用所有可能角度。

[0122] 在一些实现中,加速器使用具有高磁场超导电磁结构的同步回旋加速器构造。因为具有给定动能的带电粒子的弯曲半径与对其施加的磁场的增大成正比地减小,高磁场超导磁结构允许加速器制成为更小且更轻。同步回旋加速器使用在旋转角度上均一旦强度随半径增大而减小的磁场。这种场形状能够与磁场幅值无关地实现,因此在理论上可用在同步回旋加速器中的磁场强度(且因此,固定半径处的结果粒子能量)无上边界。

[0123] 同步回旋加速器被支撑在门架上,以便射束与患者一致地产生。门架允许同步回旋加速器绕包含患者内或附近的部位(等角点440)的水平旋转轴线旋转。平行于旋转轴线的分裂构架在两侧上支撑同步回旋加速器。

[0124] 因为门架的旋转范围在一些示例实现中受限,患者支撑区域可被容纳在围绕等角点的宽区域中。由于底板能够围绕等角点较宽地延伸,患者支撑台可设置为相对于穿过等角点的竖向轴线442移动且绕竖向轴线442旋转,以便通过门架旋转和台运动及旋转的组合,能够实现进入患者任何部分的任何射束方向角。在一些实现中,两个门架臂分离开高患者的身高的两倍以上,从而允许带有患者的卧榻在升高底板以上的水平面中旋转和平移。

[0125] 限制门架旋转角允许降低医疗室周围墙壁中至少一个墙壁的厚度。典型地由混凝土建造的厚墙壁对于医疗室外的个人提供辐射保护。在停止质子束下游的墙壁可以是如在房间的相反端部处的墙壁的大约两倍厚,以提供等效保护水平。限制门架旋转范围允许医疗室在三个侧边上位于地面坡度以下,同时允许在最薄墙壁附近的可占区域而降低了建造医疗室的成本。

[0126] 在图23所示的示例实现中,超导同步回旋加速器402在同步回旋加速器的极隙中以8.8特斯拉的峰值磁场操作。同步回旋加速器产生具有250MeV能量的质子射束。在一些实现中,同步回旋加速器是可变能量机器,并且能够输出具有不同能量的质子束。在一些实现中,同步回旋加速器可以产生具有固定能量的射束。在一些实现中,场强能够在4T到20T范围内,并且质子能量能够在150到300MeV的范围中。

[0127] 在本示例中描述的照射治疗系统用于质子照射治疗,但同样的原理和细节可适用于用在重离子(离子)处理系统中的类似系统。

[0128] 如在图1、2、24、25和26中所示,示例同步回旋加速器10(例如,图23中的402)包括包含粒子源190的磁体系统122、射频驱动系统191和射束提取系统318。在本示例中,使用分裂对的环状超导线圈140、142和一对成形铁磁性(例如,低碳钢)极面144、146的组合,磁体系统建立的磁场具有的形状适合于保持所容纳质子束的聚焦。

[0129] 两个超导磁体线圈在共同轴线147上对中,并且沿着轴线分离开。线圈可以由0.8mm直径的Nb3Sn基绞合线(其起始地包括由铜包皮包围的铌锡芯部)形成,该绞合线以绞合电缆在通道中的导体几何构造部署。在七个单独绞合线被捆绑在一起之后,对它们加热

以引起形成导线的最终(易碎)超导材料的反应。在材料已经反应之后,导线被焊接到铜通道(外部尺寸3.18x2.54mm,内部尺寸2.08x2.08mm),并用绝缘材料(在本示例中,编织玻璃纤维材料)覆盖。容纳导线的铜通道然后以具有矩形横截面的线圈卷起。卷起线圈然后以环氧化合物真空浸渍。完成的线圈安装在环状不锈钢反转线轴上。在绕组层中可以间隔方式布置加热器铺面,以在磁体骤冷情况下保护组件。

[0130] 整个线圈能因此用铜皮覆盖,以提供导热性和机械稳定性且然后被包含在环氧树脂附加层中。线圈的预压缩可通过对不锈钢反转线轴加热以及将线圈配合在反转线轴中来实现。反转线轴内径选择为当整个质量被冷却至4K时,反转线轴保持与线圈接触并提供一些压缩。将不锈钢反转线轴加热到近似50℃以及在100开氏度数的温度下配合线圈可实现这一点。

[0131] 线圈几何结构通过将线圈安装在“反转”矩形线轴中以施加恢复力而抵抗线圈通电时所产生的畸变力来保持。如图25所示,在一些实现中,相对于相应磁极件和使用一组温至冷的支撑索带402、404、406的低温恒温器来保持线圈位置。用薄索带支撑冷质量降低了刚性支承系统传给冷质量的热漏失。索带布置成当磁体在门架上旋转时抵抗线圈上的变化重力。它们抵抗重力及线圈在被扰动偏离相对于磁轭的精确对称位置时实现的离心力的组合影响。另外,连杆作用以降低当门架加速和减速而改变位置时施加给线圈的动态力。每个温至冷支撑可以包括一个S2玻璃纤维连杆和一个碳纤维连杆。碳纤维连杆被支撑在温轭铁支杆和中等温度(50–70K)支杆之间,并且S2玻璃纤维连杆408被支撑在中等温度支杆和附接到冷质量的支杆上。每个支杆可由高强度不锈钢制成。

[0132] 参考图1,与半径有关的场强型式主要地通过线圈几何结构和磁极面形状的选择确定;由可透过轭铁材料形成的极面144、146可仿形为微调磁场形状,以确保粒子束在加速期间保持聚焦。

[0133] 通过将线圈组(线圈和线轴)封闭在排空的环状铝或者不锈钢深冷恒温腔室170(低温恒温器)内,该深冷恒温腔室170提供了除有限组支持点171、173处之外的、围绕线圈结构的自由空间,而将超导线圈保持在接近绝对零度的温度(例如,大约4开氏度数)。在可选版本(例如,图2)中,低温恒温器的外壁可以由低碳钢制成,以提供用于磁场的附加回路磁通路径。

[0134] 在一些实现中,接近绝对零度的温度使用单级Gifford-McMahon低温冷却器和三个双级Gifford McMahon低温冷却器实现。每个双级低温冷却器具有与将氦蒸汽再凝结成为液氦的冷凝器相附接的第二级冷端。在一些实现中,接近绝对零度的温度使用包含液氦的冷却通道(未示出)实现和保持,冷却通道在超导线圈支承结构(例如,反转线轴)中形成,并且包含在通道中的液氦和相应超导线圈之间的热连接机构。如上所述类型的且可使用的液氦冷却系统的示例在美国专利申请13/148,000(Begg等人)中描述。

[0135] 在一些实现中,线圈组和深冷恒温腔室被安装在碉堡形状的磁轭100的两个半体181、183内且被半体181、183全封闭。轭铁100提供了用于回路磁场通量184的路径,并对极面144、146之间的体积186磁屏蔽以防止外部磁性影响扰乱该体积内的磁场形状。轭铁也用以减小加速器附近的杂散磁场。在其它实现中,线圈组和深冷恒温腔室安装在非磁性包壳中且由该非磁性包壳全封闭,并且用于回路磁场通量的路径使用有源回路系统(其示例见如上所述)来执行。

[0136] 如图1和27所示,同步回旋加速器包括位于磁体结构182的几何中心192附近的、具有Penning Ion Gauge几何结构的粒子源190。粒子源可以如下所述,或者粒子源可具有在美国专利申请11/948,662中所述类型,该申请通过引用并入本文。

[0137] 粒子源190从氢气的供给399穿过传送气态氢的气体管线393和管道394被供料。电缆294传送来自电源的电流,以从与磁场400对准的阴极392、390激发电子放电。

[0138] 在本示例中,放电电子使从管道394通过小孔离开的气体电离以产生阳离子(质子)供给,用于由跨越磁体结构和一个样型把手板围起的空间的一半的一个半圆(把手形状)射频板加速。在粒子源中断的情况(其示例在美国专利申请11/948,662中描述)下,包含等离子体的管道的全部(或者其大部分,例如大半)在加速区被移去。

[0139] 如图28所示,把手板500是具有两个半圆表面503、505的中空金属结构,该中空金属结构围起空间507,质子在其围绕磁体结构所围起的空间的旋转中的一半期间在该空间507中被加速。开放到空间507中的导管509延伸通过包壳(例如,轭铁或者极片)至可附接真空泵的外部位置,真空泵用以排空空间507和在其中发生加速的真空室内的空间的其余部分。样型把手502包括在把手板的暴露缘边附近分开的矩形金属环。样型把手搁置到真空室和磁轭上。把手板500由在射频传输线末端处施加的射频信号驱动,以在空间507中施加电场。射频电场形成随着被加速粒子离几何中心的距离增大而及时变化。射频电场可通过标题为“Matching A Resonant Frequency Of A Resonant Cavity To A Frequency Of An Input Voltage”的美国专利申请11/948,359中所述的方式受控,该申请的内容通过引用并入本文。

[0140] 为使从对中布置的粒子源发出的射束在其开始向外螺旋运动时避开粒子源,可在射频板上施加大的电压差。在射频板上施加20000伏。在一些版本中,从8000至20000伏可施加在射频板上。为降低驱动该大电压所需的电力,磁体结构布置成降低射频板和接地之间的电容。这可通过穿过外磁轭和低温恒温器壳体形成与射频结构具有足够间隙的孔以及在磁极面之间形成足够空间来完成。

[0141] 驱动把手板的高压交变电势具有在加速周期期间向下扫描的频率,以获得渐增的质子相对论质量和渐减的磁场强度。样型把手不需要如其在地电势以及真空室壁那样具有中空半圆筒状结构。可使用其它板布置,诸如以不同电气阶段或者基本频率的倍数来驱动多于一对的加速电极。通过使用例如具有互相啮合的旋转叶片和固定叶片的旋转电容器,可对RF结构调谐以在所需扫频期间保持Q为高。电容增大,从而RF结构的谐振频率降低。叶片能够成形为产生所需的准确扫频。用于旋转冷凝器的驱动马达能够对射频发生器锁相用于准确控制。在旋转冷凝器叶片的每次啮合期间,可对一个粒子束加速。

[0142] 发生加速的真空室是大致筒形容器,其在中央较薄,而在缘边处较厚。真空室包围RF板和粒子源,并且由真空泵排空。保持高真空降低了加速离子不丢失而与气体分子碰撞的可能性,并且允许RF电压保持高水平,而无对地发弧。

[0143] 质子(或者其它离子)横穿始自粒子源的大体螺旋形轨道。在螺旋形轨道的各环路的半程,质子在经过RF电场时获得能量。在质子获得能量时,它们的螺旋形轨道的各连续环路的中心轨道的半径比先前的环路大,直到环路半径达到磁极面的最大半径。在该位置,磁和电场扰动将质子引入其中磁场强度快速减小的区域中,并且质子离开高磁场区域并且被引导通过真空管(本文中称为提取通道),以离开同步回旋加速器。磁性再生器可用以改变

磁场强度扰动以引导质子。离开的质子将倾向于在它们进入具有明显减小磁场强度的、存在于同步回旋加速器周围空间中的区域时扩散。提取通道138束成形元件507、509(图25)重定向质子,以便它们保持为具有受限空间范围的直射束。

[0144] 在射束离开提取通道时,射束穿过可以包括有本文所述类型的扫描系统的射束成形系统525(图25)。射束成形系统525可结合控制射束施加的内部门架使用。

[0145] 从同步回旋加速器离开的杂散磁场可通过磁轭(也称为屏蔽)和单独的磁屏蔽514(例如,图1)限制。单独的磁屏蔽包括铁磁材料(例如,钢或者铁)的层517,该层517包围碉堡状轭铁且以空间516分离。包括轭铁、空间和屏蔽的夹层状结构的该构造以低重量实现了对于给定泄露磁场强度的适当屏蔽。如上所述,在一些实现中,有源回路系统可用以代替磁轭和屏蔽的操作,或者作为该操作的添增。

[0146] 参考图23,门架允许同步回旋加速器绕水平旋转轴线432旋转。桁架结构416具有两个大体平行的横跨480、482。同步回旋加速器被架设在跨越之间大约在支腿中间。门架用安装在支腿的与构架相反的端部处的配重件622、624平衡,用于绕轴承旋转。

[0147] 门架由安装到门架支腿中一者或两者的电马达驱动,并且通过传动齿轮连接到轴承壳体。门架旋转位置源自于轴角编码器提供的信号,该轴角编码器整合在门架驱动马达和传动齿轮中。

[0148] 在离子束离开同步回旋加速器的位置,射束成形系统525作用于离子束以赋予其适于患者治疗的特性。例如,射束可以分散并且它的穿透深度变化以提供在给定靶区上的均一照射。射束成形系统可以包括有源扫描元件,如本文所述。

[0149] 同步回旋加速器的全部有源系统(电流驱动超导线圈、RF驱动板、用于真空加速室和用于超导线圈冷却室的真空泵,电流驱动粒子源,氢气源和RF板冷却器,例如)可以通过适当同步回旋加速器电子控制设备(未示出)来控制,该电子控制设备可以包括例如执行来自存储器的指令以实现控制的一个或多个处理装置。

[0150] 如上所述,参考图29的系统602,产生射束的粒子加速器,在本示例中的同步回旋加速器604(其可以包括本文所述的任一和全部特征)可安装在旋转门架605上。旋转门架605为本文所述的类型,并能够围绕患者支撑606成角度地旋转。这一特征允许同步回旋加速器604将粒子束从各种不同角度基本上直接提供到患者。例如,如在图29中所示,如果同步回旋加速器604在患者支撑606上方,则粒子束可以被朝向患者向下引导。替代地,如果同步回旋加速器604在患者支撑606下方,则粒子束可以朝向患者被向上引导。在不需要中间射束机构线路机构的意义上,粒子束被基本上直接施加到患者。在该情形中,线路机构不同于成形或者定尺寸机构,因为成形或定尺寸机构不对射束变线,而是在保持射束的大体相同轨道情况下对射束定尺寸和/或成形。

[0151] 关于上文系统的示例实现的更多细节可在2006年11月16日提交的、标题为“Charged Particle Radiation Therapy”的美国专利7,728,311中以及在2008年11月20日提交的、标题为“Inner Gantry”的美国专利申请12/275,103中发现。美国专利7,728,311和美国专利申请12/275,103的内容通过引用并入本公开。在一些实现中,同步回旋加速器可以是可变能量装置,诸如在2013年6月12日提交的美国专利申请13/916,401中描述的,该申请的内容通过引用并入本文。

[0152] 可变能量粒子加速器

[0153] 在本文所述的示例粒子治疗系统和示例扫描系统中使用的粒子加速器可以是可变量粒子加速器,其示例描述如下。

[0154] 分离的粒子束(从加速器输出的粒子束)的能量能够影响到粒子束在治疗期间的使用。在一些机器中,粒子束(或者粒子束中的粒子)的能量在分离之后不增大。但是,在分离之后和治疗之前,基于治疗要求,能量可以降低。参考图30,示例处理系统910包括加速器912,例如同步回旋加速器,具有可变量能量的粒子(例如,质子)束914从其分离以照射身体922的靶区924。可选地,一个或多个额外装置,诸如扫描单元916或者散射单元916,一个或多个检测装置918和能量降能器920沿着照射方向928布置。这些装置截断引出束914的横截面,并改变引出束的一个或多个特性以用于治疗。

[0155] 粒子束要照射以用于治疗的靶区(例如,照射靶标)典型地具有三维构造。在一些示例中,为进行治疗,靶区被沿着粒子束的照射方向分成多层,以便照射能够在逐层基础上完成。对于一些类型的粒子,诸如质子,在靶区中的穿透深度(或射束到达的层)主要通过粒子束的能量确定。具有给定能量的粒子束基本不延伸超过该能量的相应穿透深度。为将射束照射从靶区的一个层移动到另一个层,改变粒子束的能量。

[0156] 在图30所示的示例中,靶区924被沿着照射方向928分成九个层926a-926i。在示例过程中,照射从最深层926i开始,一次照射一个层,逐渐地达到较浅层并在最浅层926a处完成。在对身体922施加之前,控制粒子束914的能量至允许粒子束在期望层、例如层926d处停止的水平,而基本上不进一步穿透到身体中或者靶区中,例如层926e-926i或者更深地穿透到身体中。在一些示例中,期望的粒子束914的能量随着治疗层变浅而相对于粒子加速降低。用于处理靶区的相邻层的射束能差异是大约3MeV到大约100MeV,例如,大约10MeV到大约80MeV,但其它差值也是可能的,这取决于例如层厚度和射束特性。

[0157] 用于处理靶区924的不同层的能量变化能够在加速器912处执行(例如,加速器能够改变能量),以便在一些实现中,在粒子束从加速器912分离之后不需要额外的能量变化。因此,处理系统10中的可选能量降能器920可从系统中取消。在一些实现中,加速器912能够输出具有在大约100MeV和大约300MeV之间、例如在大约115MeV和大约250MeV之间变化的能量的粒子束。该变化可以是连续的或者不连续的,例如一次变化一级。在一些实现中,该连续的或不连续的变化可以较高速率发生,例如直到大约50MeV/秒或者直到大约20MeV/秒。不连续变化能够以每次变化一级且步长为大约10MeV至大约90MeV发生。

[0158] 当在一个层中完成照射时,加速器912能够改变粒子束的能量,以照射下一层,例如在若干秒内或者在小于一秒内改变。在一些实现中,靶区924的治疗能够是连续的,无明显中断或者甚至无任何中断。在一些情况下,不连续能量变化的步长选择为对应于照射靶区924的两个相邻层所需的能量差异。例如,步长能够与能量差异相同,或者是能量差异的几分之一。

[0159] 在一些实现中,加速器912和降能器920一起改变射束914的能量。例如,加速器912提供粗调,而降能器920提供了细调,或者反之。在本示例中,加速器912能够输出以大约10-80MeV的变化梯级改变能量的粒子束,并且降能器920以大约2-10MeV的变化梯级调节(例如,降低)射束的能量。

[0160] 能量降能器、诸如范围调制器的减少使用(或者,缺失)可有助于保持加速器的输出射束的特性和质量,例如射束强度。对粒子束的控制能够在加速器上执行。副作用,例如

在粒子束通过降能器920时产生的中子引起的副作用,可被降低或消除。

[0161] 在完成靶区924中的治疗之后,粒子束914的能量可被调节以治疗另一身体或者身体部分922'中的另一靶区930。靶区924、930可在相同身体(或患者)中,或在不同患者中。靶区930距身体922'的表面的深度D与靶区924的不同是可能的。虽然一些能量调节可由降能器920执行,但降能器912仅可降低射束能,而不增大射束能。

[0162] 在这方面,在一些示例中,治疗靶区930需要的射束能大于治疗靶区924需要的射束能。在这种情况下,加速器912可以在治疗靶区924之后且在治疗靶区930之前增大输出射束能量。在其它示例中,治疗靶区930需要的射束能小于治疗靶区924所需的射束能。虽然降能器920能够降低能量,加速器912能够被调节以输出低射束能,来降低或消除降能器920的使用。靶区924、930的分层能够是不同的或相同的。靶区930能够与靶区924的治疗类似地在逐层基础上治疗。

[0163] 同一患者上的不同靶区924、930的治疗可以是基本上连续的,例如,两个体积之间的停止时间不长于大约30分钟或更小,例如25分钟或更小、20分钟或更小、15分钟或更小、10分钟或更小、5分钟或更小、或者1分钟或更小。如本文说明的,加速器912能够在可移动门架上,并且门架的移动能够使加速器移动以瞄准不同靶区。在一些情况下,加速器912能够在完成靶区924的治疗之后且在开始治疗靶区930之前,在处理系统进行调节(例如,移动门架)的时间期间,完成输出射束914的能量调节。在加速器和靶区930对准之后,治疗能够以调节后的期望射束能开始。不同患者的射束能调节也可以较有效地完成。在一些示例中,所有调节,包括射束能的增大/减小和/或门架移动在大约30分钟内、例如大约25分钟内、大约20分钟内、大约15分钟内、大约10分钟内或者大约5分钟内完成。

[0164] 在靶区的相同层中,可通过用扫描单元916将射束移动过层的二维表面(其有时称作扫描束),施加照射剂量。替代地,能够将引出束通过散射单元16的一个或多个散射体(其有利称为散射射束)来照射所述层。

[0165] 通过控制加速器912和/或其它装置,诸如扫描单元/分散器916、降能器920和图中未出的其它装置,能够在治疗之前选择或者能够在治疗期间调节射束特性,诸如能量和强度。在示例实现中,系统910包括与系统中的一个或多个装置通信的控制器932,诸如计算机。控制能够是基于一个或多个监视器918执行的监测的结果,监视器918例如监测射束强度、剂量、靶区中的射束位置等等。虽然监视器918示出为在装置916和降能器920之间,但一个或多个监视器可布置在沿着射束照射路径的其它适当位置。控制器932也可以存储用于(同一患者和/或不同患者的)一个或多个靶区的治疗计划。治疗计划能够在治疗开始前确定,并包括参数,诸如靶区形状、照射层数、各层的照射剂量、各层照射次数等等。系统910中的射束特性调节能够基于治疗计划执行。额外调节能够在治疗期间完成,例如当检测到偏离治疗计划时。

[0166] 在一些实现中,加速器912构造成通过改变在其中粒子束被加速的磁场,改变输出的粒子束的能量。在一示例实现中,一组或多组线圈接收可变电流以在腔室中产生可变磁场。在一些示例中,一组线圈接收固定电流,而一个或多个其它组线圈接收变化电流,以便线圈组接收的总电流是变化的。在一些实现中,所有组的线圈是超导的。在其它实现中,一些组线圈,诸如用于固定电流的组,是超导的,而其它组线圈,诸如用于变化电流的一个或多个组,是非超导的。在一些示例中,所有组线圈是非超导的。



[0167] 一般地,磁场幅值能够利用电流幅值调节。在预定范围内调节线圈的总电流能够产生在相应预定范围内变化的磁场。在一些示例中,电流的连续调节能够引起磁场的连续变化和输出射束能量的连续变化。替代地,当以非连续、逐级方式调节施加到线圈的电流时,磁场和输出射束能量也相应地以非连续(逐级)方式变化。磁场相对电流的定标可允许较准确地执行射束能的变化,但有时可执行不同于输入电流的微小调节。

[0168] 在一些实现中,为输出具有可变能量的粒子束,加速器912构造成施加扫过不同频率范围的RF电压,其中每个范围对应于不同的输出射束能量。例如,如果加速器912构造成产生三个不同的输出射束能量,则RF电压能够扫过三个不同频率范围。在对应于连续射束能量变化的另一示例中,RF电压扫过连续变化的频率范围。不同频率范围可具有不同的频率下界和/或频率上界。

[0169] 提取通道可以构造成适应可变能量粒子加速器产生的不同能量范围。例如,提取通道可以足够大以支持粒子加速器产生的最高和最低能量。亦即,提取通道可以定尺寸为或以其它方式构造成接收和传输在该能量范围内的粒子。具有不同能量的粒子束能够在不改变用于分离具有单个能量的粒子束的再生器的特征的情况下从加速器912分离。在其它实现中,为适应可变粒子能量,再生器能够移动以通过上述方式扰动(例如,改变)不同粒子轨道,和/或铁杆(磁性填隙片)可添加或移去,以改变再生器提供的磁场凸起。更具体地,在腔室中,不同粒子能量将典型地在不同的粒子轨道上。通过移动再生器,可以截断规定能量下的粒子轨道且由此对该轨道提供正确扰动,以便规定能量下的粒子到达提取通道。在一些实现中,再生器的移动(和/或磁性分隔片的添加/移去)以实时方式执行,以实时匹配加速器输出的粒子束能量的实时改变。在其它实现中,粒子能量在每个治疗的基础上调节,并且再生器的移动(和/或磁性分隔片的添加/移去)在治疗前进行。在任一情况下,再生器的移动(和/或磁性分隔片的添加/移去)可以是计算机控制的。例如,计算机可以控制一个或多个马达来实施再生器和/或磁性分隔片的移动。

[0170] 在一些实现中,再生器使用可被控制以移到适当位置处的一个或多个磁性分隔片来执行。

[0171] 例如,表格1示出了三个示例能级,在该示例中,加速器912能够输出粒子束。产生该三个能级的相应参数也列举出。在这方面,磁铁电流指施加到加速器912中的一个或多个线圈组中的总电流;最大频率和最小频率限定RF电压扫过的范围;并且“r”是一位置距其中粒子被加速的腔室的中央的径向距离。

	束能量	磁体电流	最大频率	最小频率	磁场 t r=0 mm	磁场 r=298 mm
	(MeV)	(Amps)	(MHz)	(MHz)	(Tesla)	(Tesla)
[0172]	250	1990	132	99	8.7	8.2
	235	1920	128	97	8.4	8.0
	211	1760	120	93	7.9	7.5

[0173] 表格1:射束能和相应参数的示例



[0174] 在产生具有可变能量的带电粒子的示例粒子加速器中可以包括的细节如下所述。加速器能够是同步回旋加速器,粒子可以是质子。粒子作为脉冲束输出。粒子加速器输出的射束的能量能够在患者中一个靶区的治疗期间、或者在同一患者或不同患者的不同靶区的治疗之间变化。在一些实现中,当加速器不输出射束(或者粒子)时,加速器的设置改变以改变射束能。能量变化能够在期望范围上是连续的或者不连续的。

[0175] 参考图1所示的示例,粒子加速器(例如,同步回旋加速器502)可以是可变能量粒子加速器,如上述的加速器912,可构成输出具有可变能量的粒子束。可变能量的范围可具有上边界,即:大约200MeV至大约300MeV或更高,e.g.,200MeV、大约205MeV、大约210MeV、大约215MeV、大约220MeV、大约225MeV、大约230MeV、大约235MeV、大约240MeV、大约245MeV、大约250MeV、大约255MeV、大约260MeV、大约265MeV、大约270MeV、大约275MeV、大约280MeV、大约285MeV、大约290MeV、大约295MeV或者大约300MeV或更高。该范围还可以具有下边界,即:大约100MeV或更低至大约200MeV,例如大约100MeV或更低、大约105MeV、大约110MeV、大约115MeV、大约120MeV、大约125MeV、大约130MeV、大约135MeV、大约140MeV、大约145MeV、大约150MeV、大约155MeV、大约160MeV、大约165MeV、大约170MeV、大约175MeV、大约180MeV、大约185MeV、大约190MeV、大约195MeV、大约200MeV。

[0176] 在一些示例中,该变化是非连续的并且变化梯级可具有如下大小:大约10MeV或更低、大约15MeV、大约20MeV、大约25MeV、大约30MeV、大约35MeV、大约40MeV、大约45MeV、大约50MeV、大约55MeV、大约60MeV、大约65MeV、大约70MeV、大约75MeV或者大约80MeV或更高。以单级改变能量能够花费不超过30分钟,例如大约25分钟或更小、大约20分钟或更小、大约15分钟或更小、大约10分钟或更小、大约5分钟或更小、大约1分钟或更小或者大约30秒或更小。在其它示例中,变化是连续的并且加速器能够以较高速率调节粒子束的能量,例如,直到大约50MeV/秒、直到大约45MeV/秒,直到大约40MeV/秒,直到大约35MeV/秒,直到大约30MeV/秒,直到大约25MeV/秒,直到大约20MeV/秒,直到大约15MeV/秒,或者直至大约10MeV/秒。加速器能够构造成连续地和不连续地调节粒子能量。例如,连续和不连续改变的组合可用在一个靶区的治疗中或者用在不同靶区的治疗中。能够实现灵活的治疗计划和灵活的治疗。

[0177] 输出具有可变能量的粒子束的粒子加速器能够在辐射处理上提供精度,并降低用于治疗额外装置(不同于加速器)的数目。例如,降能器改变所输出粒子束的能量的使用可以在全部治疗或治疗的一部分上减小或消除。粒子束特性,诸如强度、焦点等等,能够在粒子加速器上控制,并且粒子束能够到达靶区而无来自额外装置的明显干扰。射束能的较高变化率能够减小治疗时间并且允许对处理系统的有效利用。

[0178] 在一些实现中,加速器,诸如图1的同步回旋加速器502,通过改变加速器中的磁场将粒子或者粒子束加速到可变能级,这可通过改变施加到生成磁场的线圈的电流来实现。如上所述,示例同步回旋加速器(例如,图1中的502)包括包含粒子源、射频驱动系统和射束提取系统的磁体系统。图33示出了可用在可变能量加速器中的磁体系统的示例。在本示例实现中,磁体系统1012建立的磁场能够改变两组线圈40a、40b和42a、42b能够产生的磁场的最大值的大约5%到大约35%。磁体系统建立的磁场的形状适于使用两组线圈和一对成形铁磁性(例如,低碳钢)结构的组合保持所容纳质子束的聚焦,其示例在以上提供。

[0179] 每组线圈可以是分裂对的环形线圈,用以接收电流。在一些情况下,两组线圈均是

超导的。在其它情况下,仅一组线圈是超导的,而另一组是非超导的或者是正常传导的(稍后进一步讨论)。另外可能的是,两组线圈均是非超导的。用在线圈中的合适超导材料包括铌-3锡(Nb3Sn)和/或铌-钛。其它标准导电材料可包括铜。线圈组结构的示例稍后说明。

[0180] 两组线圈能够串联或并联电连接。在一些实现中,两组线圈接收的总电流可大约2百万安匝到大约10百万安匝,例如,大约2.5到大约7.5百万安匝或者大约3.75百万安匝到大约5百万安匝。在一些示例中,一组线圈构造成接收总可变电流中的固定部分,而另一组线圈构造成接收总电流中的可变部分。两个线圈组的总电流随着一个线圈组中的电流变化而变化。在其它情形中,施加到两组线圈的电流能够改变。两组线圈中的可变总电流能够产生具有可变幅值的磁场,这些磁场又改变粒子的加速路径并产生具有可变能量的粒子。

[0181] 一般地,线圈产生的磁场的幅值可相对施加到线圈的总电流定标。基于该可称量性,在一些实现中,磁场强度的线性变化能够通过线圈组中总电流的线性改变来实现。总电流能够以较高速率调节,从而产生对磁场和射束能的较高速率调节。

[0182] 在以上表格1中反映的示例中,电流值和线圈环件几何中心处的磁场值之间的比率是:1990:8.7(近似228.7:1);1920:8.4(近似228.6:1);1760:7.9(近似222.8:1)。相应地,调节施加到超导线圈的总电流的幅值能够成比例地(基于比率)调节磁场的幅值。

[0183] 在表格1的示例中,也示出了磁场相对总电流的可称量性。在图31的曲线图中,其中BZ是沿着Z轴方向的磁场;并且R是从线圈环件的几何中心沿着垂直于Z轴方向的方向测量的径向距离。磁场在几何中心处具有最高值,并且随着距离R增大而减小。曲线1035、1037表示接收不同总电流的相同线圈组产生的磁场:分别地,1760安培和1990安培。分离的粒子的相应能量分别是211MeV和250MeV。两个曲线1035、1037具有大致相同的形状,并且曲线1035、1037的不同部分是大致平行的。结果,曲线1035或者曲线1037能够线性偏移,以大致匹配另一曲线,表明磁场相对施加到线圈组的总电流可称量。

[0184] 在一些实现中,磁场相对总电流的可称量性可能不是精确的。例如,基于表格1所示的示例计算的磁场和电流之间的比率不是常量。另外,如图31所示,一条曲线的线性偏移可能不准确匹配另一曲线。在一些实现中,总电流是在精确可称量性的假定下施加到线圈组。目标磁场(在精确可称量性的假定下)能够通过额外地改变线圈的特征、例如几何结构来抵消可称量性的非理想性来产生。作为示例,铁磁性(例如,铁)杆(磁性分隔片)可插入磁路结构(例如,轭铁、磁极片等等)中的一者或两者中或从中移去。线圈特征能够以较高速率变化,以便与其中可称量性准确且仅需要调节电流的情况相比,磁场调节的速率基本上不受影响。在铁杆的示例中,杆能够在秒或分钟的时间等级上添加或移去,例如在5分钟内、在1分钟内、小于30秒,或小于1秒。

[0185] 在一些实现中,加速器的设置,诸如施加到线圈组的电流,能够基于磁场相对线圈组中总电流的显著可称量性来选择。

[0186] 一般地,为产生在期望范围内变化的总电流,施加到两个线圈组的电流的任何适当组合可以使用。在一示例中,线圈组42a、42b能够构造成接收对应于期望磁场范围的下边界的固定电流。在表格1所示的示例中,固定电流是1760安培。另外,线圈组40a、40b能够构造成接收具有对应于期望磁场范围的上边界和下边界之间的差异的上边界的可变电流。在表格1所示的示例中,线圈组40a、40b构造成接收在0安培和230安培之间变化的电流。

[0187] 在另一示例中,线圈组42a、42b能够构造成接收对应于期望磁场范围的上边界的

固定电流。在表格1所示的示例中,固定电流是1990安培。另外,线圈组40a、40b能够构造成接收具有与期望磁场范围的下边界和上边界之间的差异相对应的上边界的可变电流。在表格1所示的示例中,线圈组40a、40b构造成接收在-230安培和0安培之间改变的电流。

[0188] 可变总电流产生的用于加速粒子的总可变磁场可具有大于4特斯拉的最大幅值,例如,大于5特斯拉、大于6特斯拉、大于7特斯拉、大于8特斯拉、大于9特斯拉、或者大于10特斯拉,以及直到大约20特斯拉或者更高,例如,直到大约18特斯拉,直到大约15特斯拉,或者直到大约12特斯拉。在一些实现中,线圈组中的总电流变化能够将磁场改变大约0.2特斯拉至大约4.2特斯拉或以上,例如,大约0.2特斯拉到大约1.4特斯拉或者大约0.6特斯拉到大约4.2特斯拉。在一些情形中,磁场的变化量能够与最大幅值成比例。

[0189] 图32示出了示例RF结构,其用于在粒子束每个等级的RF频带上在把手板500上扫描电压,以及用于在粒子束能量改变时改变频带。把手板500的半圆表面503、505连接到内导体1300并且安放在外导体1302中。高电压从电源(未示出,例如,振荡电压输入)通过将电源连接到内导体的电联接装置1304施加到把手板500。在一些实现中,联接装置1304设置在内导体1300中,以提供从电源到把手板500的电力传送。另外,把手板500联接到可变电抗元件1306、1308以执行对每个粒子能级的RF扫频,以及改变用于不同粒子能级的RF频带。

[0190] 可变电抗元件1306能够是旋转电容器,其具有能够由马达(未示出)旋转的多个叶片,通过在每个RF扫频周期期间使叶片1310啮合或者脱离啮合,RF结构的电容改变,这又改变RF结构的谐振频率。在一些实现中,在马达的每四分之一周期期间,叶片1310彼此啮合。RF结构的电容增大,并且谐振频率减小。该处理在叶片1310脱离啮合时还原。结果,产生施加到把手板103的高电压所需的并且对于加速射束必需的电力能够以大的因子降低。在一些实现中,叶片1310的形状被机加工以形成所需的谐振频率时间相关性。

[0191] 通过感测谐振器中的RF电压的阶段,将把手板上的交流电压保持为接近射频共振腔的谐振频率,RF频率发生与叶片旋转同步。(样型把手接地,且在图32中未示出)。

[0192] 可变电抗元件1308能够是板1312和内导体1300的表面1316形成的电容器。板1312沿着方向1314朝向或者背离表面1316可移动。电容器的电容随着板1312和表面1316之间的距离D改变而改变。对于为一个粒子能量要扫过的每个频带,距离D为一组值,并且为改变频带,板1312与输出束的能量改变相对地改变。

[0193] 在一些实现中,内导体和外导体1300、1302由金属材料形成,诸如铜、铝、或者银。叶片1310和板1312也可以由与导体1300、1302相同或不同的金属材料形成。联接装置1304能够是导体。可变电抗元件1306、1308可具有其它形式,并且能够以其它方式联接到把手板100,以执行RF扫频和频带改变。在一些实现中,单个可变电抗元件能够构造成执行可变电抗元件1306、1308两者的功能。在其它实现中,可使用多于两个的可变电抗元件。

[0194] 对于门架、患者支撑、有源束成形元件和同步回旋加速器控制以执行治疗期是通过适当的治疗电子控制设备(未示出)来实现。

[0195] 对于本文所述粒子治疗系统及其各种特征部的控制可以使用硬件或者硬件和软件的组合来实现。例如,如同本文所述的系统可以包括位于各种部位处的各种控制器和/或处理装置。中央计算机可以协调各种控制器或者处理装置之间的操作。中央计算机、控制器和处理装置可执行各种软件例程,以实现测试和标定的控制和协调。

[0196] 系统操作能够使用一个或多个计算机程序产品至少部分地控制,例如,可触知地

嵌入在一个或多个非暂态机器可读介质中的一个或多个计算机程序,其由一个或多个数据处理设备执行或者控制一个或多个数据处理设备的操作,数据处理设备例如是可编程处理机、计算机、多个计算机和/或可程序逻辑部件。

[0197] 计算机程序可以任何形式的程序设计语言编写,包括编译语言或者解释语言,并且其能够以任何形式发布,包括发布为独立程序或者发布为模块、部件、子程序或者适于用在计算环境中的其它单元。计算机程序能够发布以在一个计算机上或者在多个计算机上执行,这些计算机位于一个场所中,或者分布在多个场所中并通过网络互联。

[0198] 与实现本文所述粒子治疗系统的操作的全部或部分相关联的动作可通过执行一个或多个计算机程序以执行本文所述功能的一个或多个可编程处理机来执行。操作的全部或者部分能够使用专用逻辑电路来执行,例如,FPGA(现场可编程门阵列)和/或ASIC(专用集成电路)。

[0199] 适于执行计算机程序的处理器包括例如通用和专用微处理器,以及任何类型数字计算机中的任何一个或多个处理器。一般地,处理器将从只读存储器区域或者随机存取存储器区域或者两者接收指令和数据。计算机(包括服务器)中的元件包括用于执行指令的一个或多个处理器以及用于存储指令和数据的一个或多个存储器区域装置。一般地,计算机将另外包括或者操作地联接以从一个或多个机器可读存储介质接收数据或者传送数据或者两者,机器可读存储介质诸如是成批的用于存储数据的PCBs,例如磁盘、磁光盘或者光盘。适于体现计算机程序指令和数据的非暂态机器可读存储介质包括所有形式的非易失性存储器区域,包括例如半导体存储器区域装置,例如EPROM、EEPROM和闪存区域装置;磁盘,例如,内部硬盘或者活动磁盘;磁光盘;和CD-ROM和DVD-ROM盘。

[0200] 如本文使用的任何“电连接”可暗示直接物理连接,或者包括居间元件但仍允许电信号在连接的部件之间流动的连接。除非另有说明,本文提及的涉及电路的任何“连接”是电连接而不必然是直接物理连接,这与是否用“电”修饰“连接”无关。

[0201] 前述实现中的任更多两个可以在适当粒子加速器(例如,同步回旋加速器)中以适当组合使用。同样,前述实现中的任更多两个可以适当组合使用。

[0202] 本文所述的不同实现中的元件可以组合以形成以上未具体阐述的其它实现。这些元件可不计入本文所述的处理、系统、设备等等,而不会不利地影响它们的操作。各种单独元件可组合为一个或多个分别元件以执行本文所述的功能。

[0203] 本文所述的示例不局限于结合粒子治疗系统使用或者结合本文所述的示例粒子治疗系统使用。相反,示例实现可用在将加速的粒子引向输出的任何适当系统中。

[0204] 与可用在如本文所述系统中的粒子加速器的示例实现的构造有关的额外信息能够在2006年1月20日提交的、标题为“High-Field Superconducting Synchrocyclotron”的美国临时申请60/760,788;2006年8月9日提交的、标题为“Magnet Structure For Particle Acceleration”的美国专利申请11/463,402;以及2006年10月10日提交的、标题为“Cryogenic Vacuum Break Pneumatic Thermal Coupler”的美国临时申请60/850,565中发现,这些文献通过引用并入本文。

[0205] 以下申请通过引用并入本主题申请:标题为“CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM”的美国临时申请(申请号61/707,466),标题为“ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM”的美国临时申请(申请号61/707,515),标题为“ADJUSTING COIL

POSITION”的美国临时申请(申请号61/707,548),标题为“FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER”的美国临时申请(申请号61/707,572),标题为“MAGNETIC FIELD REGENERATOR”的美国临时申请(申请号61/707,590),标题为“FOCUSING A PARTICLE BEAM”的美国临时申请(申请号61/707,704),标题为“CONTROLLING PARTICLE THERAPY”的美国临时申请(申请号61/707,624),和标题为“CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR”的美国临时申请(申请号61/707,645)。

[0206] 以下文献也通过引用并入本主题申请:在2010年6月1日发面的美国专利7,728,311,2007年11月30日提交的美国专利申请11/948,359,2008年11月20日提交的美国专利申请12/275,103,2007年11月30日提交的美国专利申请11/948,662,2007年11月30日提交的美国临时申请60/991,454,2011年8月23日提交的美国专利8,003,964,2007年4月24日发布的美国专利7,208,748,2008年7月22日公布的美国专利7,402,963,2010年2月9日提交的美国专利申请13/148,000,2007年11月9日提交的美国专利申请11/937,573,2005年7月21日提交的、标题为“A Programmable Radio Frequency Waveform Generator for A Synchrocyclotron”的美国专利申请11/187,633,2004年7月21日提交的美国临时申请60/590,089,2004年9月24日提交的、标题为“A Programmable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation”美国专利申请10/949,734,和2005年7月21日提交的美国临时申请60/590,088。

[0207] 本主题申请的任何特征可与以下中的一个或多个适当特征组合:标题为“CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM”的美国临时申请(申请号61/707,466),标题为“ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM”的美国临时申请(申请号61/707,515),标题为“ADJUSTING COIL POSITION”的美国临时申请(申请号61/707,548),标题为“FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER”的美国临时申请(申请号61/707,572),标题为“MAGNETIC FIELD REGENERATOR”的美国临时申请(申请号61/707,590),标题为“FOCUSING A PARTICLE BEAM”的美国临时申请(申请号61/707,704),标题为“CONTROLLING PARTICLE THERAPY”的美国临时申请(申请号61/707,624),和标题为“CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR”的美国临时申请(申请号61/707,645),在2010年6月1日发面的美国专利7,728,311,2007年11月30日提交的美国专利申请11/948,359,2008年11月20日提交的美国专利申请12/275,103,2007年11月30日提交的美国专利申请11/948,662,2007年11月30日提交的美国临时申请60/991,454,2013年5月31日提交的美国专利申请13/907,601,2013年6月12日提交的美国专利申请13/916,401,2011年8月23日提交的美国专利8,003,964,2007年4月24日发布的美国专利7,208,748,2008年7月22日公布的美国专利7,402,963,2010年2月9日提交的美国专利申请13/148,000,2007年11月9日提交的美国专利申请11/937,573,2005年7月21日提交的、标题为“A Programmable Radio Frequency Waveform Generator for A Synchrocyclotron”的美国专利申请11/187,633,2004年7月21日提交的美国临时申请60/590,089,2004年9月24日提交的、标题为“A Programmable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation”美国专利申请10/949,734,和2005年7月21日提交的美国临时申请60/590,088。

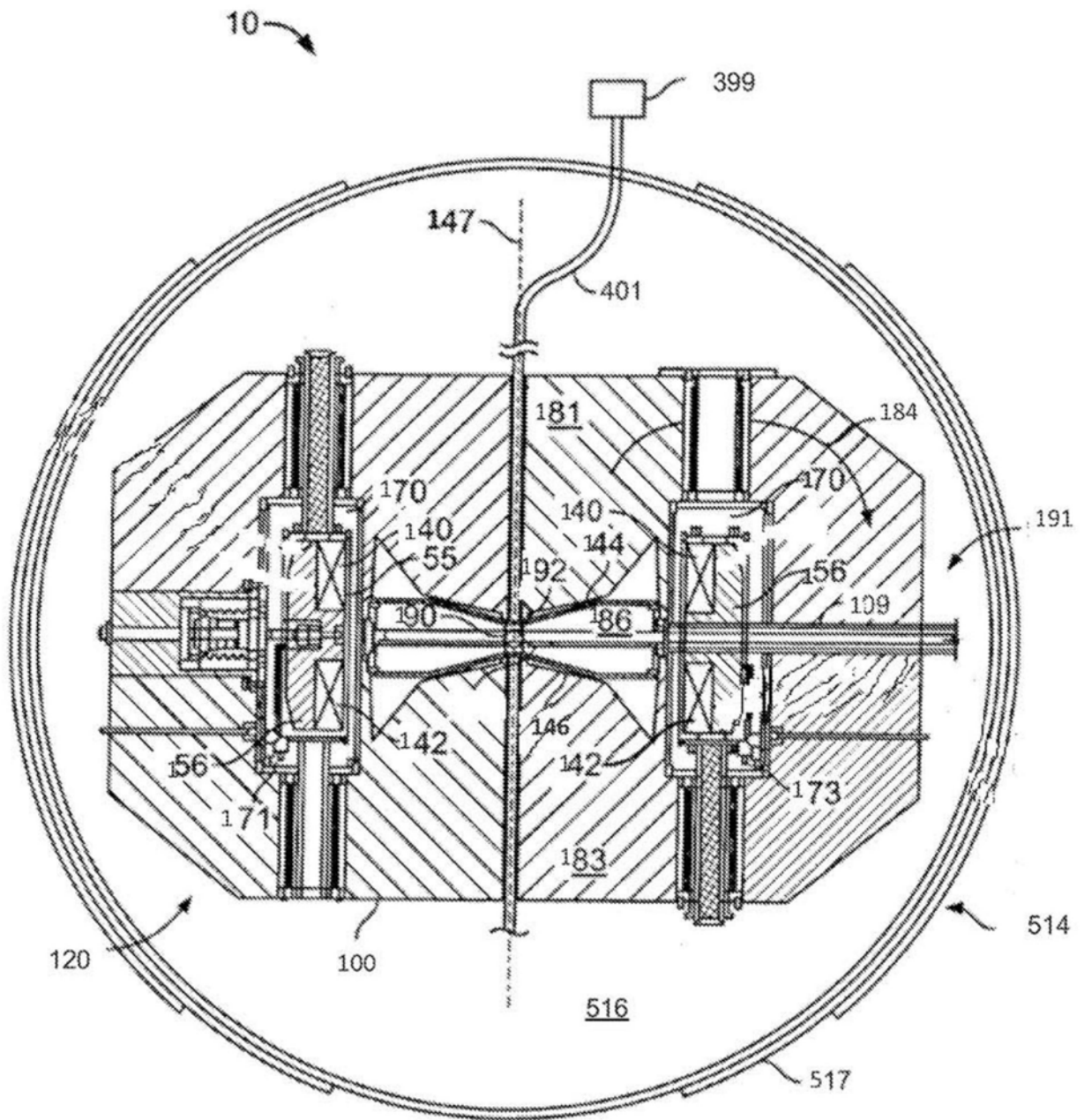


图1

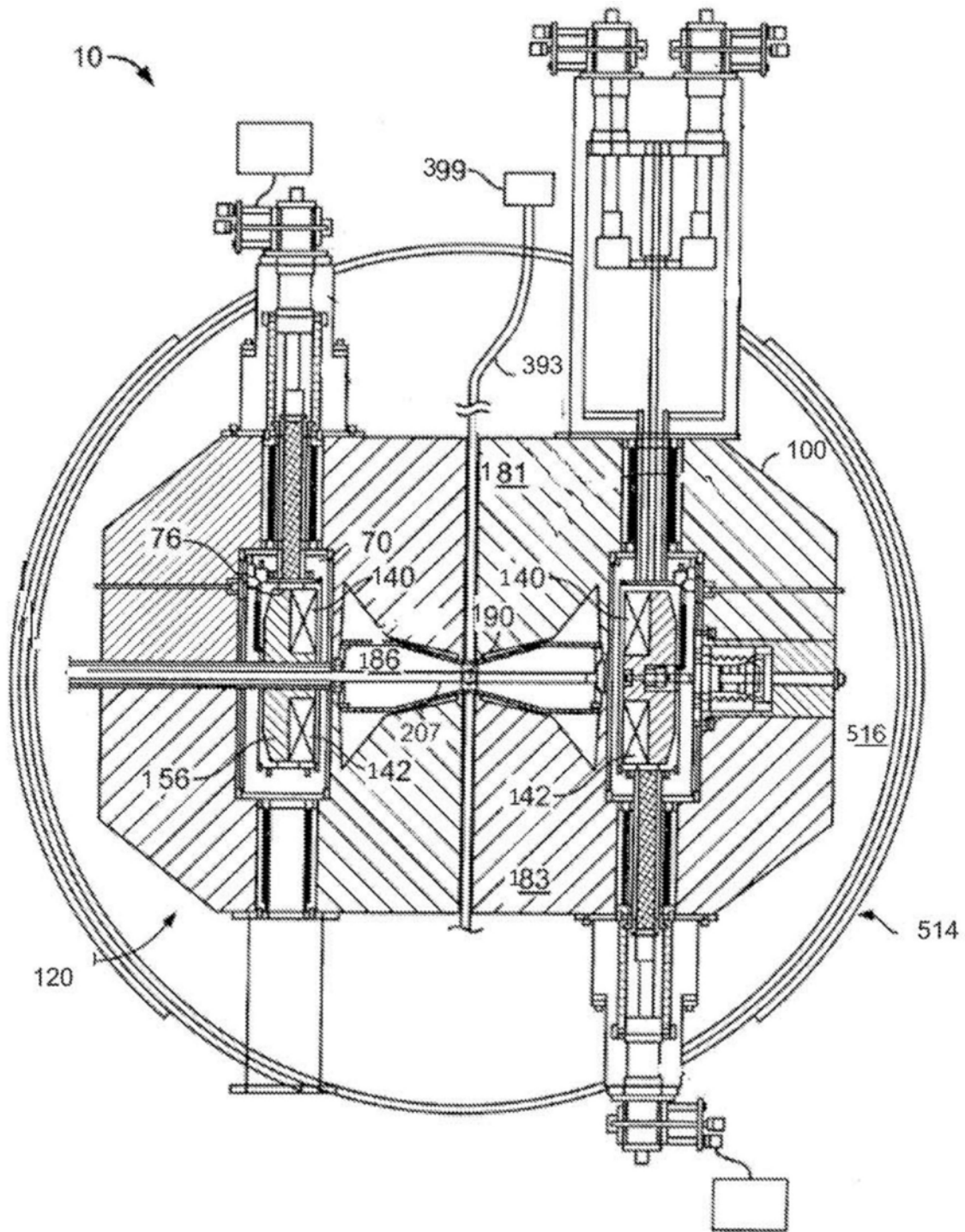


图2

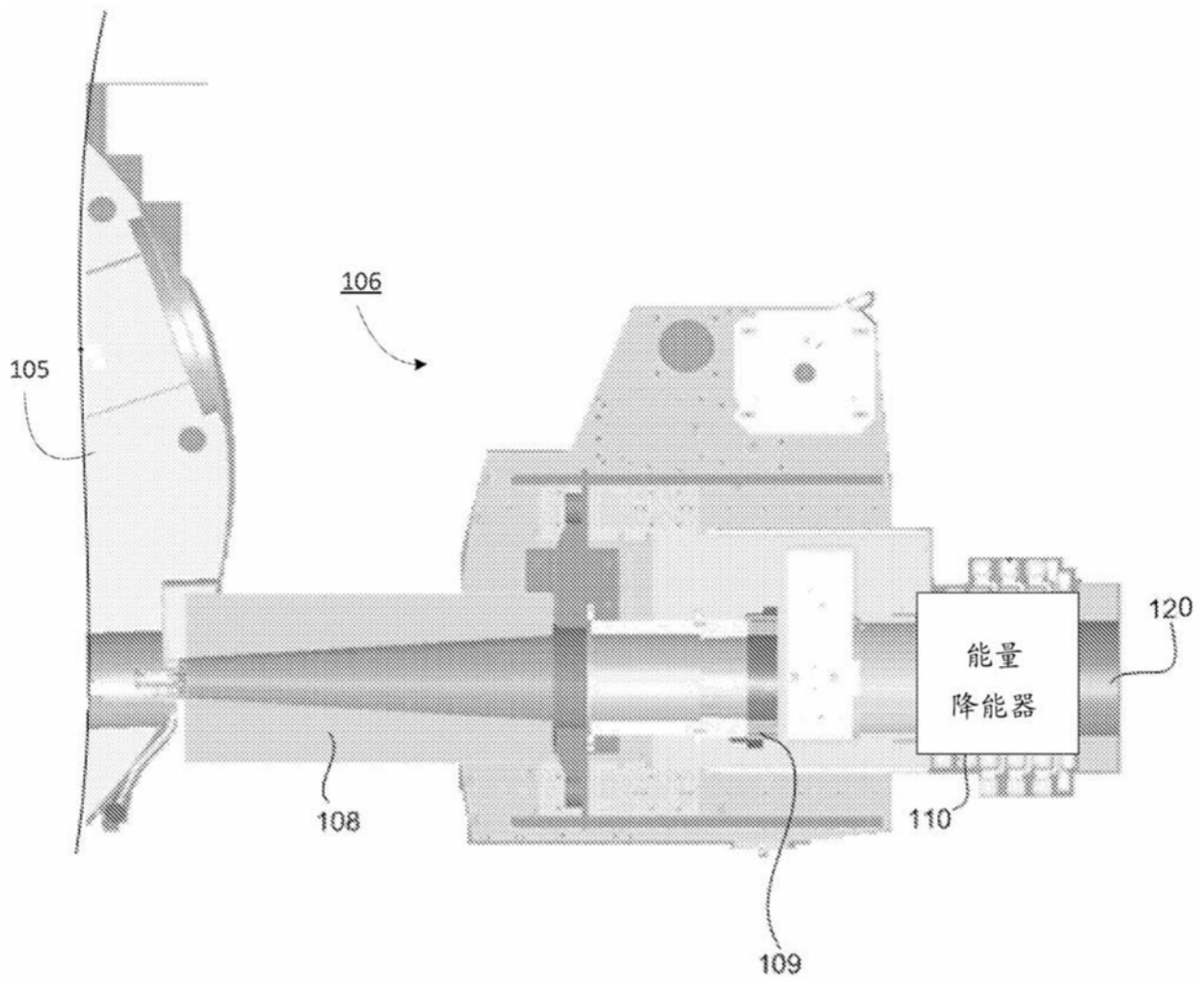


图3



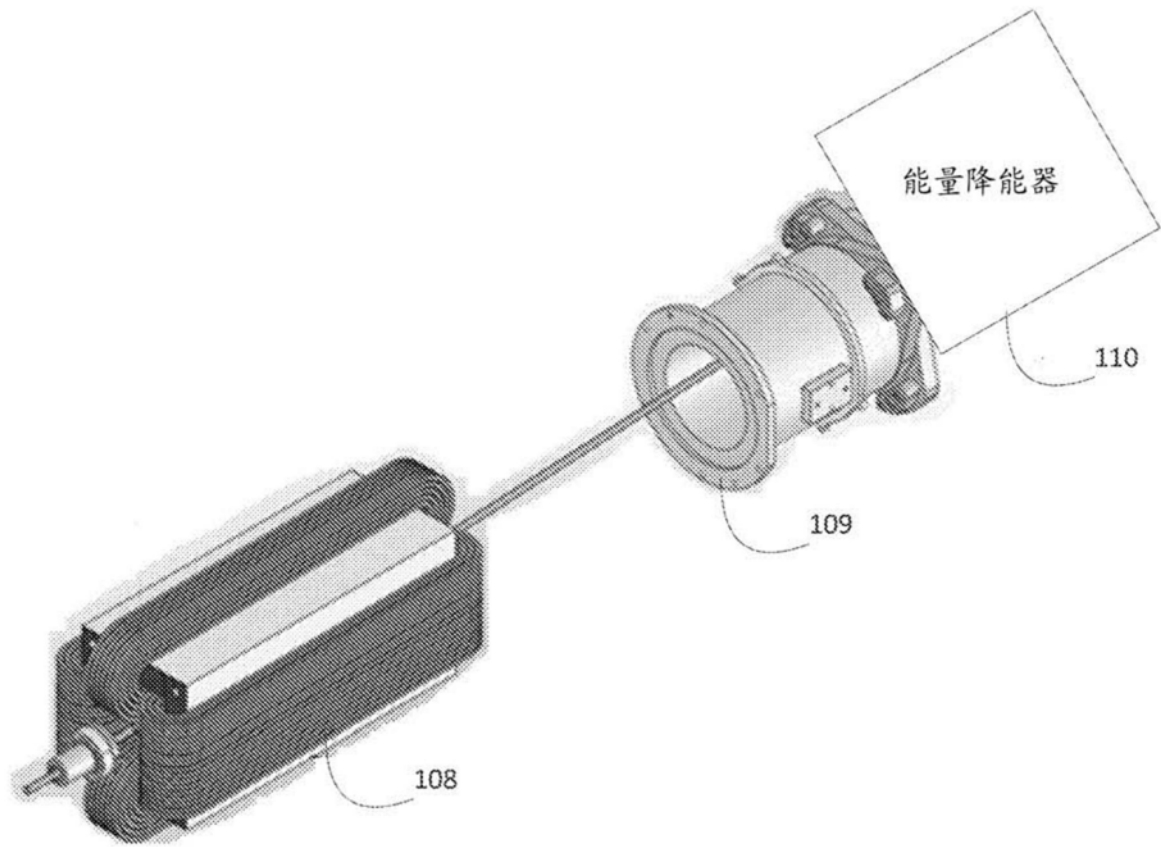


图4

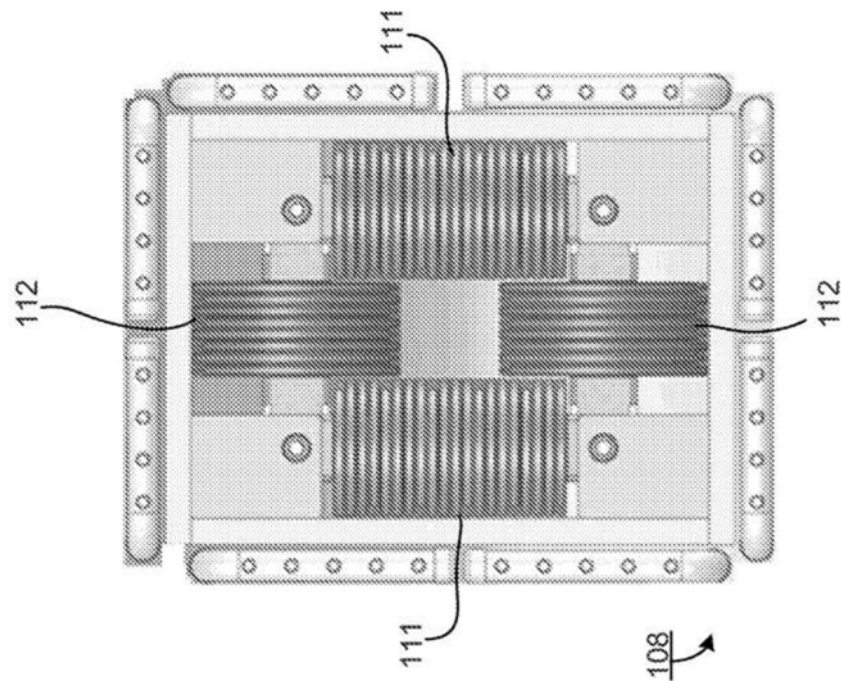


图5

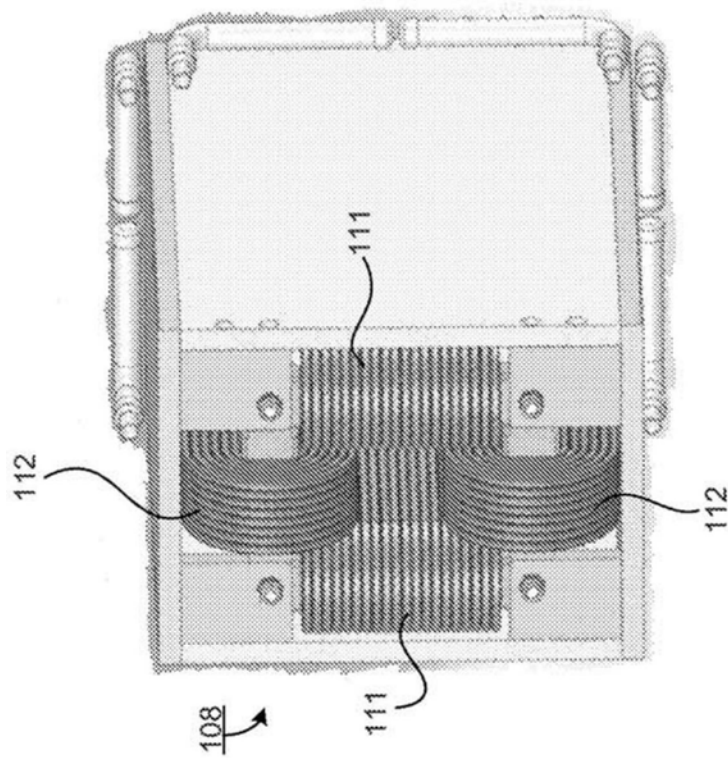


图6

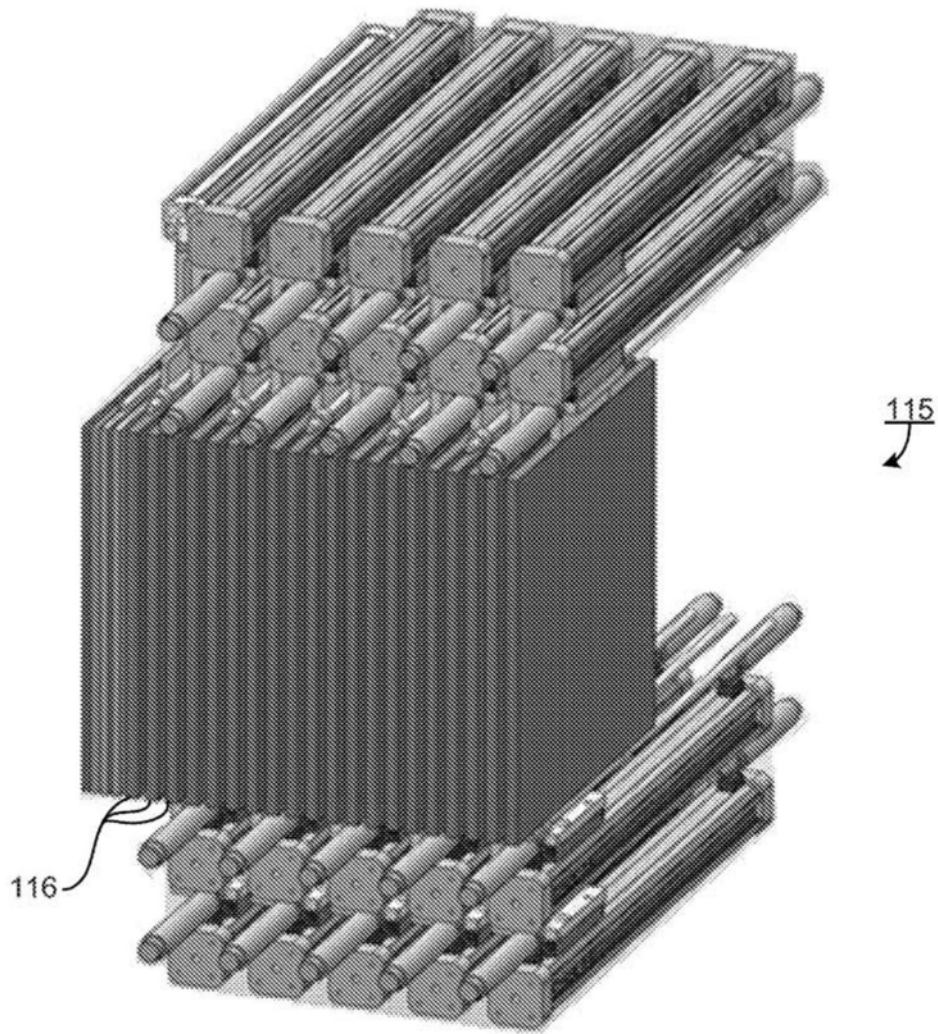


图7

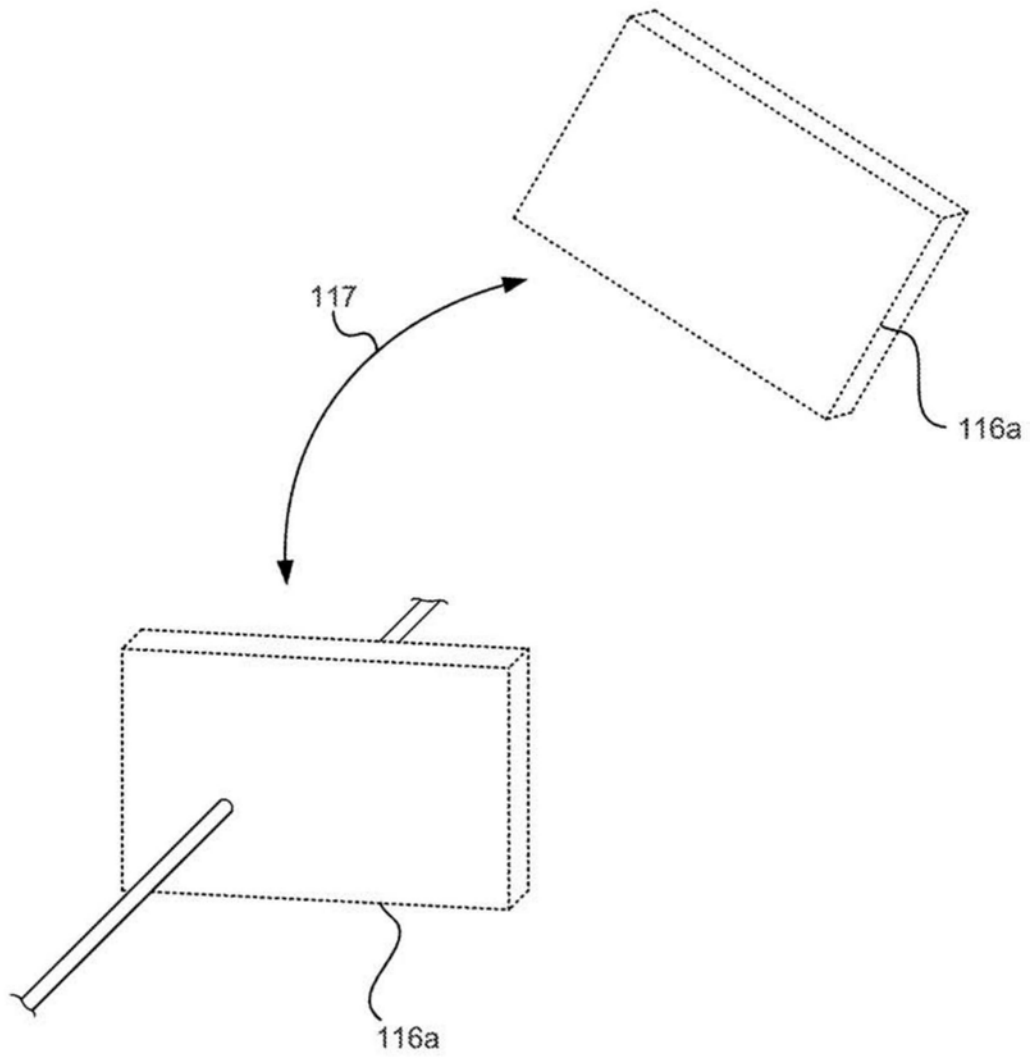


图8

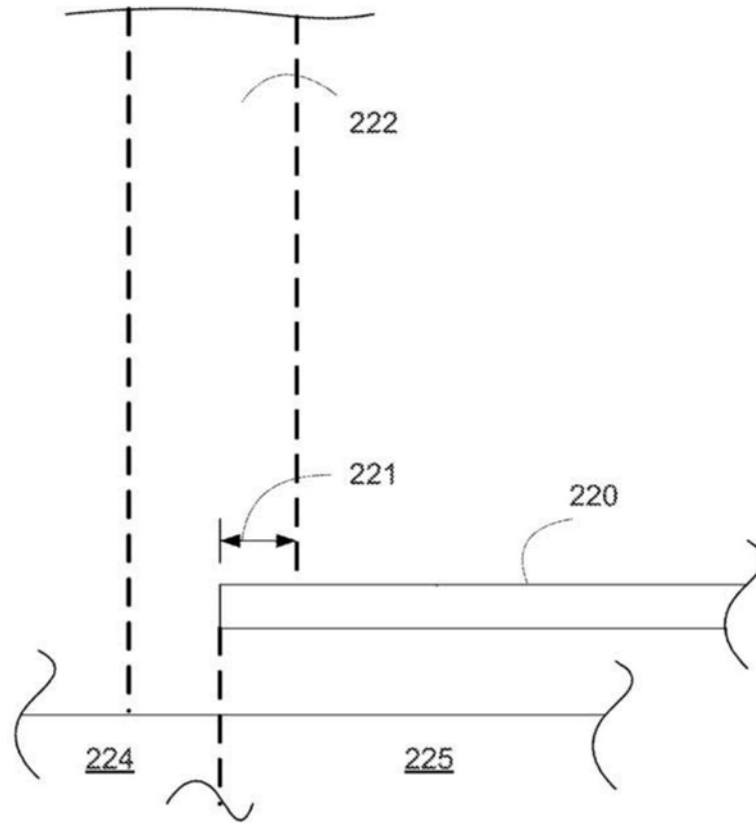


图9

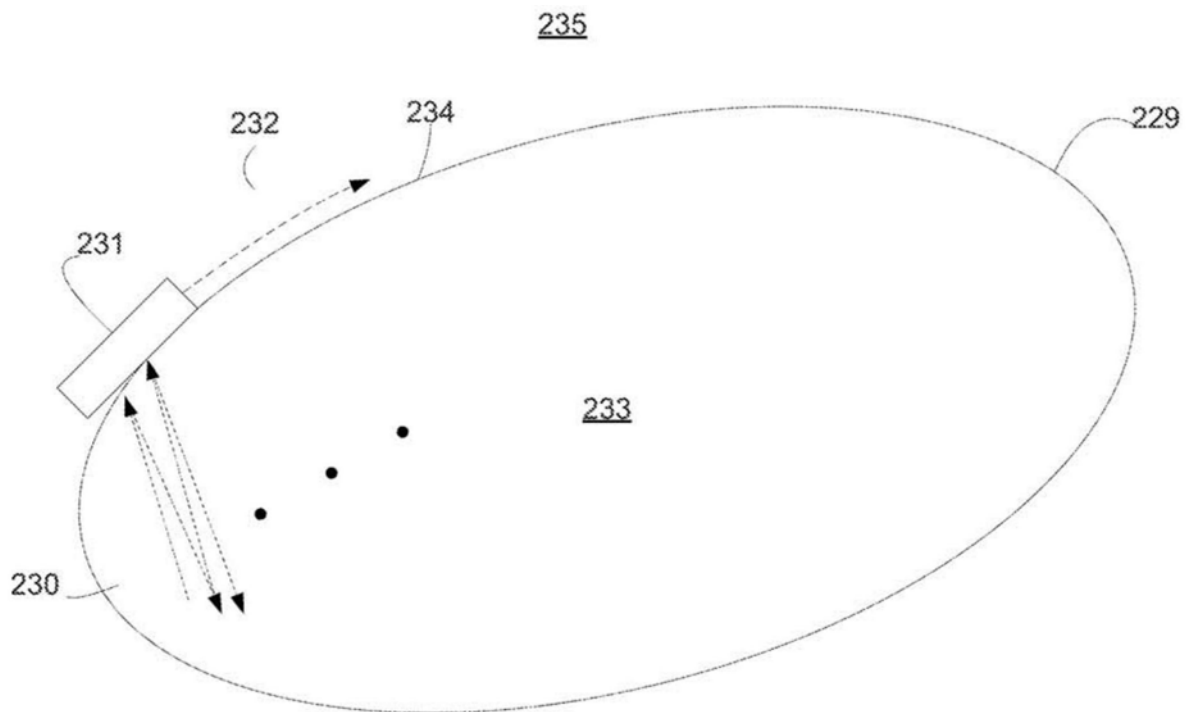


图10

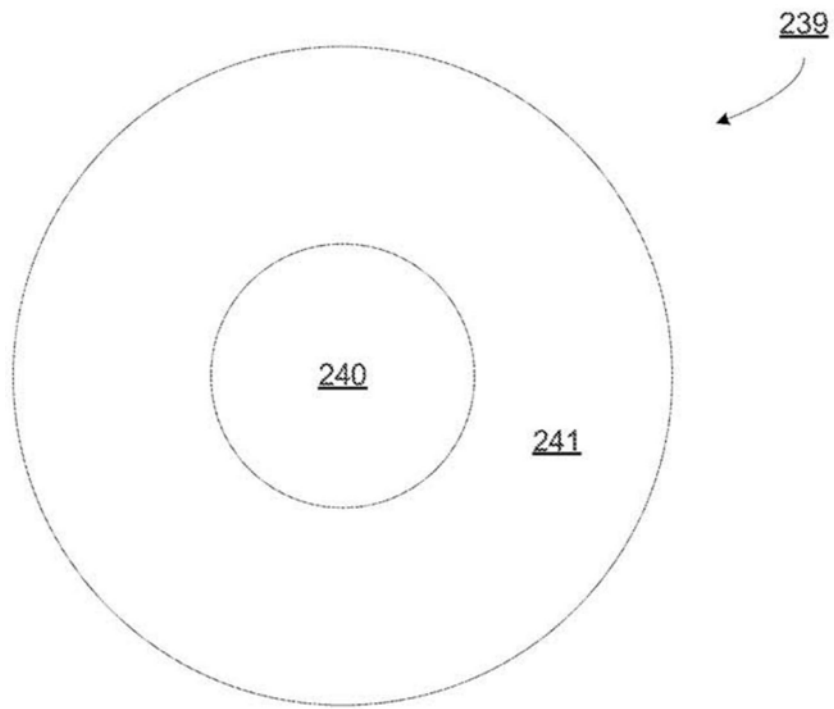


图11

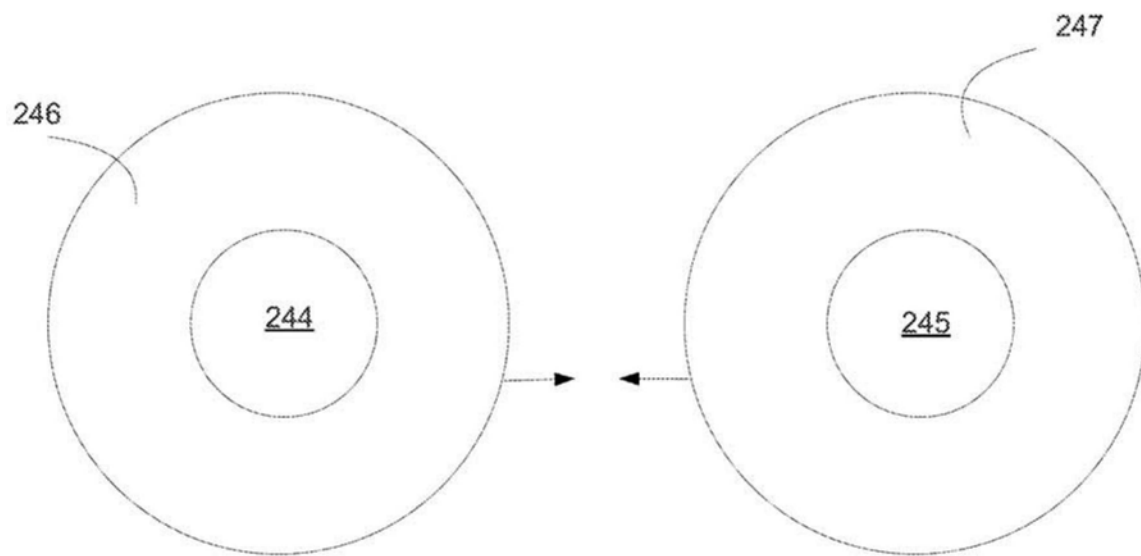


图12

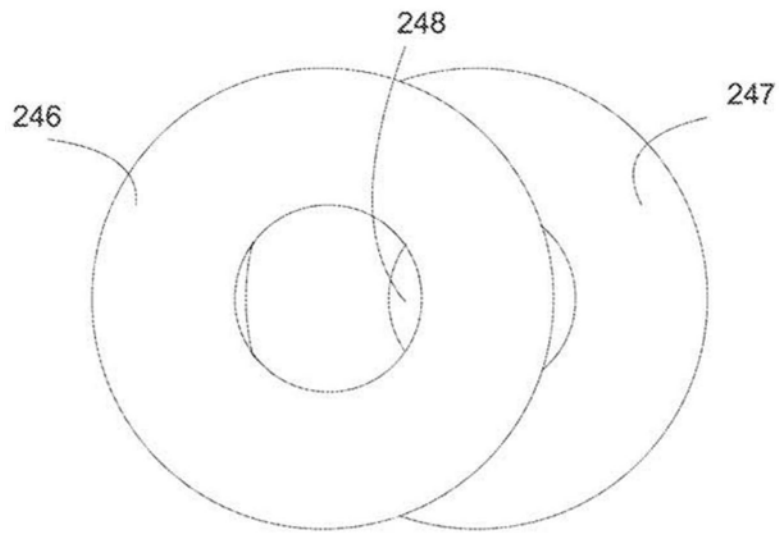


图13

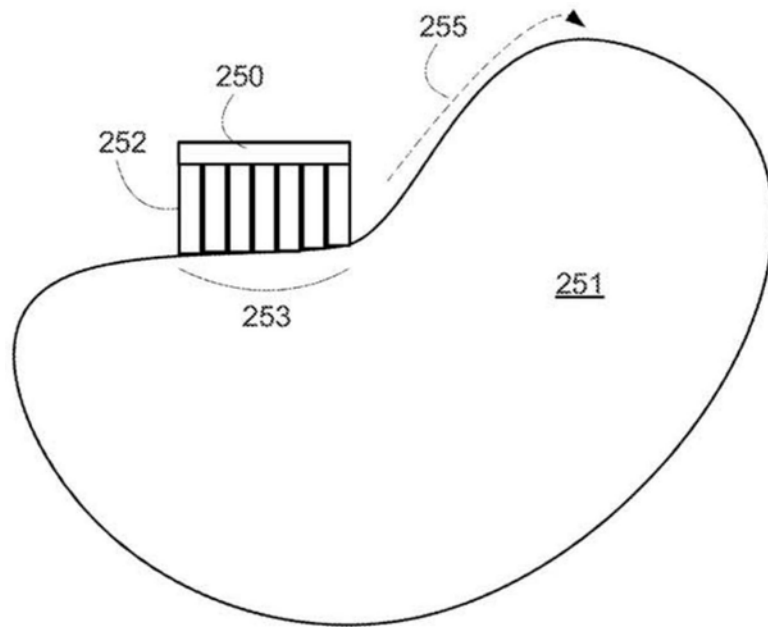


图14

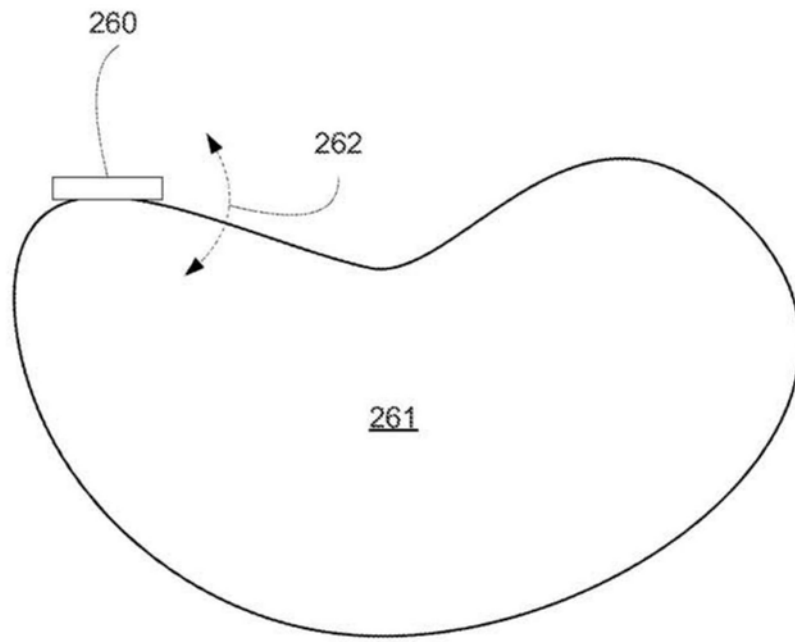


图15

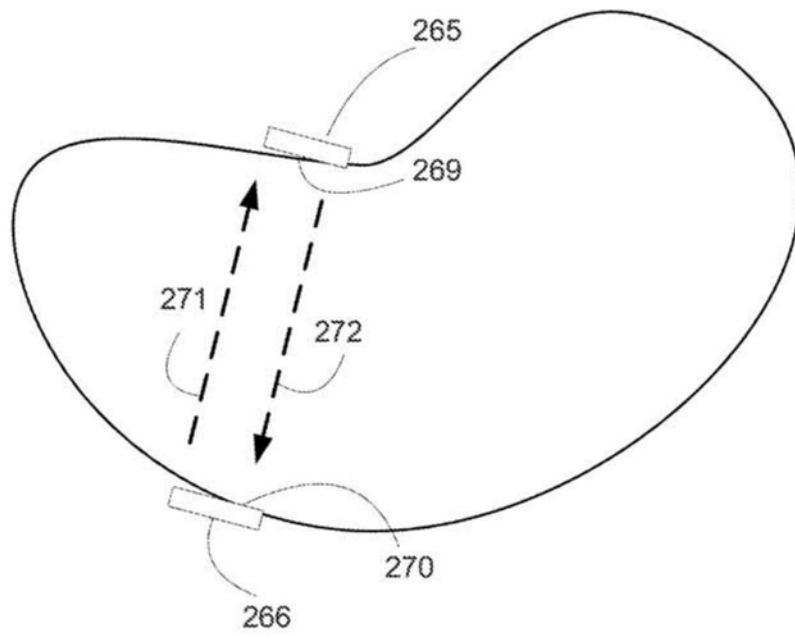


图16





图17

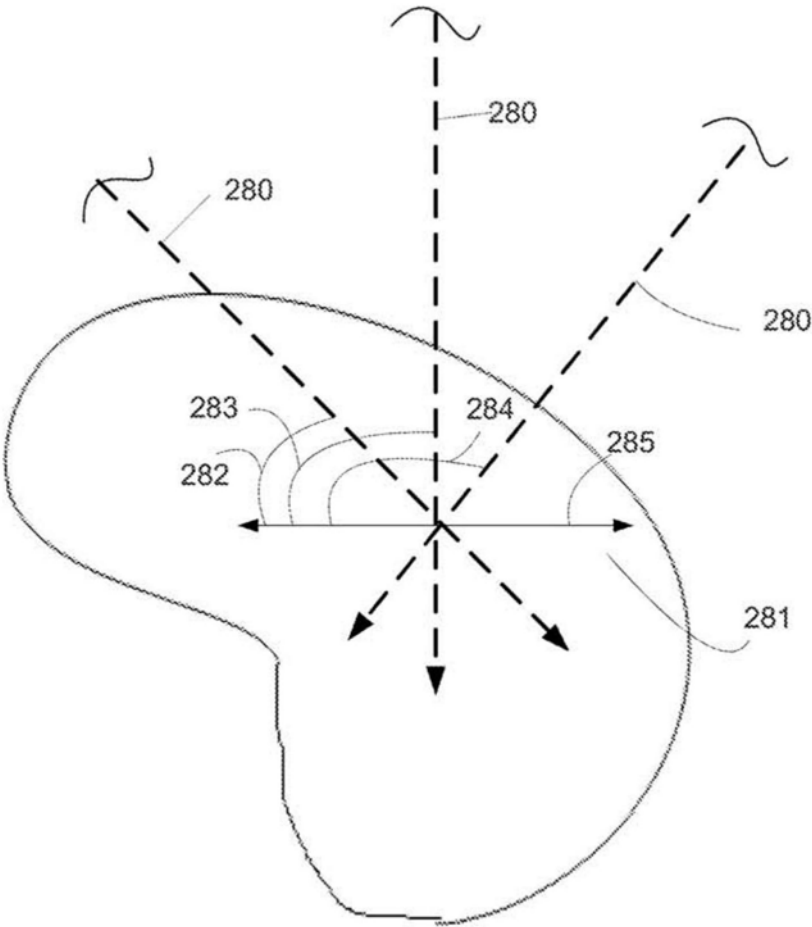


图18

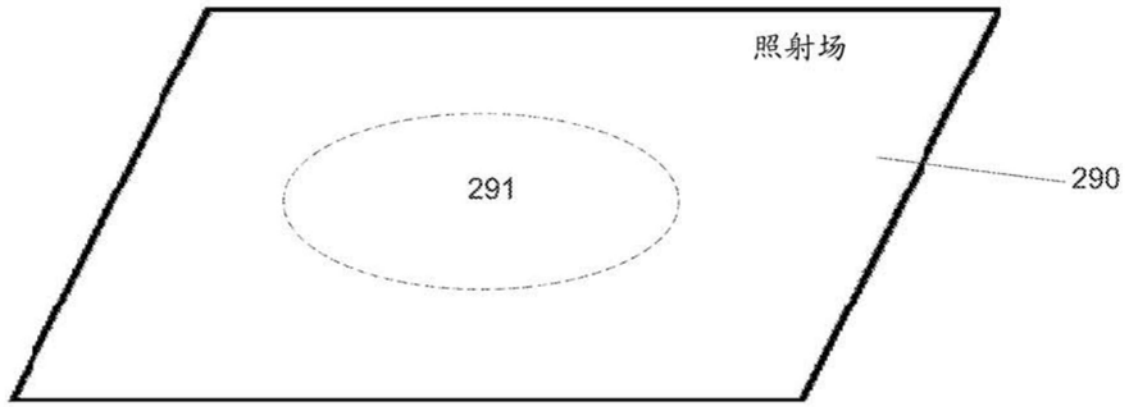


图19

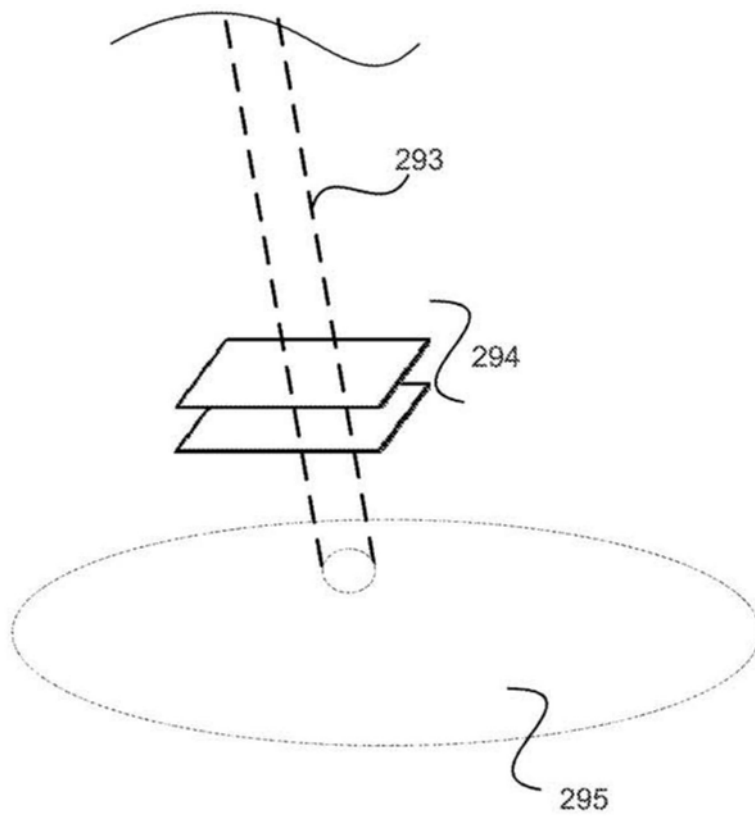


图20

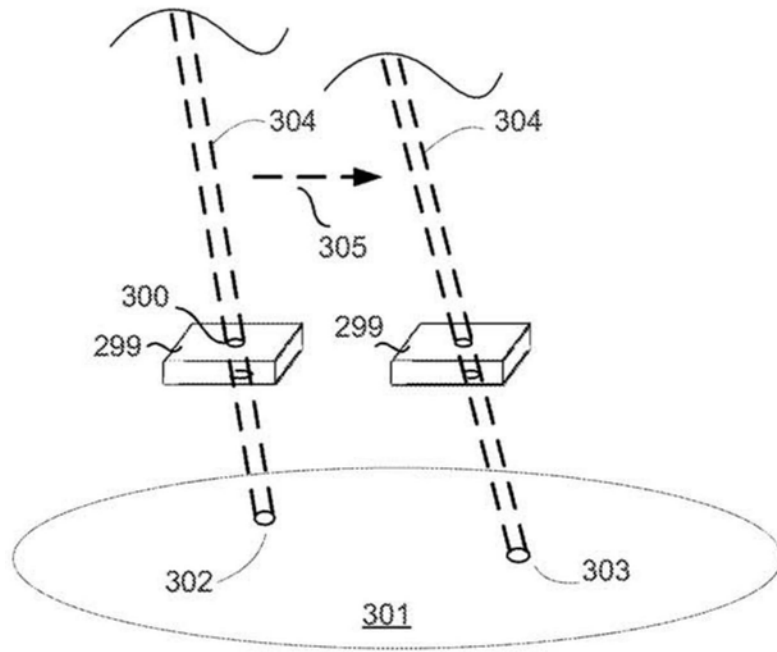


图21

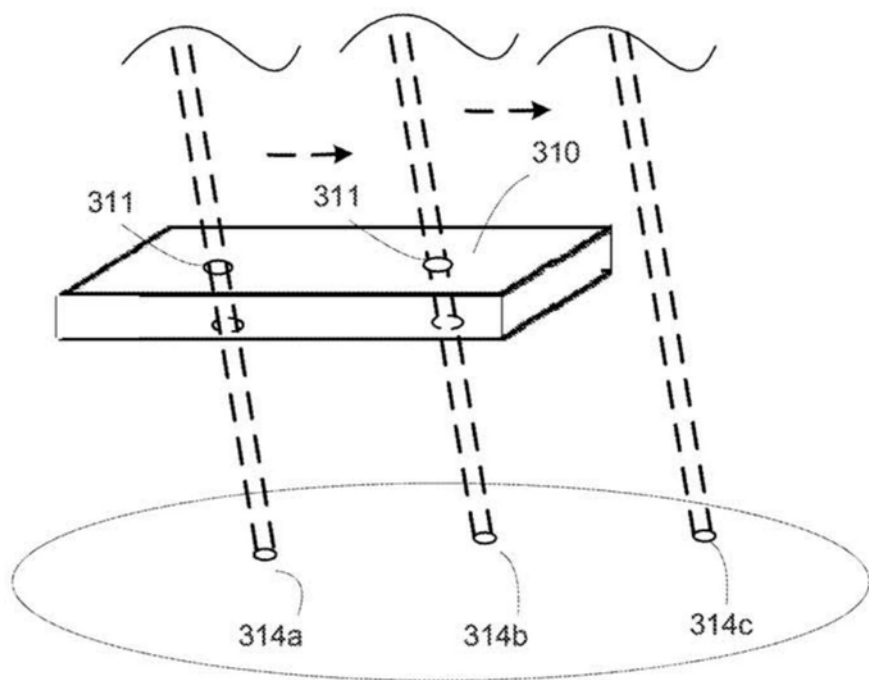


图22



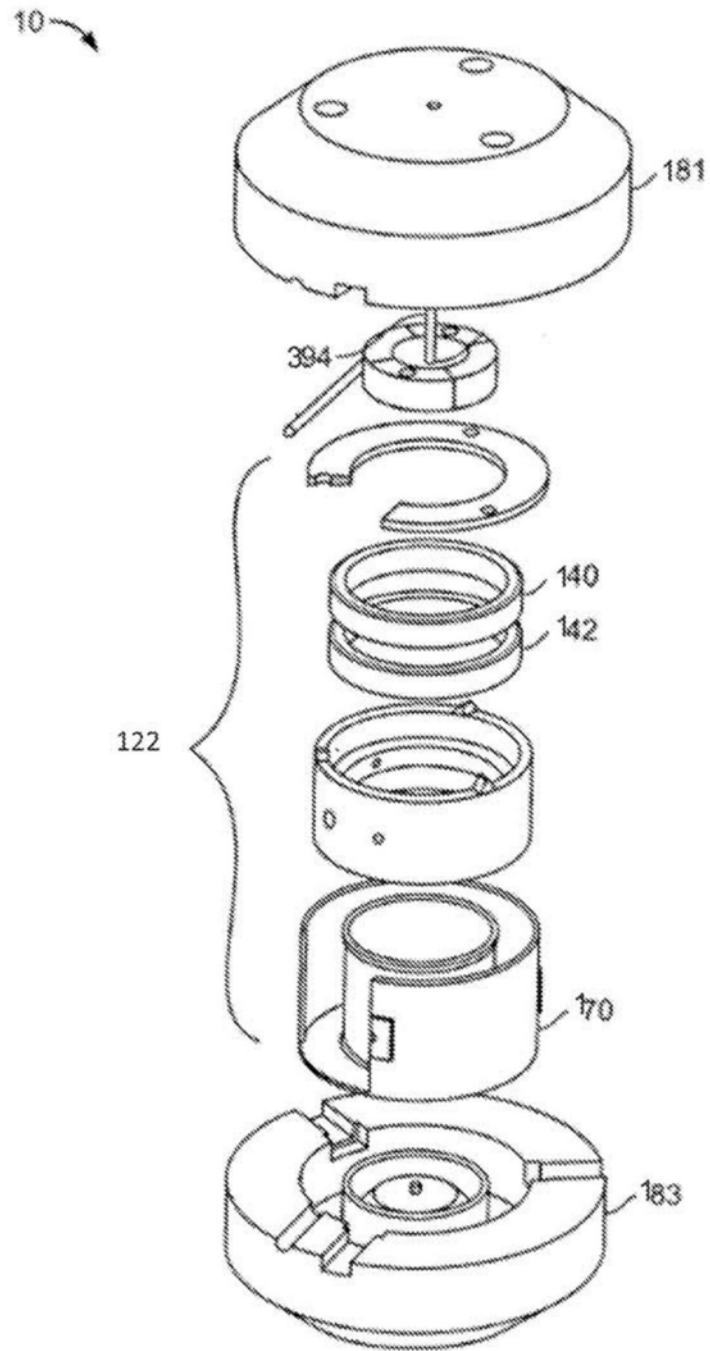


图24

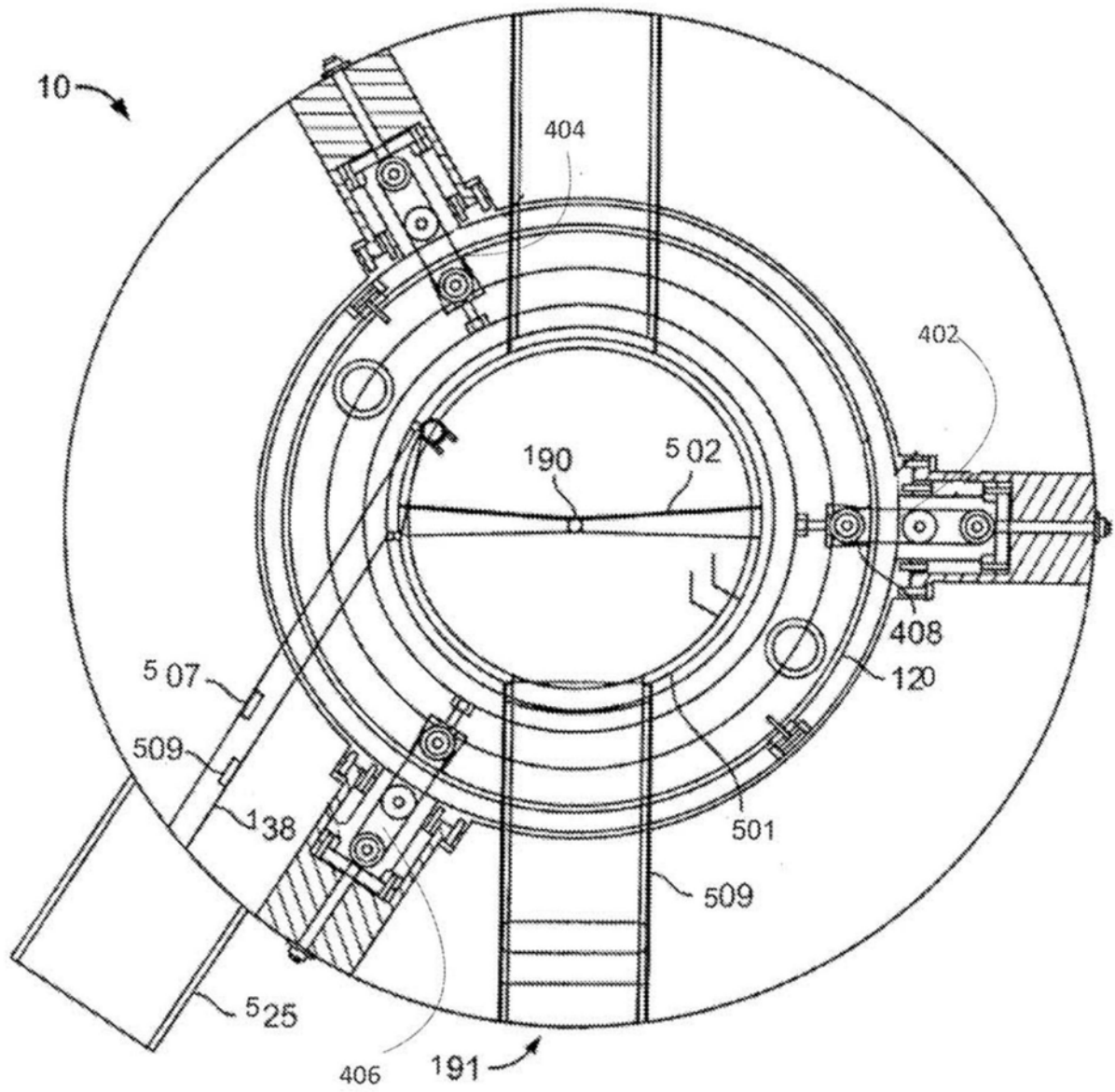


图25

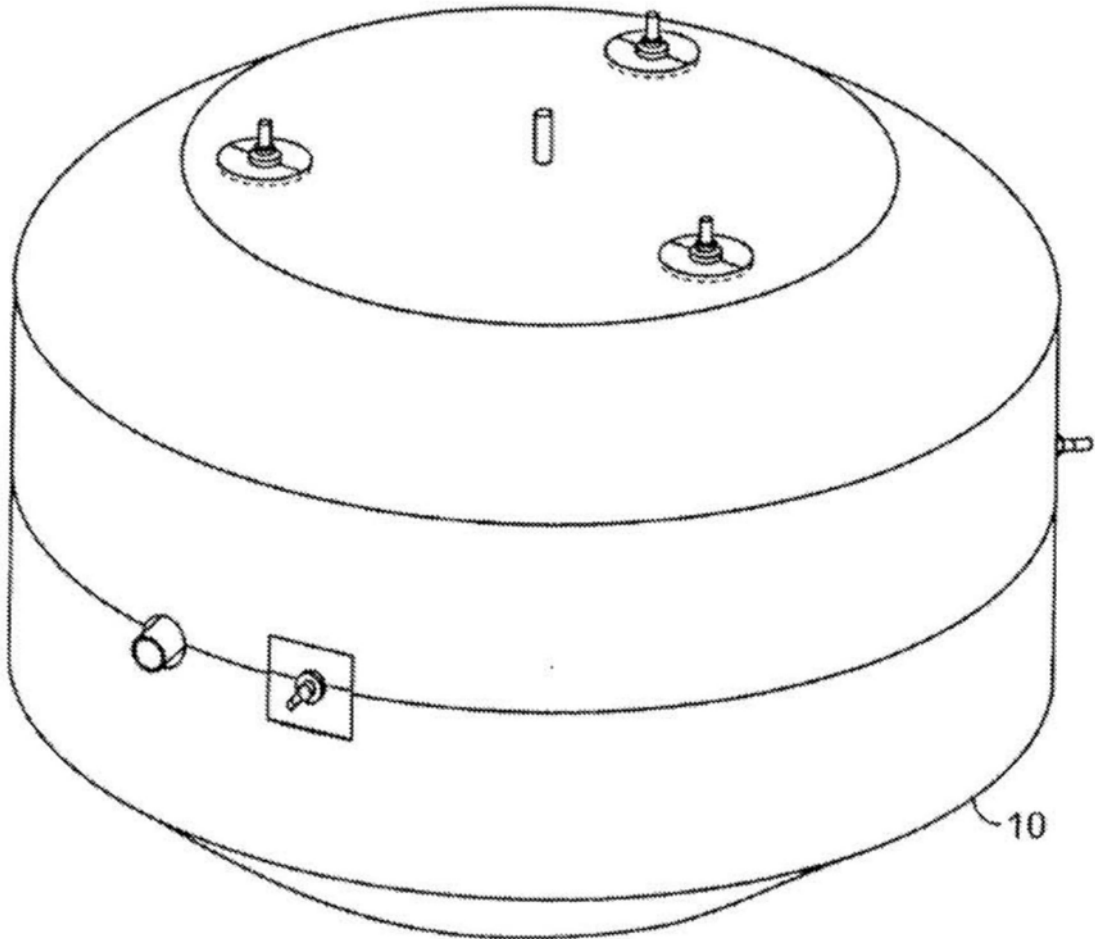


图26

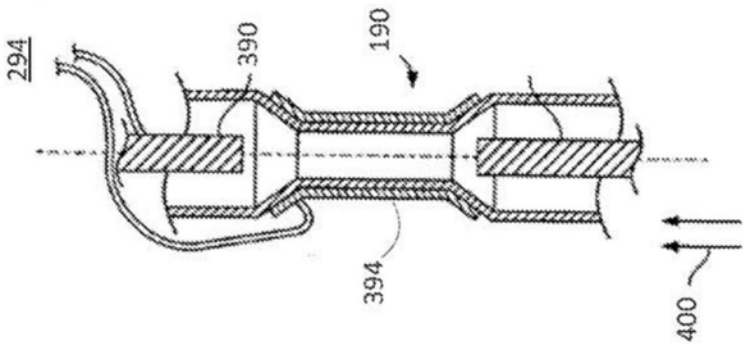


图27

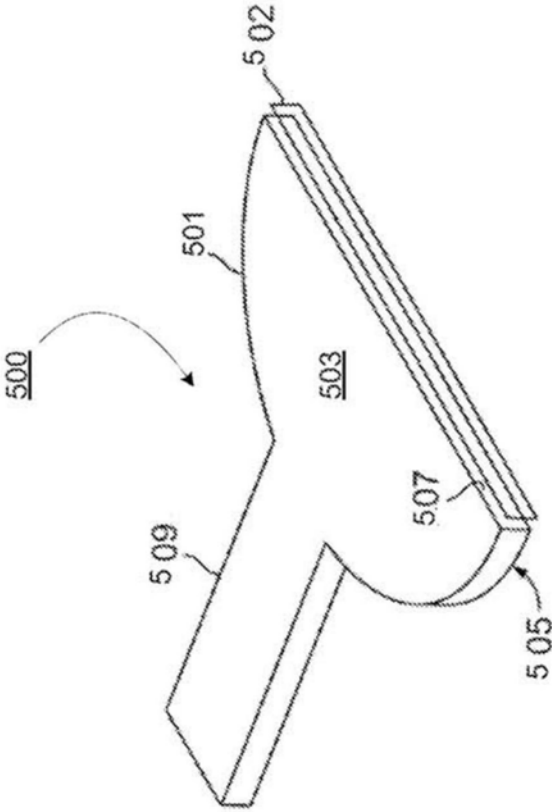


图28



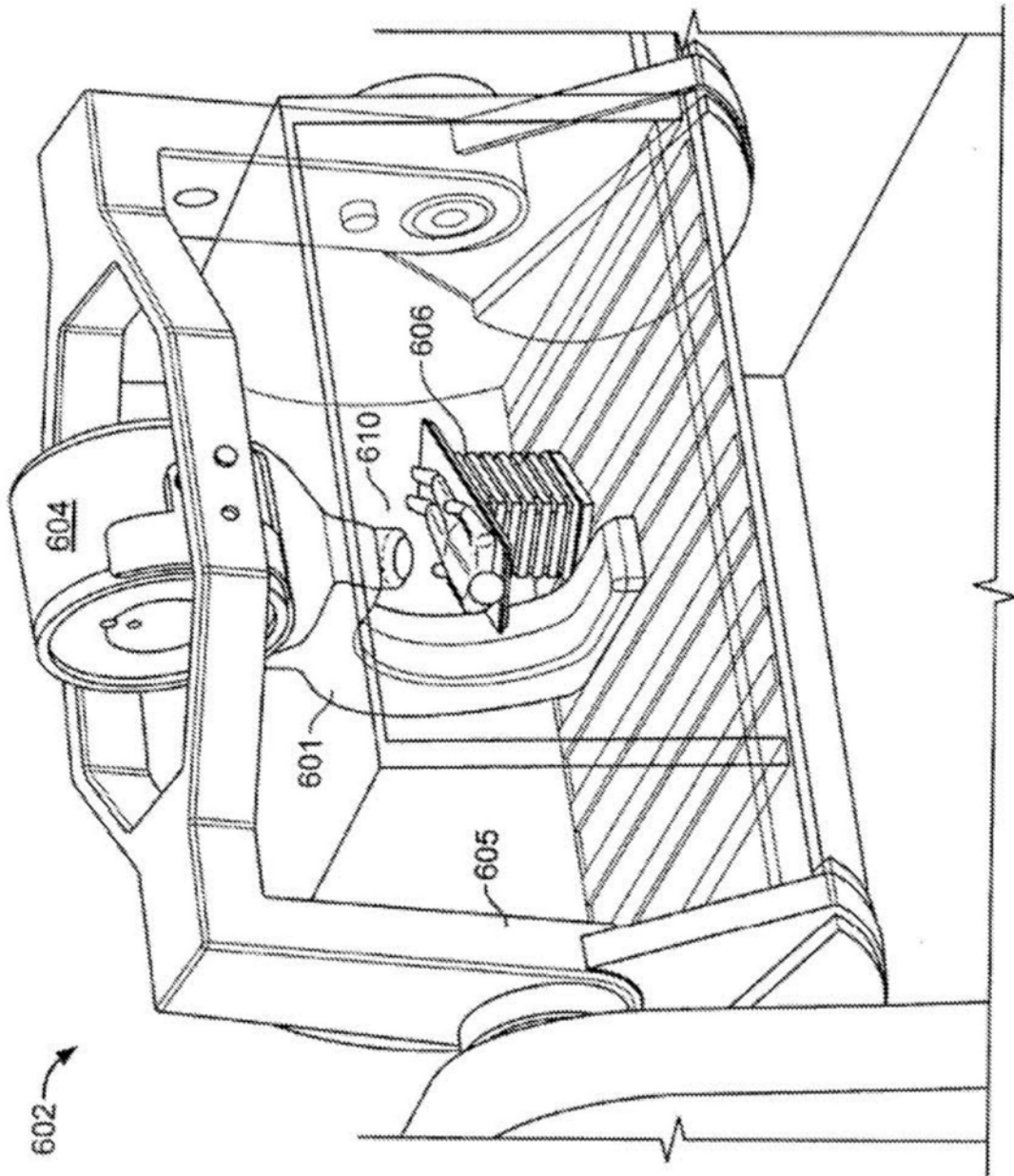


图29

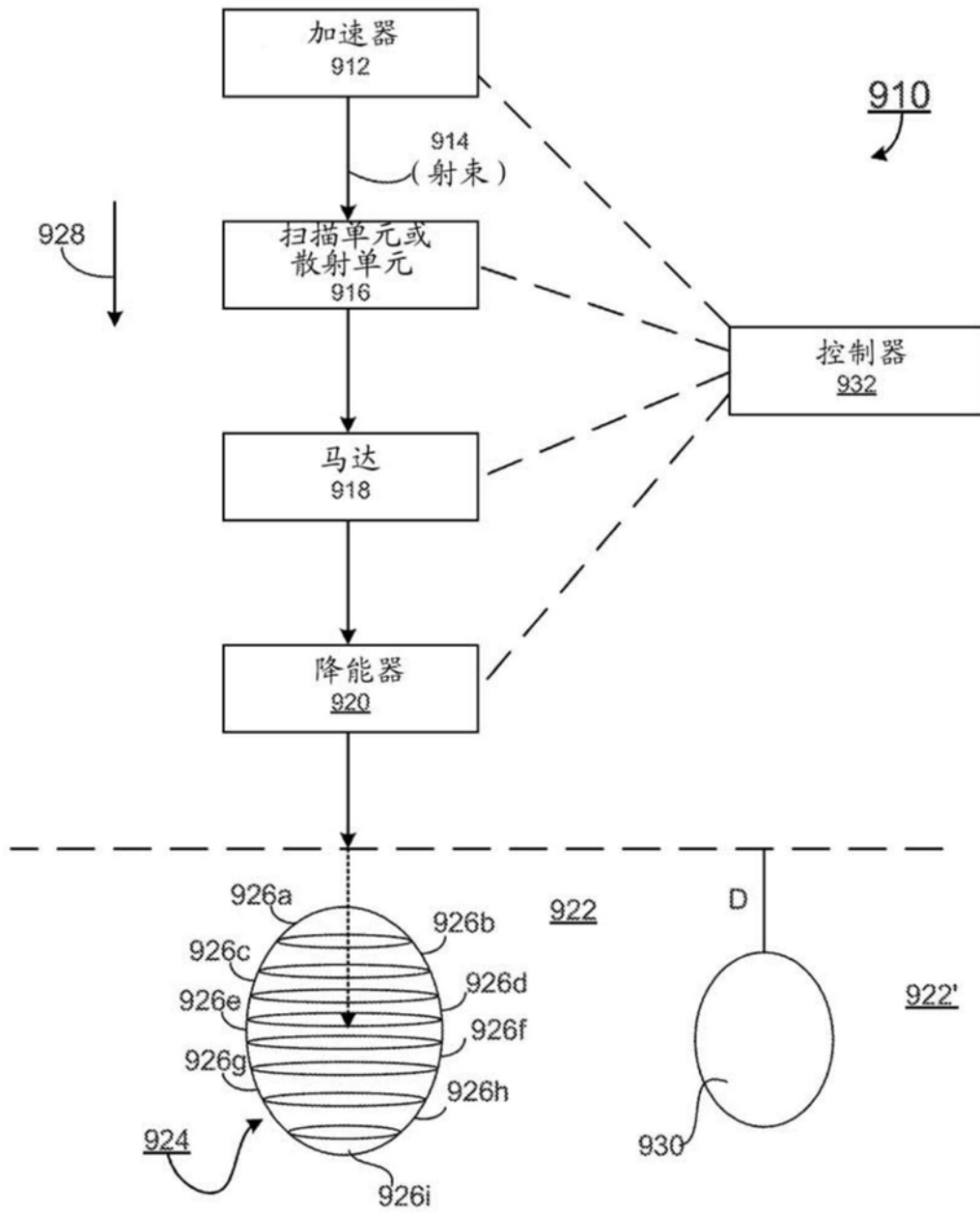


图30

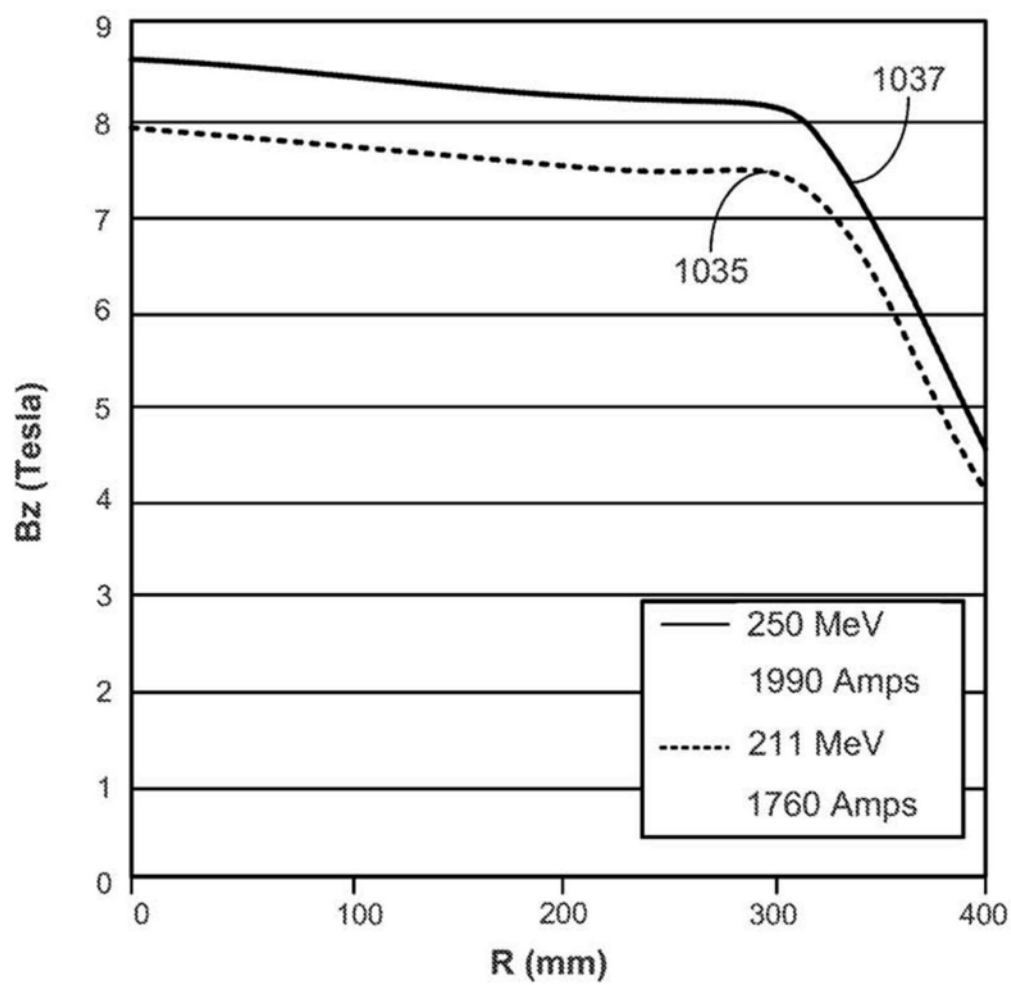


图31

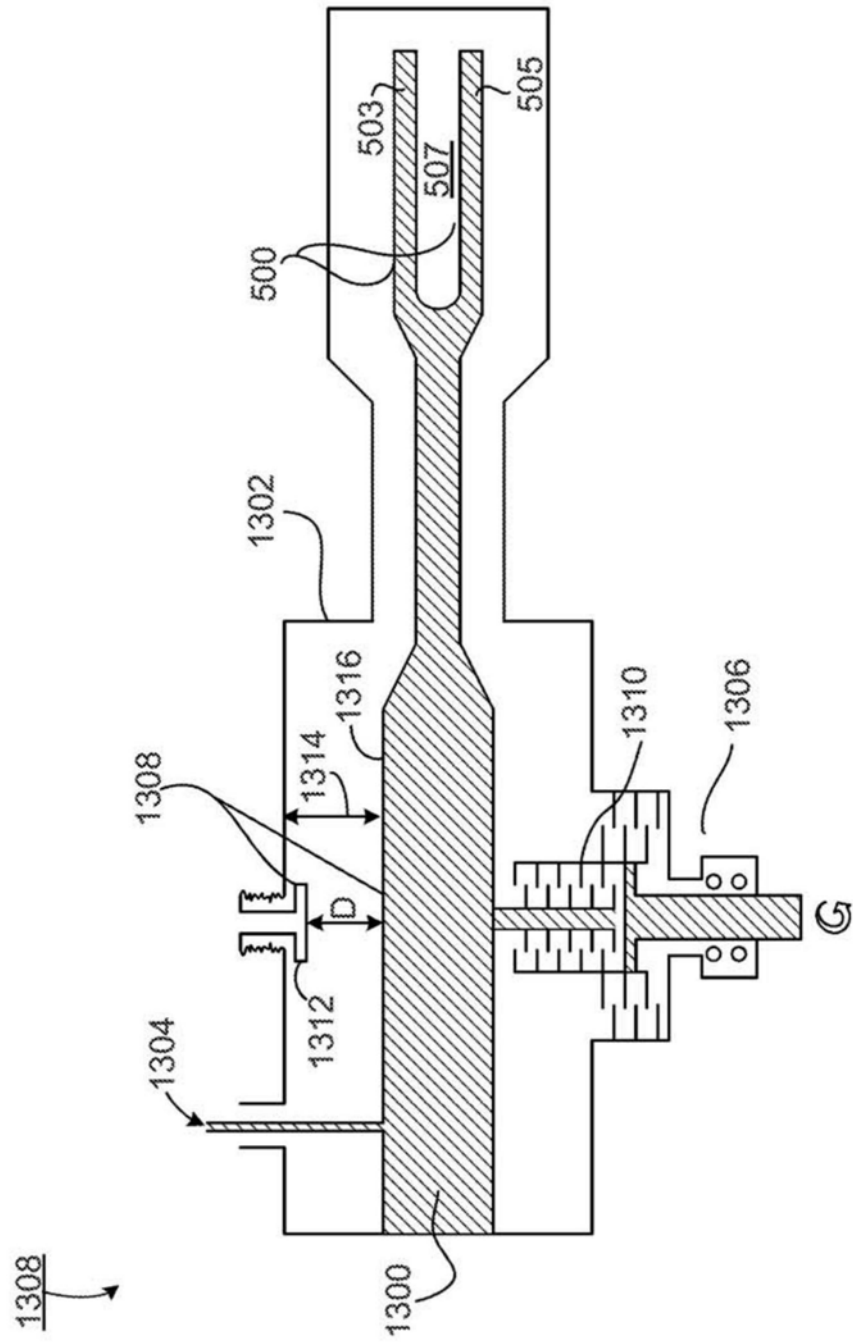


图32

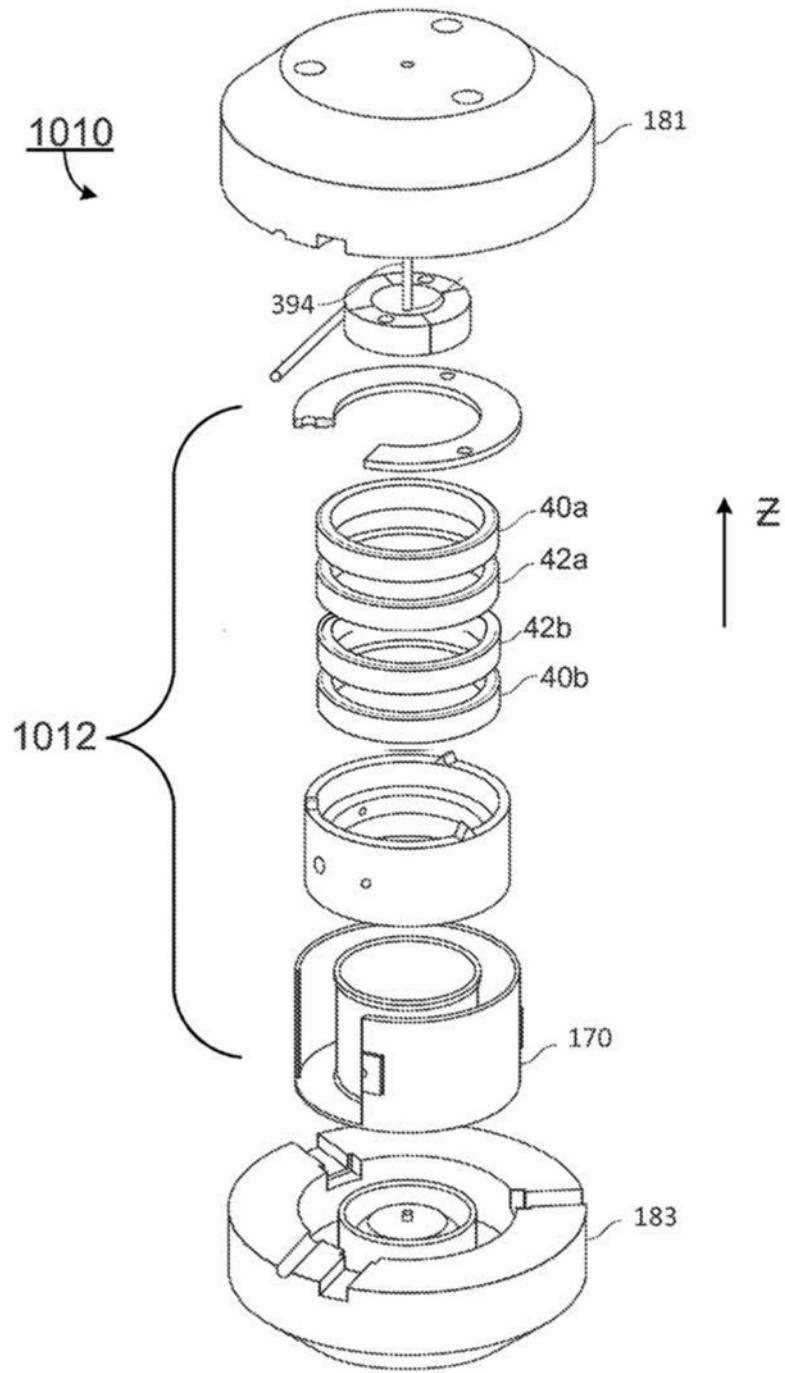


图33