



(12)发明专利



(10)授权公告号 CN 104812444 B

(45)授权公告日 2017. 11. 21

(21)申请号 201380062116.1

(22)申请日 2013.09.27

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104812444 A

(43)申请公布日 2015.07.29

(30)优先权数据

61/707,515 2012.09.28 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.05.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/062117 2013.09.27

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/052719 EN 2014.04.03

(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 K.P.高尔 J.范德兰

S.罗森塔尔 M.巴斯基

C.D.奥尼尔三世 K.Y.弗兰岑

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 曲莹

(51)Int.Cl.

H05H 7/12(2006.01)

(56)对比文件

CN 101361156 A,2009.02.04,

CN 101361156 A,2009.02.04,

CN 102214494 A,2011.10.12,

US 3024379 A,1962.03.06,

CN 102387836 A,2012.03.21,

审查员 金璐

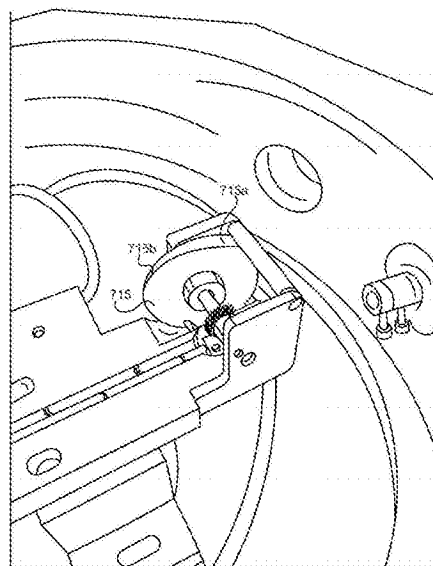
权利要求书3页 说明书22页 附图28页

(54)发明名称

粒子束的能量调节

(57)摘要

示例的粒子加速器包括提供磁场到空腔的线圈;提供等离子体柱到空腔的粒子源;电压源,其提供射频(RF)电压到空腔以从等离子体柱加速粒子,其中磁场引起从等离子体柱加速的粒子在所述空腔内在轨道上运动;封闭壳,其包含引出通道以接收从等离子体柱加速的粒子并且输出从所述空腔接收到的粒子;以及布置成接近引出通道以改变接收到的粒子的能量水平的结构。



1. 一种粒子加速器,包括:
提供磁场到空腔的线圈;
提供等离子体柱到所述空腔的粒子源;
提供射频 (RF) 电压到空腔以从所述等离子体柱加速粒子的电压源,所述磁场引起从所述等离子体柱加速的粒子在所述空腔内在轨道上运动;
封闭壳,该封闭壳包含引出通道以在入口点接收从所述等离子体柱加速的粒子并在出口点从所述空腔输出粒子;以及
布置为接近所述引出通道的入口点以改变接收到的粒子的能量水平的结构。
2. 如权利要求1所述的粒子加速器,其中所述结构具有多个厚度;以及
其中所述结构相对于所述引出通道是可动的以放置多个厚度之一在接收的粒子的路径上。
3. 如权利要求2所述的粒子加速器,其中所述结构是轮状的并且在所述引出通道内是可旋转的。
4. 如权利要求2所述的粒子加速器,其中所述结构具有从最大厚度变化到最小厚度的可变厚度。
5. 如权利要求1所述的粒子加速器,其中所述粒子加速器相对于一固定位置是可旋转的;以及
其中所述粒子加速器进一步包括基于所述粒子加速器的旋转位置来控制所述结构的运动的控制系统。
6. 如权利要求1所述的粒子加速器,进一步包括:
再生器,该再生器调节所述空腔内的磁场从而使从所述等离子体柱加速的粒子的连续轨道变化以使得,最终,所述粒子输出到所述引出通道。
7. 如权利要求1所述的粒子加速器,其中所述结构包括以下材料中的至少一个:铍,碳和塑料。
8. 一种质子治疗系统,包括:
如权利要求1所述的粒子加速器,其中所述粒子包括质子;以及
台架,所述粒子加速器安装在该台架上,该台架相对于病人位置是可旋转的;
其中质子基本上直接从所述粒子加速器输出到所述病人位置。
9. 一种粒子加速器,包括:
提供磁场到空腔的线圈;
提供等离子体柱到所述空腔的粒子源;
提供射频 (RF) 电压到所述空腔以从所述等离子体柱加速粒子的电压源,所述磁场引起从所述等离子体柱加速的粒子在所述空腔内在轨道上运动;
封闭壳,该封闭壳包含引出通道以接收从所述等离子体柱加速的粒子并从所述空腔输出接收到的粒子;以及
再生器,该再生器调节所述空腔内的磁场从而使从所述等离子体柱加速的粒子的连续轨道变化以使得,最终,所述粒子输出到所述引出通道,所述再生器在所述空腔内跨越所述粒子的轨道位置是可动的。
10. 如权利要求9所述的粒子加速器,其中所述再生器被配置为相对于所述空腔的近似

中心径向地运动。

11. 如权利要求10所述的粒子加速器,进一步包括:

响应于控制信号使所述再生器运动的致动器。

12. 如权利要求11所述的粒子加速器,其中所述粒子加速器相对于一固定位置是可旋转的;以及

其中所述粒子加速器进一步包括一控制系统,该控制系统基于所述粒子加速器的旋转位置产生控制信号来控制所述再生器的运动。

13. 如权利要求9所述的粒子加速器,其中所述再生器包括铁磁材料。

14. 一种质子治疗系统,包括:

如权利要求9所述的粒子加速器,其中所述粒子包括质子;以及

台架,所述粒子加速器安装在该台架上,该台架相对于病人位置是可旋转的;

其中质子基本上直接从所述粒子加速器输出到所述病人位置。

15. 一种粒子加速器,包括:

提供磁场到空腔的线圈;

提供等离子体柱到所述空腔的粒子源;

提供射频(RF)电压到所述空腔以从所述等离子体柱加速粒子的电压源,所述磁场引起从所述等离子体柱加速的粒子在所述空腔内在轨道上运动;

封闭壳,该封闭壳包含引出通道以接收从所述等离子体柱加速的粒子并从所述空腔输出接收到的粒子;以及

再生器,该再生器调节在所述空腔内的磁场从而使从所述等离子体柱加速的粒子的连续轨道变化以使得,最终,所述粒子输出到所述引出通道;

其中所述封闭壳包括磁结构,至少一个磁结构具有在其中的凹槽,所述凹槽包含为铁磁的且在所述凹槽内是可动的磁垫片,磁垫片相对于所述再生器是可动的以影响所述再生器调节磁场的量。

16. 如权利要求15所述的粒子加速器,其中至少一个磁结构具有在其中的多个凹槽,每个凹槽包含为铁磁的且在该凹槽内是可动的磁垫片,每个磁垫片相对于所述再生器是可动的以影响所述再生器调节所述磁场的量。

17. 如权利要求15所述的粒子加速器,其中所述粒子加速器相对于一固定位置是可旋转的;以及

所述粒子加速器进一步包括一控制系统,该控制系统基于所述粒子加速器的旋转位置产生控制信号来控制所述磁垫片的运动。

18. 如权利要求15所述的粒子加速器,其中所述磁垫片包括电磁体。

19. 一种质子治疗系统,包括:

如权利要求15所述的粒子加速器,其中所述粒子包括质子;以及

台架,所述粒子加速器安装在该台架上,该台架相对于病人位置是可旋转的;

其中质子基本上直接从所述粒子加速器输出到所述病人位置。

20. 一种粒子加速器,包括:

包括超导线圈的低温恒温器,所述超导线圈传导产生磁场的电流;

邻近所述低温恒温器的磁结构,所述低温恒温器被附连到所述磁结构,所述磁结构包

含空腔；

提供等离子体柱到所述空腔的粒子源；

提供射频(RF)电压到所述空腔以从所述等离子体柱加速粒子的电压源,所述磁场引起从所述等离子体柱加速的粒子以在所述空腔内在轨道上运动；

引出通道,该引出通道接收从所述等离子体柱加速的粒子并从所述空腔输出接收到的粒子；以及

致动器,该致动器是可控制的以使所述低温恒温器相对于所述磁结构运动。

21.如权利要求20所述的粒子加速器,其中所述粒子加速器相对于一固定位置是可旋转的；以及

其中所述粒子加速器进一步包括控制系统,该控制系统基于所述粒子加速器的旋转位置产生控制信号来控制所述致动器。

22.如权利要求21所述的粒子加速器,其中所述致动器被控制以控制所述低温恒温器的运动以便补偿重力对所述超导线圈的影响。

23.一种质子治疗系统,包括：

如权利要求20所述的粒子加速器,其中所述粒子包括质子；以及

台架,所述粒子加速器安装在该台架上,该台架相对于病人位置是可旋转的；

其中质子基本上直接从所述粒子加速器输出到所述病人位置。

24.一种可变能量的粒子加速器,包括：

限定一空腔的磁结构,粒子在所述空腔中被加速用于作为具有从一定范围的能量选择的能量的粒子束而输出；

接收所述粒子束的引出通道；以及

接近所述引出通道的入口以在所述粒子束进入所述引出通道之前截取所述粒子束的结构,该结构基于选择的能量是可动的,该结构在所述粒子束进入所述引出通道之前吸收所述粒子束的至少一些能量。

25.如权利要求24所述的可变能量的粒子加速器,其中所述结构包括具有变化厚度的轮,其中不同的厚度能够吸收不同量的能量。

26.如权利要求24所述的可变能量的粒子加速器,进一步包括：

磁再生器,该磁再生器在对应于选择的能量的粒子轨道上执行磁场凸起；

其中磁再生器基于所述可变能量的粒子加速器的运动是可动的。

27.如权利要求24所述的可变能量的粒子加速器,进一步包括：

磁再生器,该磁再生器在对应于选择的能量的粒子轨道上执行磁场凸起；

其中所述磁再生器是可动的以截取具有选择的能量的粒子轨道。

粒子束的能量调节

[0001] 交叉参考有关申请

[0002] 在此要求2012年9月28日提交的美国临时申请号61/707,515的优先权。该美国临时申请号61/707,515的内容在此以参考方式被并入到该公开内容中。

技术领域

[0003] 该公开内容通常涉及用于粒子治疗系统中的粒子束例如质子或离子束的能量调节。

背景技术

[0004] 粒子治疗系统使用加速器产生粒子束,用于治疗疾病,例如肿瘤。在操作中,粒子束在粒子加速器的空腔内被加速,并且通过引出通道从所述空腔移除。为了跟踪引出通道,粒子束必须适当地施加能量。能量不足,粒子束会与引出通道的内部边缘碰撞。能量太多,粒子束会与引出通道的外部边缘碰撞。结果是粒子束被防止从引出通道逸出,或粒子束的确实逸出的部分被危及,从而降低了治疗效果。

[0005] 粒子加速器的运动可影响在引出通道处接收到的粒子束中的能量的量。

发明内容

[0006] 示例的粒子加速器包括提供磁场到空腔的线圈;提供等离子体柱到空腔的粒子源;电压源,其提供射频(RF)电压到空腔以从等离子体柱加速粒子,其中磁场引起从等离子体柱加速的粒子在所述空腔内在轨道上运动;封闭壳(enclosure),其包含引出通道以接收从等离子体柱加速的粒子并且从所述空腔输出接收到的粒子;以及布置成接近引出通道以改变接收到的粒子的能量水平的结构。该示例的粒子加速器可包括以下特征中的一个或多个,单独地或组合地。

[0007] 所述结构可具有多个厚度。所述结构可具有从最大厚度变化到最小厚度的可变厚度。所述结构相对于所述引出通道是可动的以放置多个厚度之一在接收到的粒子的路径中。所述结构可以是轮状的并且在所述引出通道内是可旋转的。所述结构可包括以下材料中的至少一个:铍,碳和塑料。

[0008] 粒子加速器相对于固定位置可以是可旋转的。粒子加速器可包括基于粒子加速器的旋转位置控制所述结构的运动的控制系统。

[0009] 粒子加速器可包括再生器,其调节空腔内的磁场从而改变从等离子体柱加速的粒子的连续轨道以使得,最终,粒子输出到引出通道。

[0010] 示例的质子治疗系统可包括前述的粒子加速器,其中粒子包括质子;以及粒子加速器安装在其上的台架。台架相对于病人位置是可旋转的。质子基本上直接从粒子加速器输出到病人位置。

[0011] 示例的粒子加速器包括提供磁场到空腔的线圈;提供等离子体柱到空腔的粒子源;提供射频(RF)电压到空腔以从等离子体柱加速粒子的电压源,其中磁场引起从等离子

体柱加速的粒子在所述空腔内在轨道上运动;封闭壳,其包含引出通道以接收从等离子体柱加速的粒子并从空腔输出接收到的粒子;以及再生器,其调节空腔内的磁场从而改变从等离子体柱加速的粒子的连续轨道以使得,最终,粒子输出到引出通道。再生器在空腔内相对于粒子轨道是可动的。该示例的粒子加速器可包括以下特征中的一个或更多个,单独地或组合地。

[0012] 再生器可被配置为相对于空腔的近似中心径向地运动。致动器可被配置为响应于控制信号使再生器运动。粒子加速器相对于固定位置可以是可旋转的。粒子加速器可包括控制系统,其基于粒子加速器的旋转位置产生控制信号来控制再生器的运动。再生器可包括铁磁材料,例如铁。

[0013] 示例的质子治疗系统可包括前述的粒子加速器,其中粒子包括质子;以及粒子加速器安装在其上的台架。台架相对于病人位置是可旋转的。质子基本上直接地从粒子加速器输出到病人位置。

[0014] 示例的粒子加速器包括提供磁场到空腔的线圈;提供等离子体柱到空腔的粒子源;提供射频(RF)电压到空腔以从等离子体柱加速粒子的电压源,其中磁场引起从等离子体柱加速的粒子在空腔内在轨道上运动;封闭壳,其包含引出通道以接收从等离子体柱加速的粒子并从空腔输出接收到的粒子;以及再生器,其调节空腔内的磁场从而使从等离子体柱加速的粒子的连续轨道变化以使得,最终,粒子输出到引出通道。封闭壳包括磁结构,其中至少一个磁结构具有在其中的凹槽,其中该凹槽包含为铁磁的且在凹槽内是可动的磁垫片,其中磁垫片相对于再生器是可动的以影响再生器调节磁场的量。该示例的粒子加速器可包括以下特征中的一个或更多个,单独地或组合地。

[0015] 至少磁结构可具有在其中的多个凹槽。每个凹槽可包含为铁磁的且在凹槽内是可动的磁垫片。每个磁垫片相对于再生器是可动的以影响再生器调节磁场的量。

[0016] 粒子加速器相对于固定位置可以是可旋转的。粒子加速器可包括控制系统,其基于粒子加速器的旋转位置产生控制信号来控制磁垫片(或多个磁垫片)的运动。磁垫片(或多个磁垫片)可以是或包括电磁体。

[0017] 示例的质子治疗系统可包括前述的粒子加速器,其中粒子包括质子;以及粒子加速器安装在其上的台架。台架相对于病人位置是可旋转的。质子基本上直接从粒子加速器输出到病人位置。

[0018] 示例的粒子加速器可包括包含超导线圈的低温恒温器,其中超导线圈传导产生磁场的电流;邻近低温恒温器的磁结构,其中低温恒温器被附连到磁结构,磁结构包含一空腔;提供等离子体柱到空腔的粒子源;提供射频(RF)电压到空腔以从等离子体柱加速粒子的电压源,其中磁场引起从等离子体柱加速的粒子在空腔内在轨道上运动;接收从等离子体柱加速的粒子并从空腔输出接收到的粒子的引出通道;以及是可控制的以使低温恒温器相对于磁结构运动的致动器。该示例的粒子加速器可包括以下特征中的一个或更多个,单独地或组合地。

[0019] 粒子加速器相对于固定位置可以是可旋转的。粒子加速器可包括控制系统,其基于粒子加速器的旋转位置产生控制信号来控制致动器。致动器可被控制以控制低温恒温器的运动以便补偿重力对超导线圈的影响。

[0020] 示例的质子治疗系统可包括前述的粒子加速器,其中粒子包括质子;以及粒子加

速器安装在其上的台架。台架相对于病人位置是可旋转的。质子基本上直接从粒子加速器输出到病人位置。

[0021] 示例的可变能量的粒子加速器包括：限定一空腔的磁结构，粒子在所述空腔中被加速用于作为具有从一定范围的能量中选择的能量的粒子束而输出；接收粒子束的引出通道；以及接近引出通道以在粒子束进入引出通道之前截取粒子束的结构，其中该结构基于选择的能量是可动的，以及其中所述结构是用于在粒子束进入引出通道之前吸收粒子束的至少一些能量。示例的可变能量的粒子加速器可包括以下特征中的一个或更多个，单独地或组合地。

[0022] 所述结构可以具有变化厚度的轮，其中不同的厚度能够吸收不同量的能量。可变能量的粒子加速器可包括磁再生器，以在对应于选择的能量的粒子轨道上产生磁场凸起。磁再生器基于可变能量的粒子加速器的运动可以是可动的。磁再生器可以是可动的以截取具有选择的能量的粒子轨道。

[0023] 在该公开内容中描述的特征中的两个或更多个，包括在该发明内容部分中描述的那些，可被组合以形成为在此具体描述的实施方式。

[0024] 在此描述的各种系统或其部分的控制可以经由计算机程序产品执行，所述计算机程序产品包括储存在一个或更多个非短暂的机器可读的存储介质并且在一个或更多个处理装置上是可执行的。在此描述的系统，及其部分，可作为设备，方法或电子系统，执行，所述电子系统可包括一个或更多个处理装置和储存可执行指令以执行状态功能的控制的存储器。

[0025] 一个或更多个实施方式的细节在附图中和以下的说明书中进行了描述。其他的特征，目的和优点从说明书和附图以及从权利要求将是显而易见的。

附图说明

[0026] 图1是示例的治疗系统的透视图；

[0027] 图2是示例的同步回旋加速器的部件的分解透视图；

[0028] 图3,4和5是示例的同步回旋加速器的横截面视图；

[0029] 图6是示例的同步回旋加速器的透视图；

[0030] 图7是示例的反向的线圈架和绕组的一部分的横截面视图；

[0031] 图8是示例的通道内电缆复合材料导体的横截面视图；

[0032] 图9是示例的离子源的横截面视图；

[0033] 图10是示例的D形电极板和示例的虚拟D形电极的透视图；

[0034] 图11是示例的穴室的透视图；

[0035] 图12是示例的具有穴室的医治室的透视图；

[0036] 图13示出病人相对于加速器的例子；

[0037] 图14示出位于医治室中的示例的内部台架内的病人；

[0038] 图15是示例的加速空腔和引出通道的顶视图；

[0039] 图16是示出磁场强度与距离等离子体柱的径向距离的对比的曲线图，以及超导磁体的低温恒温器的示例的部分的横截面；

[0040] 图17是示例的加速度空腔和引出通道的顶视图，其描述轨道正在运动以进入所述

引出通道；

[0041] 图18是用来改变在所述引出通道中的粒子束的能量的例子结构的透视图；

[0042] 图18A是图18的结构侧视图；

[0043] 图19到21是示例的加速空腔和引出通道的顶视图，其描述使再生器运动以主要影响所述空腔中的粒子的某些轨道；

[0044] 图22是示例的磁垫片的透视图；

[0045] 图23是磁轭、加速空腔和包括磁垫片的冷块(cold mass)的剖开的侧视图；

[0046] 图24是示例的一部分低温恒温器的剖开的透视图；

[0047] 图25是可使用可变能量粒子加速器的示例的粒子治疗系统的概念视图；

[0048] 图26是示出在磁场中变化的能量和电流与粒子加速器中的距离的示例的曲线图；

[0049] 图27是用于针对粒子束的每个能量水平扫描在一频率范围内在D形电极板上的电压以及用于当粒子束能量变化时变化频率范围的示例的结构侧视图；

[0050] 图28是可用于可变能量粒子加速器中的示例的磁体系统的透视的、分解视图。

[0051] 在各个附图中，相同的附图标记表示相同的元件。

具体实施方式

[0052] 综述

[0053] 在此描述的是用于一系统例如质子或离子治疗系统中的粒子加速器的例子。所述系统包括粒子加速器—在该例子中，安装在台架上的同步回旋加速器。台架能使加速器围绕病人位置旋转，如下面更详细解释的。在一些实施方式中，台架是钢的并且具有两个支腿，该两个支腿安装成用于在倚靠在病人的相反侧上的两个相应的轴承上旋转。粒子加速器由一钢桁架支撑，该钢桁架足够长以跨越病人躺在其中的医治区域并且在两端被稳定地附连到台架的旋转支腿。由于台架围绕病人的旋转，粒子加速器也旋转。

[0054] 在示例的实施方式中，粒子加速器(例如，同步回旋加速器)包括低温恒温器，该低温恒温器保持用于传导产生磁场(B)的电流的超导线圈。在该例子中，低温恒温器使用液态氦(He)以维持所述线圈在超导温度，例如4°开氏度(K)。磁轭邻近(例如，围绕)低温恒温器，并且限定粒子在其中被加速的空腔。低温恒温器通过带等被附连到磁轭。尽管该附连，以及超导体线圈在低温恒温器内部的附连，限制了超导线圈的运动，但是线圈运动没有被完全防止。例如，在一些实施方式中，由于在台架旋转期间的重力，超导线圈可运动较小的量(例如，在一些情况下十分之几毫米)。如下所述的，该运动可影响被接收在引出通道处的粒子束中的能量的量从而影响粒子加速器的输出功率。

[0055] 在该示例的实施方式中，粒子加速器包括粒子源(例如，潘宁电离规(Penning Ion Gauge-PIG)源)以提供等离子体柱到所述空腔。氢气被电离以产生等离子体柱。电压源提供射频(RF)电压到空腔以加速来自于等离子体柱的粒子。如所注意到的，在该例子中，粒子加速器是同步回旋加速器。因此，射频电压扫过一定范围的频率以当从所述等离子体柱引出粒子时引起对粒子的相对论效应(例如，增加粒子质量)。由线圈产生的磁场使得从等离子体柱加速的粒子在所述空腔内沿轨道加速。磁场再生器位于所述空腔中以调节所述空腔内的存在的磁场从而改变从等离子体柱加速的粒子的连续的轨道的位置以使得，最终，粒子输出到穿过磁轭的引出通道。再生器可增加在空腔中的某一点处的磁场(例如，它可在空腔

一区域处产生磁场“凸起”),从而使在所述位置的粒子的每个连续的轨道朝向引出通道的入口点向外进动,最终到达引出通道。引出通道接收从等离子体柱加速的粒子并将从所述空腔接收到的粒子输出。

[0056] 超导线圈的运动可影响轨道在空腔内的位置。例如,在一个方向上的运动可导致影响再生器的较低能量轨道,而在另一个方向上的运动可导致影响再生器的较高能量的轨道(粒子轨道能量与距离起源的等离子体柱的径向距离成正比)。因此,在其中过低能量轨道影响再生器的情况下,粒子束会与引出通道的内部边缘碰撞,如上所述的。在过高能量轨道影响再生器的情况下,粒子束可与所述引出通道的外部边缘碰撞,如上所述的。在此描述的示例的系统使用一些技术以补偿由由于超导线圈的旋转(例如由于重力的影响)引起的超导线圈的运动而引起的这些影响。这些技术的总结提供如下,接下来是其中可实施这些技术的示例的粒子治疗系统的描述,以及这些各种技术的更详细的描述。

[0057] 在示例的技术中,一结构被组合邻近引出通道(例如在其入口处或内部)。该结构可以是具有轮状形状的可旋转的可变厚度的楔子。所述结构吸收粒子束的能量,从而允许低能量(例如,适当施加能量)束以穿过所述引出通道。所述结构的较厚的部分比所述结构的较薄的部分吸收更多的能量。在一些实施方式中,所述结构可在粒子束打算穿过而没有任何能量吸收的某一点处不包含材料。替代地,所述结构可以从粒子束路径运动出来。所述结构由此能使在所述粒子束中的能量的量被可变地调节。在一些实施方式中,所述结构基于粒子加速器的旋转位置进行控制。例如,台架的位置可被确定,以及该位置可用来控制能量吸收结构的旋转位置。理想地,所述结构使粒子束的散射最小化;然而,实际上,会存在所示的且可容忍的散射量。

[0058] 在另一示例的技术中,再生器在所述空腔内的物理位置是可调节的以补偿超导线圈的运动。例如,计算机控制的致动器可用来例如基于粒子加速器的旋转位置调节再生器在所述空腔内的位置。通过如此调节再生器的位置,可以定位再生器以使得对由再生器引起的磁场的适当的调节影响合适的粒子轨道,不管粒子加速器的旋转位置如何。

[0059] 再生器典型地由铁磁材料制成。因此可以使用一个或多个磁垫片调节再生器的磁场强度。因此,在另一示例的技术中,可以调节再生器的磁场(例如,以增加或减小由再生器产生的磁场凸起或使由再生器产生的磁场扰动的有效位置运动而实际上没有使再生器运动。例如,如果超导线圈的运动导致影响再生器的低能量轨道,再生器的磁场可减小以使得直到更高能量轨道到达它时它才开始扰动束轨道。它还可以有效地径向向外运动同时保持相同的总强度(峰值场)以使得所述轨道在受到所述再生器的影响之前获得更高的能量。同样地,如果超导线圈运动导致影响再生器的更高的能量轨道,再生器的强度可增加或径向向内定位以便与在较低的能量轨道相互作用。在示例的实施方式中,磁场是通过使磁垫片(例如,金属柱塞)在靠近所述再生器的磁轭中狭槽/孔内运动进行调节的。所述磁垫片由铁磁材料制成并且它的到再生器的接近性影响再生器的磁场。使磁垫片更靠近再生器运动(例如,进一步在所述狭槽内)增加了由再生器产生的磁场;并且使磁垫片远离再生器运动(例如,向上到狭槽中或到狭槽外部)减小了由再生器产生的磁场。在另一例子中,磁垫片可放置成在径向上比再生器磁中心更靠近回旋加速器的中心。当所述垫片被放置成更靠近加速平面时,它使再生器磁扰动的有效中心运动而没有显著改变峰值磁场强度。磁垫片可以是计算机控制的以基于例如粒子加速器的旋转位置变化它的位置。

[0060] 在一些实施方式中,超过一个的磁垫片可被使用。在又一其他的实施方式中,微型电磁体可被磁垫片,穿过该磁垫片的电流例如基于粒子加速器的旋转位置进行控制。

[0061] 在另一个例子中,整个低温恒温器可以相对于磁轭运动以补偿超导线圈的运动。例如,低温恒温器的运动可影响哪个粒子的轨道影响再生器。因此,如果超导线圈的运动存在于一个方向上,那么低温恒温器可在该方向上运动以补偿所述运动并且导致超导线圈适当重新定位。

[0062] 前述的用于调节粒子加速器中的粒子束的能量的技术可单独地用于单个粒子加速器中,或者这些技术中的任何两个或更多可以以任何适当的组合被用于单个粒子加速器中。其中使用前述的技术的粒子治疗系统的例子提供在下面。

[0063] 示例的粒子治疗系统

[0064] 参照图1,带电粒子照射治疗系统500包括束产生粒子加速器502,该束产生粒子加速器具有足以小允许它被安装在旋转台架504上的重量和尺寸,使得束产生粒子加速器的输出功率从所述加速器壳体朝向病人506径直(也就是说,实质上直接地)定向。

[0065] 在一些实施方式中,钢台架具有两个支腿508,510,该两个支腿安装成用于在位于病人的相反侧上的两个相应的轴承512,514上旋转。加速器被钢桁架516支撑,该钢桁架足够长以跨越其中躺着病人的治疗区域518(例如,两倍于高个儿人,以允许该人完全在所述空间内旋转,使病人的任何希望的靶区域保持在所述粒子束的路线中)并且在两端被稳定地附连到台架的旋转支腿。

[0066] 在某些例子中,台架的旋转限于小于360度的范围520,例如大约180度,以允许地板522从罩住治疗系统的穴室524的壁延伸到病人治疗区域。台架的有限旋转范围还减小了一些壁的要求的厚度,其提供对治疗区域外部的人的照射屏蔽。台架旋转的180度的范围足以覆盖所有的治疗接近角,但提供更大范围的行程会是有用的。例如,旋转范围可以在180和330度之间并仍为治疗地板区域提供净空。

[0067] 台架的水平旋转轴532标称地位于地板上方一个米,在那里病人和临床医学家与治疗系统相互作用。该地板定位成在治疗系统屏蔽穴室的底部地板上方大约3米。加速器可在活地板下摆动用于从旋转轴下方传送治疗束。病人床运动并在平行于所述台架的旋转轴的基本上水平的平面中旋转。该床可以该配置在水平平面中旋转通过大约270度的范围534。台架和病人旋转范围和自由度的该组合允许临床医学家事实上选择用于所述束的任何接近角,如果需要的话,病人可在相反取向上被放置在所述床上然后所有可能的角度可被采用。

[0068] 在一些实施方式中,加速器使用了具有非常高的磁场超导电磁结构的同步回旋加速器配置。因为给定动能的带电粒子的弯曲半径以与施加它的磁场的增大成正比地减小,非常高的磁场超导磁结构允许加速器被制作得更小且更轻。同步回旋加速器使用旋转角度相同且随着半径增大强度减小的磁场。这样的场形状可被实现,不管磁场的大小如何,因此在理论上对可被用于同步回旋加速器中的磁场强度(因此最终在固定半径处的粒子能量)没有上限。

[0069] 超导材料在存在非常高的磁场时失去它们的超导特性。高性能的超导线圈绕组用来允许实现非常高的磁场。

[0070] 超导材料典型地需要被冷却到它们的要实现的超导特性的低温度。在在此描述的

某些例子中,低温冷却器用来使超导线圈绕组带到接近绝对零度的温度。使用低温冷却器可减少复杂性和成本。

[0071] 同步回旋加速器被支撑在台架上以使得所述束直接产生得与病人一致。台架允许回旋加速器围绕包含在病人内或附近的点(等中心点540)的水平旋转轴的旋转。与转动轴平行的分离桁架在两侧上支撑回旋加速器。

[0072] 因为台架的旋转范围是有限的,病人支撑区域可容纳在围绕所述等中心点的宽的区域。因为地板可围绕等中心点广泛地延伸,病人支撑桌可定位为相对于穿过等中心点的竖直轴542运动并且围绕该竖直轴542旋转以使得,通过台架旋转和桌运动和旋转的组合,到病人的任何部分的任何角度的束方向可被实现。两个台架臂被分开超过高的病人的高度两倍,允许床与病人在活地板上方的水平面中旋转和平移。

[0073] 限制台架旋转角允许围绕医治室的至少一个壁的厚度减小。厚的壁,典型地又混凝土建造,提供对医治室外面的个人的照射保护。停止质子束的下游的壁可以是大约在所述医治室的相反端处的壁的厚度两倍以提供等同水平的保护。限制台架旋转的范围能使医治室在三侧上位于地面坡度下方,同时允许被占据区域邻近最薄的壁,降低了医治室的建造成本。

[0074] 在图1所示的示例的实施方式中,超导的同步回旋加速器502在8.8特斯拉(Tesla)的同步回旋加速器的电极间隙中以峰值磁场操作。同步回旋加速器产生具有250兆电子伏(MeV)的能量的质子束。在其他的实施方式中,场强度可在4到20特斯拉或6到20特斯拉的范围内并且质子能量可在150到300兆电子伏的范围内。

[0075] 在该例子中描述的照射治疗系统被用于质子照射治疗,但是同样的原理和细节可应用于用在重离子(离子)治疗系统的模拟系统中。

[0076] 如图2,3,4,5,和6所示的,示例的同步回旋加速器10(例如,图1中的502)包括磁体系统12,其包含粒子源90、射频驱动系统91,和束引出系统38。由磁体系统建立的磁场具有适于使用一对分开的环形超导线圈40,42和一对成形的铁磁(例如,低碳钢)极面44,46的组合来维持包含的质子束的焦点的形状。

[0077] 两个超导磁体线圈定中心在公共轴线47上并且沿着该轴间隔开。如图7和8所示的,线圈由展开在绞合的通道内电缆导体台架中的基于 Nb_3Sn 的超导0.8毫米直径股线48(最初包括由铜包皮围绕的铌-锡芯体)形成。在七个单个股线一起形成电缆之后,它们被加热以引起形成最终的(脆弱的)超导材料线的化学反应。在所述材料已经起化学反应之后,电线被焊接到铜通道中(外尺寸3.18x2.54毫米和内尺寸2.08x2.08毫米)并且覆盖有绝缘材料52(在该例子中,编织的玻璃纤维材料)。包含电线53的铜通道然后缠绕成具有8.55厘米x19.02厘米的矩形横截面、具有26层且每层49圈的线圈。缠绕的线圈然后用环氧树脂化合物真空浸渍。完工的线圈被安装在环形的不锈钢反向线圈架56。加热毯55以一定间隔放置在绕组的各层中以在磁体失超的情况下保护组件。

[0078] 整个线圈然后可覆盖有铜片以提供导热性和机械稳定性然后被保持在环氧树脂的附加层中。线圈的预压缩可通过加热不锈钢反向线圈架并将线圈装配在反向线圈架中来提供。反向线圈架内径被选择为以使得当整个块被冷却到4K时,反向线圈架保持与线圈接触并提供一些压缩。加热不锈钢反向线圈架到大约50摄氏度并且在100开氏度的温度下装配线圈可实现此。

[0079] 线圈的几何形状是这样维持的:通过将线圈安装在反向矩形线圈架56中以施加恢复力60来反抗当线圈通电时产生的变形力。如图5所示,线圈位置是使用一组暖-到-冷支撑带402,404,406相对于磁轭和低温恒温器被维持的。用薄带支撑冷块减少了由刚性支撑系统给予冷块的热漏失。带被布置为承受由于磁体在台架上旋转引起的在线圈上的变化的重力。它们承受重力和由线圈实现的当它从相对于磁轭非常对称的位置扰动时的大的偏心的组合的影响。另外,链接件(link)动作以减小由于台架在它的位置改变时加速和减速引起的给予线圈的动态力。每个暖-到-冷支撑件包括一个S2玻璃纤维链接件和一个碳纤维链接件。碳纤维链接件穿过销被支撑在暖轭和中等温度(50-70K)之间。S2玻璃纤维链接件408穿过中等温度销和附连到冷块的销被支撑。每个链接件是5厘米长(销中心到销中心)并且是17毫米宽。链接件厚度是9毫米。每个销由高强度不锈钢制成并且直径为40毫米。

[0080] 参照图3,作为半径的函数的场强度轮廓主要地由线圈几何形状和极面形状的选择确定;可透性轭材料的极面44,46可形成一定轮廓以微调磁场的形状从而保证在加速期间粒子束保持聚焦。

[0081] 超导线圈通过将线圈组件(线圈和线圈架)封闭在排空的环形铝或不锈钢低温恒温器室70内被维持在接近绝对零度的温度(例如大约4开氏度),所述低温恒温器室提供围绕线圈结构的自由空间,除了在有限的一组支撑点71,73处之外。在替代的版本中(图4),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的返回磁通路径。

[0082] 在一些实施方式中,接近绝对零度的温度是使用一个单级的Gifford-McMahon低温冷却器和三个两级的Gifford McMahon低温冷却器来实现和维持的。每个两级的低温冷却器具有第二级冷端,该第二级冷端附连到将氢蒸气冷凝成液态氢的冷凝器。低温冷却器盖被供给来自于压缩机的压缩氢。单级的Gifford-McMahon低温冷却器被布置为冷却高温(例如,50-70开氏度)的将电流供给到超导绕组的引线。

[0083] 在一些实施方式中,接近绝对零度的温度是使用布置在线圈组件的不同位置上的两个Gifford-McMahon低温冷却器72,74来实现和维持的。每个低温冷却器具有与线圈组件接触的冷端76。低温冷却器盖78被供给来自于压缩机80的压缩氢。两个其他的Gifford-McMahon低温冷却器77,79被布置为冷却高温(例如,60-80开氏度)的供给电流到超导绕组的引线。

[0084] 线圈组件和低温恒温器室被安装在药丸盒形状的磁轭82的两个半件81,83内并由该两个半件完全封闭。在该例子中,线圈组件的内径大约是74.6厘米。铁轭82为返回的磁场通量84提供路径并且磁性地屏蔽极面44,46之间的体积86以防止外部磁的影响扰动内磁场在所述体积内的形状。所述轭还用来减小加速器附近的杂散磁场。在一些实施方式中,同步回旋加速器可具有有效的(active)返回系统以减少杂散磁场。有效的返回系统的例子被描述在2013年5月31日提交的美国专利申请号13/907,601中,其内容以参考的方式被并入于此。在有效的返回系统中,在此描述的相对较大的磁轭被称为极件的较小的磁结构替代。超导线圈运行与在此描述的主线圈相反的电流以便提供磁返回并且从而减少杂散磁场。

[0085] 如图3和9所示的,同步回旋加速器包括靠近磁体结构82的几何中心92定位的潘宁电离规几何结构的粒子源90。粒子源可以是如下所述的,或粒子源可以是在以参考方式并入于此的美国专利申请号11/948,662中描述的类型。

[0086] 粒子源90从氢的供应器99穿过气体管线101和传送气态的氢的管194进行供给。电

缆94传送来自于电源95的电流以促进从与磁场200对准的阴极192,190的电子放电。

[0087] 在一些实施方式中,在气体管线101中的气体可包括氢和一个或多个其他的气体的混合物。例如,该混合物可包含氢和一种或多种惰性气体,例如,氦,氖,氩,氙,氙和/或氡(虽然所述混合物不限于以惰性气体的方式使用)。在一些实施方式中,混合物可以是氢和氦的混合物。例如,混合物可包含大约75%以上的氢和大约25%以下的氦(包括可能的微量气体)。在另一个例子中,混合物可包含大约90%以上的氢和大约10%以下的氦(包括可能的微量气体)。在这些例子中,氢/氦混合物可以是以下中的任一个: $>95\%/<5\%$, $>90\%/<10\%$, $>85\%/<15\%$, $>80\%/<20\%$, $>75\%/<20\%$,等。

[0088] 使用惰性(或其他)气体与氢组合在粒子源中的可能的优点可包括:增大的束强度,增大的阴极寿命,和增大的束输出的一致性。

[0089] 在该例子中,放电电子电离穿过小孔从管194中出来的气体以建立一批的正离子(质子),用于由一个半圆形的(D形电极形状的)射频板100加速,所述一个半圆形的射频板跨越由磁体结构和一个虚拟D形电极板102封闭的空间的一半。在截断粒子源的情况下(其中的例子描述在美国专利申请号11/948,662中),所有的(相当大部分的)包含等离子体的管在加速区域被移除,从而允许离子在比较高的磁场中被更快地加速。

[0090] 如图10所示的,D形电极板100是空心金属结构,该空心金属结构具有两个半圆形的表面103,105,该两个半圆形的表面封闭一空间107,在该空间107中,质子在它们的围绕由磁体结构封闭的空间旋转的一半期间被加速。开口到空间107的管道109延伸穿过所述轭到一外部位置,真空泵111可从该外部位置被附连以排空该空间107以及该空间在真空室119内的发生加速的其余部分。虚拟D形电极102包括矩形金属环,该矩形金属环空间上靠近D形电极板的暴露的边缘。虚拟D形电极被接地到真空室和磁轭。D形电极板100由施加在射频传输线的端部的射频信号驱动以在空间107中产生电场。射频电场被弄成随着加速粒子束在距离几何中心的距离的增加及时变化。射频电场可以以在美国专利申请号11/948,359中描述的题目为“Matching A Resonant Frequency Of A Resonant Cavity To A Frequency Of An Input Voltage”的方式进行控制,该美国专利申请的内容以参考的方式被并入于此。

[0091] 为了使从位于中央的粒子源出来的束随着它开始螺旋向外时穿过粒子源结构,射频板上的大的电压差是需要的。20,000伏特被施加在射频板上。在一些版本中,从8,000到20,000伏特可被施加在射频板上。为了减少驱动该大的电压所需要的能量,磁体结构被布置为减小射频板和接地之间的电容。这是通过形成穿过外磁轭和低温恒温器壳体的距离射频结构具有足够的间隙的孔以及通过在磁极面之间产生足够的间隔来实现的。

[0092] 驱动D形电极板的高压交变电势具有一频率,该频率在加速循环期间向下扫描以引起质子的增加的相对论性质量和减小的磁场。虚拟D形电极不需要中空的半柱状结构,因为它与真空室壁一起处于地电势。其他的板布置可被使用例如超过一对以不同电相位或多个基本频率驱动的加速电极。射频结构可被调整以在需要的扫频期间通过使用例如具有互相啮合旋转和固定的刀片的旋转电容器来保持Q较高。在刀片的每次啮合期间,电容增加,由此降低射频结构的共振频率。刀片可被成形为以建立所需要的精确扫频。用于旋转冷凝器的驱动电机可被锁相到射频发生器用于精确的控制。一个粒子束在旋转冷凝器的刀片的每次啮合期间被加速。

[0093] 其中发生加速的真空室119是通常圆筒形容器,该圆筒形容器中心较薄且缘边较厚。真空室封闭射频板和粒子源并且由真空泵11排空。维持高的真空确保加速离子不会无法控制而与气体分子碰撞并能使射频电压保持在更高的水平而没有到接地的电弧。

[0094] 质子横越从粒子源开始的大致螺旋的轨道。在螺旋的轨道的每个环圈的一半中,质子由于它们穿过空间107中的射频电场而获得能量。由于离子获得能量,因此它们的螺旋轨道的每个连续环圈的中心轨道的半径大于在前的环圈大直到该环圈半径达到极面的最大半径。在该位置处,磁场和电场扰动将离子定向到磁场快速减小的区域中,离子离开高磁场的区域并且被定向穿过在此称为引出通道的排空管38以从回旋加速器的轭出来。磁再生器可用来改变磁场扰动来定向离子。从回旋加速器出来的离子会趋于随着它们进入存在于围绕回旋加速器的室中的显著减小的磁场的趋于而散开。在引出通道38中的束成形元件107,109重定向离子以使得它们在有限空间程度的直射束中。

[0095] 极隙内的磁场需要具有某些特性以随着所述束加速来维持所述束在排出室内。磁场指数 n ,其为如下所示,

$$[0096] \quad n = -(r/B) \, dB/dr,$$

[0097] 应当被保持为正的以维持该“微弱的”聚焦。在此, r 是束的半径, B 是磁场。另外,在一些实施方式中,场指数需要维持在低于0.2,因为在该值处,束的径向振荡和竖直振荡的周期性 $v_r = 2V_z$ 共振一致。电子感应加速器频率由 $V_r = (1-n)^{1/2}$ 和 $V_z = n^{1/2}$ 限定。铁磁极面被设计成以成形由线圈产生的磁场以使得场指数 n 在与给定磁场中的250兆电子伏束一致的最小半径中被维持在正的并且小于0.2。

[0098] 当所述束从引出通道中出来时,它穿过一束形成系统125(图5),该束形成系统能够是可编程地控制的以建立用于所述束的希望的散射角和范围调制的组合。束形成系统125可与内部台架601(图14)组合以将束定向到所述病人。

[0099] 在操作期间,所述板由于沿着所述板的表面的传导电阻而从施加的射频场吸收能量。该能量作为热出现并且使用在换热器113(图3)中释放该热的水冷却管线108从所述板移除。

[0100] 从回旋加速器出来的杂散磁场由药丸盒状磁轭(其还用作屏蔽)和单独的磁屏蔽114二者限制。单独的磁屏蔽包括由空间116分开的封闭所述药丸盒状轭的铁磁材料(例如,钢或铁)的层117。包括轭、空间和屏蔽的夹层结构的配置实现了在更低重量下的用于给定漏磁场的适当的屏蔽。

[0101] 如所提到的,台架允许同步回旋加速器围绕水平的旋转轴532旋转。桁架结构516具有两个大体上平行的跨伸体580,582。同步回旋加速器架托在跨伸体之间大约在支腿的中间。台架是平衡的,用于使用安装在与桁架相反的支腿的端部上的配重122,124围绕轴承旋转。

[0102] 台架被驱动以由一电机旋转,该电机安装到台架支腿的一个或两个上并且通过驱动齿轮链接到轴承壳体。台架的旋转位置源自于由并入到台架驱动电机和驱动齿轮中的轴角编码器提供的信号。

[0103] 在离子束退出回旋加速器的位置处,束形成系统125作用于离子束上以给予它适合于病人治疗的特性。例如,所述束可以传播并且它的穿透深度变化以提供穿过给定靶体积的均匀的照射。束形成系统可包括无源的散射元件以及有源的扫描元件。

[0104] 同步回旋加速器的所有的有源系统(例如,电流驱动的超导线圈,射频驱动板,用于真空加速室和用于超导线圈冷却室的真空泵,电流驱动的粒子源,氢气源和射频板式冷却器),可由适当的同步回旋加速器电子控制设备(未示出)控制,该电子控制设备可包括,例如,以适当程序编程以影响控制的一个或多个计算机。

[0105] 台架的控制,病人支撑,有源的束成形元件,和执行治疗会议的同步回旋加速器是通过适当的治疗电子控制设备(未示出)实现的。

[0106] 如图1,11和12所示的,台架轴承由回旋加速器穴室524的壁支撑。台架能使回旋加速器摆动180度(或以上)的范围520,包括病人上方、到侧面,以及下方的位置。穴室足够高以在它的运动的最顶端和最底端处穿过台架。壁148,150侧面的迷宫146提供用于临床医学家和病人的进入和退出路线。因为至少一个壁152不与直接来自于回旋加速器的质子束在一直线上,它可被做得相对较薄并且仍执行它的屏蔽功能。所述室的其他三个侧壁154,156,150/148,其会需要更严密屏蔽的,可埋设在土制的山状部(未示出)中。壁154,156,和158的要求的厚度可减小,因为泥土本身可提供所需要的一定屏蔽。

[0107] 参照图12和13,为了安全性和审美的理由,医治室160可构造在穴室内。医治室从壁154,156,150和容纳室的底座162以穿过摆动台架以及使医治室的地板区域164的范围最大化的方式成悬臂式地进入到台架支腿之间的空间中。加速器的周期的维护可在活地板下方的空间中实现。当加速器被旋转到台架上的放下位置时,完全进入加速器中在与治疗区域分开的空间中是可能的。电源,冷却设备,真空泵及其他的支持设备可位于活地板下方的该分开的空间中。在医治室内,病人支撑件170能够以允许该支撑件被升起和下降并且允许病人旋转并运动到各种位置和取向的各种方式进行安装。

[0108] 在图14的系统602中,在此描述的类型束产生粒子加速器,在该情况下同步回旋加速器604,被安装在旋转台架605上。旋转台架605是在此描述的类型,并且可围绕病人支撑件606成角度地旋转。该特征能使同步回旋加速器604从各种角度直接提供粒子束到病人。例如,如图14中所示的,如果同步回旋加速器604在病人支撑件606上方,那么粒子束可向下朝向病人定向。替代地,如果同步回旋加速器604在病人支撑件606的下方,粒子束可向上朝向病人定向。粒子束在不要求中间束路线选择机构的意义上直接施加到病人。路线选择机构,在该上下文中,不同于成形或定尺寸机构之处在于形状或定尺寸机构不用使所述束再次路线选择,而是给所述束定尺寸和/或形状同时维持所述束的相同的大体上的路径。

[0109] 与前述系统的示例的实施方式有关的进一步的细节可发现在2006年11月16日提交的题目为“Charged Particle Radiation Therapy”的美国专利号7,728,311中以及2008年11月20日提交的题目为“Inner Gantry”的美国专利申请号12/275,103中。美国专利号7,728,311和美国专利申请号12/275,103中的内容在此以参考的方式被并入到该公开内容中。在一些实施方式中,同步回旋加速器可以是可变能量装置,例如在2013年6月12日提交的美国专利申请号13/916,401中所描述的,其内容在此以参考的方式被并入。

[0110] 示例的实施方式

[0111] 图15示出其中粒子在轨道(例如,在向外的螺旋轨道上)加速的空腔700的一部分的顶视图。粒子源701,其例子是如上所述的,设置在大约所述空腔的中心。带电粒子(例如,质子或离子)从由粒子源701产生的等离子体柱引出。带电粒子在轨道上朝向磁再生器702并且最终抵达该磁再生器702地向外加速。在该示例的实施方式中,再生器702是一铁磁结

构,其例如由钢,铁,或任何其他类型的铁磁材料,制成。再生器702改变引起向外的轨道加速的背景磁场。在该例子中,再生器702增大了磁场(例如,它提供了该磁场中的凸起)。在背景磁场中的凸起以引起轨道朝向引出通道703向外运动的方式影响粒子轨道。最终,轨道进入引出通道703,从那里它们出来。

[0112] 更详细地,粒子束轨道接近再生器702并与该再生器相互作用。由于增大的磁场,粒子束在那里转动有点多,而不是圆形的,它进动到引出通道。图16示出对照相对于粒子源702的半径(r)绘制的磁场(B)。如图16所示的,在该例子中,B从大约9特斯拉(T)变化到大约-2T。9T发生在大约空腔700的中心处。磁场的极性在磁场穿过超导线圈之后改变,导致在线圈的外部上大约-2T,最终衰减到大约零。磁场凸起705发生在再生器附近。图16还示出相对于线圈架706的横截面706的磁场图,所述线圈架706具有在两个超导线圈709,710之间的引出通道703。

[0113] 参照图17,再生器702引起轨道710的角度和螺距的改变以使得它们朝向引出通道703运动。在引出通道附近,磁场强度足够低以能使粒子束进入引出通道并且穿过其前进。回来参照图15,引出通道703包含各种磁结构711,用于增加和/或减去偶极子场以将穿过引出通道703进入的粒子束定向到束成形元件。

[0114] 为了抵达出口点,粒子束应当具有适当的能量的量。达到该点所需要的能量的能可例如基于加速器的尺寸和引出通道的长度(在该例子中,引出通道大约1.7或2米长)变化。在这点上,至少部分的引出通道703在超导线圈的上方。因而,在引出通道中的磁场可响应于加速器旋转改变一点儿,粒子束横越引出通道所需要的能量的量不会响应于粒子加速器的旋转显著改变。

[0115] 如以上所解释的,由于超导线圈在旋转期间运动,因此受到再生器702影响的轨道由于线圈的重力运动而改变。如所注意到的,该运动可以是十分之一毫米那么小。然而,结果,进入引出通道的粒子束的能量会不同于横越整个通道所要求的能量。为了调节在进入引出通道的粒子能量的该变化,结构715可被放置在引出通道703内或在其入口点。该结构可用来吸收粒子束中的过剩能量。在该例子中,结构715是一可旋转的、可变厚度的楔子,其可具有轮状的形状。结构715的例子示出在图18和18A中。如在这些图中所示的,结构715可具有连续变化的厚度。替代地,这些厚度可逐渐地变化。

[0116] 所述结构可运动(例如,旋转)以从引出通道中/进入该引出通道的粒子束吸收适当的量的能量。在该实施方式中,所述结构的较厚的部分715a比较薄的部分715b吸收更多的能量。因此,所述结构可运动(例如,旋转)以吸收粒子束中的不同量的能量。在一些实施方式中,所述结构可具有不包含材料的部分(例如,“零”厚度),其允许粒子束不变地通过。替代地,在这样的情况下,所述结构可完全地或部分地从所述束路径运动出来。在一些实施方式中,最大厚度可在厘米量级;然而,最大厚度将不同于例如基于能量吸收要求的系统到系统。图18A还示出一电机716,其例如响应于检测到的台架位置控制轴以旋转结构715。

[0117] 所述结构可由任何合适的能够吸收粒子束中的能量的材料制成。如上所述的,理想地,所述结构使引出通道中的粒子束的散射最小化;然而,实际上,会存在所示的且可容忍的散射量。可用于所述结构的材料的例子包括,但不限于,铍,包含氢的塑料,以及碳。这些材料可单独地,组合地,或与其他材料组合地,使用。

[0118] 所述结构的运动(例如,旋转)可以是使用为更宽阔的粒子治疗系统的一部分的控

制系统进行计算机控制的。计算机控制可包括产生一个或多个控制信号来控制机械装置的运动,例如产生运动的致动器和电机。结构715的旋转可以基于粒子加速器的旋转位置,如由其上安装粒子加速器的台架的旋转位置测量的(参见,例如,示出台架旋转的图1,11和12),进行控制。用来设定结构的旋转位置相对于台架的位置的各个参数,可以根据经验测量并编程到控制系统计算机中。

[0119] 如上所述的,在一些实施方式中,引出通道中的磁场可响应于加速器旋转变化的,虽然非常少。变化的量例如可以是百分之零点几的。在具体的例子中,这是由通过超导线圈的正常~2000安培中的电流的大约6安培(amps)的变化反映的。这可影响粒子束横越引出通道所需要的能量。在磁场中的该较小的变化可通过控制穿过超导线圈的电流或通过控制结构715的旋转进行调节。

[0120] 在其他的实施方式中,调节到达引出通道的粒子束的能量可以通过物理上运动的再生器702来实现以使得,在不同的旋转位置,再生器影响不同的粒子轨道。如上所述的,所述运动或再生器702可以通过为粒子治疗系统的一部分的控制系统进行计算机控制。例如,再生器702的运动可基于粒子加速器的旋转位置,如由其上安装粒子加速器的台架的旋转位置测量的,进行控制。用来设定再生器的位置相对于台架的旋转位置各个参数,可根据经验测量并且被编程到控制系统计算机中。一个或多个计算机控制的致动器可影响再生器的实际的运动。

[0121] 例如,参照图19,再生器702最初可位于位置717,例如,在加速器的预定初始位置。在该位置,由再生器产生的磁场凸起对轨道719具有主要影响(以将在那个轨道位置的粒子定向到引出通道)。轨道720距离等离子体柱的位置721比轨道719更远。从而,轨道720具有比轨道719更高的能量。轨道722比轨道719更靠近等离子体柱的位置721。从而,轨道722具有比轨道719更低的能量。如图20所示的,超导线圈由于旋转引起的运动可引起较低能量轨道722运动到再生器702的路径以使得再生器702主要影响轨道722。然而,因为轨道722是较低能量的,因此它不能够横越引出通道并且可在退出之前影响引出通道的内壁。因此,再生器702可以从位置717运动到位置723(如图21的箭头724所示的)以使得再生器702再次主要影响轨道719。相反的也可以是真的。也就是说,如果超导线圈运动以使得过高能量轨道720主要由再生器702影响,则再生器702可在另一方向(例如,朝向位置721)运动以使得它主要影响较低能量轨道719(其也已经运动)。虽然这些图描述了再生器在一个维度上(径向地)的运动,但是再生器可以在一个或几个维度上运动,例如,它可以在笛卡儿坐标X,Y和/或Z方向上运动。

[0122] 在其他的实施方式中,主要由再生器影响的轨道可通过改变磁场(磁场凸起)来变化。这例如可通过改变接近再生器的铁磁材料的量得以实现。在一实施方式中,一个或多个磁垫片可用来改变由再生器产生的磁场的形状和/或强度。在这点上,再生器可以由铁磁材料,例如钢(虽然其他的材料可被使用替代钢,或除了钢之外),制成。磁垫片可以是一铁磁材料,其不同于制造再生器的材料或与该材料相同。

[0123] 在该实施方式中,磁垫片包括一个或铁或钢的磁垫片。一例子是图22中所示的磁垫片730;然而,任何适当的形状可被使用。例如,磁垫片730可以为杆的形状或者可具有其他适当的形状。参照图23,磁垫片730a,730b可以被放置到相应轭731a,731b的靠近再生器702或在再生器本身中的凹槽中。使磁垫片向下运动,进一步位于所述轭的凹槽内,增加了

靠近再生器的铁磁材料的量,从而改变了由再生器产生的磁场凸起的位置和尺寸。对比起来,使磁垫片向上运动并从所述轭中出来,减小了靠近所述再生器的铁磁材料的量,从而改变了由再生器产生的磁场凸起位置和尺寸。增加铁磁材料的量引起磁场凸起向内(朝向等离子体柱-参见,例如,图19到21)运动从而主要影响低能粒子轨道。减少铁磁材料的量引起磁场凸起向外(离开等离子体柱)运动从而主要影响高能粒子轨道。

[0124] 磁垫片可被永久地旋拧到所述轭中并且使用螺钉在那里保持就位或者它们可被实时控制。在这点上,磁垫片的运动可通过为粒子治疗系统的一部分的控制系统进行计算机控制。例如,每个磁垫片730a,730b的运动可基于粒子加速器的旋转位置,如由其上安装粒子加速器的台架的旋转位置测量的,进行控制。用来设定磁垫片位置相对于加速器的旋转位置的各个参数可以根据经验测量并编程到控制系统计算机。一个或多个计算机控制的致动器可影响磁垫片的实际运动。虽然仅两个磁垫片被描述,但是可使用任何数目的磁垫片(例如一个或多个)。

[0125] 在一些实施方式中,磁垫片(例如,如上所述的磁垫片)可替代地是,或包括,一个或多个微型电磁体,流过该微型电磁体的电流被控制以便以如上所述的方式影响由再生器产生的磁场。流过一个或更多的电磁体的电流可通过为粒子治疗系统的一部分的控制系统进行计算机控制。例如,电流可基于粒子加速器的旋转位置,如由其上安装粒子加速器的台架的旋转位置测量的,进行控制。用来设定电流相对于加速器的旋转位置的各个参数可根据经验测量并编程到所述控制系统计算机中。

[0126] 在其他的实施方式中,调节到达引出通道的粒子束的能量可通过物理上使低温恒温器运动来补偿由于旋转引起的线圈的运动得以实现。例如,低温恒温器可在与线圈运动方向相反的方向上运动。如上所述的,低温恒温器的运动可以通过为粒子治疗系统的一部分的控制系统进行计算机控制。例如,低温恒温器的运动可基于粒子加速器的旋转位置,如由其上安装粒子加速器的台架的旋转位置测量的,进行控制。用来设定低温恒温器运动相对于台架的旋转位置的各个参数可根据经验测量并编程到控制系统计算机中。一个或多个计算机控制的致动器可影响低温恒温器的实际的运动。

[0127] 参照图24,例如,加速器的旋转可引起线圈709,710在箭头735的方向上在它们的各自的室内运动。作为响应,低温恒温器736的位置可变化,例如,低温恒温器736可例如在箭头737的方向上(例如,在由相反量的相反方向上)运动。该运动引起线圈709,710的相应的运动,从而将线圈709,710带回到它们的原始位置,相对于再生器合适地对准。

[0128] 可变能量粒子加速器

[0129] 用于在此描述的示例的粒子治疗系统中的粒子加速器可以是可变能量的粒子加速器。

[0130] 引出的粒子束的能量(来自于加速器的粒子束输出功率)可影响在治疗期间粒子束的使用。在一些机器中,粒子束(在粒子束中的粒子)的能量在引出之后没有增加。然而,能量可基于治疗需要在引出之后且在治疗之前降低。参照图25,示例的处理系统910包括加速器912,例如,同步回旋加速器,具有可变能量的粒子(例如,质子)束914从该加速器被引出以辐照身体922的靶体积924。可选地,一个或多个另外的装置,例如扫描单元916或散射单元916,一个或多个监视单元918,和降能器920,沿着照射方向928放置。所述装置截取引出束914的横截面并改变用于治疗引出束的一个或多个特性。

[0131] 要由用于治疗的患者束照射的靶体积(照射靶)典型地具有三维构造。在某些例子中,为了进行治疗,靶体积沿着患者束的照射方向被分成层以使得该照射可基于一层接一层地实现。对于某些类型的患者,例如质子,在靶体积内的穿透深度(或所述束达到哪个层)主要由患者束的能量确定。给定的能量的患者束没有达到大体上超过用于所述能量的相应的穿透深度。为了使束照射从靶体积的一层运动到另一层,患者束的能量被改变。

[0132] 在图25所示的例子中,靶体积924沿着照射方向928被分成九层926a-926i。在一示例的过程中,照射从最深层926i开始,一次一层,逐渐地到较浅层并且结束于最浅层926a。在施加到身体922之前,患者束914的能量被控制到一水平以允许患者束停止在希望的层,例如,层926d,没有大体上进一步穿入到身体或靶体积,例如,层926e-926i或更深地进入到所述身体。在某些例子中。患者束914的希望的随着治疗层相对于患者加速变得更浅而减小。在某些例子中,用于治疗靶体积924的相邻层的束能量差大约为3兆电子伏到大约100兆电子伏,例如,大约10兆电子伏到大约80兆电子伏,虽然其他的差也是可能的,取决于例如这些层的厚度和束的特性。

[0133] 用于治疗靶体积924的不同层的能量变化可在加速器912中执行(例如,加速器可变化该能量)以使得,在一些实施方式中,在患者束从加速器912引出之后不需要另外的能量变化。因此,在治疗系统10中的可选择的降能器920可以从所述系统消除。在一些实施方式中,加速器912可输出具有在100兆电子伏和大约300兆电子伏之间例如在大约115兆电子伏和大约250兆电子伏之间变化的能量的患者束。该变化可例如一次一步地是连续的或非连续的。在一些实施方式中,该变化,为连续或非连续的,可以以比较高的速率发生,例如高达大约每秒50兆电子伏或高达大约每秒20兆电子伏。非连续的变化可以以大约10兆电子伏到大约90兆电子伏的步长一次一步地发生。

[0134] 当照射是在一层中完成的时,加速器912可例如,在若干秒内或在小于一秒内,使用于辐照下一层的患者束的能量变化。在一些实施方式中,靶体积924的治疗可被继续,而没有显著中断或甚至没有任何中断。在一些情况下,非连续的能量变化的步长被选择为对应于用于照射靶体积924的两个相邻层所需要的能量差。例如,步长可与能量差相同或为该能量差的一部分。

[0135] 在一些实施方式中,加速器912和降能器920共同地变化束914的能量。例如,加速器912提供粗调节,降能器920提供细调节或反之亦然。在该例子中,加速器912可输出以大约10-80兆电子伏的变化步长来变化能量的患者束,降能器920以大约2-10兆电子伏的变化步长调节(例如,降低)所述束的能量。

[0136] 降能器的减少(没有)的使用,其可包括范围变换器,有助于维持从加速器输出的束的特性和质量,例如束密度。患者束的控制了在加速器中进行。例如由当患者束通过降能器920时产生的中子引起的副作用可减少或消除。

[0137] 患者束914的能量可被调节以在完成靶体积924中的治疗之后治疗在另一身体或身体部分922'中的另一靶体积930。靶体积924,930可在相同的身体(或病人)中,或可属于不同的病人。可能的是,靶体积930距离身体922'的表面的深度D不同于靶体积924的。虽然某一能量调节可由降能器920执行,但是降能器912仅可减少束能量并不会增加束能量。

[0138] 在这点上,在一些情况下,用于治疗靶体积930所需要的束能量大于治疗靶体积924所需要的束能量。在这样的情况下,加速器912可在治疗靶体积924之后且在治疗靶体积

930之前增加输出束能量。在其它情况下,用于治疗靶体积930所需要的束能量小于治疗靶体积924所需要的束能量。虽然降能器920可降低能量,但是加速器912可被调节以输出一较低束能量来减少或消除对降能器920的使用。靶体积924,930分成若干层可以是不同的或相同的。靶体积930可基于一层接一层地类似于靶体积924的治疗那样进行治疗。

[0139] 同一病人上的不同靶体积924,930的治疗可以是大体上连续的,例如,两个体积之间的停止时间不长于大约30分钟或更少,例如25分钟或更少,20分钟或更少,15分钟或更少,10分钟或更少,5分钟或更少,或者1分钟或更少。如在此所解释的,加速器912可被安装在可动台架上,台架的运动可使加速器运动以瞄准不同的靶体积。在一些情况下,加速器912可在完成靶体积924的治疗之后且在开始治疗靶体积930之前在治疗系统进行调节(例如使台架运动)期间完成输出束914的能量调节。在加速器和靶体积930进行对准之后,治疗可从调节的、希望的束能量开始。对于不同病人的束能量调节还可以相对有效地完成。在某些例子中,所有的调节,包括增加/降低束能量和/或使台架运动是在大约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分钟内或大约5分钟内,进行的。

[0140] 在靶体积的同一层中,照射剂量是通过使用扫描单元916使所述束运动穿过该层的二维表面(其有时称为扫描束)得以施加的。替代地,所述层可以通过使引出束穿过散射单元16的一个或多个散射体(其有时称为散射束)被照射。

[0141] 束特性,例如能量和强度,可在治疗之前进行选择或者可在治疗期间通过控制加速器912和/或其他装置,例如扫描单元/散射器916,降能器920以及其他未示出在图中,进行调节。在该示例的实施方式中,如在如上所述的示例的实施方式中,系统910包括控制器932,例如计算机,与系统中的一个或多个装置通信。控制可基于由一个或更多个的监视器918执行的监视的结果,例如束强度、剂量、在靶体积内的束位置等的监视的结果。虽然监视器918被示出为在装置916和降能器920之间,一个或更多个监视器可沿着束照射路径被放置在适当的位置。控制器932还可以储存用于一个或更多个的靶体积(用于同样的病人和/或不同的病人)的治疗计划。治疗计划可在治疗开始之前确定并且可包括参数,例如靶体积的形状,照射层的数目,每个层的照射剂量,每个层被照射的次数等。束特性在系统910内的调节可基于治疗计划执行。另外的调节可在治疗期间,例如当与检测到的治疗计划背离时,得以进行。

[0142] 在一些实施方式中,加速器912被配置为通过使粒子束在其中被加速的磁场变化来变化输出粒子束的能量。在示例的实施方式中,一组或更多组的线圈接收可变的电流以在所述空腔中产生可变的磁场。在某些例子中,一组线圈接收固定的电流,而一个或更多个其他组的线圈接收可变电流以使得由线圈组接收到的总电流变化。在一些实施方式中,所有组的线圈是超导的。在其他的实施方式中,一些组的线圈,例如用于固定电流的那组,是超导的,而其他组的线圈,例如用于可变电流的一组或更多组,是非超导的。

[0143] 大体上,磁场的量值与电流的量值是成比例的。调节线圈的总电流在预定范围中可产生在相应的、预定范围中变化的磁场。在某些例子中,电流的连续的调节可导致磁场的连续变化和输出束能量的连续变化。替代地,当施加到线圈的电流以非连续的、逐渐的方式进行调节时,磁场和输出束能量也以非连续的(逐渐的)方式相应地变化。磁场与电流的成比例可允许束能量的变化相对精确地执行,虽然有时小调节而不是输入电流可被执行。

[0144] 在一些实施方式中,为了输出具有可变的能量的粒子束,加速器912被配置为施加

扫过不同的频率范围的射频电压,每个频率范围对应于不同的输出束能量。例如,如果加速器912被配置为产生三个不同的输出束能量,射频电压能够扫过三个不同范围的频率。在另一个例子中,对应于连续束能量变化,射频电压扫过连续改变的频率范围。不同的频率范围可具有不同的较低频率和/或较高频率边界。

[0145] 引出通道可被配置为容纳由可变的能量粒子加速器产生的不同的能量范围。具有不同的能量的粒子束可从加速器912引出而没有改变用于引出具有单个能量的粒子束的再生器的特征。在其他的实施方式中,为了容纳可变的粒子能量,再生器可运动以如上所述的方式干扰(例如,变化)不同的粒子轨道和/或铁杆(磁垫片)可被增加或移除以改变由再生器提供的磁场凸起。更具体地说,不同的粒子能量将典型地在所述空腔内的不同的粒子轨道处。通过以在此描述的方式使再生器运动,可以截取指定能量的粒子轨道从而提供该轨道的正确的扰动以使得指定能量的粒子到达引出通道。在一些实施方式中,再生器的运动(和/或磁垫片的增加/移除)实时执行以匹配由加速器输出的粒子束能量中的变化。在其他的实施方式中,粒子能量是基于每个治疗进行调节的,再生器的运动(和/或磁垫片的增加/移除)在治疗前执行。在任一情况下,再生器的运动(和/或磁垫片的增加/移除)可以是计算机控制的。例如,计算机可控制影响再生器和/或磁垫片的运动的一个或更多个电机。

[0146] 在一些实施方式中,再生器是使用一个或更多个磁垫片实施的,所述一个或更多个磁垫片是可控制的以运动到适当的位置。

[0147] 在一些实施方式中,结构715(如上所述的)被控制以容纳由粒子加速器产生的不同能量。例如,结构715可旋转以使得适当的厚度截取具有特定能量的粒子束。结构715由此吸收粒子束中的至少一些能量,能使粒子束横越引出通道,如上所述的。

[0148] 作为一例子,表1示出三个示例的能量水平,在该能量水平所述示例的加速器912可输出粒子束。相应的用于产生三个能量水平的参数也被列出。在这点上,磁体电流指的是施加到加速器912中的一个或更多个线圈组的总电流;最大和最小频率限定射频电压扫过的范围;以及“r”是到粒子在其中被加速的空腔的中心的位置的径向距离。

[0149]

束能量 (兆电子伏)	磁体电流 (安培)	最大频率 (兆赫)	最小频率 (兆赫)	在 r=0 毫米处的 磁场 (特斯拉)	在 r=298 毫米 处的磁场 (特斯拉)
250	1990	132	99	8.1	8.2
235	1920	128	97	8.4	8.0
211	1760	120	93	7.9	7.5

[0150] 表1.束能量和相应参数的例子。

[0151] 可包括在示例的粒子加速器中的细节在下面被描述,所述示例的粒子加速器产生具有可变能量的带电粒子。加速器可以是同步回旋加速器,粒子可以是质子。粒子作为脉动束输出。从粒子加速器输出的束的能量可在病人中的一个靶体积的治疗期间,或在同一病人或不同病人的不同的靶体积的治疗之间,变化。在一些实施方式中,加速器的设置可改变以当没有束(或粒子)从加速器输出时改变束能量。能量变化可在希望的范围内是连续的或

非连续的。

[0152] 参照图1所示的例子,粒子加速器(同步回旋加速器502),其可以是像如上所述的加速器912的可变能量粒子加速器,可被配置到具有可变能量的粒子束。可变能量的范围可具有上边界:其是大约200兆电子伏到大约300兆电子伏或更高,例如,200兆电子伏,大约205兆电子伏,大约210兆电子伏,大约215兆电子伏,大约220兆电子伏,大约225兆电子伏,大约230兆电子伏,大约235兆电子伏,大约240兆电子伏,大约245兆电子伏,大约250兆电子伏,大约255兆电子伏,大约260兆电子伏,大约265兆电子伏,大约270兆电子伏,大约275兆电子伏,大约280兆电子伏,大约285兆电子伏,大约290兆电子伏,大约295兆电子伏,或大约300兆电子伏或更高。该范围还可以具有下边界:其是大约100兆电子伏或更低到大约200兆电子伏,例如,大约100兆电子伏或更低,大约105兆电子伏,大约110兆电子伏,大约115兆电子伏,大约120兆电子伏,大约125兆电子伏,大约130兆电子伏,大约135兆电子伏,大约140兆电子伏,大约145兆电子伏,大约150兆电子伏,大约155兆电子伏,大约160兆电子伏,大约165兆电子伏,大约170兆电子伏,大约175兆电子伏,大约180兆电子伏,大约185兆电子伏,大约190兆电子伏,大约195兆电子伏,大约200兆电子伏。

[0153] 在某些例子中,该变化是非连续的,变化步长具有这样的尺寸:大约10兆电子伏或更低,大约15兆电子伏,大约20兆电子伏,大约25兆电子伏,大约30兆电子伏,大约35兆电子伏,大约40兆电子伏,大约45兆电子伏,大约50兆电子伏,大约55兆电子伏,大约60兆电子伏,大约65兆电子伏,大约70兆电子伏,大约75兆电子伏,或大约80兆电子伏或更高。通过单步长变化能量可不超过30分钟,例如,大约25分钟或更少,大约20分钟或更少,大约15分钟或更少,大约10分钟或更少,大约5分钟或更少,大约1分钟或更少,或大约30秒或更少。在其他的例子中,所述变化是连续的并且加速器可以比较高的速率,例如高达大约每秒50兆电子伏,高达每秒大约45兆电子伏,高达每秒大约40兆电子伏,高达每秒大约35兆电子伏,高达每秒大约30兆电子伏,高达每秒大约25兆电子伏,高达每秒大约20兆电子伏,高达每秒大约15兆电子伏,或高达每秒大约10兆电子伏,调节粒子束的能量。加速器可被配置为连续地和非连续地调节粒子能量。例如,连续的和非连续的变化的组合可被用于一个靶体积的治疗或用于不同的靶体积的治疗。灵活的治疗计划和灵活的治疗可实现。

[0154] 输出具有可变能量的粒子束的粒子加速器可提供照射治疗的准确度并减少了用于治疗另外的装置(除了加速器之外)。例如,用于改变输出的粒子束的能量的降能器的使用可减少或消除。粒子束的特性,例如强度,焦点等可在粒子加速器处被控制,粒子束可到达靶体积而没有来自另外的装置的显著干扰。束能量的比较高的变化率可减少治疗时间并允许治疗系统的有效使用。

[0155] 在一些实施方式中,加速器,例如图1的同步回旋加速器502,通过变化加速器中的磁场促进粒子或粒子束到可变的能量水平,其可通过变化施加到线圈的用于产生磁场的电流来实现。如图3,4,5,6,和7所示的,示例的同步回旋加速器10(图1中的502)包括磁体系统,其包含粒子源90,射频驱动系统91,和束引出系统38。图28示出可以用于可变能量的加速器中的磁体系统的例子。在该示例的实施方式中,由磁体系统1012建立的磁场可变化两组线圈40a和40b,和42a和42b能够产生的磁场的最大值的大约5%到大约35%。由磁体系统建立的磁场具有适于使用两组线圈和一对成形的铁磁(例如,低碳钢)结构的组合维持包含的质子束的焦点的形状,其例子是如上提供的。

[0156] 每个线圈组可以是劈分开的一对环形线圈以接收电流。在一些情况下,两组线圈是超导的。在其他的情况下,仅一组线圈是超导的,另一组是非超导的或通常传导的(下面还进一步论述)。还可能的是,两组线圈是非超导的。合适的用于线圈中的超导材料包括铌-3锡(Nb_3Sn)和/或铌-钛。其他的正常传导的材料可包括铜。线圈组结构的例子进一步在下面进行描述。

[0157] 两组线圈可串联或并联地电连接。在一些实施方式中,由两组线圈接收到的总电流可包括大约两百万安培匝到大约一千万安培匝,例如大约二百五十万到七百五十万安培匝或大约三百七十五万安培匝到大约五百万安培匝。在某些例子中,一组线圈被配置为接收总可变电流的固定(或恒定)部分,而另一组线圈被配置为接收总电流的可变的部分。两个线圈组的总电流随着一个线圈组中的电流的变化而变化。在其他的情况下,施加到两组线圈的电流可变化。两组线圈中的可变的总电流可产生具有可变量值的磁场,其反过来变化粒子的加速路线并产生具有可变能量的粒子。

[0158] 大体上,由线圈产生的磁场的量值与施加到线圈的总电流的量值是可成比例的。基于可成比例性,在一些实施方式中,磁场强度的线性变化可通过线性地变化线圈组的总电流来实现。总电流可以导致磁场和束能量的比较高速率调节的比较高的速率进行调节。

[0159] 在以上表1中反映的例子中,在线圈环的几何中心处的电流和磁场的值之间的比例是:1990:8.7(大约228.7:1);1920:8.4(大约228.6:1);1760:7.9(大约222.8:1)。因此,调节施加到超导线圈的总电流的量值可按比例(基于该比例)调节磁场的量值。

[0160] 表1的例子中的磁场与总电流的可成比例性还示出在图26的图中,其中BZ是沿着Z方向的磁场;以及R是沿着垂直于Z方向从线圈环的几何中心计算的径向距离。磁场在几何中心处具有最高值,并且随着距离R增加而减小。曲线1035,1037表示由接收不同的总电流的相同的线圈组产生的磁场:分别为1760安培和1990安培。相应的引出粒子的能量分别是211兆电子伏和250兆电子伏。两个曲线1035,1037具有大体上同样的形状,曲线1035,1037的不同部分是大体上平行的。结果,曲线1035或曲线1037可线性地位移到大体上匹配另一曲线,指示磁场与施加到线圈组的总电流是可成比例的。

[0161] 在一些实施方式中,磁场与总电流的可成比例性会是不完美的。例如,磁场和基于表1所示的粒子计算的电流之间的比值不是恒定的。而且,如图26所示的,一个曲线的线性位移完美地匹配另一个曲线。在一些实施方式中,在假定完美的可成比例性下,总电流被施加到线圈组。靶磁场(在假定完美的可成比例性下)可通过另外改变线圈的特征例如几何结构来抵消可成比例性中的不完美。作为一个例子,铁磁(例如,铁)杆(磁垫片)可被插入到磁结构的一个或两个中或从其移除。线圈的特征可以以比较高的速率改变以使得磁场调节的速率与其中可成比例性是完美的且仅电流需要被调节的情况下相比起来大体上不受影响。在铁杆的例子中,杆可以以秒或分钟的时间比例,例如5分钟内,1分钟内,小于30秒,或小于1秒,被增加或移除。

[0162] 在一些实施方式中,加速器的设置,例如施加到线圈组的电流,可基于磁场与该线圈组中的总电流的大体上的可成比例性进行选择。

[0163] 大体上,为了产生在希望的范围内变化的总电流,施加到两个线圈组的电流的任何组合可被采用。在一例子中,线圈组42a,42b可被配置为接收与磁场的希望的范围的下边界对应的固定电流。在表1所示的例子中,固定电流是1760安培。另外,线圈组40a,40b可配

置为接收一可变电电流,该可变电电流具有对应于磁场的希望的范围的上边界和下边界之间的差异的上边界。在表1中所示的例子中,线圈组40a,40b配置为接收在0安培和230安培之间变化的电流。

[0164] 在另一个例子中,线圈组42a,42b可配置为接收对应于磁场的希望范围的上边界的固定电流。在表1中所示的例子中,固定电流是1990安培。另外,线圈组40a,40b可配置为接收一可变电电流,该可变电电流具有对应于磁场的希望范围的下边界和上边界之间的差异的上边界。在表1所示的例子中,线圈组40a,40b配置为接收在-230安培和0安培之间变化的电流。

[0165] 由可变的总电流产生的用于加速所述粒子的总的可变磁场可具有一最大量值,其大于4特斯拉,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,或大于10特斯拉,和高达大约20特斯拉或更高,例如,高达大约18特斯拉,高达大约15特斯拉,或高达大约12特斯拉。在一些实施方式中,在线圈组中的总电流的变化可使磁场变化大约0.2特斯拉到大约4.2特斯拉以上,例如,大约0.2特斯拉到大约1.4特斯拉或大约0.6特斯拉到大约4.2特斯拉。在一些情况下,磁场的变化的量可与最大量值成正比。

[0166] 图27示出用于一示例的射频结构,用于对于粒子束的每个能量水平使在D形电极板100上的电压在一射频频率范围扫过,以及用于当粒子束能量变化时变化该频率范围。D形电极板100的半圆形的表面103,105被连接到内部导体1300并且被罩在外部导体1302中。高电压从电源(未示出,例如振荡电压输入端)穿过将电源耦接到内部导体的电力耦接装置1304被施加到所述D形电极板100。在一些实施方式中,耦接装置1304位于内部导体1300上以将从电源到D形电极板100的电力输送。另外,D形电极板100耦合到可变的电抗元件1306,1308以对每个粒子能量水平执行射频扫频,并改变对于不同的粒子能量水平的射频频率范围。

[0167] 可变的电抗元件1306可以是具有由电机(未示出)可旋转的多个刀片1310。通过在每次扫频循环期间啮合或去啮合刀片1310,射频结构的电容变化,其反过来变化射频结构的共振频率。在一些实施方式中,在电机的每次四分之一循环期间,刀片1310彼此啮合。射频结构的电容增加并且共振频率减小。该过程随着刀片1310去啮合而反向。结果,产生施加到D形电极板103的高电压所要求的并且对加速所述束是必需的电力可减小一大的系数。在一些实施方式中,刀片1310的形状被机加工以形成所要求的共振频率与时间的相关性。

[0168] 射频频率产生通过检测共振器中的射频电压的相位,保持D形电极板上交流电压接近于射频空腔的共振频率,与所述刀片旋转同步。(虚拟D形电极是接地的并且在图27中未示出)。

[0169] 可变的电抗元件1308可以是由内部导体1300的板1312和表面1316形成的电容器。板1312沿着朝向或远离表面1316的方向1314是可动的。电容器的电容随着板1312和表面1316之间的距离的变化而变化。为了每个频率范围被扫描用于一个粒子能量,距离D是一设定值,并且为了改变频率范围,板1312是运动的对应于输出束的能量中的变化。

[0170] 在一些实施方式中,内部和外部导体1300,1302由金属材料,例如铜,铝,或银,形成。刀片1310和板1312还可以由与导体1300,1302相同或不同的金属材料形成。所述耦接装置1304可以电导体。可变的电抗元件1306,1308可具有其他的形式并且可以其他方式耦接到D形电极板100以执行射频扫频和频带变化。在在实施方式中,单个可变的电抗元件

可被配置为执行两个可变的电抗元件1306,1308的功能。在其他的实施方式中,超过两个的可变电抗元件可被使用。

[0171] 在此描述的特征中任一个可被配置为用于可变能量的粒子加速器,例如以上所述的。

[0172] 前述实施方式中的任何两个或更多可以以适当的组合使用以影响在引出通道中的粒子束的能量。同样地,前述的实施方式中的任何两个或更多的单独的特征可以适当的组合用于相同的目的。

[0173] 在此描述的不同实施方式的元件可组合以形成未在以上具体阐述的其他实施方式。元件可不计入在此描述的工艺、系统、装备等而没有不利地影响它们的操作。各个单独的元件可组合成一个或更多个单独的元件以执行在此描述的功能。

[0174] 在此描述的示例的实施方式不限于用于粒子治疗系统或用于在此描述的示例的粒子治疗系统。更合适地,示例的实施方式可被用于将加速粒子定向到输出端的任何适当的系统。

[0175] 关于可在本文所述的系统中使用的粒子加速器的示例性实施方案的设计的附加信息可以在2006年1月20日提交的题为“High-Field Superconducting Synchrocyclotron”的美国临时申请编号60/760,788;2006年8月9日提交的题为“Magnet Structure For Particle Acceleration”的美国专利申请编号11/463,402;2006年10月10日提交的题为“Cryogenic Vacuum Break Pneumatic Thermal Coupler”的美国临时申请编号60/850,565中找到,其全部通过引用并入本文。

[0176] 以下申请通过引用并入题述申请中:题为“CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM”的美国临时申请(申请号61/707,466)、题为“ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM”的美国临时申请(申请号61/707,515)、题为“ADJUSTING COIL POSITION”的美国临时申请(申请号61/707,548)、题为“FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER”的美国临时申请(申请号61/707,572)、题为“MAGNETIC FIELD REGENERATOR”的美国临时申请(申请号61/707,590)、题为“FOCUSING A PARTICLE BEAM”的美国临时申请(申请号61/707,704)、题为“CONTROLLING PARTICLE THERAPY”的美国临时申请(申请号61/707,624)、题为“CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR”的美国临时申请(申请号61/707,645)。

[0177] 以下同样通过引用并入题述申请中:2010年6月1日授权的美国专利编号7,728,311、2007年11月30日提交的美国专利申请编号11/948,359、2008年11月20日提交的美国专利申请编号12/275,103、2007年11月30日提交的美国专利申请编号11/948,662、2007年11月30日提交的美国专利申请编号60/991,454、2011年8月23日提交的美国专利编号8,003,964、2007年4月24日授权的美国专利编号7,208,748、2008年7月22日授权的美国专利编号7,402,963、2010年2月9日提交的美国专利申请编号13/148,000、2007年11月9日提交的美国专利申请编号11/937,573、2005年7月21日提交的题为“A Programmable Radio Frequency Waveform Generator for a Synchrocyclotron”的美国专利申请编号11/187,633、2004年7月21日提交的美国临时申请编号60/590,089、2004年9月24日提交的题为“A Programmable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation”的美国专利申请编号10/949,734、以及2005年7月21日提交的美国临时申请编号60/590,088。

[0178] 题述申请的任意特征可以与以下的一个或多个合适特征结合:题为“CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM”的美国临时申请(申请号61/707,466)、题为“ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM”的美国临时申请(申请号61/707,515)、题为“ADJUSTING COIL POSITION”的美国临时申请(申请号61/707,548)、题为“FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER”的美国临时申请(申请号61/707,572)、题为“MAGNETIC FIELD REGENERATOR”的美国临时申请(申请号61/707,590)、题为“FOCUSING A PARTICLE BEAM”的美国临时申请(申请号61/707,704)、题为“CONTROLLING PARTICLE THERAPY”的美国临时申请(申请号61/707,624)、题为“CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR”的美国临时申请(申请号61/707,645)、2010年6月1日授权的美国专利编号7,728,311、2007年11月30日提交的美国专利申请编号11/948,359、2008年11月20日提交的美国专利申请编号12/275,103、2007年11月30日提交的美国专利申请编号11/948,662、2007年11月30日提交的美国临时申请编号60/991,454、2013年5月31日提交的美国专利申请编号13/907,601、2013年6月12日提交的美国专利申请编号13/916,401、2011年8月23日授权的美国专利编号8,003,964、2007年4月24日授权的美国专利编号7,208,748、2008年7月22日授权的美国专利编号7,402,963、2010年2月9日提交的美国专利申请编号13/148,000、2007年11月9日提交的美国专利申请编号11/937,573、2005年7月21日提交的题为“A Programmable Radio Frequency Waveform Generator for a Synchrocyclotron”的美国专利申请编号11/187,633、2004年7月21日提交的美国临时申请编号60/590,089、2004年9月24日提交的题为“A Programmable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation”的美国专利申请编号10/949,734、以及2005年7月21日提交的美国临时申请编号60/590,088。

[0179] 除了该专利申请要求其优先权的临时申请和以上以参考方式并入的文献之外,没有其他的文献以参考的方式被并入该专利申请中。

[0180] 在此未具体描述的其他的实施方式也在以下权利要求的范围内。

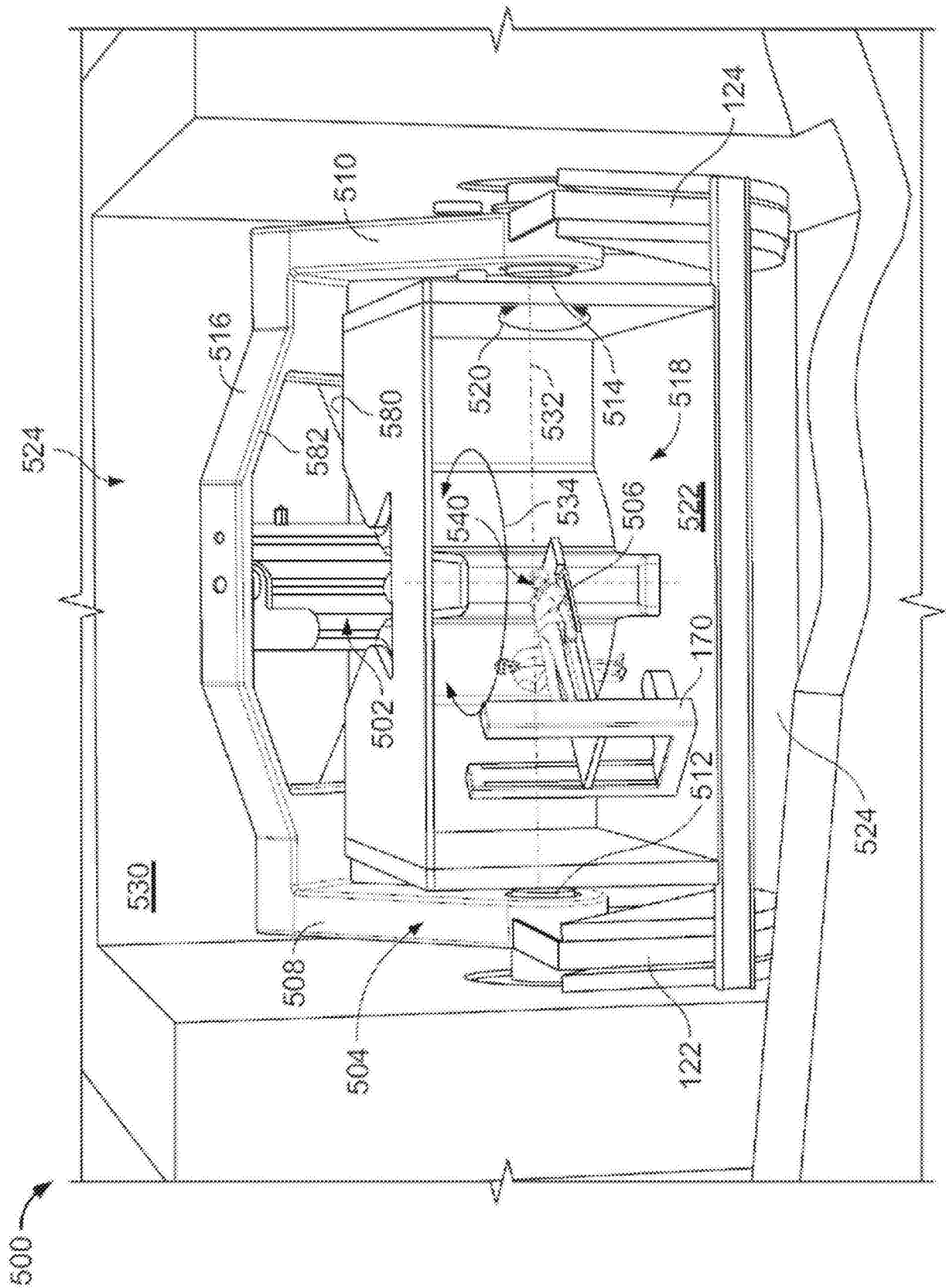


图1

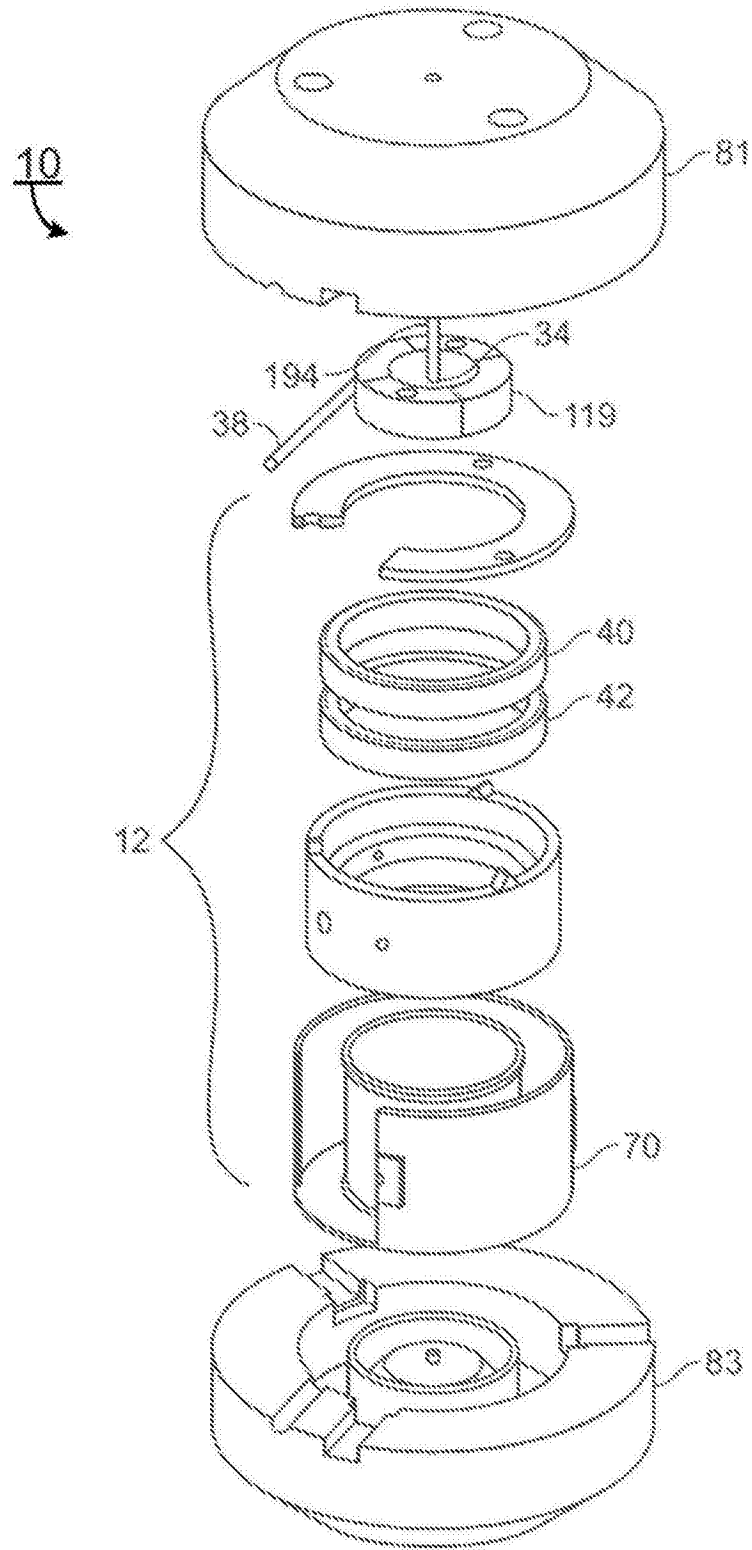


图2

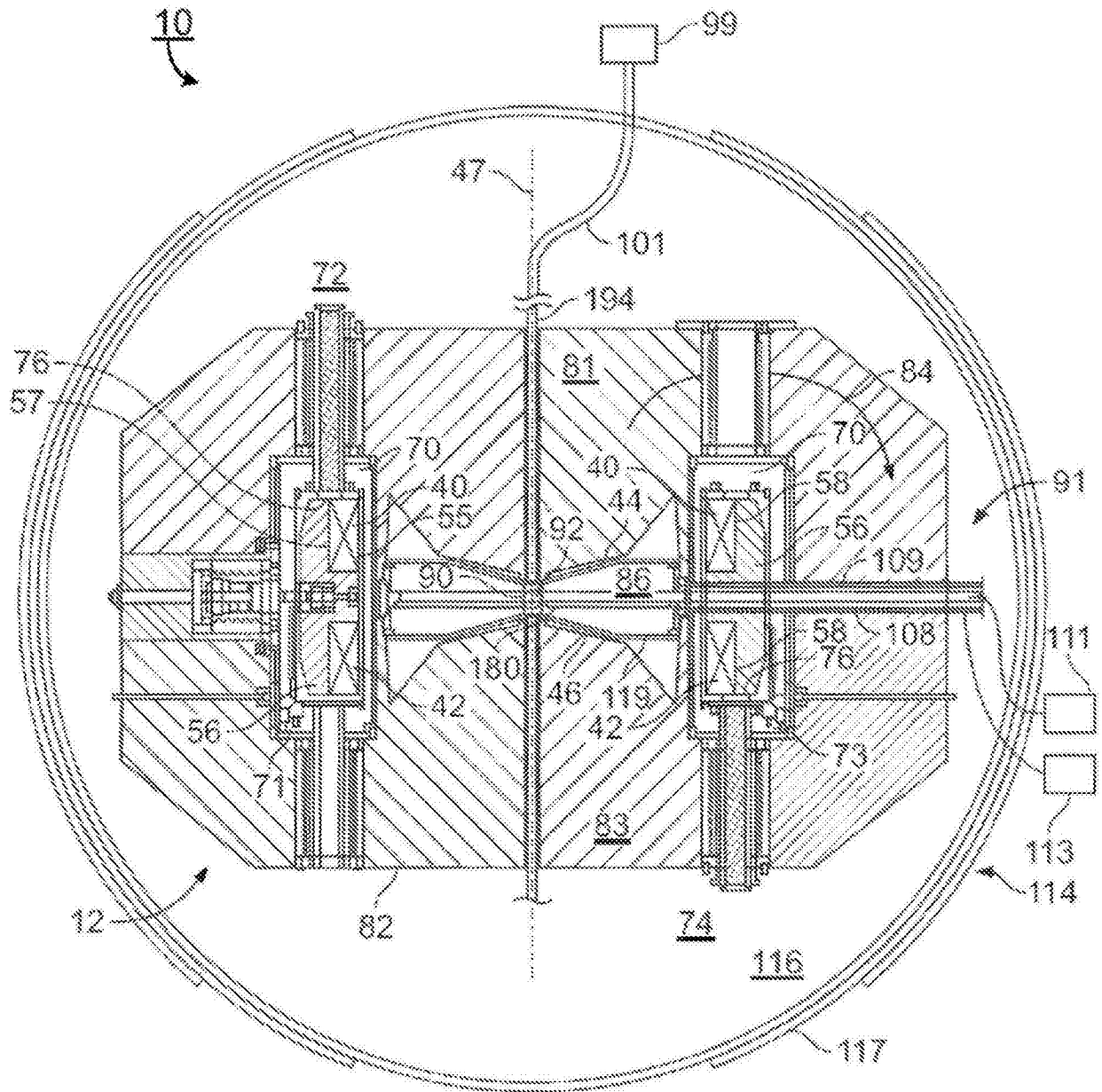


图3

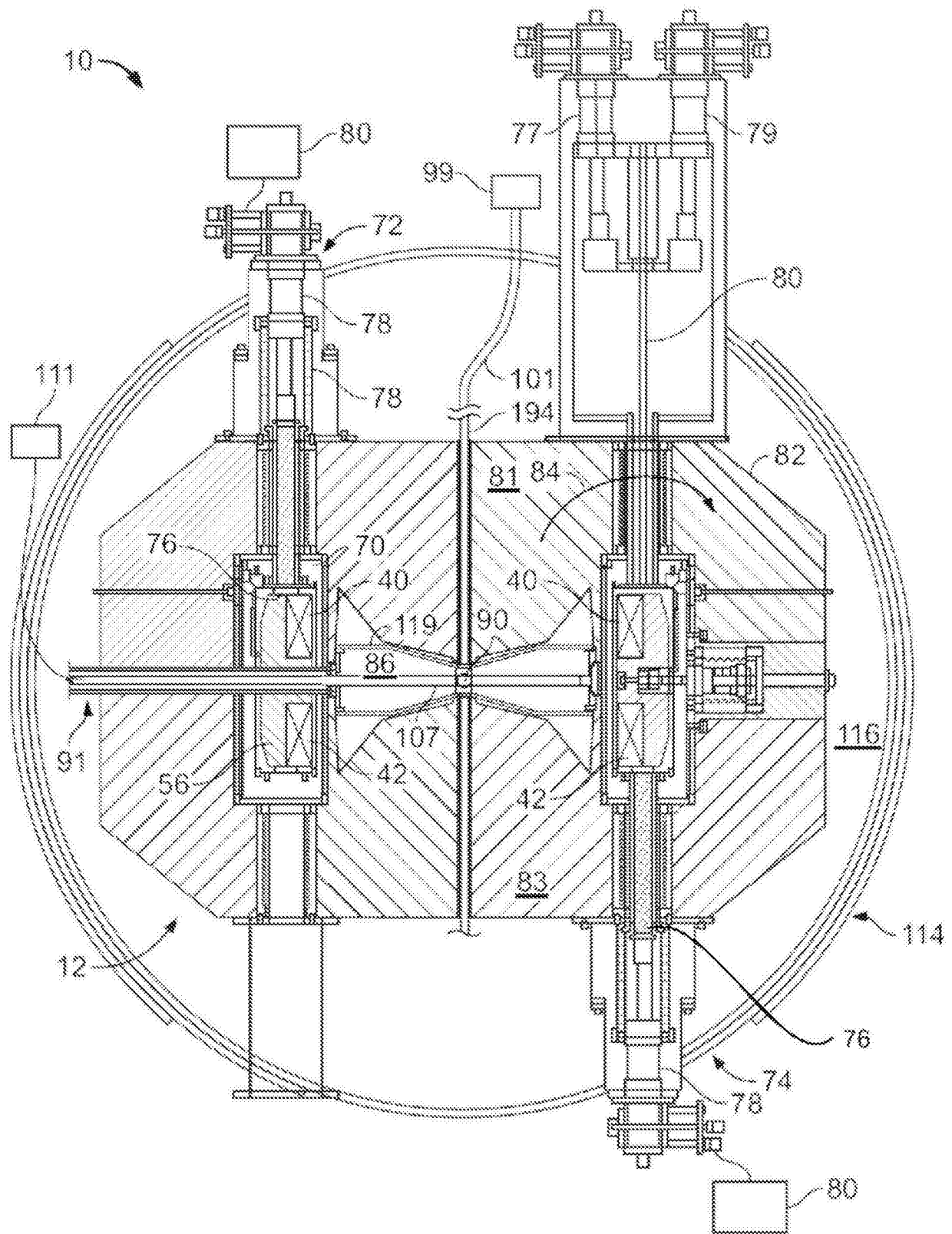


图4

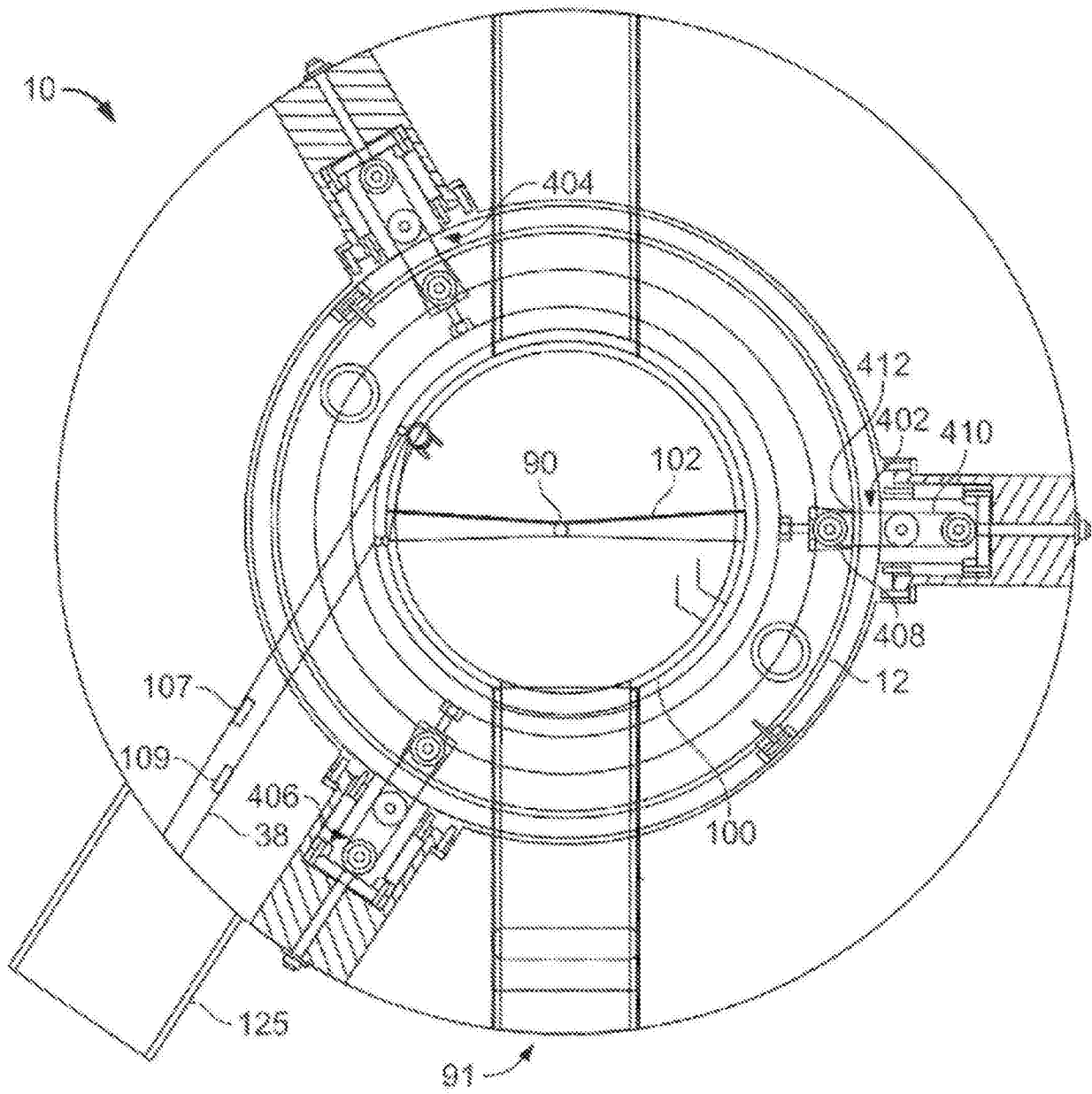


图5

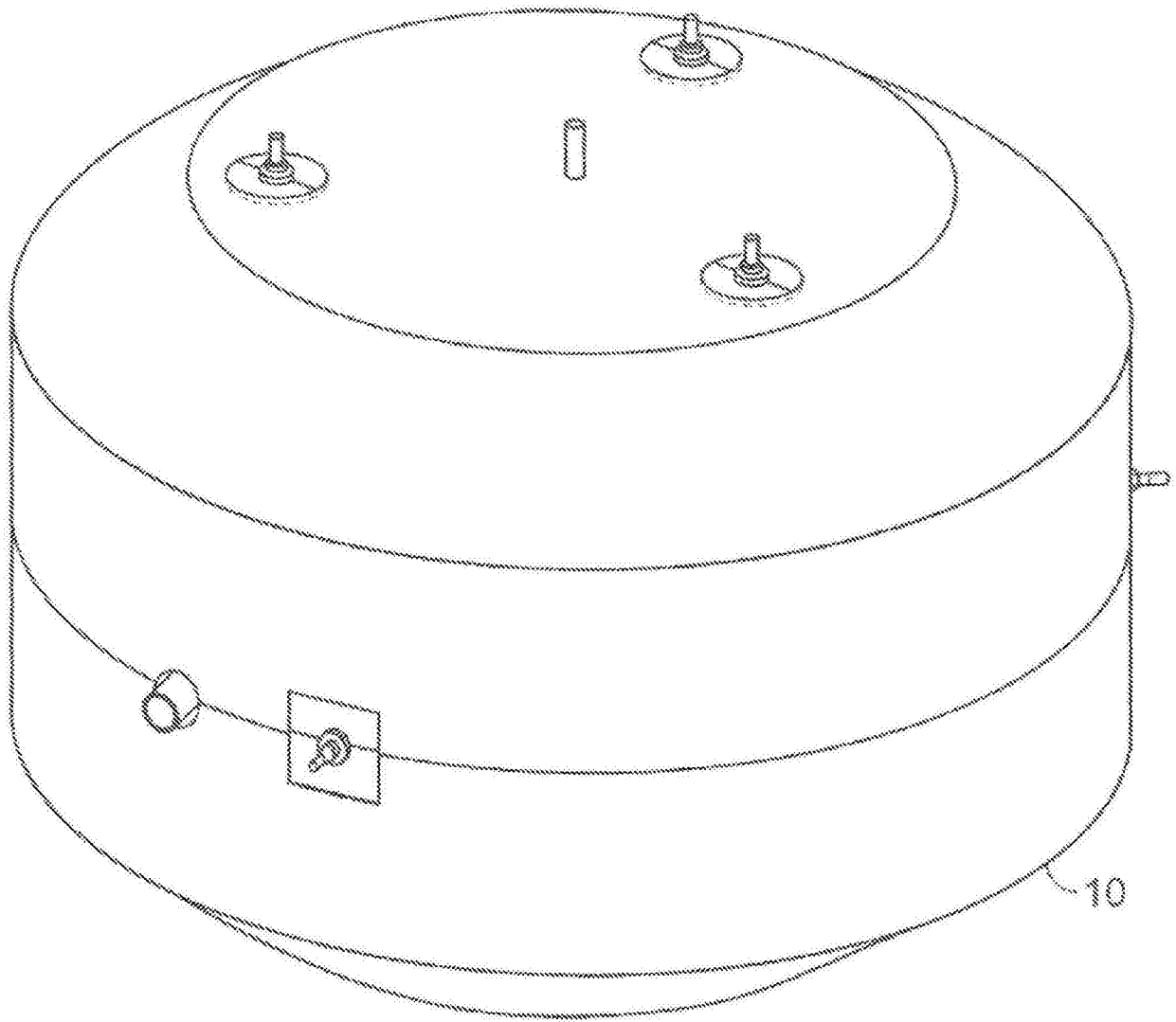


图6

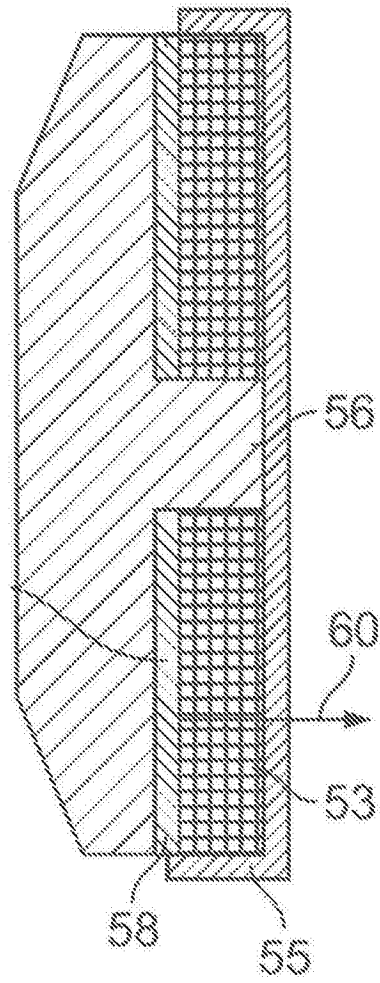


图7

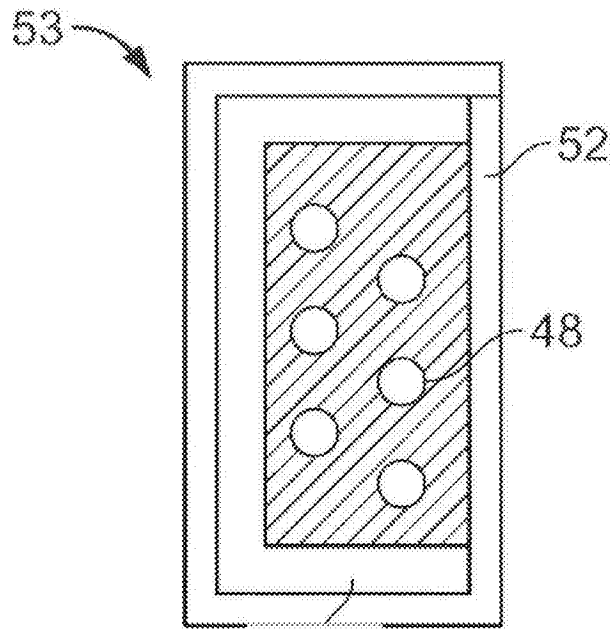


图8

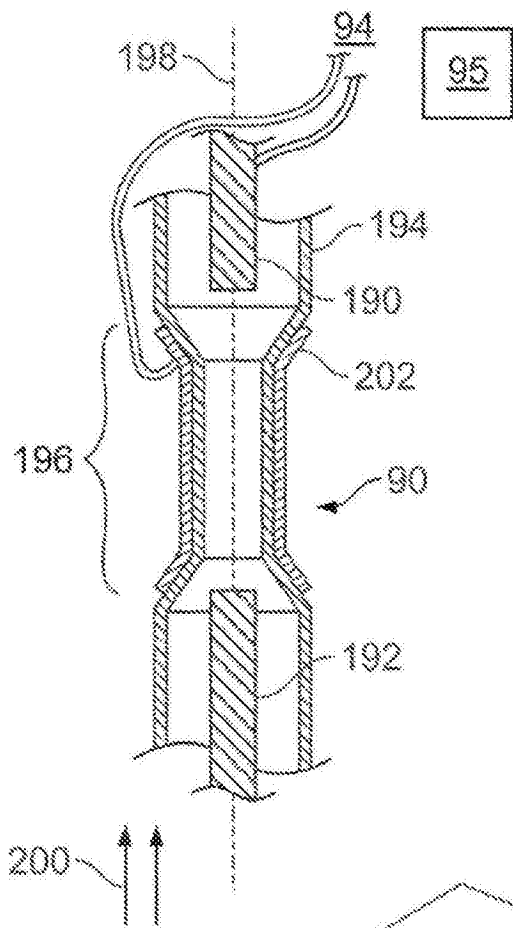


图 9

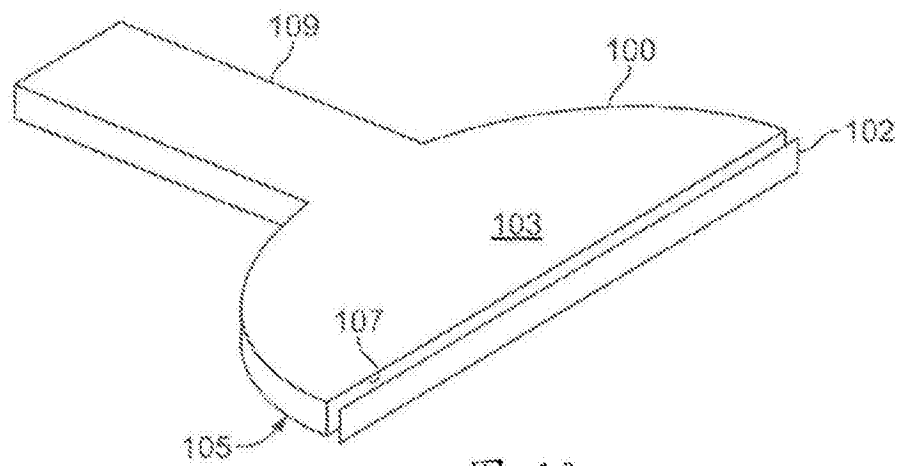


图 10

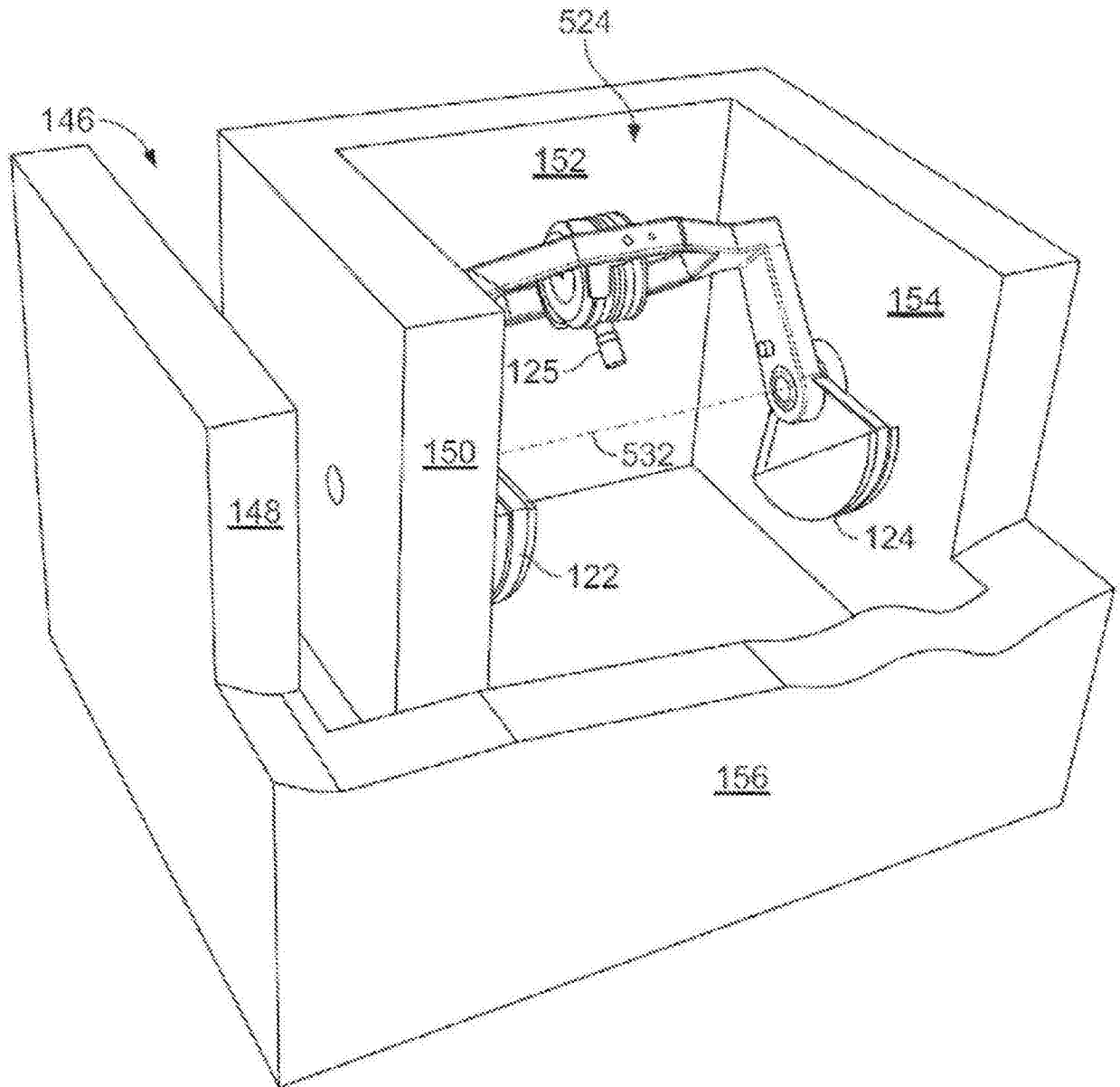


图11

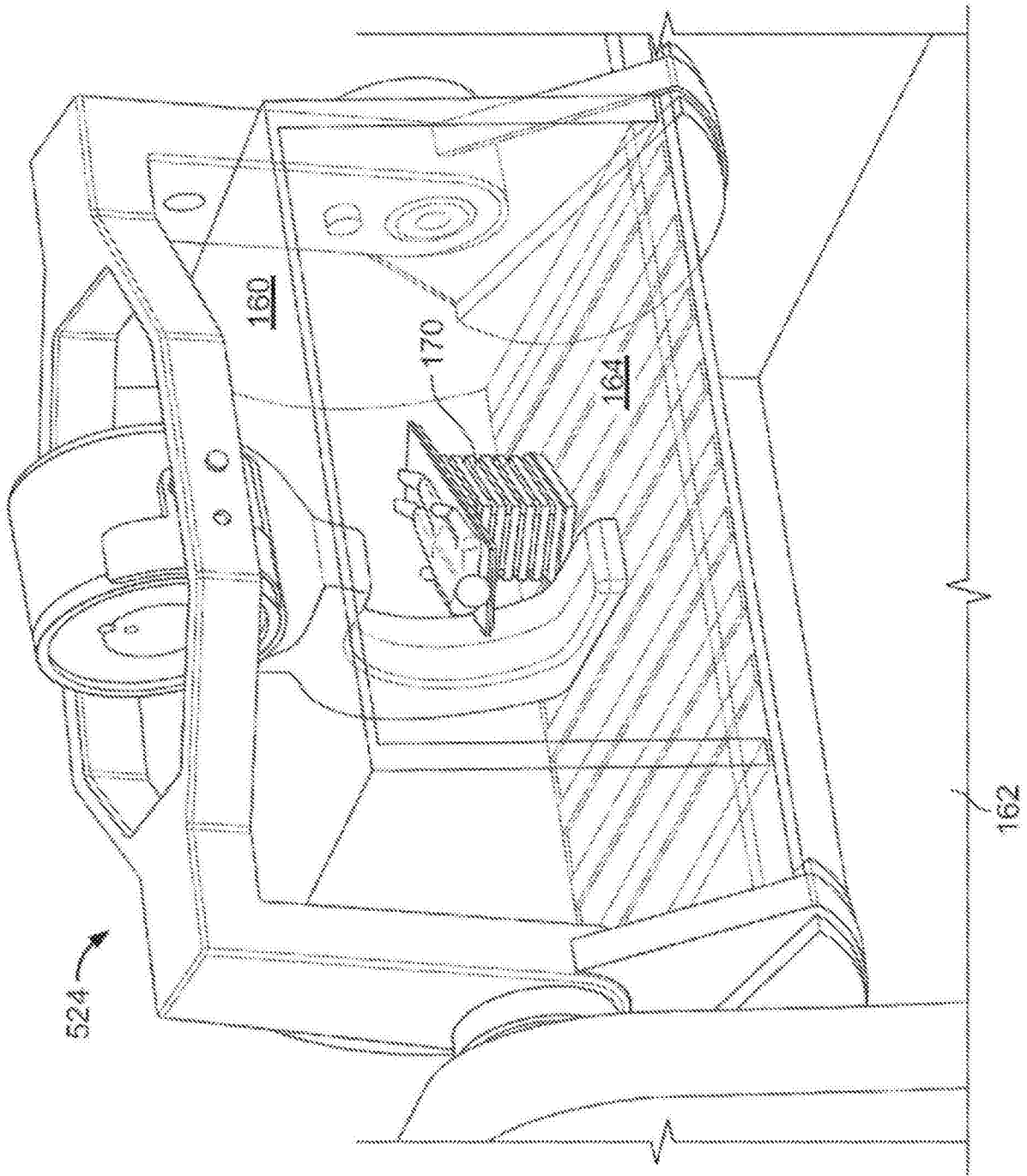


图12

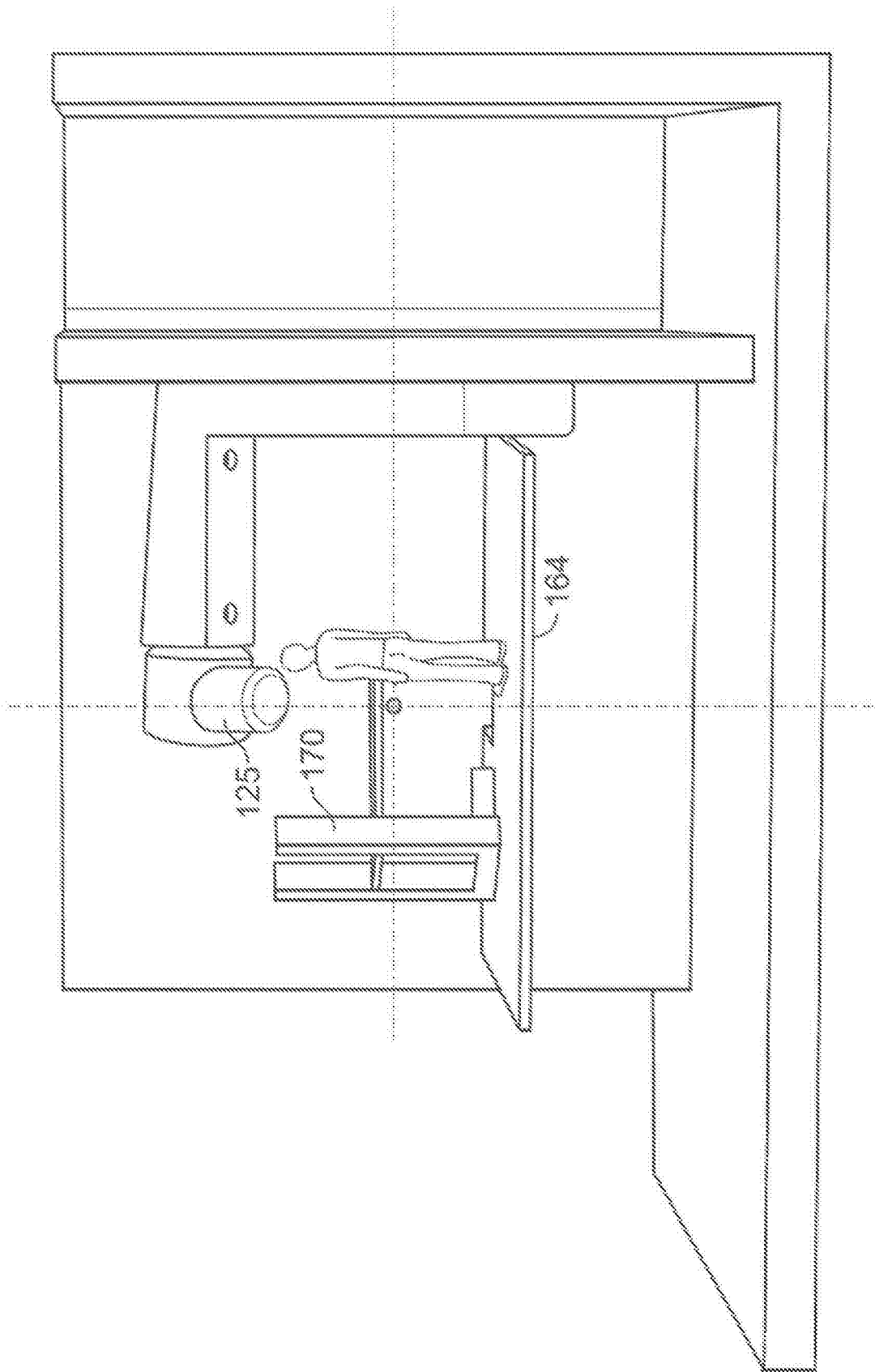


图13

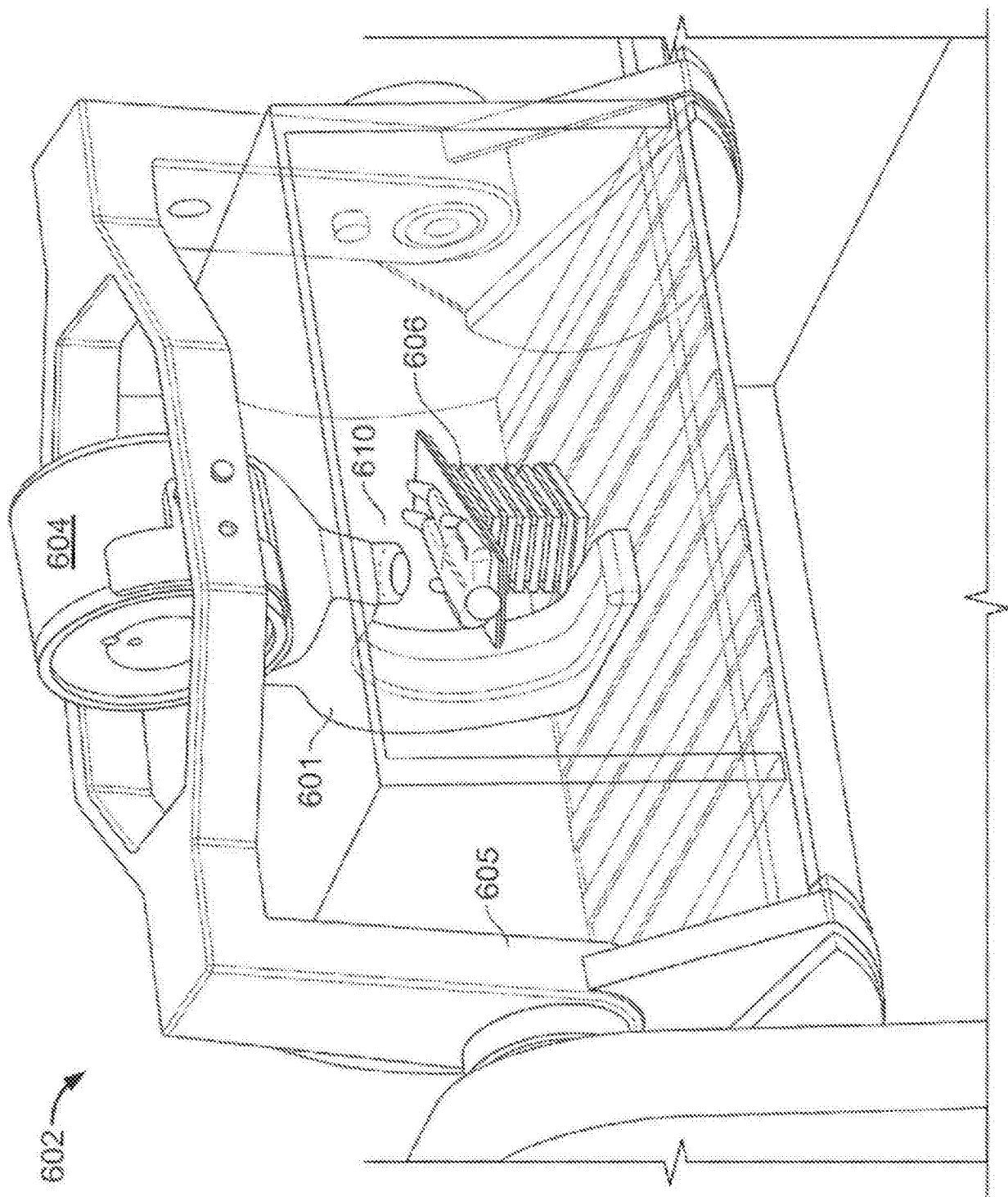


图14

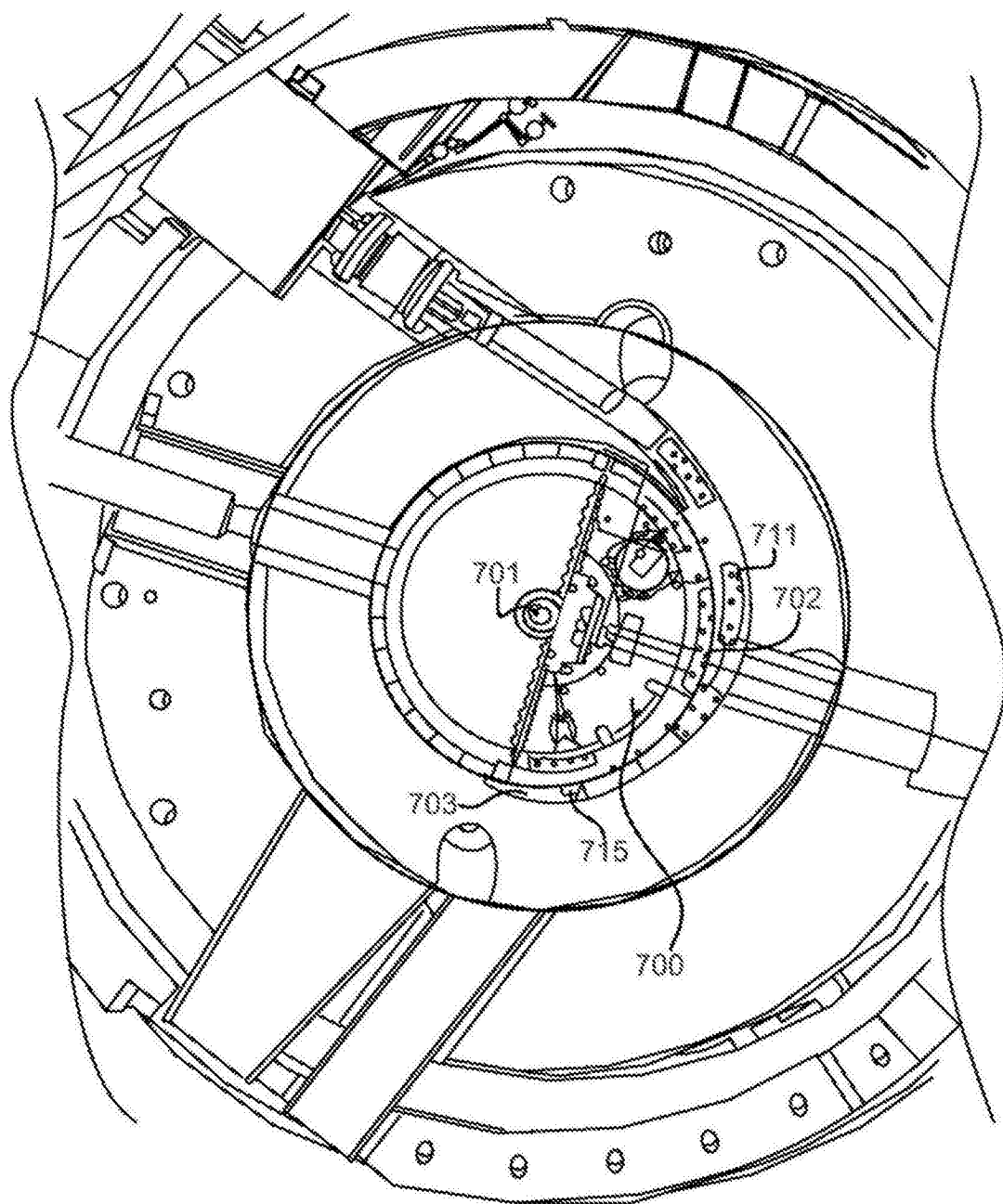


图15

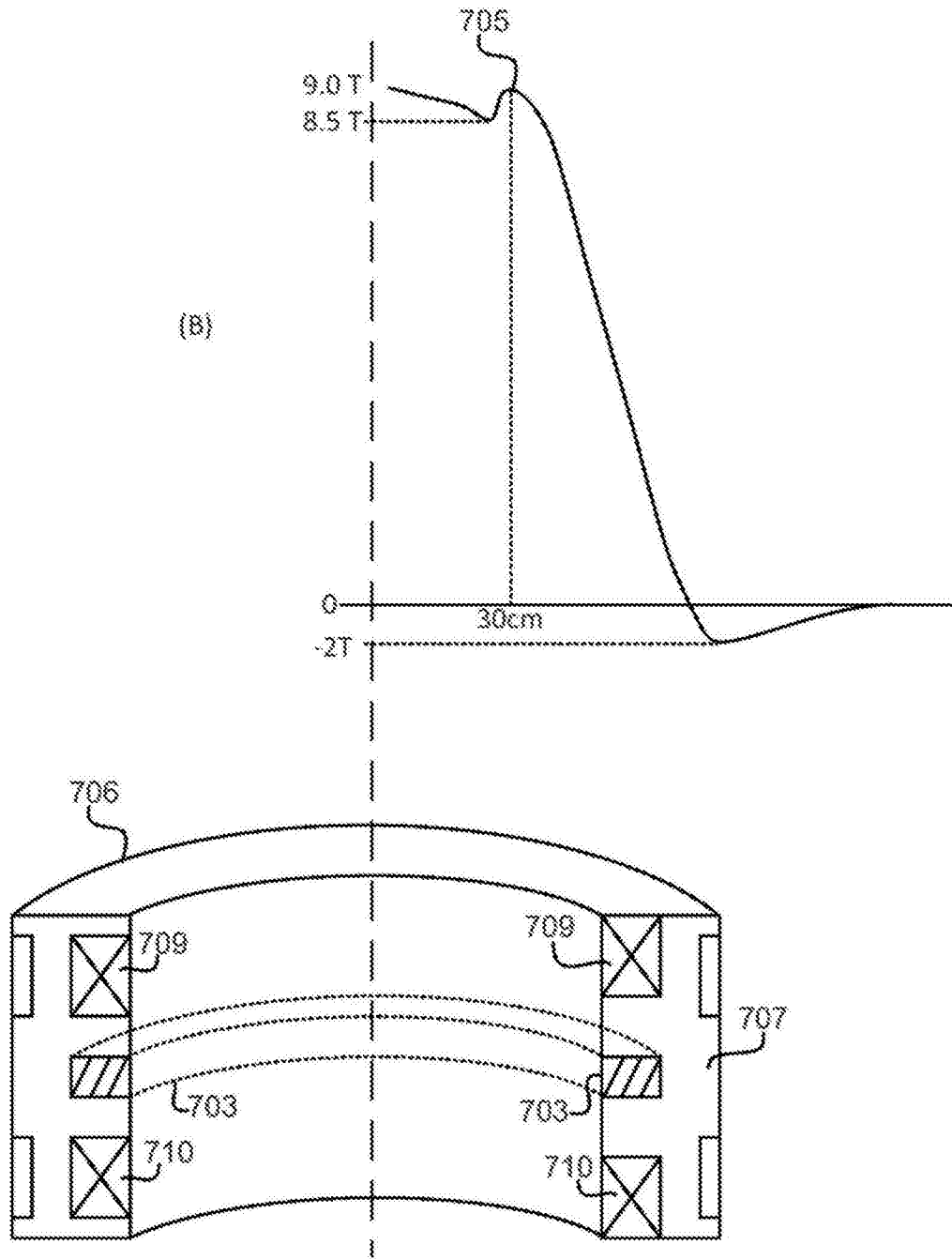


图16

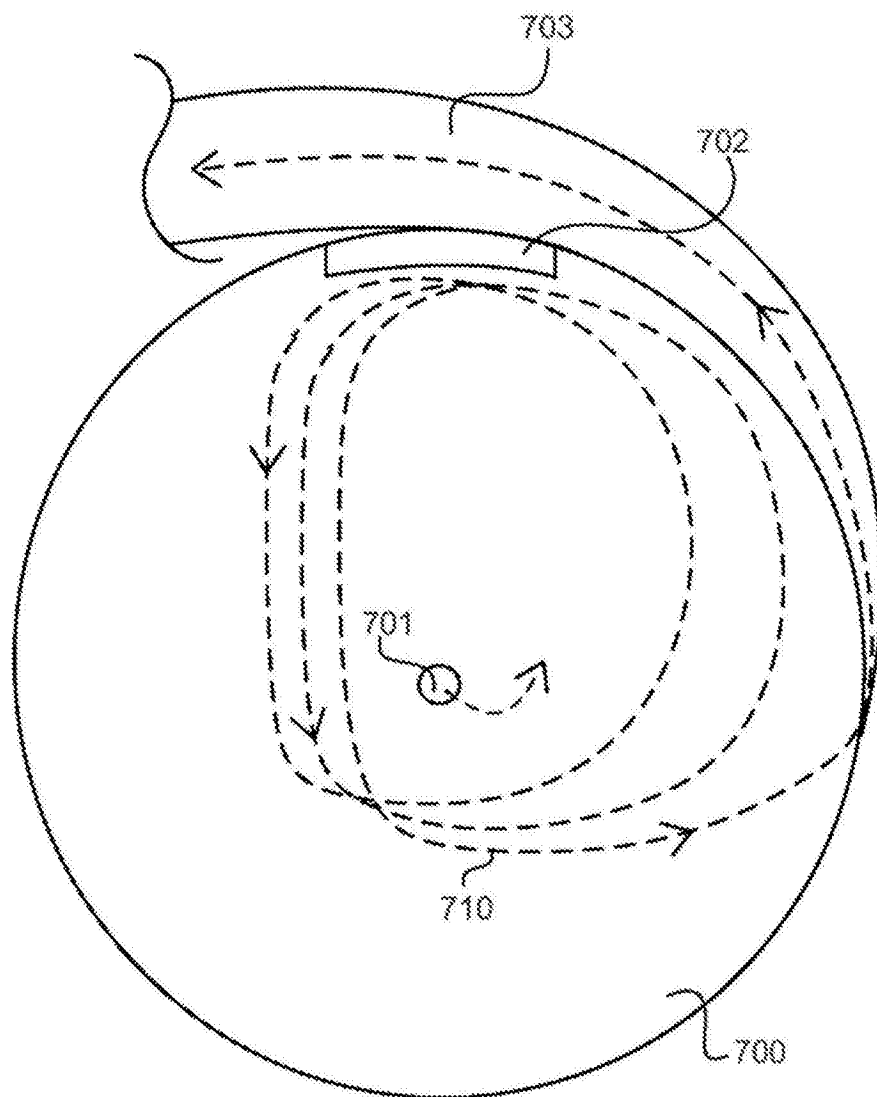


图17

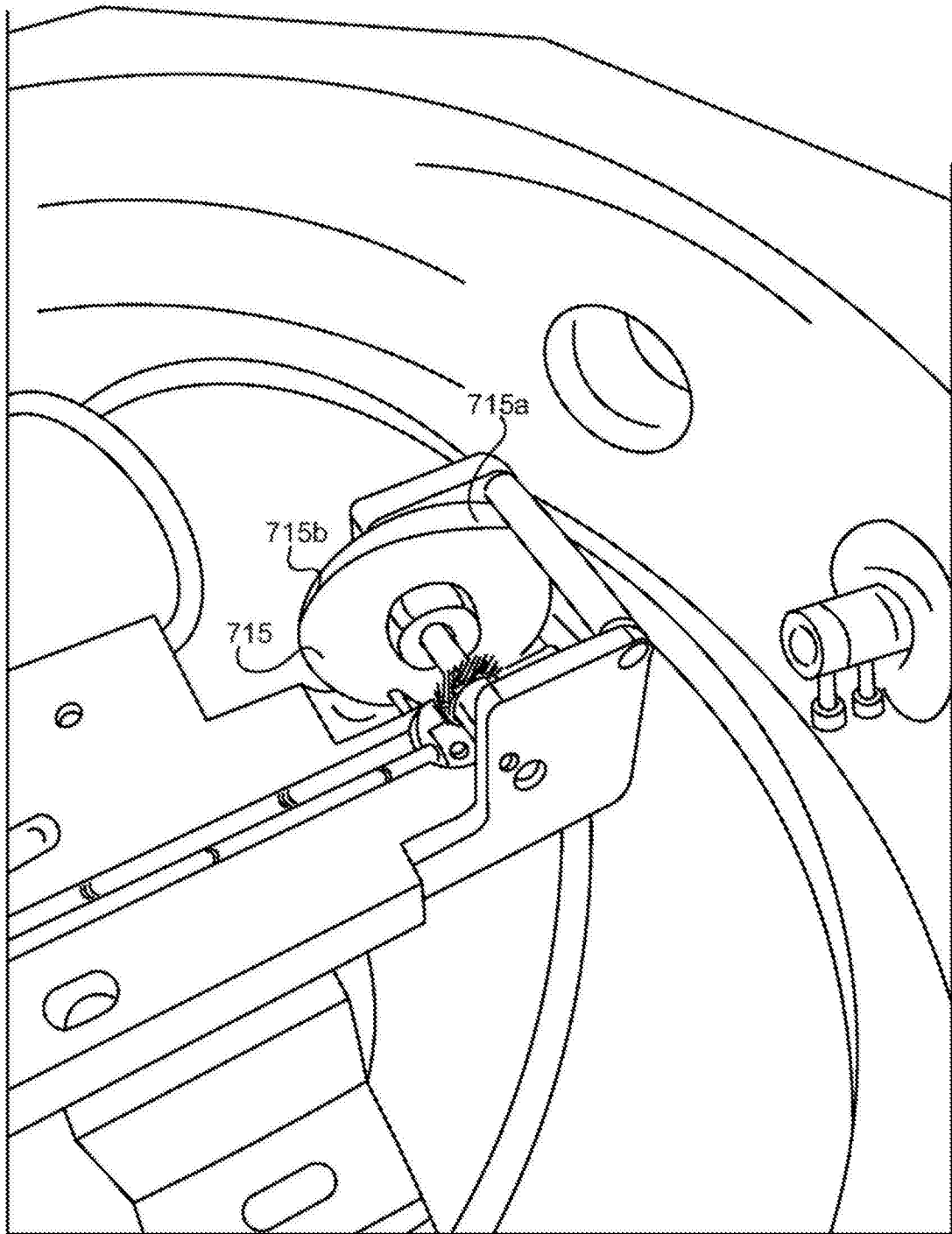


图18

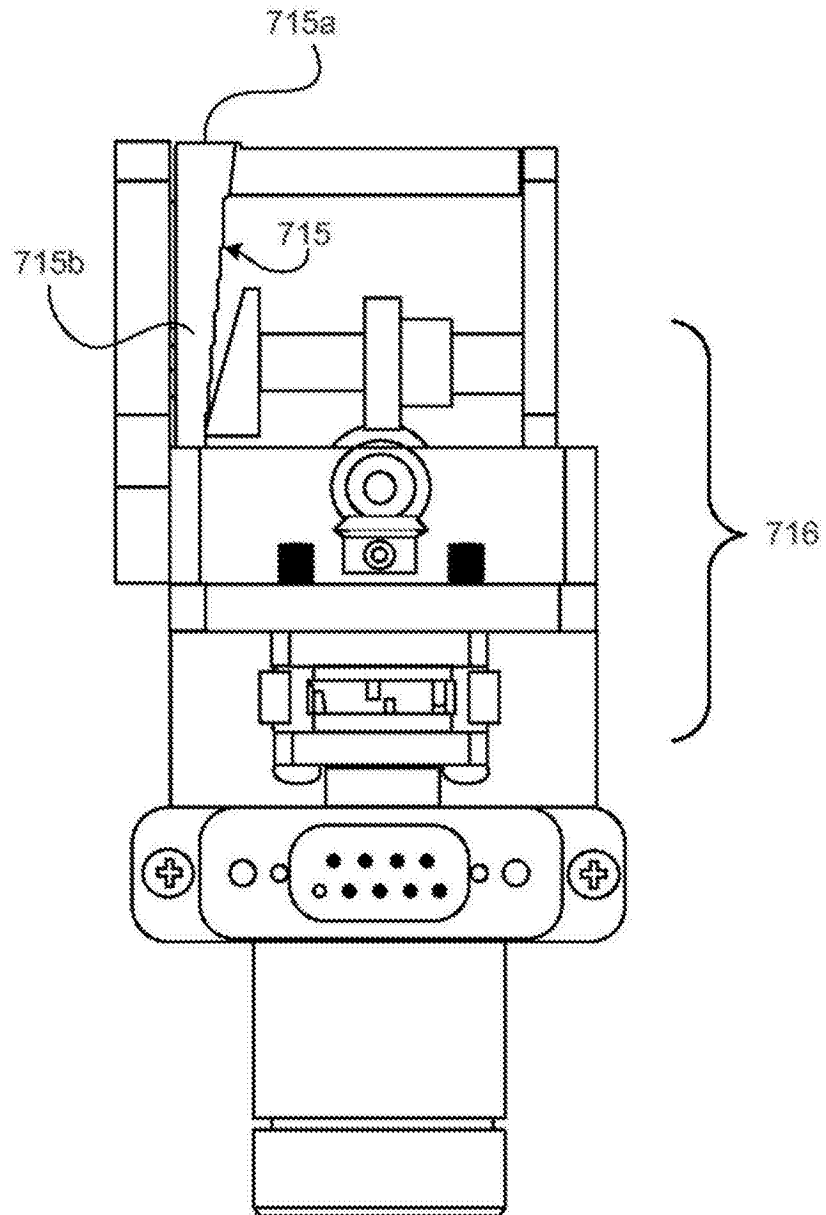


图18A

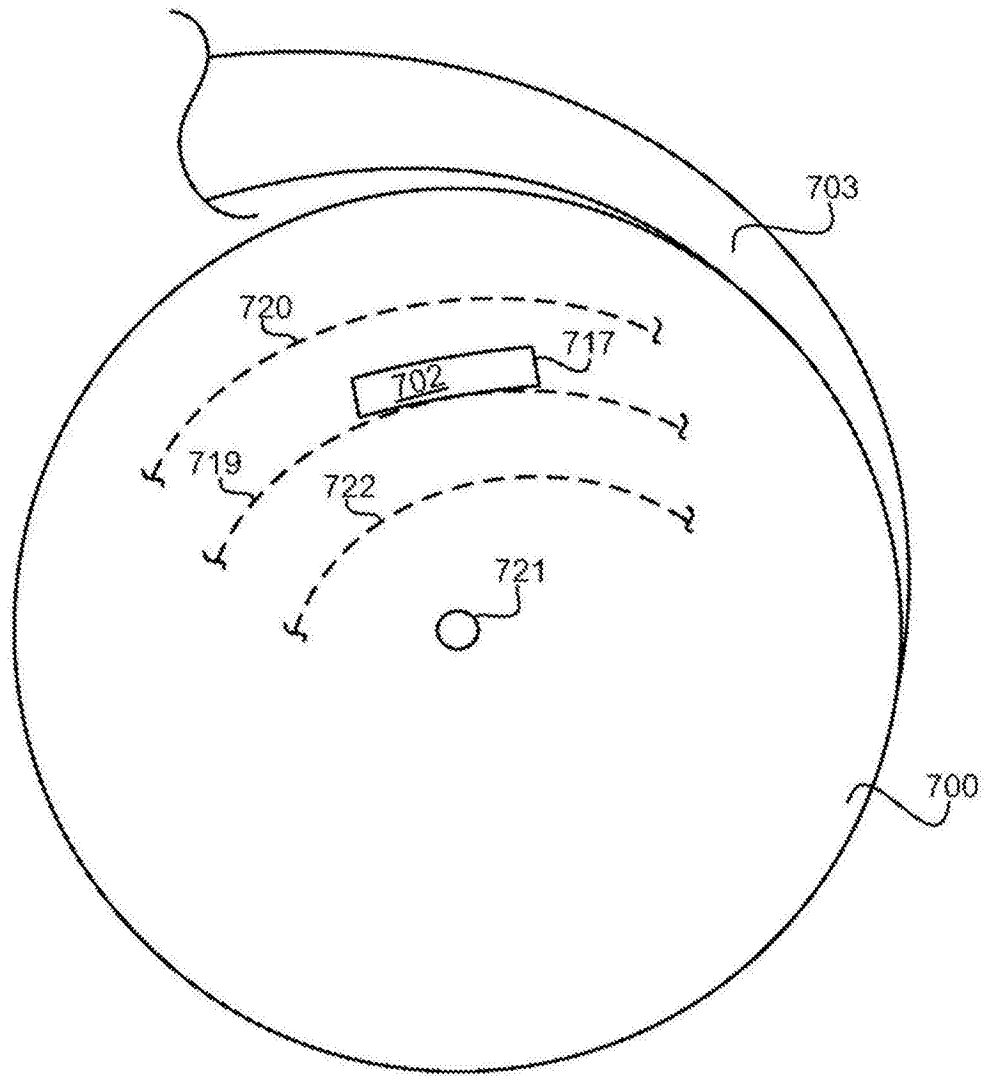


图19

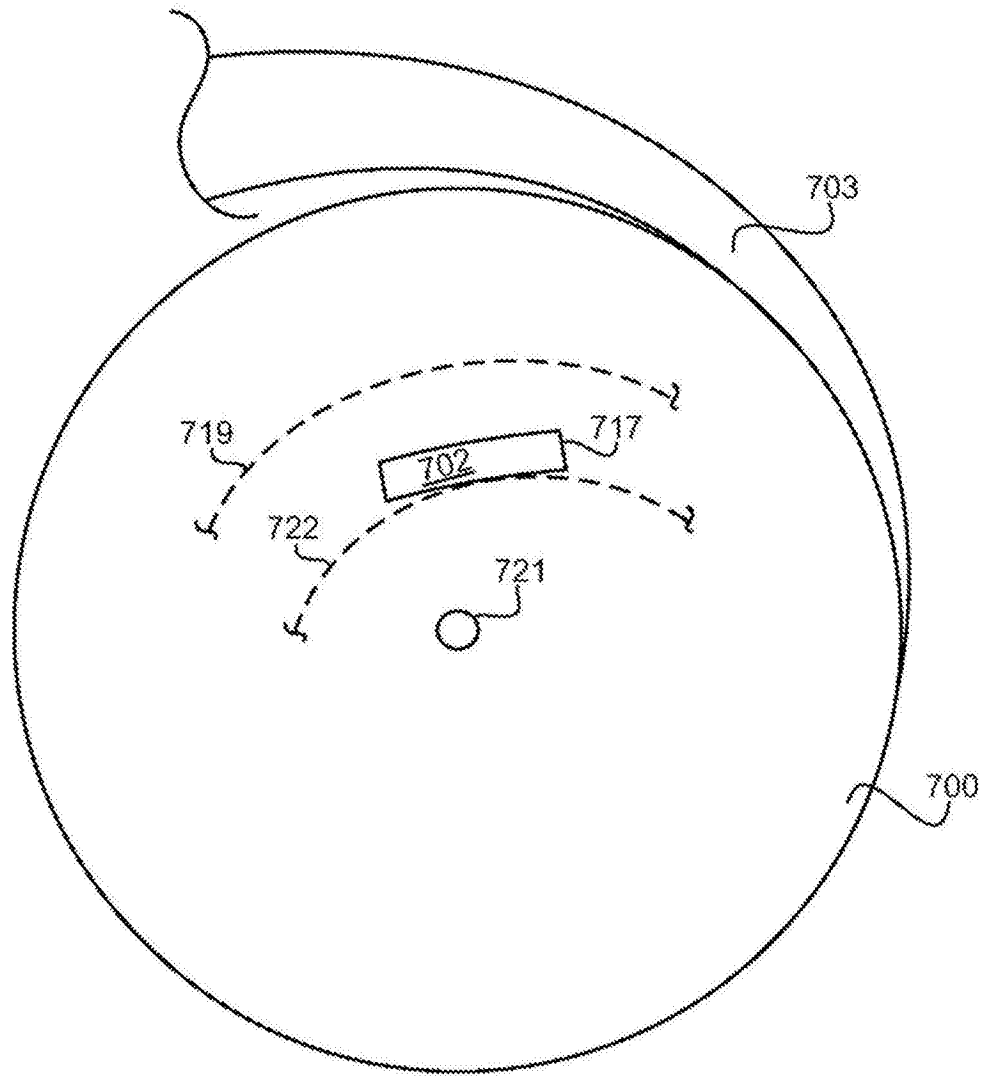


图20

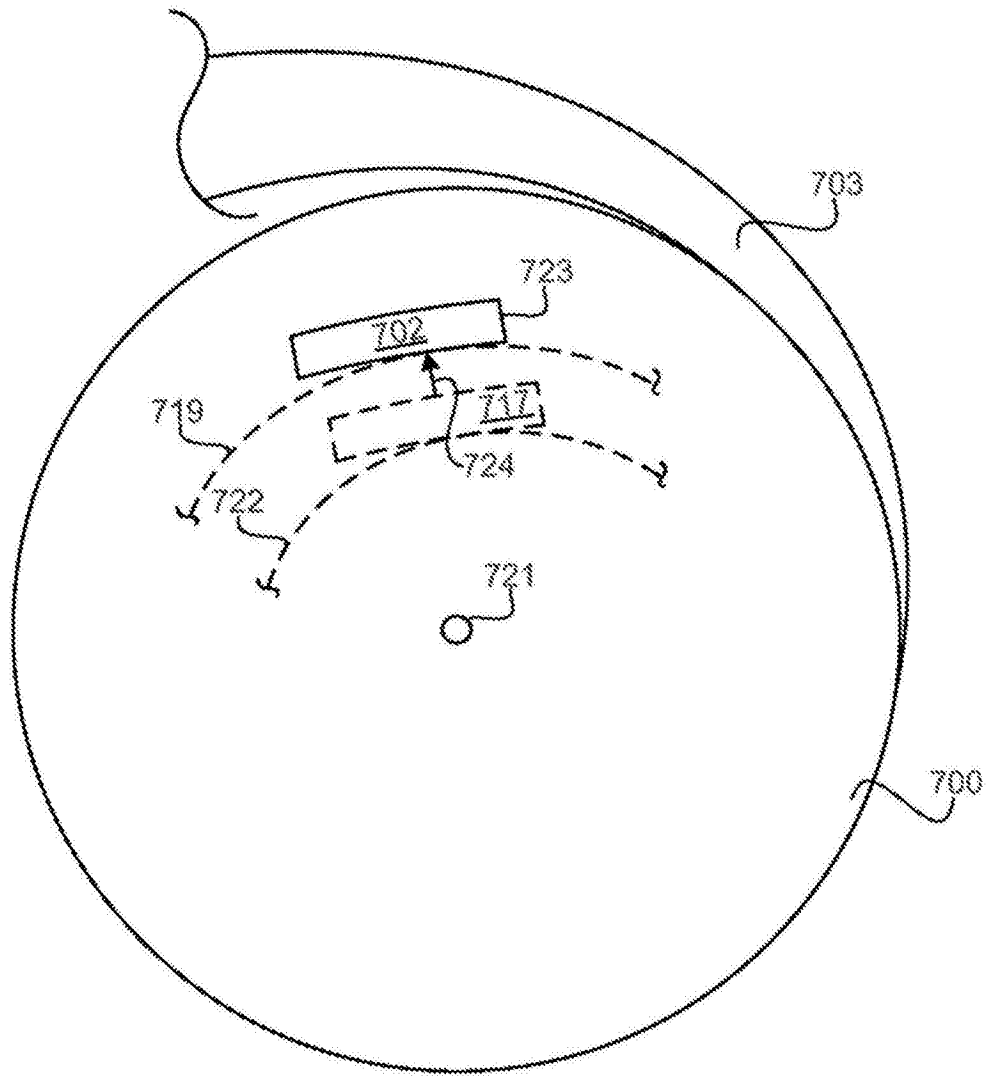


图21

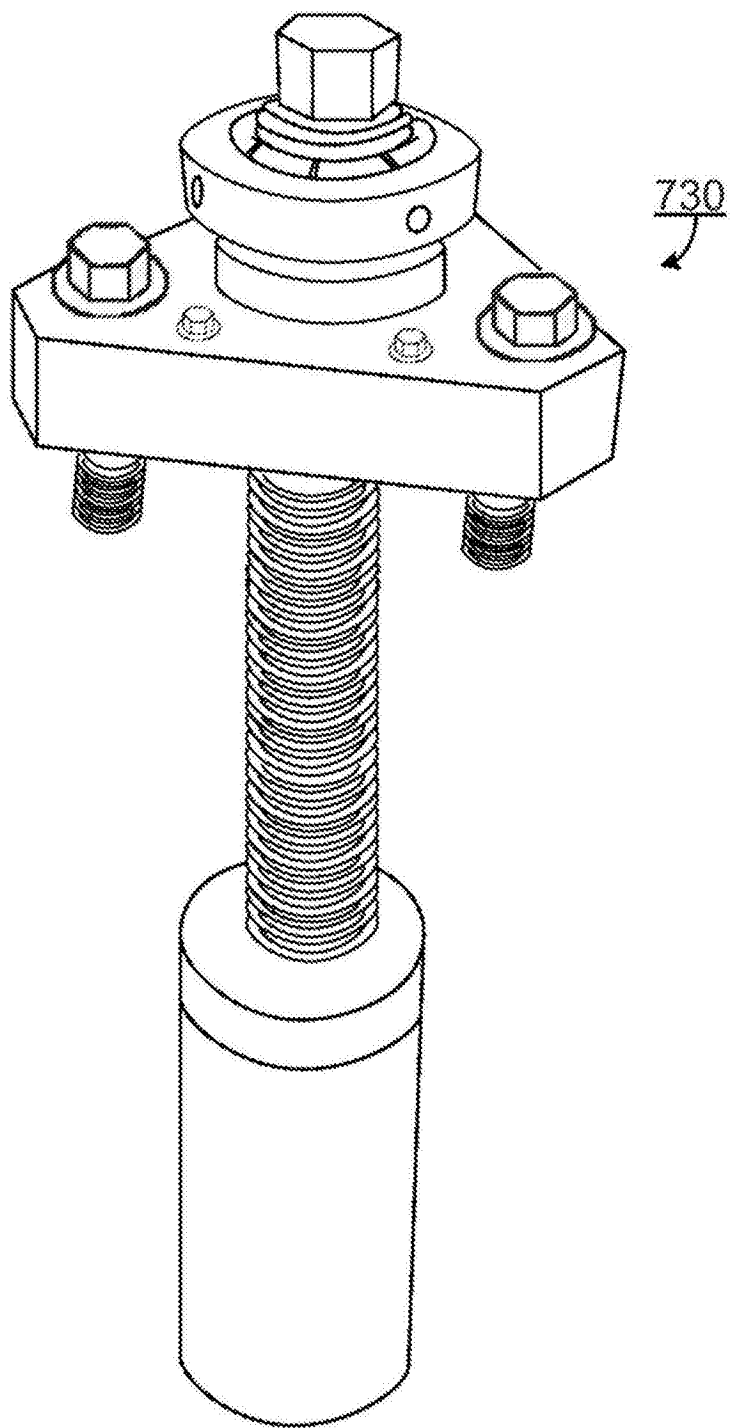


图22

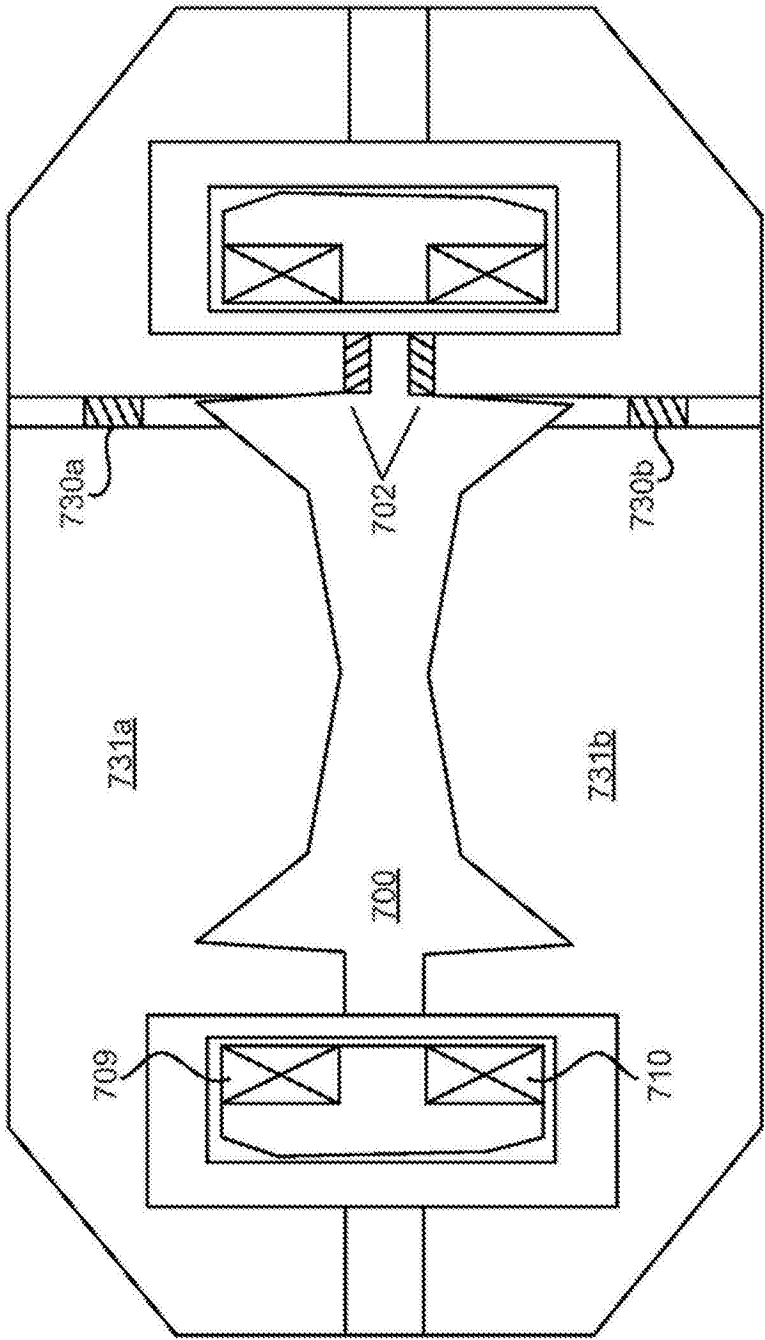


图23

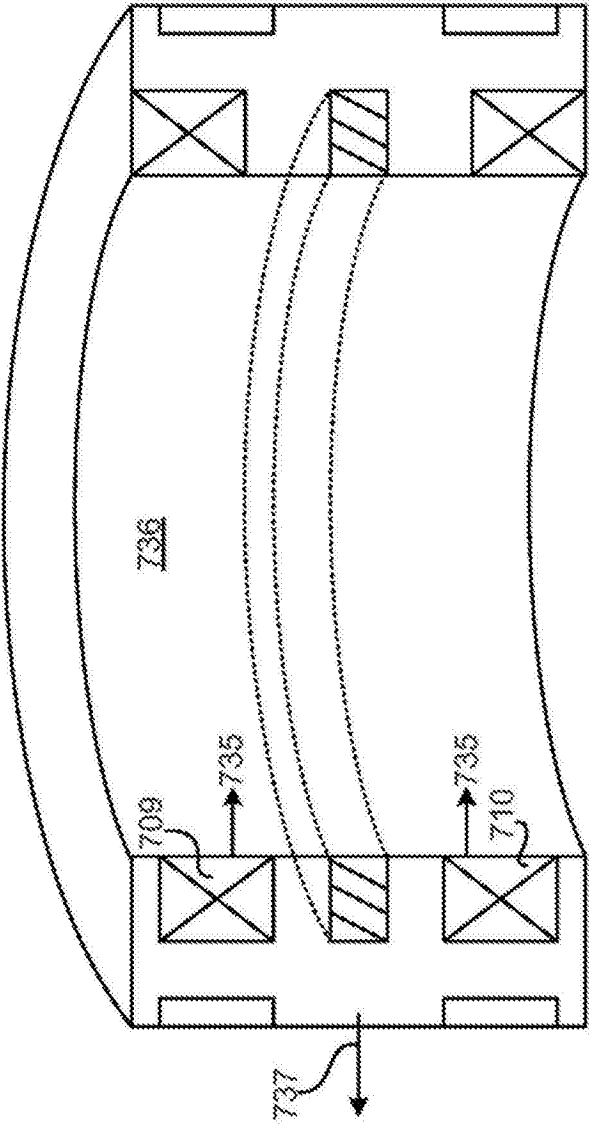


图24

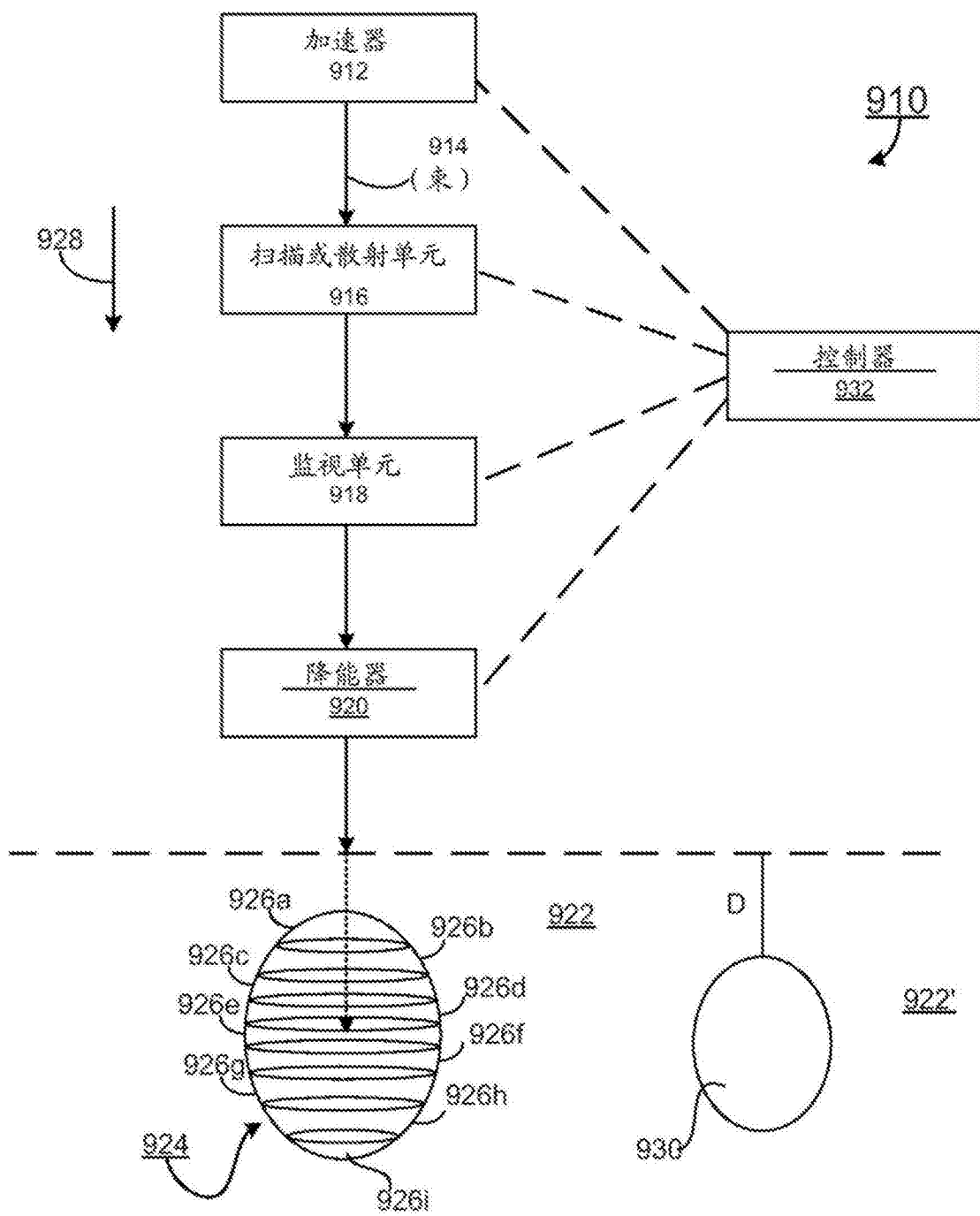


图25

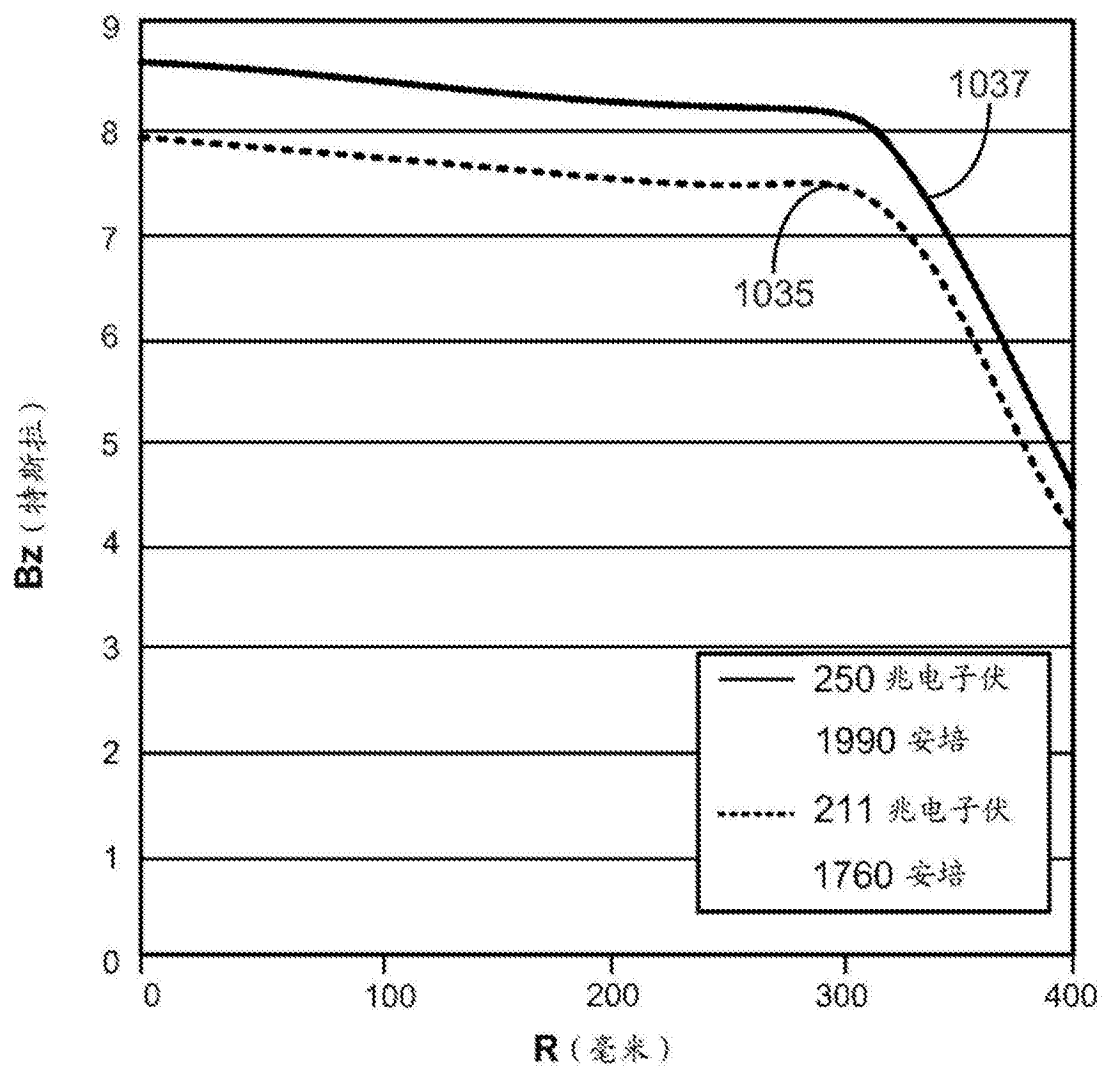


图26

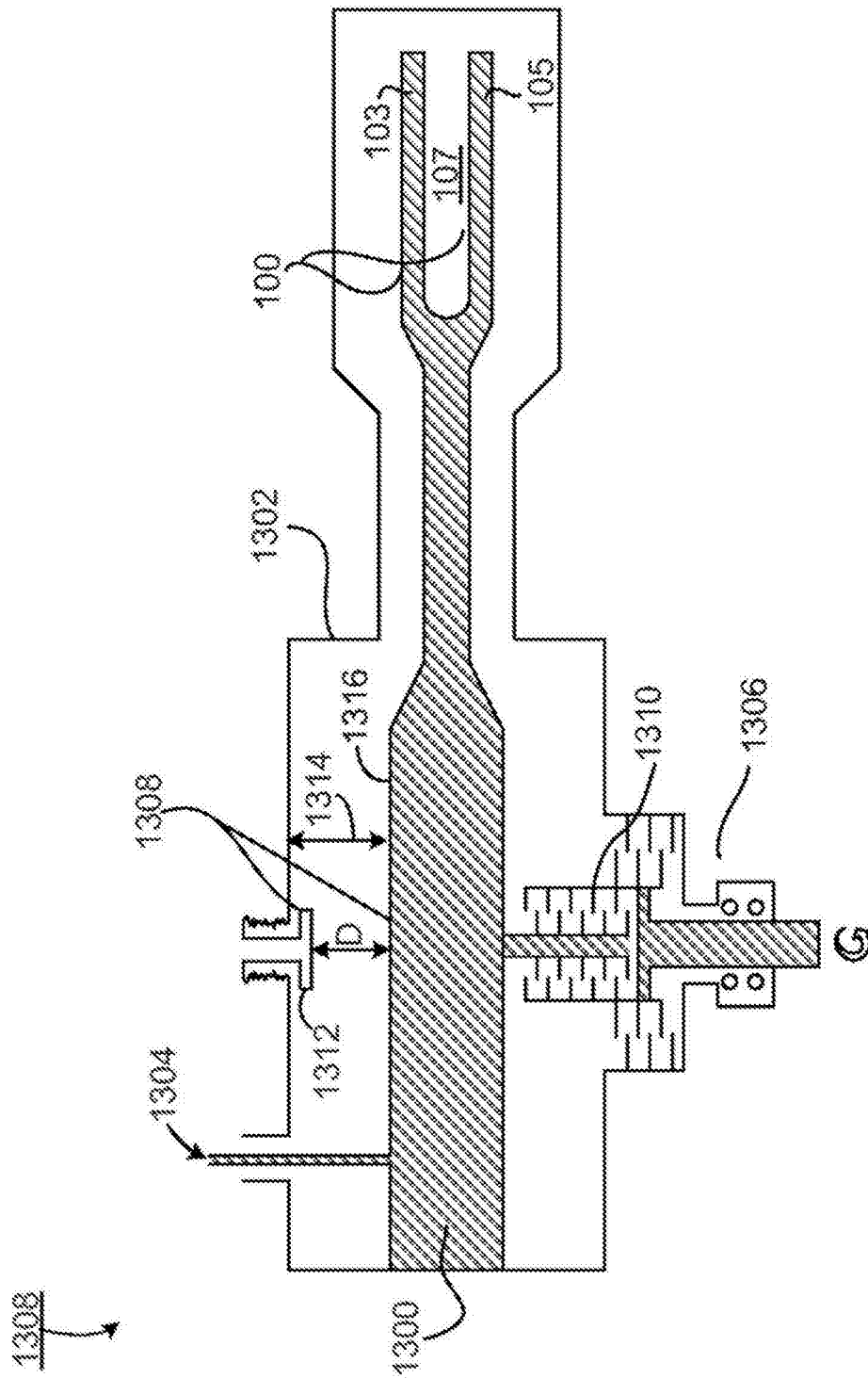


图27

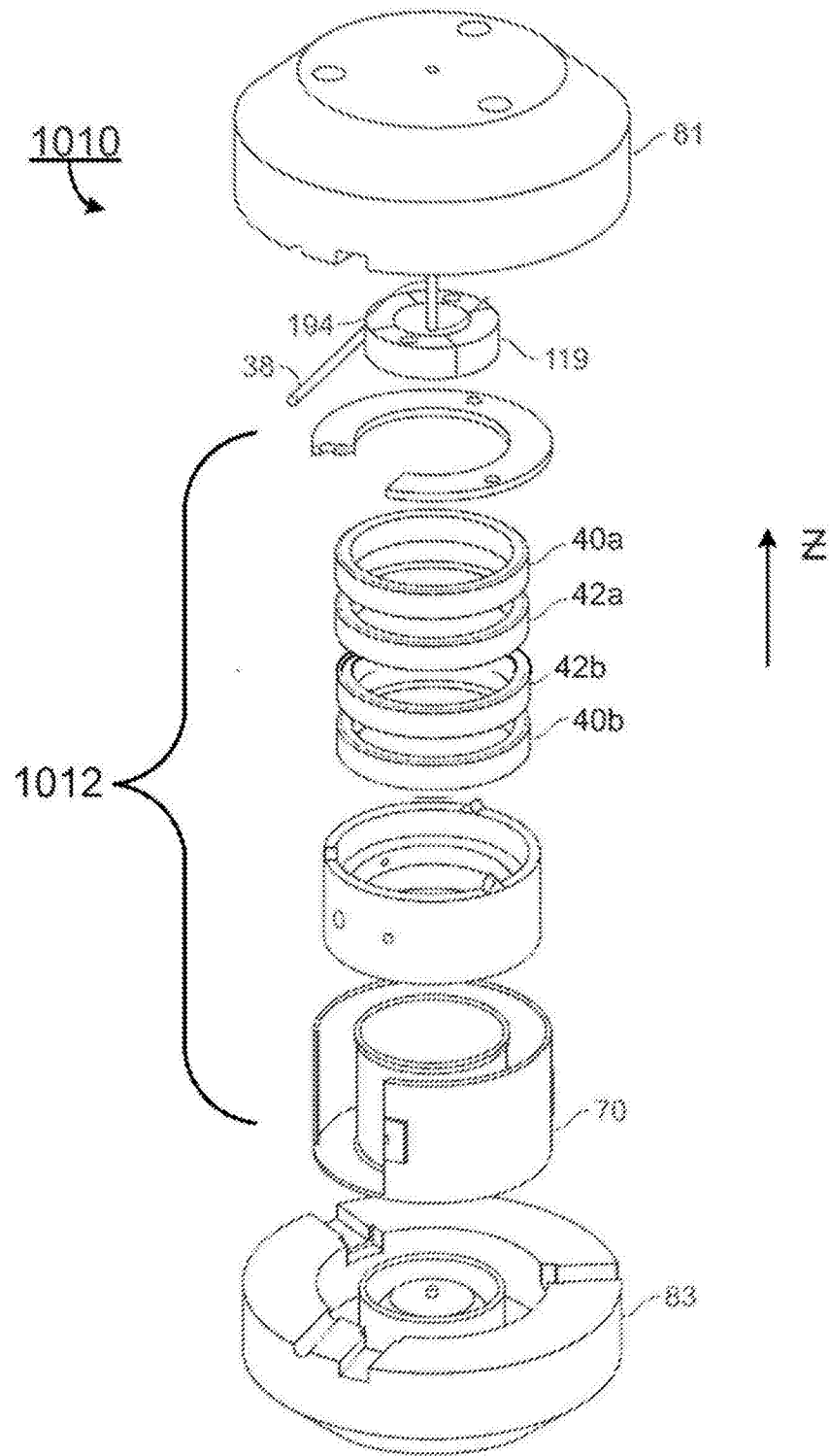


图28