



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103517737 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 27

(21) 申请号 201280010985. 5

(22) 申请日 2012. 01. 10

(30) 优先权数据

61/434, 824 2011. 01. 20 US

13/088, 289 2011. 04. 15 US

13/088, 321 2011. 04. 15 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 08. 29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/020795 2012. 01. 10

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/099747 EN 2012. 07. 26

(73) 专利权人 爱可瑞公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 C·R·小毛雷尔 E·P·林德奎斯特

(74) 专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司 11283

代理人 陈潇潇 肖冰滨

(51) Int. Cl.

A61B 6/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6969194 B1, 2005. 11. 29,

US 2007025509 A1, 2007. 02. 01,

审查员 蔡世君

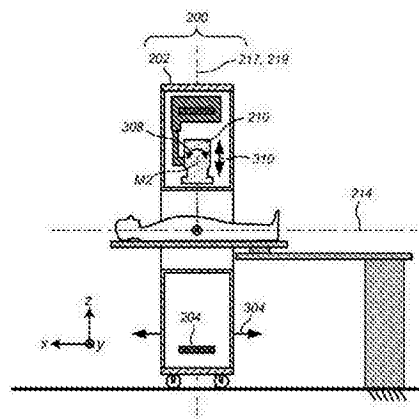
权利要求书2页 说明书19页 附图19页

(54) 发明名称

带有环形台架的放射治疗递送系统

(57) 摘要

本发明描述了用于图像引导放射治疗(IGRT)的系统、方法以及相关计算机程序产品。对于一个优选实施方案,提供一种 IGRT 装置,其包括:环形台架,其具有中心开口;以及被连接到所述环形台架的放射治疗头,其可以围绕所述中心开口旋转至少 180 度弧度。对于一个优选实施方案,所述装置进一步包括台架平移机构,所述台架平移机构被构造在延伸穿过所述中心开口的纵轴的方向上平移所述环形台架。因此,无需移动患者即可实现非共面放射治疗递送。对于另一优选实施方案,提供一种不同于所述环形台架的可独立平移的 3D 成像设备,从而无需移动所述患者即进一步实现以下至少一者:靶组织体积的治疗前成像和摆位成像。



1. 一种放射治疗装置,所述放射治疗装置包括:

环形台架,所述环形台架具有中心开口,所述中心开口大到足以容纳患者身体,所述患者身体沿着纵轴定位并且延伸穿过所述中心开口;以及

放射治疗头,所述放射治疗头被连接到所述环形台架并且可以围绕所述中心开口旋转至少 180 度弧度;

其中所述放射治疗头是被机械连接到所述环形台架的,以使得能够动态控制所述放射治疗头相对于所述环形台架朝着所述中心开口向内延伸的距离。

2. 如权利要求 1 所述的放射治疗装置,其中所述放射治疗头能够围绕所述中心开口旋转至少 360 度弧度。

3. 如权利要求 1 所述的放射治疗装置,所述环形台架界定环形台架平面,其中所述放射治疗头向内延伸的所述距离能够通过操作机械连接在所述放射治疗头与所述环形台架之间的伸缩臂进行动态控制,所述伸缩臂被构造成朝着和远离所述环形台架平面的中心动态延伸。

4. 如权利要求 1 所述的放射治疗装置,所述环形台架界定中心环形台架平面,其中所述放射治疗头被连接到所述环形台架的方式为允许所述放射治疗头围绕至少一个枢转轴进行枢转,以使得治疗放射能够相对于所述环形台架平面被定向在平面外。

5. 如权利要求 4 所述的放射治疗装置,所述纵轴是穿过等中心的中心纵轴,其中所述放射治疗头被连接到所述环形台架的方式为允许所述放射治疗头围绕至少两个枢转轴进行枢转,以使得治疗放射能够进一步相对于所述中心纵轴偏离中心进行定向。

6. 如权利要求 1 所述的放射治疗装置,该放射治疗装置进一步包括台架倾斜机构,所述台架倾斜机构被构造成使得所述环形台架相对于所述纵轴倾斜成多个不同倾斜角度。

7. 如权利要求 1 所述的放射治疗装置,该放射治疗装置进一步包括台架平移机构,所述台架平移机构被构造成在所述纵轴的方向上平移所述环形台架。

8. 一种用于操作图像引导放射治疗 (IGRT) 装置的方法,所述方法包括:

沿着所述 IGRT 装置的纵轴定位躺椅,所述 IGRT 装置包括:

环形台架,该环形台架具有中心开口,所述中心开口大到足以容纳患者的身体;以及

放射治疗头,该放射治疗头被连接到所述环形台架并且能够围绕所述中心开口旋转至少 180 度弧度,其中所述放射治疗头被机械连接到所述环形台架,以使得能够动态控制所述放射治疗头相对于所述环形台架朝着所述中心开口向内延伸的距离;以及

操作所述 IGRT 装置,所述操作包括围绕所述中心开口来将所述放射治疗头旋转到多个不同台架角度,所述操作进一步包括针对所述多个台架角度动态控制所述放射治疗头向内延伸的距离。

9. 如权利要求 8 所述的方法,所述放射治疗头能够围绕所述中心开口旋转至少 360 度弧度,所述操作所述 IGRT 装置包括通过所述 360 度弧度旋转所述放射治疗头,执行所述动态控制以使得所述放射治疗头通过所述沿着所述纵轴围绕所述患者来横越预定的非环形轨迹。

10. 如权利要求 9 所述的方法,其中所述预定的非环形轨迹是椭圆形状的。

11. 如权利要求 8 所述的方法,所述环形台架界定中心环形台架平面,所述放射治疗头被连接到所述环形台架的方式为允许所述放射治疗头相对于所述环形台架平面枢转到平

面外,其中所述操作进一步包括使得所述放射治疗头枢转到所述环形台架平面外。

12. 如权利要求 11 所述的方法,所述纵轴是穿过等中心的中心纵轴,其中所述放射治疗头被连接到所述环形台架的方式为允许所述放射治疗头围绕至少两个枢转轴进行枢转,其中所述操作进一步包括使得放射治疗围绕所述至少两个轴枢转以相对于所述中心纵轴偏离中心应用放射治疗。

13. 如权利要求 8 所述的方法,所述 IGRT 装置进一步包括台架倾斜机构,所述台架倾斜机构被构造成使得所述环形台架相对于所述纵轴倾斜成多个不同倾斜角度,其中所述操作进一步包括使得所述环形台架相对于所述纵轴倾斜成所述多个不同倾斜角度。

14. 如权利要求 8 所述的方法,所述 IGRT 装置进一步包括台架平移机构,所述台架平移机构被构造成在所述纵轴的方向上平移所述环形台架,其中所述操作进一步包括沿着所述纵轴将所述环形台架平移到多个不同纵向位置。

带有环形台架的放射治疗递送系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2011 年 1 月 20 日提交的美国临时申请号 61/434,824 以及均 2011 年 4 月 15 日提交的美国申请号 13/088,289 和号 13/088,321 的权益,上述所有申请出于所有目的以引用方式并入本文。本专利说明书的主题涉及以下共同转让的申请的主题:2011 年 2 月 23 日提交的美国申请号 13/033,571;2011 年 2 月 23 日提交的美国申请号 13/033,584;2011 年 2 月 23 日提交的国际申请号 PCT/US11/25936;2010 年 6 月 8 日提交的美国临时申请号 61/352,637;2010 年 8 月 8 日提交的美国临时申请号 61/371,732;以及 2010 年 8 月 8 日提交的美国临时申请号 61/371,733。上文引用的专利申请全部以引用方式并入本文。

技术领域

[0003] 本专利说明书涉及使用放射以便用于医疗目的。更为具体地说,本专利说明书涉及放射治疗系统。

背景技术

[0004] 如肿瘤和病变等病理解剖体可以通过侵入性操作(如外科手术)来治疗,对于病人而言,这种侵入性操作可能有害并且充满风险。一种用以治疗病理解剖体(例如,肿瘤、病变、血管畸形、神经病症等等)的非侵入性方法是外部线束放射治疗,这种外部线束放射治疗通常使用如线性加速器(LINAC)等治疗放射源来生成如 x 射线等放射线束。在外部线束放射治疗的一种类型中,外部放射源会从多个共面角度来将一系列 x 射线线束定向到肿瘤部位,此时患者被定位成使得肿瘤位于线束旋转中心(等中心)。随着治疗放射源角度改变,因此,每个线束均会通过所述肿瘤部位,但在其往返于肿瘤途中穿过健康组织的不同区域。因此,肿瘤处的累积放射剂量确实较高,并且健康组织处的累积放射剂量相对较低。

[0005] 术语“放射外科手术”是指一种过程,其中放射是在较少治疗疗程或分次中以足以致死病理的剂量而被应用于目标区域,而非是在大量分次中通过每个分次递送较少剂量而被应用。区别于放射治疗,放射外科手术通常特征在于,每个分次放射剂量相对较高(例如,500-2000 厘戈瑞)、每个分次治疗时间延长(例如,每次治疗 30-60 分钟)以及分次较少(例如,一至五个分次或治疗日)。放射治疗通常特征在于,每个分次剂量较低(例如,100-200 厘戈瑞)、分次时间较短(例如,每次治疗 10 至 30 分钟)以及分次较多(例如,30 至 45 个分次)。为了方便起见,除非另外指出,否则本文所用术语“放射治疗”均指放射外科手术和 / 或放射治疗。

[0006] 图像引导放射治疗(IGRT)系统包括基于台架的系统和基于机器人臂的系统。在基于台架的系统中,台架使治疗放射源围绕穿过等中心的轴旋转。基于台架的系统包括 C 形臂台架,其中治疗放射源是以类似悬臂方式而被安装在穿过等中心的轴之上并且围绕所述轴旋转。基于台架的系统进一步包括总体上具有圆环形状的环形台架,其中患者身体延伸穿过圈环 / 圆环,并且治疗放射源被安装在圈环圆周上并围绕穿过等中心的轴旋转。传统台架系统(圈环或 C 形臂)在放射源的旋转轨迹所界定的单个平面(即,共面)中递送治疗放

射。C形臂系统的实例是由德国西门子公司和加利福尼亚州瓦里安医疗系统公司制造。在基于机器人臂的系统中,治疗放射源被安装在关节连接的机器人臂上,所述机器人臂越过并且围绕患者延伸,所述机器人臂被构造成提供至少五个自由度。基于机器人臂的系统提供从多个平面外方向递送治疗放射的能力,即,能够进行非共面递送。加利福尼亚州 Accuray 公司制造出一种系统,其中放射源被安装在机器人臂上以供放射线束的非共面递送。

[0007] 关联每个放射治疗系统的是成像系统,所述成像系统提供治疗中图像,用以摆位并且(在一些实施例中)引导放射递送操作而且追踪治疗中的靶运动。入口成像系统将检测器放置成与治疗源相对以对患者进行成像,从而获得摆位(setup)图像和治疗中图像,然而其它方法利用一个或多个不同的、独立的图像放射源和一个或多个检测器来获得摆位图像和治疗中图像。治疗期间,通过将治疗中图像与治疗前图像信息进行比较,即可完成靶或靶体积追踪。例如,治疗前图像信息可以包括计算机断层摄影(CT)数据、圆锥形线束 CT 数据、磁共振成像(MRI)数据、正电子发射断层摄影(PET)数据或 3D 旋转血管造影(3DRA)数据,以及从这些成像模态获得的任何信息(例如但不限于数字重建射线照片或 DRR)。

[0008] 在一个常见情景中,治疗源是产生治疗放射的线性加速器(LINAC)(可被称作“MV 源”)并且成像系统包括产生密度相对低的能量成像放射的一个或多个独立 x 射线成像源(其各自可被称作“kV 源”)。治疗中图像可以包括以一个或多个不同视角获得的一个或多个(优选两个)二维图像(典型地是 x 射线)(例如,立体 x 射线图像),并且可与从三维治疗前图像信息获得的二维 DRR 进行比较。DRR 是通过以下方式生成的合成 x 射线图像:通过 3D 成像数据投射假想 x 射线,其中所述假想 x 射线的方向和取向模拟治疗中的 x 射线成像系统的几何形状。所得 DRR 则会具有近似与治疗中的 x 射线成像系统相同的比例和视角,并且可与治疗中的 x 射线图像进行比较以便确定靶的定位和取向,从而随后用来引导放射到所述靶的递送。

[0009] 在放射治疗中存在两个总体目标:(i)将高度适形的剂量分布递送到靶体积;以及(ii)在每个治疗分次整个过程中以高准确性递送治疗线束。第三目标在于针对每个分次以尽可能少的时间完成两个总体目标。递送更适形的剂量分布要求(例如)递送非共面线束的能力。准确递送治疗线束要求追踪靶体积分次内的位置的能力。增加递送速度的能力要求准确、精确并且快速移动放射源而不碰撞室内其它物体或患者或不违背管理机构速度限制的能力。

[0010] 关于已知放射治疗系统,已经产生一个或多个问题,这些问题至少部分通过在下文中进一步描述的一个或多个优选实施方案进行解决。总体来说,这些问题是由已知放射治疗系统中的机械稳定性与系统多用性之间的紧张关系所致,这种紧张关系在放射治疗的所希望的用途从仅仅头部应用扩展到整个身体、例如(但不限于)肺、肝以及前列腺时变得更为突出。比起基于 C 形臂台架的系统,基于机器人臂的系统倾向于针对不同身体部分允许更大范围的放射线束角度,尤其是在希望患者躺椅在放射治疗疗程期间保持不动的情况下。因此,比起基于 C 形臂和环形台架的系统,基于机器人臂的系统总体倾向于允许在可供患者使用的治疗计划种类中实现更多用性。另外,就可以重达数百千克的大多数治疗放射源的特有性质而言,基于将治疗放射源安装在 C 形臂台架的系统经受底座结构的不希望的治疗中的变形,这种变形难以建模或预测并且会因无法精确并且准确标识线束在三维空间中所指位置而致线束递送错误和/或治疗计划余量增加。

[0011] 另一方面,基于环形台架的系统倾向于呈现相对高的稳定性,即,基于 C 形臂台架的系统所呈现的变形问题较少,并且因此能够可重复地并且准确定位放射源,包括以相对高的机械驱动速度进行定位。然而,如上所述,比起机器人臂系统,基于台架的系统(例如, C 形臂台架)倾向于提供更小范围的可达角度来将治疗放射引入不同身体部分之中,并且因此提供更窄放射治疗选项阵列。

[0012] X 射线断层摄影合成是指以下过程:使用以对应多个不同角度入射在靶体积上的 x 射线获得所述靶体积的多个二维 x 射线投影图像,接着针对所述二维 x 射线投影图像进行数学处理以便产生表示所述靶体积的一个或多个对应切片的一个或多个断层摄影合成重构图像的集,其中 x 射线投影图像数量少于 CT 图像重构将会要求的集中的数量,和 / 或入射放射角度的数量或范围小于 CT 成像操作中将会使用的数量。通常,生成多个断层摄影合成重构图像,其中每个图像表示靶体积的不同切片,并且因此断层摄影合成重构图像的集有时称作断层摄影合成体积。本文所用术语断层摄影合成投影图像是指在断层摄影合成成像过程期间获得的其中一个二维 x 射线投影图像。

[0013] 出于上述术语目的,对于一些优选实施方案,CT 图像重构所要求的图像的集被认为是包括在一定的入射角度范围上生成的图像(例如,300 或更多),所述入射角度即为 180 度加上扇形线束角度。对于一些优选实施方案,用于重构断层摄影合成图像的 x 射线投影图像是在介于 1 度与小于用于 CT 成像的完整投影集合所需要的角度范围值的角度范围值(例如,180 度加上扇形角度)之间的角度范围上获得,其中在此范围中生成的投影图像数量是介于 2 与 1000 之间的值。在其它优选实施方案中,重构断层摄影合成图像的 x 射线投影图像是在介于 5 度与 45 度之间的角度范围上获得,其中在此范围中生成的投影图像数量介于 5 与 100 之间。

[0014] 已经提出将 X 射线断层摄影合成作为治疗中的 kV 成像模态以与放射治疗系统结合使用。在 US7532705B2 中,提出处理三维治疗前图像信息(例如,计划 CT 图像体积),以便通过以下方式生成位于患者体内或身上的靶的数字断层摄影合成(DTS)参考图像数据,如通过计划 CT 图像体积模拟 x 射线圆锥形线束投影。随后,针对治疗床上的患者,通过以不同角度获得多个 x 射线圆锥形线束图像生成 DTS 验证图像。然后,通过比较 DTS 参考图像数据和 DTS 验证图像数据中的如骨骼结构、软组织解剖体、植入靶以及皮肤轮廓等标志执行靶取位。在 US7711087B2 中,提出在治疗疗程期间获得断层摄影合成图像数据。出于在治疗疗程期间进行移动追踪目的,断层摄影合成重构切片结合搜索最为匹配所选参考 CT 切片的断层摄影合成重构图像过程中的参考 CT 数据直接进行处理。产生最大匹配程度的具体断层摄影合成重构图像的标识与断层摄影合成重构图像所要求的用来实现峰值匹配的空间偏移的量一起用于在三维空间中对靶进行取位。共同转让的 US6778850 (以引用方式并入本文)还披露了使用 x 射线断层摄影合成图像(更为具体地说,使用靶区域的清晰度相对要低的治疗中的 3D 图像,所述治疗中的 3D 图像是由以不同角度获得的多个 2D 诊断图像合成)作为治疗中的 kV 成像模态。

[0015] 还提出将圆锥形 CT (CBCT) 作为与放射治疗系统结合使用的治疗中的成像模态,在一些情况下作为 kV 成像模态,并且在其它情况下作为 MV (入口) 成像模态。然而,常规 CT 成像通过靶体积从 1D 投影重构 2D 切片,随后堆叠所述 2D 切片以便形成 3D 体积图像,CBCT 成像从靶体积的 2D 投影直接重构 3D 体积图像。如现有技术中已知,CBCT 提供通过单

个台架旋转(更为确切地说,旋转至少 180 度加上扇形线束角度)形成 3D 图像体积的能力,然而常规 CT 要求每个切片旋转一次(对于单排检测器而言)或每个切片旋转 $1/M$ 次(对于具有 M 排的较新准线性多排检测器而言)。CBCT 还提供了更加各项同性的空间分辨率,然而常规 CT 在切片厚度的纵向方向上限制空间分辨率。不过,由于常规 CT 系统通常在其线性或准线性排检测器附近提供的准直程度基本上高于 CBCT 系统在其二维检测器附近所能提供的准直程度,因此比起常规 CT 系统,散射的噪声和伪像对于 CBCT 系统而言更成问题。

[0016] 在 US7471765B2 中,提出使用一种 CBCT 成像系统,其包括 kV x 射线管和安装在 LINAC 台架上的平板成像检测器,以使得 kV 放射近似是与来自 LINAC 的 MV 治疗放射正交。治疗之前,治疗计划获得 CBCT 计划图像。随后,每个治疗分次之前,获得 CBCT 图像,并且与 CBCT 治疗前的计划图像进行比较,并且使用比较结果来对治疗分次的治疗计划进行修改以补偿级分之间摆位误差和 / 或级分之间器官运动。由于可允许的台架旋转速度限制(例如,每一分钟旋转一次)导致 CBCT 获得时间比起患者呼吸(或其它生理周期)来说减慢,因此,在 CBCT 获取期间使用与患者呼吸(或其它生理周期)同步的选通方案来在重构图像中减小器官运动的不利影响。另外,由于相对低的 CBCT 获取时间,因此 CBCT 体积数据一般仅仅对于在每个治疗分次之前的患者准备而言有用,并且对于分次内运动校准而言无用。

[0017] 如场发射“冷阴极”x 射线源阵列等 X 射线源阵列表示出医疗成像中的良好进展并且在若干方面提供超过常规 x 射线管源的潜在优势。常规 x 射线管通常包括钨、钽或铯阴极,所述阴极被加热至约 2000°C 以致电子被热离子地发射出来,自由电子随后通过如 120kV 等较高电势朝着阳极加速。可用于成像的 X 射线放射是在热离子地生成的电子撞击阳极时形成,阳极通常是由钨、钽或铜支撑,位于 x 射线管的焦点处,这种碰撞致使 x 射线光子发射。然而以往作为在医疗成像环境中提供成像 x 射线放射的唯一可行并且具有成本效益的方式,常规 x 射线管源可以使得以下方面实现设计折衷:它们的相对大的尺寸和重量、高操作温度、高动力消耗、相对适度的时间分辨率(例如,接通 / 断开切换时间)以及它们在微型化成或形成紧密地隔开的阵列方面的最小顺从性。

[0018] 作为其中通过热离子发射生成自由电子的常规 x 射线管技术的替代方案,替代技术已被引入,其中自由电子是通过场发射生成的。在场发射源中,自由电子在电压被应用到具有高发射密度的材料(如某些碳纳米管(CNT)材料)上时发射。由于电子的场发射是通过高电场生成,因此无需加热。因此,场发射源通常被称作冷阴极源。有利地,由此类材料发射的电子线束可以具有低发散性,并且因此使得容易聚焦到焦点上。此外,源的几乎瞬时响应提供甚至可以在纳秒量级上的时间选通能力。由于它们可被制造得极其小,因此场发射 x 射线源非常适于形成阵列。根据 US07505562B2 (以引用方式并入本文),可以使用本领域的现有技术内的技术设想每米具有 1000 像素(即,每米 1000 个单独 x 射线源)的、带有近似 10MHz 的脉冲重复率的设备。

[0019] 本文所用术语 x 射线源阵列是指 x 射线的源,所述 x 射线的源包括多个空间上不同的、电子上活性的 x 射线发射器或发射点(焦点),所述 x 射线发射器或发射点可以在单独或成组方式中的至少一者的基础上进行寻址。尽管适于与一个或多个优选实施方案一起使用的多数 x 射线源阵列通常将是场发射“冷阴极”类型,但本教导的范围不限于此。例如,可能适于与一个或多个优选实施方案一起使用的其它类型的 x 射线阵列包括扫描束线阵列 X 射线源,其中电子线束数字扫描整个钨传输靶,每秒扫描三十次,之后产生一万单独经

过准直的 X 射线线束,如加利福尼亚州纽瓦克市 Triple Ring Technologies 有限公司报告指出。

[0020] 已经提出将 X 射线源阵列用于关联放射治疗系统的 kV 成像系统,如 US20090296886A1 中所述。然而,人们认为,需要在 x 射线源阵列到 IGRT 系统的集成的构造、操作和 / 或方式方面的实质进展(如本文中的一个或多个优选实施方案所提供的那些进展),以便实现临床实用性、有效性以及市场接受性。应了解,尽管在 IGRT 系统的上下文中由其有利,但一个或多个优选实施方案还可以应用于在图像引导放射治疗范围外的各种各样的其它医疗成像应用。

[0021] 一般来说,关于已知医疗成像和 / 或放射治疗系统,已经产生一个或多个问题,这些问题至少部分通过在下文中进一步描述的一个或多个优选实施方案进行解决。例如,影响患者舒适性的一个问题是 IGRT 系统的物理构造是否要向患者提供“隧道样的”感觉,这种感觉可能带来所不希望的幽闭恐惧症感觉。如另一实施例,将会希望提供一种 IGRT 系统,其中并不要求在(i)治疗前成像过程和 / 或摆位成像过程与(ii)包括治疗中的成像的治疗递送过程的时间之间移动患者,这不仅是为了促进方便性和患者舒适性,还是为了增加对应图像集合之间的空间配准的精确性,以便允许实现更精确的放射治疗递送。

[0022] 如又一实施例,在 US07188999B2 (以引用方式并入本文)中提出一种放射治疗装置,其中 LINAC 是由弧形导轨支撑并且可以沿着所述弧形导轨周向移动,所述弧形导轨可相对于纵轴倾斜,患者沿着所述纵轴定位。通过使得弧形导轨以致动方式倾斜并且使得 LINAC 沿着所述弧形导轨以致动方式周向平移,由此,至少在理论上可以沿着中心在等中心处的虚设半球来将 LINAC 基本上定位在任何位置。然而,出现的至少一个困难在于, LINAC 可能潜在会与患者皮肤表面碰撞或几乎碰撞,在弧形导轨相对于纵轴偏离法线倾斜。尽管 US07188999B2 讨论了可以至少部分解决这个问题的一個建议,这个建议是将包括整个弧形导轨在内的整个台架结构致动式升高到治疗室地板上方的不同高度,此类建议被认为会带来能够通过在下文中进一步描述的一个或多个优选实施方案避免的一个或多个不利后果,和 / 或经受在下文中进一步描述的一个或多个优选实施方案并不经受的一个或多个缺点。就本教导而言,如本领域中的技术人员将会清楚,还会产生其它问题。

发明内容

[0023] 根据一个优选实施方案,提供的是一种放射治疗装置,其包括:环形台架,其具有中心开口;以及被连接到所述环形台架的放射治疗头。所述放射治疗头可以围绕所述中心开口旋转至少 180 度弧度。所述放射治疗装置进一步包括台架平移机构,所述台架平移机构被构造成在延伸穿过所述中心开口的纵轴的方向上平移所述环形台架。

[0024] 还提供了一种用于针对患者身体部分进行图像引导放射治疗(IGRT)的方法,所述方法包括沿着 IGRT 装置的纵轴定位所述患者,所述 IGRT 装置具有带有中心开口的环形台架,所述纵轴延伸穿过所述中心开口,所述 IGRT 装置进一步包括放射治疗头,所述放射治疗头被连接到所述环形台架并且可以围绕所述中心开口旋转至少 180 度弧度,所述 IGRT 装置进一步包括台架平移机构,所述台架平移机构被构造成在所述纵轴的方向上平移所述环形台架。所述 IGRT 装置在治疗分次期间经过操作以便将非共面放射治疗应用到所述身体部分,其中所述放射治疗头围绕所述中心开口被旋转到多个不同台架角度,并且其中所述

环形台架沿着所述纵轴被平移到不同纵向位置。

[0025] 还提供了一种放射治疗装置,其包括环形台架,所述环形台架具有中心开口,所述中心开口大到足以容纳患者身体,所述患者身体沿着纵轴定位并且延伸穿过所述中心开口,并且所述放射治疗装置进一步包括台架倾斜机构,所述台架倾斜机构被构造成使得所述环形台架相对于所述纵轴倾斜成多个不同倾斜角度。所述装置进一步包括放射治疗头,所述放射治疗头被连接到所述环形台架并且可以围绕所述中心开口旋转至少 180 度弧度。所述放射治疗头被机械连接到所述环形台架,以使得可以动态控制所述放射治疗头相对于所述环形台架朝着所述中心开口向内延伸的距离。

[0026] 还提供了一种用于针对患者身体部分进行图像引导放射治疗的方法,所述方法包括沿着 IGRT 装置的纵轴定位所述患者,所述 IGRT 装置包括:环形台架,其具有中心开口,所述中心开口大到足以容纳所述患者的所述身体;以及台架倾斜机构,其被构造成使得所述环形台架相对于所述纵轴倾斜成多个不同倾斜角度。放射治疗头被连接到所述环形台架并且可以围绕所述中心开口旋转至少 180 度弧度,而且是被机械连接到所述环形台架的,以使得可以动态控制所述放射治疗头相对于所述环形台架朝着所述中心开口向内延伸的距离。所述 IGRT 装置在治疗分次期间经过操作以便将非共面放射治疗应用到所述身体部分,所述操作包括围绕所述中心开口来将所述放射治疗头旋转到多个不同台架角度,所述操作进一步包括使得所述环形台架相对于所述纵轴倾斜成多个不同倾斜角度。

[0027] 还提供了一种放射治疗装置,其包括环形台架,所述环形台架具有中心开口,所述中心开口大到足以容纳患者身体,所述患者身体沿着纵轴定位并且延伸穿过所述中心开口。所述装置进一步包括放射治疗头,所述放射治疗头被连接到所述环形台架并且可以围绕所述中心开口旋转至少 180 度弧度。所述放射治疗头被机械连接到所述环形台架,以使得可以动态控制所述放射治疗头相对于所述环形台架朝着所述中心开口向内延伸的距离。

[0028] 还提供了一种用于针对患者身体部分进行图像引导放射治疗的方法,所述方法包括沿着 IGRT 装置的纵轴定位所述患者,所述 IGRT 装置包括环形台架,所述环形台架具有中心开口,所述中心开口大到足以容纳所述患者的所述身体。放射治疗头被连接到所述环形台架并且可以围绕所述中心开口旋转至少 180 度弧度,而且所述放射治疗头是被机械连接到所述环形台架的,以使得可以动态控制所述放射治疗头相对于所述环形台架朝着所述中心开口向内延伸的距离。所述 IGRT 装置在治疗分次期间经过操作以便将非共面放射治疗应用到所述身体部分,所述操作包括围绕所述中心开口来将所述放射治疗头旋转到多个不同台架角度,所述操作进一步包括动态控制所述放射治疗头通过所述多个台架角度向内延伸的所述距离。

附图说明

[0029] 图 1 示出根据优选实施方案的放射治疗环境;

[0030] 图 2A-2B 各自示出根据优选实施方案的图像引导放射治疗(IGRT)装置的侧向剖切视图和轴向剖切视图;

[0031] 图 3A-3B 各自示出根据优选实施方案的 IGRT 装置的侧向剖切视图和轴向剖切视图;

[0032] 图 4 示出根据优选实施方案的 IGRT 装置的侧向剖切视图以及与所述 IGRT 装置集

成和 / 或连接的计算机系统的示意图；

[0033] 图 5A-5D 针对在圆锥形非共面或圆锥形螺旋式非共面放射治疗递送期间所述 IGRT 装置的环形台架的多个不同纵向位置示出图 3 所示 IGRT 装置的侧向剖切视图；

[0034] 图 5E-5G 针对在螺旋式非共面放射治疗递送期间环形台架的多个不同纵向位置示出图 3 所示 IGRT 装置的侧向剖切视图；

[0035] 图 6A-6D 示出根据优选实施方案的 3D 成像设备的纵向平移和 IGRT 系统的环形台架结构,所述优选实施方案用以在允许患者保持静止的同时结合放射治疗递送提供治疗前和 / 或摆位成像；

[0036] 图 7 示出根据优选实施方案的 IGRT 装置在任选躺椅摆动操作模式期间的俯视剖切视图；

[0037] 图 8A-8B 各自示出根据优选实施方案的 IGRT 装置的轴向剖切视图和俯视剖切视图；

[0038] 图 9A-9C 各自示出根据优选实施方案的 IGRT 装置的一个轴向剖切视图和两个俯视剖切视图；

[0039] 图 10 示出根据优选实施方案的 IGRT 装置的俯视剖切视图；

[0040] 图 11A-11C 示出根据优选实施方案的 IGRT 装置的侧向剖切视图,所述 IGRT 装置包括环形台架,所述环形台架围绕水平倾斜轴以不同的对应倾斜角度倾斜；

[0041] 图 12A-12C 针对 IGRT 装置的对应环形台架倾斜角度示出根据优选实施方案的图 11A-11C 所示 IGRT 装置的平面内环形台架剖切视图,这些视图各自包括处于两个不同台架角度时的所述 IGRT 装置的放射头的视图,用以示出所述放射头的动态向内 / 向外定位控制；

[0042] 图 13A-13C 示出根据优选实施方案的 IGRT 装置的俯视剖切视图,所述 IGRT 装置包括环形台架,所述环形台架围绕垂直倾斜轴以不同的对应倾斜角度倾斜；

[0043] 图 14A-14B 示出根据图 5A-5D 所示方法的使用 IGRT 系统的圆锥形非共面和圆锥形螺旋式非共面放射治疗递送的实施例；

[0044] 图 15A-15B 示出使用图 11A-11C 所示 IGRT 系统的非共面放射治疗递送的实施例；以及

[0045] 图 16A-16B 示出使用图 13A-13C 所示 IGRT 系统的非共面放射治疗递送的实施例。

具体实施方式

[0046] 在下文中进一步描述了用于图像引导放射治疗(IGRT)的系统、方法以及相关计算机程序产品,包括图像引导放射治疗(IGRT)系统,所述系统提供以下项的有利组合:高机械稳定性、放射递送过程中的多用性、户外构造以及使得患者在(i)治疗前成像和 / 或摆位成像与(ii)包括治疗中的成像在内的治疗递送的时间之间保持静止的能力。在一个优选实施方案中,提供一种放射治疗装置,所述放射治疗装置包括:环形台架,所述环形台架具有中心开口;放射治疗头,所述放射治疗头被连接到所述环形台架并且可以围绕所述中心开口旋转至少 180 度弧度;以及台架平移机构,所述台架平移机构被构造成在延伸穿过所述中心开口的纵轴的方向上平移所述环形台架。在一个优选实施方案中,所述环形台架装在环形台架结构内,所述环形台架结构沿着所述纵轴具有小于约一米的整体长度,从而

有利促使患者得到非幽闭恐惧症的、“户外的”感觉和体验。在一个优选实施方案中,所述放射治疗头可以围绕所述中心开口旋转整个 360 度弧度。

[0047] 在一个优选实施方案中,所述环形台架界定中心环形台架平面,所述放射治疗头的质量中心沿着所述环形台架平面进行维持,并且所述放射治疗头被可枢转地安装到所述环形台架的方式为允许治疗放射相对于所述环形台架平面被定向在平面外。更优选地,所述放射治疗头被安装成允许进一步可枢转移动,以使得放射治疗可以相对于穿过等中心的中心纵轴偏离中心进行定向。有利地,可以提供丰富多样的不同治疗类型和治疗剖面,包括但不限于圆锥形非共面旋转弧形治疗和圆锥形螺旋式非共面旋转弧形治疗。根据另一优选实施方案,通过以下方式提供又一自由度:将放射治疗头安装到环形台架,以使得放射治疗头与中心纵轴之间的径向距离能够得到动态控制。

[0048] 对于优选实施方案,治疗中的成像是由第一 kV 成像系统提供,所述第一 kV 成像系统包括第一成像源和第一成像检测器,所述第一成像源和所述第一成像检测器可以随着所述环形台架沿着所述纵轴平移。第一成像源和第一成像检测器可以被安装到环形台架,从而可以与放射治疗头围绕中心开口一致旋转,或者作为替代,第一成像源和第一成像检测器可以被固定到环形台架结构的框架,以使得它们无法围绕中心开口旋转,但却仍会沿着纵轴随着所述环形台架平移。优选地,还提供包括第二成像源和第二成像检测器的第二 kV 成像系统,所述第二 kV 成像系统或沿着纵轴静止或可相对于环形台架沿着纵轴独立平移。可固定地定位和/或移动地控制第二 kV 成像系统,以使得在纵向移动环形台架以将其中心平面从等中心处移除时,所述第二 kV 成像系统可以“接管”第一 kV 成像系统,以便提供所需治疗中图像信息。

[0049] 根据另一优选实施方案,治疗拱室也配备有 3D 成像设备(例如,CT、MRI),所述 3D 成像设备与包含环形台架和放射治疗头的环形台架结构分开,其中所述 3D 成像设备可以沿着中心纵轴单独并独立于所述环形台架结构平移。环形台架结构可以在其中所述环形台架结构纵向包围等中心的第一位置与远离所述等中心的第二位置之间沿着中心纵轴平移。类似地,3D 成像设备可以在其中其远离等中心的第三位置与其纵向包围所述等中心的第四位置之间沿着中心纵轴平移。有利地,这提供了一种在保持患者完全静止的同时实现以下两种情况的能力:(a)通过 3D 成像设备来对靶组织体积进行治疗前成像和/或摆位成像和(b)通过放射治疗头来向所述靶组织体积递送放射治疗。对于治疗前成像和/或摆位成像,环形台架结构被移动开,同时 3D 成像设备获得治疗前图像和/或摆位图像,然而,对于递送放射治疗,所述 3D 成像设备被移动开,以便允许安装在环形台架上的放射治疗头执行放射递送,上述所有操作无需平移、旋转或以其它方式移动患者。

[0050] 根据本发明的一个或多个优选实施方案,还提供了一种放射治疗装置,所述放射治疗装置包括环形台架,所述环形台架具有中心开口,所述中心开口大到足以容纳患者身体,所述患者身体沿着固定纵轴定位并且延伸穿过所述中心开口,并且所述放射治疗装置进一步包括台架倾斜机构,所述台架倾斜机构被构造成使得所述环形台架相对于所述纵轴倾斜成多个不同倾斜角度。所述装置进一步包括放射治疗头,所述放射治疗头被连接到所述环形台架并且可以围绕所述中心开口旋转至少 180 度弧度,并且更优选地旋转整个 360 度弧度。对于一个优选实施方案,环形台架可以倾斜而不可以治疗拱室中纵向平移,然而,在另一优选实施方案中,环形台架可以倾斜,同时可以在治疗拱室中纵向平移。对于一

个优选实施方案,环形台架可以围绕水平倾斜轴倾斜,然而,在另一优选实施方案中,环形台架可以围绕垂直倾斜轴倾斜。对于其中环形台架既可倾斜也可纵向平移的优选实施方案中,倾斜轴将可能会随着所述环形台架平移。提供一个或多个 kV 成像系统,所述 kV 成像系统可以包括一个或多个在台架上的 kV 成像系统,所述在台架上的 kV 成像系统被安装到环形台架并且由此可以随之倾斜和 / 或平移。所述一个或多个 kV 成像系统可以进一步和 / 或替代地包括在治疗拱室中独立于环形台架进行移动的一个或多个可独立移动的 kV 成像系统,并且可以进一步和 / 或替代地包括相对于所述治疗拱室固定的一个或多个固定的 kV 成像系统。

[0051] 根据一个优选实施方案,结合可倾斜的环形台架提供一种介于放射治疗头与环形台架之间的机械连接,这种机械连接设计用来促进并且促使所述放射治疗头相对于所述环形台架朝着中心开口向内延伸的距离得到动态控制。例如,在一个优选实施方案中,放射治疗头通过伸缩臂来连接到环形台架,所述伸缩臂被构造成在计算机化控制下朝着或远离环形台架平面的中心动态延伸。在一个优选实施方案中,当放射治疗头围绕中心开口通过多个台架角度旋转时,动态控制向内延伸距离,所述动态控制的应用方式为使得所述放射治疗头邻近地维持在沿着纵轴围绕患者延伸的预先界定的圆柱形缓冲区外。对于其中环形台架相对于纵轴以非垂直角度倾斜的实施例,放射治疗头的尖端遵循总体上椭圆形的轨迹,伸缩臂在环形台架圆周更为接近缓冲区时的位置处相对收缩,伸缩臂在环形台架圆周更为远离缓冲区时的位置处相对延伸。对于其中环形台架既可倾斜也可纵向平移的优选实施方案,治疗拱室也可以配备有可以沿着纵轴单独并独立于环形台架结构平移的单独 3D 成像设备(例如,CT、MRI),以便提供在保持患者完全静止的同时实现(i)治疗前成像和 / 或摆位成像和(ii)递送放射治疗两者的能力。

[0052] 图 1 示出放射治疗环境 100,一个或多个优选实施方案被有利地应用到所述放射治疗环境之内。放射治疗环境 100 包括参考成像系统 102 和 IGRT 系统 104。参考成像系统 102 通常包括高精确性体积成像系统,如计算机断层摄影(CT)系统或核磁共振成像(MRI)系统。鉴于许多临床环境中的成本和工作流程因素,所述参考成像系统 102 通常是在诊所或医院环境中用于各种不同目的的通用工具,并且并不是特别专用于 IGRT 系统 104。相反,参考成像系统 102 通常位于其自己的单独的室或拱室之中,并且在单独并且比 IGRT 系统 104 更通用的基础上购买、安装和 / 或维护。因此,对于图 1 实施例,参考成像系统 102 被示出为是不同于 IGRT 系统 104 的。值得注意的是,对于没有超出本教导范围的其它放射治疗环境,参考成像系统 102 可以被认为是 IGRT 系统 104 的集成部件。

[0053] IGRT 系统 104 包括放射治疗(MV)源 108,其选择性地将高能量 x 射线治疗放射应用到定位在治疗躺椅 TC 上的患者 P 的靶体积。MV 源 108 在系统控制器 114 并且更具体地说是在其治疗放射控制子系统 128 的控制下来应用治疗放射。系统控制器 114 进一步包括处理电路 120、检测器控制器 122、躺椅定位控制器 124 和 kV 放射控制器 126,上述各自被编程并且构造成实现本文中进一步描述的一种或多种功能。一个或多个成像(kV)放射源 110 在 kV 放射控制器 126 的控制下选择性地发射相对低能量的 x 射线成像放射,所述成像放射是由一个或多个成像检测器 112 捕获。在替代优选实施方案中,一个或多个成像检测器 112 可以是所谓的入口成像检测器,其捕获来自 MV 源 108 的高能量 x 射线治疗放射,这种治疗放射穿过靶体积传播。

[0054] 对于一个优选实施方案,kV 成像放射源 110 包括二维立体定向 x 射线成像系统和断层摄影合成成像系统两者。对于其它优选实施方案,仅提供二维立体定向 x 射线成像系统,然而对于另外一些优选实施方案,仅提供断层摄影合成成像系统。优选地,立体定向 x 射线成像系统和断层摄影合成成像各自具有以下特征:(a)相对于治疗室的(x,y,z)坐标系统的固定的、预定的、非移动的几何形状或(b)在几何形状可以动态移动时相对于治疗室的(x,y,z)坐标系统的可精确测量的和/或可精确确定的几何形状。MV 放射源 108 当然也应具有相对于治疗室的(x,y,z)坐标系统的可精确测量的和/或可精确确定的几何形状。

[0055] 躺椅定位器 130 是由躺椅定位控制器 124 致动,以便定位躺椅 TC。任选地,基于非 x 射线的定位传感系统 134 感测策略性地固持到患者上的一个或多个外部标记的定位和/或运动,和/或感测患者皮肤表面本身的定位和/或运动,这种感测使用并不涉及离子放射的一种或多种方法进行,所述方法如基于光学的或基于超声的方法。IGRT 系统 104 进一步包括操作员工作站 116 和治疗计划系统 118。

[0056] 图 2A-2B 示出根据一个或多个优选实施方案的 IGRT 系统,包括可平移的环形台架结构 200。环形台架结构 200 包括框架 202,所述框架内设置有环形台架 204。安装到环形台架 204 的是放射治疗头 210,所述放射治疗头如但不限于线性加速器(LINAC)或紧凑质子源,所述放射治疗头上包括如多叶准直器(MLC)等末端准直器 212 并且提供了治疗放射线束 203。放射治疗头 210 通过包括臂 207 的底座 206 来被安装到环形台架 204 上。对于一个优选实施方案,放射治疗头 210 包括紧凑轻量 LINAC,如采用紧凑构造而无偏转磁铁的 X 带或 C 带 LINAC。这就允许一种紧凑系统设计,其中所有移动部件位于固定表面盖罩(参见遮蔽结构 220)后面,从而消除与患者碰撞的风险并且实现较高旋转速度(存在一种美国管理标准,其中规定如果存在与患者碰撞的风险,那么就不允许旋转速度高于 1 转/分钟)。在替代实施方案中,紧凑加速器可以包括偏转磁铁。

[0057] 环形台架 204 和放射治疗头 210 经过构造,以使得所述放射治疗头 210 可以围绕穿过等中心 216 的纵向取向的中心轴 214 旋转。就本发明而言,如本领域的技术人员将会清楚,各种不同机制中的任何机制都可用来实现这种旋转功能,所述机制包括其中环形台架 204 固定而底座 206 围绕所述环形台架滑动或滚动的机制、其中整个环形台架 204 旋转并且底座 206 被固定于所述环形台架的单点上的机制及其各种组合。对于其中环形台架 204 保持固定而底座 206 围绕所述环形台架滑动或滚动的情况,将会易于理解地是,术语“台架角度”仍然可以用来表示在从设备末端轴向观察时放射治疗头相对于中心纵轴的角度设置,即使所述环形台架本身并不转动并且相反所述放射治疗头围绕所述环形台架周向平移也是如此。

[0058] 技术人员将会了解,允许台架角度的此类变化的各种不同机械支持方案中的任何方案均可使用(例如,抗摩擦套筒、滑动轴承、滚柱轴承等等)。为了简化发明内容,下文描述呈现针对整个环形台架 204 旋转并且底座 206 被固持在所述环形台架的单点上的情况,但应了解,本教导范围不限于此。

[0059] 环形台架 204 和放射治疗头 210 被构造和尺寸调整成允许中心开口(中心孔洞)218 存在,也就是说,存在这样一种开口:足以允许患者 P 被定位成从中穿过,而不可能在放射治疗头 210 或其它机械部件围绕患者 P 旋转时被所述放射治疗头或其它机械部件意外接

触。优选地,提供遮蔽结构 220 以便对中心孔洞 218 边界加衬而且覆盖环形台架结构 200 侧面。除了防止动患者的手或其它身体部分发生所不期望的移动而导致与移动零件碰撞之外,就设备中的大型移动零件而言,遮蔽结构 220 可以减少病人可感觉到的威胁感。遮蔽结构 220 提供最大化台架旋转速度而仍满足所有管理安全要求的能力。遮蔽结构 220 应由对于治疗和成像放射而言基本上可透射的材料形成,并且所述遮蔽结构任选地也可以是在视觉上不透明的。中央孔洞 218 可替代地称作圆柱形缓冲区,或者可能更通俗地称作“禁飞区”,这种替代术语尤其合适其中不包括遮蔽结构 220 的实施例。

[0060] 关联 IGRT 系统的是一种虚设平面,本文称作横向等中心的平面 217,这个平面与旋转轴 214 正交并且穿过等中心 216。关联包括环形台架 204 的环形台架结构 200 的是环形台架平面 219,如果这个平面在某些时间上和 / 或针对某些操作可以保持与图 2A 所示横向等中心的平面 217 共面,那么这个平面即可变成通过环形台架结构 202 在纵向方向上的平移来与横向等中心的平面 217 在纵向方向上分开。如本文所使用,等中心是治疗室(治疗拱室)中的固定的物理点。治疗中心是患者的靶体积内的点,该点是由医师在治疗计划期间界定,这种界定通常基于治疗前图像参考帧。对于等中心的治疗,在准备操作期间,治疗中心与等中心对准。值得注意的是,即使当环形台架结构 200 在纵向方向上平移,等中心 216 也会保持处于治疗拱室中的固定点处,并且在纵向位置上变化的是环形台架平面 219。

[0061] 图 2A-2B 所示的是平移致动机构 240,用以在纵向方向上平移环形台架结构 200。尽管借助简化实施例在图 2A-2B 中示出的是轮子可由电动机(未示出)驱动,但就本发明而言,本领域技术人员将会清楚,平移致动机构 240 也可采用各种不同形式,以便实现这种平移功能。还应了解,尽管被示出为被旋转地设置在治疗拱室的底板 226 上,但环形台架结构 200 也可替代地或与其结合地被平移地连接到治疗拱室的顶板和 / 或一个或多个侧壁。

[0062] 本领域的技术人员将了解,比起图 2A-2B 中示意性地指出的那种框架,框架 202 可以根据所用具体材料和其它设计考虑而被制造成基本上较厚或者在各种位置处可被加强,以便确保这种机械稳定性。提供患者躺椅 222 用于支撑患者 P,所述患者躺椅 222 优选地被连接到自动患者定位系统 224,这种系统能够以三个或更多个自由度(例如,三个正交平移,其中一个正交平移平行于旋转轴 214,两个正交平移与旋转轴 214 正交,所述正交平移任选地加上一一次或多次旋转)操纵患者。根据本发明的实施方案,本领域的技术人员将了解,许多躺椅均可使用。

[0063] 有利地,环形台架结构 200 提供患者对周围空间的高度可见性,从而提供较不产生幽闭恐惧症的体验。任选地或替代地,遮蔽结构 220 可为结构支撑圆柱或轮毂,框架 202 在所述支撑圆柱或轮毂的近似相对端部处被机械连接到所述支撑圆柱或轮毂。在这个实施方案中,除了框架 202 之外或替代所述框架,轮毂将会提供额外或替代结构支撑件。在另一实施方案中,轮毂(无论是否是由射线可透射的材料制成)和 / 或遮蔽结构 220 具有沿着中心开口 218 具有平行于旋转轴 214 的纵向狭缝,以便允许放射从中无阻碍地穿过,从而降低所谓的趋肤效应或使皮肤防护最大化。应了解,遮蔽结构 220 可以仍然对结构圆柱加衬并且不必具有狭缝,从而完全封闭患者视角并且接触旋转放射源。狭缝(如果患者可以看到)可以被构造使得对旋转放射源的潜在接触最小化,并且患者可能仅仅会在旋转放射源位于或接近大约垂直指向下方的环形顶部时看到所述旋转放射源。如将了解,所述轮毂将与放射头近似一致地旋转。作为额外选项,以不同方式描述的是,遮蔽结构 220 可被连接,以

使得其随环形台架 204 旋转。任选地,就皮肤防护问题而言为了维持移动部件尽可能地处于固定表面盖罩后面,可以提供可移除的盖子来“堵住”狭缝,这将会适于可旋转的治疗治疗。对于仅仅使用少量(1-4 个)静态线束的治疗,如果积累最为关键,而线束之间的旋转速度并不关键,那么狭缝保持打开。用于旋转弧形治疗治疗,如果积累并不关键(因为皮肤剂量涂抹在非常多的线束方向上),而旋转速度是关键的,那么塞子会被配合到狭缝中。这可以在治疗前通过总体上可移除的塞子来手动实现,或替代地,在遮蔽结构 220 上提供一种机械滑动系统,这种机械滑动系统可以在治疗人员的控制和 / 或致动下盖住或露出狭缝。

[0064] 如图 2A-2B 所示,放射治疗头 210 优选地被连接到底座 206 的臂 207 的方式为允许所述放射治疗头 210 围绕第一枢转轴 M1 (在本文中称作主要枢转轴)进行枢转,并且(iii)治疗放射头 210 围绕第二轴 M2 旋转(在本文中称作次要枢转轴),所述第二轴与 M1 成直角。优选地,轴 M1 和 M2 各自穿过治疗放射头 210 的质量中心(CoM)(所述质量中心还与放射源重合,例如 LINAC 中的焦点),所述质量中心沿着治疗放射线束 203 轴安置,并且所述质量中心会与环形台架平面 219 重合。总而言之,主要围绕轴 M1 枢转和次要围绕轴 M2 枢转可被认作治疗放射头 210 的常平架或常平运动。为了清楚描述,主要围绕轴 M1 枢转在下文中可用术语“M1 枢转(M1pivot)”或“M1 枢转(M1pivoting)”表示,并且次要围绕轴 M2 枢转在下文中可用术语“M2 枢转(M2pivot)”或“M2 枢转(M2pivoting)”表示。值得注意的是,本文所用术语主要 /M1 和次要 /M2 在用于标识目的,并且并不指示任何具体与成像相关或治疗相关的相对分级。如图 2A 所示,围绕 M2 轴枢转允许治疗放射相对于环形台架平面 219 被定向在平面外。

[0065] 对于一个优选实施方案,底座 206 和臂 207 被构造成允许放射治疗头 210 与环形台架 204 之间的距离可控制地缩短和延长。例如,臂 207 可以是伸缩臂。因此,可以动态控制放射治疗头 210 与中心纵轴 214 之间的径向距离。可有利地使用这种能力,以便在围绕 M2 枢转轴枢转放射处理头 210 时,防止 MLC212 与遮蔽结构 220 之间在沿着中心孔洞 218 的位置处碰撞。这又可以有利地放宽某些设计限制,这样即会允许中心孔洞 218 大于其原本大小,同时还会允许放射处理头 210 实现基本 M2 轴枢转自由。在替代优选实施方案(未示出)中,放射治疗头 210 与中心纵轴 214 之间的径向距离固定并且无法进行动态控制。

[0066] 图 2A-2B 进一步示出第一 kV 成像系统 S1/D1,所述成像系统包括成像源 S1 和成像检测器 D1,所述成像源和所述成像检测被连接到环形台架 204 以便可以与其一起旋转并且平移。对于另一优选实施方案(未示出),所述第一 kV 成像系统 S1/D1 可与环形台架 204 一起平移,但或固定地附接到框架 202 或通过所述环形台架 204 的旋转以其它方式断开连接。在不背离本教导范围的情况下,所述第一 kV 成像系统 S1/D1 一般可以具有任何多种不同硬件部件(例如,单个 x 射线源、源阵列等等)和二维或三维成像方案(例如,2D 立体成像、CBCT、断层摄影合成等等)。针对一个优选实施方案,所述成像源 S1 包括使用计算机可操纵的电子线束和金属靶的空间布置的源阵列,如由 Triple Ring Technologies(参见上文)研发的一个或多个此类设备,所述成像检测器 D1 是数字阵列检测器,并且提供 3D 断层摄影合成治疗中的成像功能。

[0067] 技术人员将了解,图 2A-2B 的 IGRT 系统进一步包括多个各种类型的致动器(未示出),用以实现本教导中的上述和下述机械功能。因此,例如,所述 IGRT 系统包括对应致动设备(未示出),用以实现以下情况:环形台架 204 围绕旋转轴 214 旋转、放射治疗头 210 从中

心纵轴 214 向内和向外径向平移、放射治疗头 210 进行 M1 枢转和 M2 枢转,以及环形台架结构 200 沿着纵轴的方向平移。所述 IGRT 系统进一步包括一个或多个处理和 / 或控制单元,如可以实施在一个或多个可编程计算机上的处理和 / 或控制单元,用以控制各种致动器并且根据需要来将信号发送到各种列举出的放射源和检测器并从所述放射源和所述检测器发送信号,从而实现本教导中的上述和下述功能。就本教导而言,本领域的技术人员将能构造此类致动设备、处理和 / 或控制单元、可编程计算机等等,并且将能操作所述 IGRT 系统而不进行过度实验。

[0068] 图 3A-3B 示出图 2A-2B 所示 IGRT 系统,其中注释更清楚地描绘放射治疗头 210 的、有利地提供的若干自由度。总而言之,放射治疗头 210 可以围绕中心轴 214 旋转(箭头 302),可以沿着纵向方向平移(箭头 304),可以围绕 M1 轴枢转(箭头 306),可以围绕 M2 轴枢转(箭头 308),并且可以相对于中心轴 214 径向平移(箭头 310)。有利地,借助由这些自由度的组合提供的可能性,促成丰富多样的放射治疗递送计划。同时,借助环形台架 204 的环式机械性质以及沿着臂 207 以某些台架角度形成的任何悬臂力矩比起常规 C 形臂悬臂力矩较为适度这一事实,提供高度机械稳定性。此外,有利地为患者提供非幽闭恐惧症的、“户外”的感觉和体验。另外,如下文进一步描述,一种能力在于使得患者在(i)治疗前成像和 / 或摆位成像与(ii)包括治疗中的成像的治疗递送的时间之间保持完全静止。

[0069] 图 4 示出所述环形台架结构 200,所述环形台架结构使用一个或多个总线、网络或其它通信系统 460 (包括有线和 / 或无线通信系统)而被连接到计算机系统 449 和 / 或与所述计算机系统集成,而且能够与其结合以便实施一个或多个优选实施方案的方法。根据一个或多个优选实施方案的图像引导放射治疗方法可以通过机器可读代码(即,软件或计算机程序产品)实施并且在计算机系统上执行,所述计算机系统如但不限于计算机系统 449,其中包括微处理器 452、随机存取存储器 453 以及非易失性存储器 454 (例如,机电硬盘驱动器、固态驱动器)的中央处理单元(CPU) 451 会与各种输入 / 输出设备结合操作,所述输入 / 输出设备如显示监视器 455、鼠标 461、键盘 463 以及能够读出和写入来自机器可读媒体 458 的数据和指令的其它 I/O 设备 456,所述机器可读媒体如磁带、光盘(CD)、数字通用光盘(DVD)、蓝光光盘(BD)等等。此外,可以存在经由一个或多个总线、网络或其它通信系统 460 到其他计算机和设备的连接,如可以存在于此类设备的网络上的连接,所述网络例如,互联网 459。用以控制本文中所述的图像引导放射治疗步骤的软件可实施为程序产品并且存储在有形存储设备上,所述有形存储设备如,机器可读媒体 458、外部非易失性存储设备 462 或其它有形存储媒体。为了清楚呈现,以下进一步附图和 / 或描述中省略图 4 所示计算机系统 449。就本教导而言,本领域的技术人员将会清楚用于构造和编程计算机系统 449 以实现本文所述功能的方法。

[0070] 图 5A-5D 针对环形台架结构 200 相对于治疗拱室的不同纵向位置($x(1)$ 、 $x(2)$ 、 $x(3)$ 和 $x(4)$)示出图 2A-4 所示 IGRT 系统(参见上文)。如图所示,放射治疗头 210 与环形台架 204 之间的距离可以变化成不同的量(各自为 $d1$ 、 $d2$ 、 $d3$ 和 $d4$),从而避免 MLC212 与遮蔽结构 220 之间发生碰撞,和 / 或实现其它有利目的。在根据一个优选实施方案的用于放射治疗递送的方法中,IGRT 装置经过操作以便应用非共面放射治疗,包括围绕纵轴 214 将放射治疗头 210 旋转成多个不同台架角度,并且使包括环形台架 204 在内的环形台架结构 200 沿着纵轴 214 平移至多个不同纵向位置。在放射治疗期间的任何时间上,患者始终可以

相对于治疗拱室保持静止并且无需进行移动。多个不同纵向位置包括环形台架平面 219 不与等中心(或一般而言,治疗中心)重合的许多位置,而且对于此类位置,放射治疗头 210 进行枢转以将治疗放射定向在所述环形台架平面 219 外并且朝着治疗中心,由此可以递送圆锥形非共面放射治疗和 / 或圆锥形螺旋式非共面放射治疗。在放射治疗递送期间,放射治疗头 210 也可进行枢转以将治疗放射定向成相对于所述纵轴 214 偏离中心定向,因为具体治疗计划、运动补偿等等可能需要如此。

[0071] 图 14A-14B 示出可从图 5A-5D 所示 IGRT 装置的操作获得的非共面旋转弧形治疗剖面。在本文中被引用为圆锥形非共面旋转弧形治疗的一个优选实施方案中,环形台架 204 (并且因此,放射治疗头 210)在离散步骤中纵向平移,其中每个步骤处环形台架 204 均会发生旋转。能够以对应离散台架角度离散射出治疗放射线束,或者能够随着台架角度连续改变而来连续射出所述治疗放射线束,上述情况均在本教导范围内。图 14A 示出用于圆锥形非共面旋转弧形治疗的所得递送剖面的截面视图,其中每个离散圆锥形状 1-5 对应放射治疗头 210 的不同平移步骤。在本文中被引用为圆锥形螺旋式非共面旋转弧形治疗的另一优选实施方案中,环形台架 204 (并且因此,放射治疗头 210)随着环形台架 204 旋转而在纵向方向上连续平移。能够以对应离散台架角度离散射出治疗放射线束(并且放射治疗头 210 相应地离散平移前进),或者随着台架角度连续改变而来连续射出所述治疗放射线束(并且对应地,放射治疗头 210 连续平移前进),上述情况均在本教导范围内。图 14B 示出用于圆锥形螺旋式非共面旋转弧形治疗的所得递送剖面的截面视图,所述圆锥形螺旋式非共面旋转弧形治疗与圆锥形非共面旋转弧形治疗跨越相同的圆锥形三维体积,但其并非采用连续或螺旋方式跨越。

[0072] 对于可被称为螺旋式非共面放射治疗递送、螺旋式非共面旋转弧形治疗或螺旋断层治疗,图 5E-5G 针对环形台架的多个不同纵向位置示出图 2A-4 所示 IGRT 装置的侧向剖切视图。图 5E-5G 所示实施例中提供的放射治疗递送可以实现与可商购自威斯康星州麦迪逊市 TomoTherapy 有限公司的 HI-ART® 治疗系统所提供的螺旋断层治疗相同或基本上相同的递送剖面,同时有利地消除移动患者的需要。如图 5E-5G 所示,环形台架 204 被平移至其中环形台架平面 219 不与等中心(或一般而言,治疗中心)重合的不同纵向位置,然而在此类位置上,放射治疗头 210 并不枢转出所述环形台架平面 219。能够以对应离散台架角度离散射出治疗放射线束并且使得放射治疗头 210 相应地离散平移前进,或者能够随着台架角度连续改变而来连续射出所述治疗放射线束并且使得放射治疗头连续前进。所得递送剖面(未示出)采用螺旋或螺线形状。值得注意的是,本教导的任何 IGRT 系统当然也将能够递送共面放射治疗递送或共面弧形治疗,这种递送并不使用本文中所述的环形台架平移和 / 或环形台架倾斜能力。

[0073] 图 6A-6D 示出根据一个优选实施方案的 IGRT 系统,所述 IGRT 系统提供在患者保持完全静止的同时实现以下两者的能力:(a)使用高质量的 3D 成像设备来对靶组织体积进行治疗前成像和 / 或摆位成像和(b)通过放射治疗头来向靶组织体积递送放射治疗。如图 6A-6D 所示,IGRT 系统的治疗拱室包括 3D 成像设备 602 (例如,CT、MRI),所述 3D 成像设备与所述环形台架结构 200 分开,所述环形台架结构包含环形台架 204 和放射治疗头 210。3D 成像设备 602 可以沿着中心纵轴 214 单独并独立于环形台架结构 200 平移,如通过平移机构 604 平移。环形台架结构 200 可以在其中所述环形台架结构纵向包围等中心的第一位置

L1 与远离所述等中心 216 的第二位置 L2 之间沿着中心纵轴 214 平移。类似地,所述 3D 成像设备 602 可以在远离等中心的第三位置 L3 与纵向包围所述等中心的第四位置 L4 之间沿着所述中心纵轴 214 平移。对于治疗前成像和 / 或摆位成像,环形台架结构被移动开,同时 3D 成像设备获取治疗前图像和 / 或摆位图像(图 6A-6B),然而对于放射治疗递送,3D 成像设备被移动开,以便允许安装在环形台架上的放射治疗头执行放射递送(图 6C-6D),上述情况均不需要平移、旋转或以其它方式移动患者。技术人员将了解,可以使用各种不同机械平移方案和安装方案中的任意方案来实现 3D 成像设备的平移功能(例如,顶板轨道、壁轨道、底板轨道等等)。

[0074] 图 7 示出在尤其用于某些头颅治疗的任选操作模式下使用所谓的“躺椅摆动”(改变患者躺椅 222 相对于纵轴 214 的角度)。有利地,各种各样的取向和构造均可用于以各种攻角来将放射线束定向到头部之中。

[0075] 图 8A 示出图 2B 所示环形台架结构 200 (参见上文)的相同侧向截面视图,然而图 8B 示出环形台架结构 200 的俯视截面视图(即,从治疗拱室顶板观察到的截面视图)。图 8A 所示优选实施方案中包括的是第一 kV 成像系统 S1/D1,所述第一 kV 成像系统被安装在环形台架 204 上并且因此可以随之旋转并且平移。值得注意地是,如果平移环形台架结构 200 以使环形台架平面远离等中心 216,那么第一 kV 成像系统 S1/D1 将会同样不再朝着在等中心 216 处成像定向。

[0076] 图 9A-9C 和图 10 示出根据替代优选实施方案的 IGRT 系统,其中在等中心 216 处的治疗中的成像仍然可以实现,即使环形台架平面 219 被定位成偏离等中心也是如此。提供包括第二成像源 S2 和第二成像检测器 D2 的第二 kV 成像系统 D2/S2。第二 kV 成像系统 D2/S2 被构造成在等中心 216 处成像并且使用固定成像底座 952 和 954 而相对于治疗拱室固定。如图 9C 所示,在纵向移动环形台架结构 200 以将环形台架平面 219 从横向等中心平面 217 中移除时,第二 kV 成像系统 D2/S2 可以“接管”第一 kV 成像系统 D1/S1,以便提供所需治疗中图像信息。在替代优选实施方案中,第二 kV 成像系统 S2/D2 可以相对于治疗拱室在纵向方向上独立于环形台架结构 200 移动。如图 10 所示另一优选实施方案中所示,第二 kV 成像系统可以采用任何各种不同构造,如使用安装在固定垫子 952a/952b 上的双源阵列 S2a/S2b 和安装在固定垫子 954a/954b 上的双探测器阵列 D2a/D2b,上述阵列采用立体构造。在替代优选实施方案中,第二 kV 成像系统可以相对于治疗拱室以任何各种不同方式移动,同时保持与环形台架结构 200 的纵向移动断开连接,以便获得用于在等中心 216 处进行治疗中的成像的更好构造。

[0077] 图 11A-11C 示出根据优选实施方案的 IGRT 装置的侧向剖切视图,所述 IGRT 装置包括环形台架,所述环形台架围绕水平倾斜轴以不同的对应倾斜角度倾斜。IGRT 装置 1100 包括环形台架结构 1102,所述环形台架结构包括环形台架 1104。环形台架结构 1102 和环形台架 1104 连接,以使得它们可以一起倾斜(和 / 或平移),并且因此,这种倾斜(和 / 或平移)在下文中被描述成仅仅用于所述环形台架,应理解,环形台架结构 1102 将会随着环形台架 1104 如此倾斜(和 / 或平移)。环形台架 1104 具有中心开口,所述中心开口大到足以容纳患者身体,所述患者身体沿着纵轴 1114 定位并且延伸穿过所述中心开口。提供台架倾斜机构 1170/1172,所述台架倾斜机构被构造成使得环形台架 1104 围绕水平倾斜轴 1177 相对于纵轴 1114 倾斜成多个不同倾斜角度。所述环形台架 1104 界定环形台架平面 1119。放射治疗

头 1110 被连接到环形台架 1104 并且可以围绕环形台架平面 1119 的中心旋转至少 180 度弧度并且优选地旋转 360° 弧度。放射治疗头 1110 被机械连接到所述环形台架,以使得可以动态控制所述放射治疗头相对于所述环形台架朝着所述中心开口向内延伸的距离“d”,其中对于图 11A 所示倾斜而言,距离“d”为 d1,对于图 11B 所示倾斜而言,距离“d”为 d2,并且对于图 11C 所示倾斜而言,距离“d”为 d3。机械连接可以基于(例如)使用被连接到环形台架 1104 的底座 1106 的伸缩臂 1107。优选地,放射治疗头 1110 被连接到伸缩臂 1107 的方式为允许围绕多个枢转轴枢转,以使得治疗放射可以相对于纵轴 1114 偏离中心定向和/或相对于环形台架平面 1119 被定向在平面外。

[0078] 技术人员将了解,图 11A-11C 的 IGRT 系统 1100 进一步包括多个各种类型的致动器(未示出),用以实现本发明中的上述和下述机械功能。例如,台架倾斜机构 1170/1172 包括可升高的、可降低的并且可平移的底板枢转结构 1170,这种底板枢轴结构被构造成与可升高的、可降低的并且可平移的顶板枢转结构 1172 一致操作,以便围绕水平倾斜轴 1177 实现所述倾斜功能。所述 IGRT 系统进一步包括一个或多个处理和/或控制单元,如可以实施在一个或多个可编程计算机上的处理和/或控制单元,用以控制各种致动器并且根据需要来将信号发送到各种列举出的放射源和检测器并从所述放射源和所述检测器发送信号,从而实现本教导中的上述和下述功能。就本教导而言,本领域的技术人员将能构造此类致动设备、处理和/或控制单元、可编程计算机等等,并且将能操作所述 IGRT 系统而不进行过度实验。

[0079] 图 12A-12C 示出在针对所述 IGRT 装置的每个对应环形台架倾斜角度从环形台架平面 1119 观察时图 11A-11C 所示 IGRT 装置的面内剖切视图。图 12A-12C 中各自包括的是处于两个不同台架角度的放射治疗头 1110 的视图,用以示出放射治疗头 1110 相对于环形台架 1104 的优选动态向内/向外定位控制。根据优选实施方案,在放射治疗头 1110 通过多个台架角度旋转时所述放射治疗头 1110 从环形台架 1104 向内延伸的距离“d”可以得到动态控制,这样所述放射治疗头 1110 邻近地维持在围绕并且沿着纵轴 1114 延伸的预先界定的圆柱形缓冲区 1118 (“禁飞区”)外。如图 12A 和图 12C 所示,当环形台架 1104 相对于纵轴 1114 倾斜成偏离法线的倾斜角度时,放射治疗头 1110 在台架平面内的轨迹是椭圆形的(各自参见椭圆 eA 和 eC),以便维持处于圆柱形缓冲区 1118 上或只在所述圆柱形缓冲区外。对于其中提供中心孔洞遮盖的实施方案(未示出),圆柱形缓冲区 1118 与所述中心孔洞遮盖的外部尺寸对应。在一个优选实施方案中,IGRT 系统 1100 被构造成在实现至少 30 度的环形台架倾斜角度的同时维持合适尺寸的圆柱形缓冲区 1118。在另一优选实施方案中,IGRT 系统 1100 被构造成在实现至少 45 度的环形台架倾斜角度的同时维持合适尺寸的圆柱形缓冲区 1118,并且在又一优选实施方案中,被构造成在实现至少 60 度的环形台架倾斜角度的同时维持合适尺寸的圆柱形缓冲区 1118。

[0080] 值得注意地是,尽管 US07188999B2 论述的一种建议能够至少部分解决在弧形导轨相对于纵轴偏离法线倾斜时围绕患者维持某种禁飞区域的问题,但这个建议是将包括整个弧形导轨在内的整个台架结构致动地升高到治疗室上方的不同高度。在与图 11A-11C 和图 13A-13C 的优选实施方案比较时,除了要求机械致动包括弧形导轨和 LINAC 的组合重量在内的极重负载之外,并且除了在 US07188999B2 的台架升高建议的上下文中弧形导轨仅是半圆形的以便限制 LINAC 到升高的和降低的半球的某些部分的可能定位之外,还有关于

LINAC 定位的允许范围的实际限制。

[0081] 水平倾斜轴 1177 通常是与纵轴 1114 垂直。对于一个优选实施方案,如图 11A-11C 所示,纵轴 1114 穿过等中心 1116 (或一般而言,治疗中心)。对于一个优选实施方案,台架倾斜机构 1170/1172 可以被构造成为同样用作能够在纵轴的方向上平移整个环形台架 1104 的台架平移机构。对于这种情况,水平倾斜轴 1177 同样可在纵向方向上相应移动。

[0082] 还结合图 11A-11C 所示 IGRT 系统 1100 以及结合图 13A-13C 所示 IGRT 系统 1300 (参见下文) 提供了类似图 8A-10 示出和就图 2A-5G 的 IGRT 系统描述的一个或多个 kV 成像系统,这种描述在此不必重复。此外,对于其中环形台架 1104/1304 可以沿着纵轴 1114/1314 的方向纵向平移的优选实施方案,治疗拱室也可以配备有可以沿着纵轴单独并独立于环形台架结构平移的可独立平移的 3D 成像设备和单独 3D 成像设备(例如,CT、MRI),以便以类似图 6A-6D 示出并且在图 2A-5G 所示 IGRT 系统的上下文中描述的方式类似的方式提供在保持患者完全静止的同时实现(i)治疗前成像和 / 或摆位成像和(ii)递送放射治疗两者的能力,这种描述在此不必重复。

[0083] 13A-13C 示出根据优选实施方案的 IGRT 装置 1300 的俯视剖切视图,所述 IGRT 装置 1300 具有与图 11 所示 IGRT 装置 1100 (参见上文) 类似的能力,不同之处在于环形台架可以围绕垂直轴而非水平轴倾斜。IGRT 装置 1300 包括环形台架结构 1302,所述环形台架结构包括环形台架 1304,所述环形台架包括中心开口,所述中心开口大到足以容纳患者身体,所述患者身体沿着纵轴 1314 定位并且延伸穿过所述中心开口。提供台架倾斜机构(未示出),所述台架倾斜机构被构造成为使得环形台架 1304 围绕垂直倾斜轴 1377 相对于纵轴 1114 倾斜成多个不同倾斜角度。与图 11A-11C 的优选实施方案类似,放射治疗头 1310 被连接到环形台架 1304 并且可以围绕环形台架平面 1319 的中心旋转,并且被机械连接到环形台架 1304,以使得可以动态控制所述放射治疗头相对于所述环形台架朝着所述中心开口向内延伸的距离“d”,其中对于图 13A 所示倾斜而言,距离“d”为 d1,对于图 13B 所示倾斜而言,距离“d”为 d2,并且对于图 13C 所示倾斜而言,距离“d”为 d3。机械连接可以基于(例如)使用被连接到环形台架 1304 的底座 1306 的伸缩臂 1307。优选地,放射治疗头 1310 被连接到伸缩臂 1307 的方式为允许围绕多个枢转轴枢转,以使得治疗放射可以相对于纵轴 1314 偏离中心定向和 / 或相对于环形台架平面 1319 被定向在平面外。垂直倾斜轴 1377 通常是与纵轴 1314 垂直。对于一个优选实施方案,如图 13A-11C 所示,纵轴 1314 穿过等中心 1316 (或一般而言,治疗中心)。对于一个优选实施方案,台架倾斜机构(未示出)可以被构造成为同样用作能够在纵轴的方向上平移整个环形台架 1304 的台架平移机构,并且对于此种情况,垂直倾斜轴 1377 同样可以在纵轴方向上相应移动。

[0084] 一种基于 IGRT 系统 1100 (水平倾斜)或 1300 (垂直倾斜)的针对患者身体部分进行图像引导放射治疗的方法可以如下进行。沿着 IGRT 装置 1100/1300 的纵轴 1114/1314 定位患者。所述 IGRT 装置在治疗分次期间经过操作以便将非共面放射治疗应用到所述身体部分,所述操作包括将放射治疗头 1110/1310 旋转到多个不同台架角度,所述操作进一步包括使得环形台架 1104/1304 相对于纵轴 1114/1314 倾斜成多个不同倾斜角度。对于环形台架 1104/1304 的任何具体非垂直倾斜角度,在放射治疗头 1110/1310 通过不同台架角度旋转时,所述放射治疗头 1110/1310 向内延伸的距离可以得到动态控制,这样所述放射治疗头 1110/1310 邻近地维持沿着纵轴围绕患者延伸的预先界定的圆柱形缓冲区 1118/1318

外。

[0085] 预先界定的圆柱形缓冲区 1118/1318 可为圆柱形、椭圆柱形,或可替代地,可以围绕患者提供缓冲区,所述缓冲区具有各种不同形状,包括根据沿着纵轴的距离改变的形状。任选地,放射治疗头 1110/1310 可以围绕至少两个枢转轴进行枢转,以使得治疗放射可以被定向在环形台架平面 1119/1319 外或相对于纵轴 1114/1314 偏离中心定向,因为具体治疗计划、运动补偿等等可能需要如此。

[0086] 图 15A-15B 示出使用图 11A-11C 所示 IGRT 系统 1100 的非共面放射治疗递送的实施例,而图 16A-16B 示出使用图 13A-13C 所示 IGRT 系统 1300 的非共面放射治疗递送的实施例。为了实现图 15A 和图 16A 中的剖面,台架角度通过针对离散环形台架角度(各自针对图 15A 和图 16A 的水平倾斜角度和垂直倾斜角度)进行一个完整旋转而来致动(以离散步骤致动或连续致动)。为了实现图 15A 和图 16A 中的剖面,随着台架角度通过连续旋转而被致动(以离散步骤致动或连续致动),倾斜角度逐渐变化(以离散步骤变化或连续变化)。

[0087] 一般来说,可以使用当前公开的一个或多个 IGRT 系统适应丰富多样的放射治疗剖面 and 策略。此类可能性包括但不限于:带有矩形场成形和 1D (使用 MLC 的楔形或虚拟楔形) 强度调制的单个或平行相对静态线束;带有矩形场成形和 1D 调制的静态线束;带有矩形场成形和 1D 调制的共面旋转治疗(“弧形治疗”);带有不规则场成形和 1D 调制的共面或非共面线束(“适形放射治疗”,即 CRT);带有不规则场成形和 2D 调制的共面或非共面线束(“强度调制放射治疗”,即 IMRT);以及使用与躺椅移动和 2D 调制组合的窄线束进行共面旋转的断层治疗(螺旋或顺序)。此类可能性进一步包括旋转弧形治疗,其也称为强度调制弧形治疗(IMAT),这种治疗包括一个或多个共面旋转、不规则场成形以及 2D 调制,其中台架旋转速度、剂量速率、MLC 位置以及在某些情况下的准直器角度在旋转期间变化,并且这种治疗包括多次旋转,以便就治疗期间关于 MLC 运动的实际限制而言增加可达到的强度调制程度。

[0088] 根据另一优选的实施方案提供一种 IGRT 系统(未示出),所述 IGRT 系统类似图 2A-3B 所示系统,包括放射治疗头,所述放射治疗头可移动地连接到圆形环形台架的方式为允许朝着中心纵轴延伸并且远离中心纵轴收缩(参见图 3B 所示箭头 310),例如通过伸缩臂连接延伸并且收缩,但其中省略环形台架的 x 轴平移能力。尽管由于缺乏纵向平移能力而比图 2A-3B 所示优选实施方案用途略少,但此类设备实现起来将会更为简单并且更为便宜,同时还由于放射治疗头相对于环形台架外周的可延伸性和可收缩性而提供优于已知现有技术环形台架系统的若干优点。例如,放射治疗头将能够横越任何各种不同圆形和非圆形轨迹,以便实现任何各种不同目标。调整源轴距离(SAD)的能力允许实现的优点在于能够调节放射治疗场大小,所述放射治疗场大小与距离以及靶位置处的有效剂量速率(按 MU/分钟计)成比例地变化。关于场大小,通常在通过准直所能得到多小的场大小方面存在实际限制,并且用于形成更小 SAD 的能力可以帮助减轻这种困难。例如,在某些实际情景中,会发现难以在 800mm 的 SAD 处实现小于 5mm 的场大小(例如,由于极难测量如用于此类场大小的轮廓和输出因素等小场剂量参数,因此难以调试)。然而,通过可变 SAD,系统即可通过在 800mm SAD 处为 5mm 的准直器调试,并且随后对于希望 4mm 的较小场大小的治疗疗程, SAD 可以变为 640mm,以便实现所希望的场大小($5\text{mm} \times 640/800 = 4\text{mm}$)。这可以在治疗小靶(例如,三叉神经根,其在治疗三叉神经痛时作为靶)时使用。相反,在希望场大小大于相对小的

MLC (例如, 10cm×12cm MLC)所能提供的场大小时,这可以通过使放射治疗头移动得更远来实现。使得 SAD 可致动地变化的能力也可适应于肥胖患者或用于适于瘦弱患者。在台架旋转期间使得 SAD 动态地变化的能力也可有利地适应于“躺椅摆动”或其中患者身体不垂直于环形台架平面的其它取向,对于这种情况,椭圆形的轨道或其它非圆形的轨道可以针对基于台架的系统有利地允许此类取向的可能性并且允许各种额外的相关非共面递送角度。

[0089] 虽然对于本领域的普通技术人员而言,阅读以上描述之后,本发明的许多更改和修改无疑将会变得清楚,但应理解,借助图示所示出和描述的具体实施方案决不意图被视为限制性的。借助实施例,应理解,虽然在台架旋转时(或连续旋转或以离散步骤旋转),对放射治疗头向内/向外延伸的动态控制事实上在控制是在治疗分次期间应用的情况下尤为有利,但对放射治疗头的动态控制不限于此,并且因此,在一些优选实施方案中,这种动态控制可以仅仅应用一次(例如,在治疗传输之前,或在台架开始旋转和/或线束激活之前的治疗分次中的一个分次期间应用,以便例如适应肥胖患者)而仍在本教导的范围内,并且同时仍然构成如本文中所用的术语动态控制。通过进一步的实施例,尽管上文描述了其中治疗中的成像源不同于治疗放射源的一个或多个优选实施方案,但在其它优选实施方案中成像系统可被提供作为入口成像系统,其中成像检测器相对于等中心而与治疗放射源相对设置。

[0090] 借助进一步的实施例,虽然台架角度变化在一个或多个优选实施例(参见上文)被描述为通过旋转环形台架本身而实现,由此放射治疗头借助其通过固定机械底座到环形台架的连接进行旋转,但所述优选实施方案的范围不限于此。例如,替代地提供非旋转环形台架并不超出本发明的范围,其中台架角度通过底座机械平移来变化,所述底座保持放射治疗头围绕环形台架的圆周。因此,对实施方案细节的提及并不意图限制所述实施方案的范围,这种范围仅由所附权利要求书的范围限制。

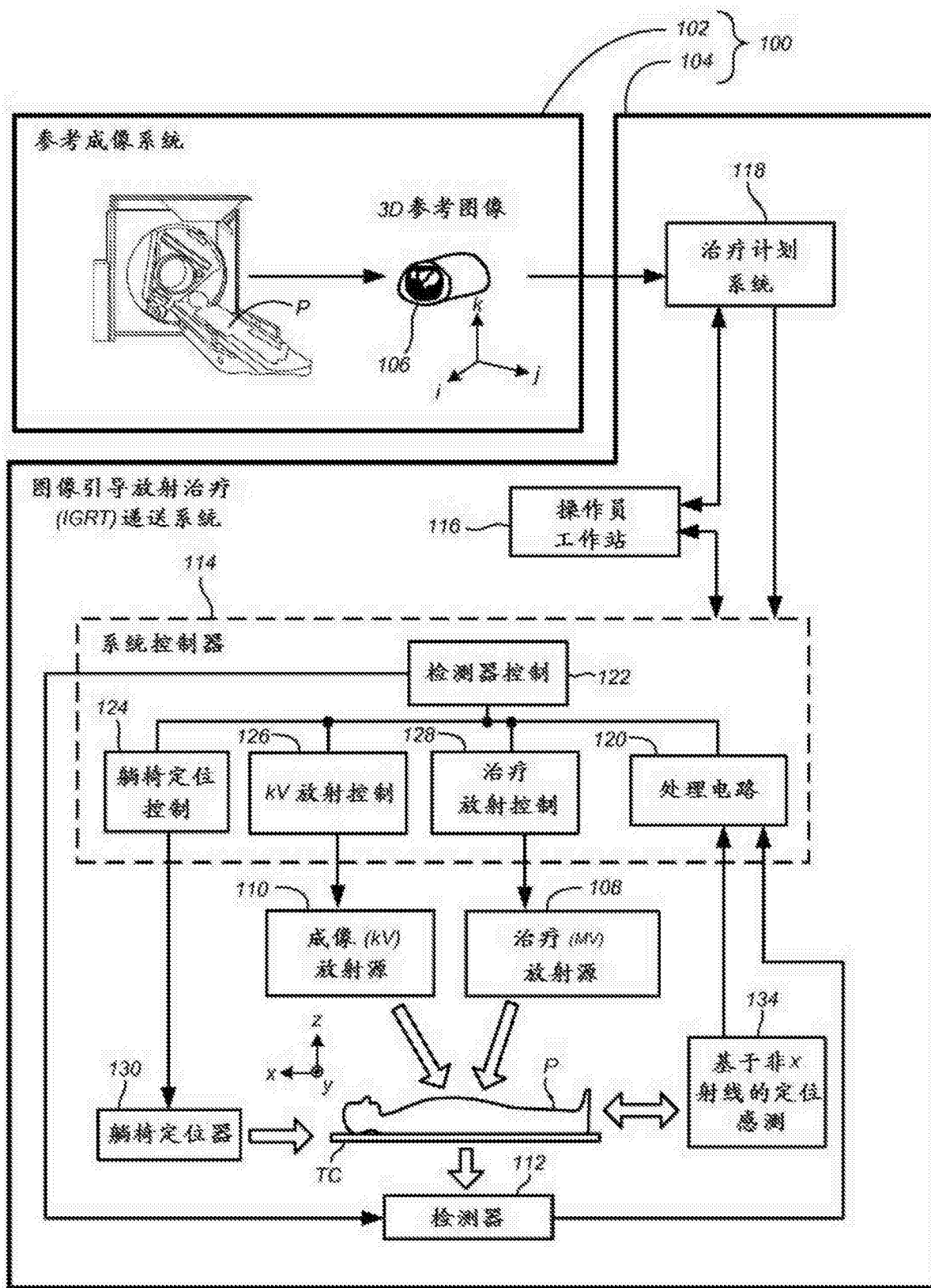


图 1

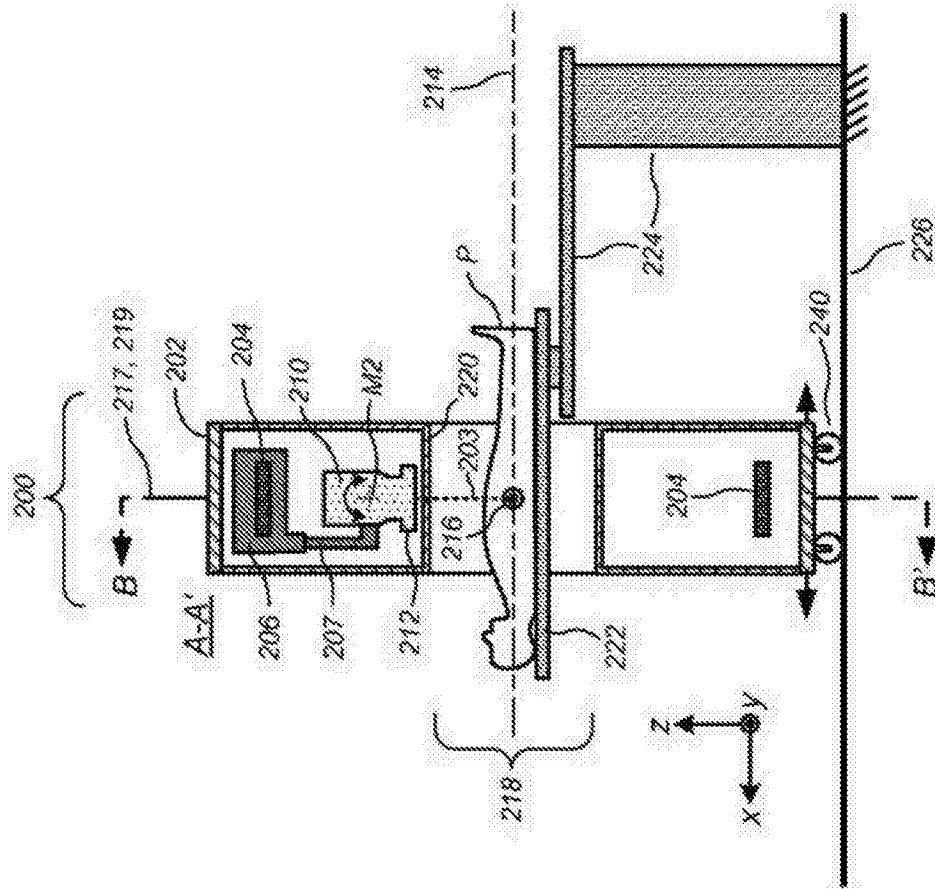


图 2A

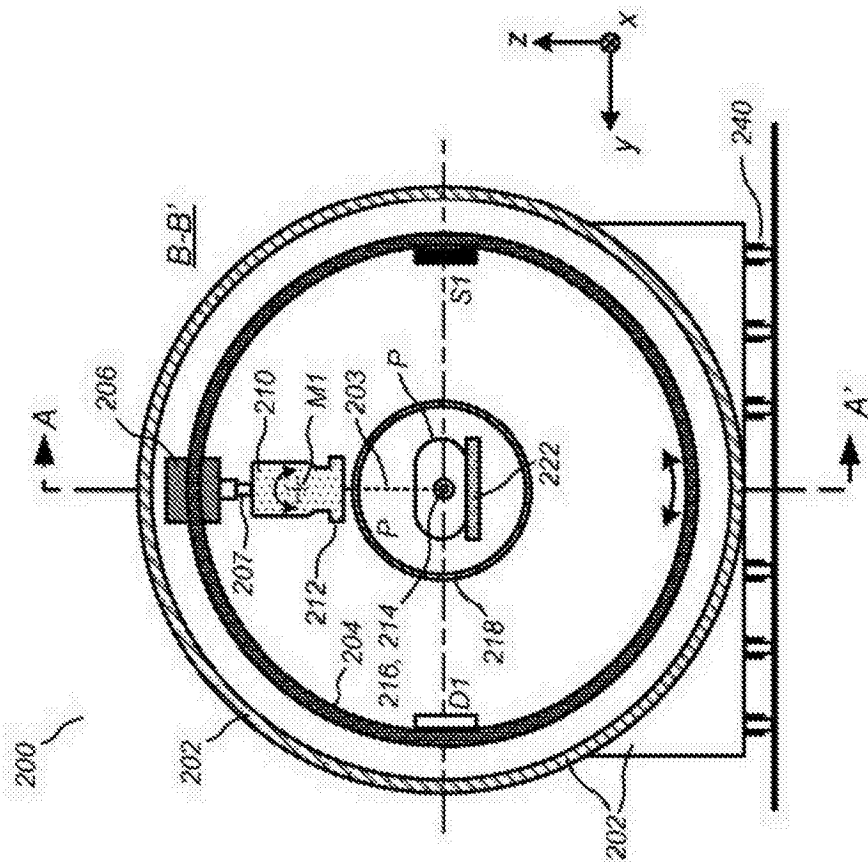


图 2B

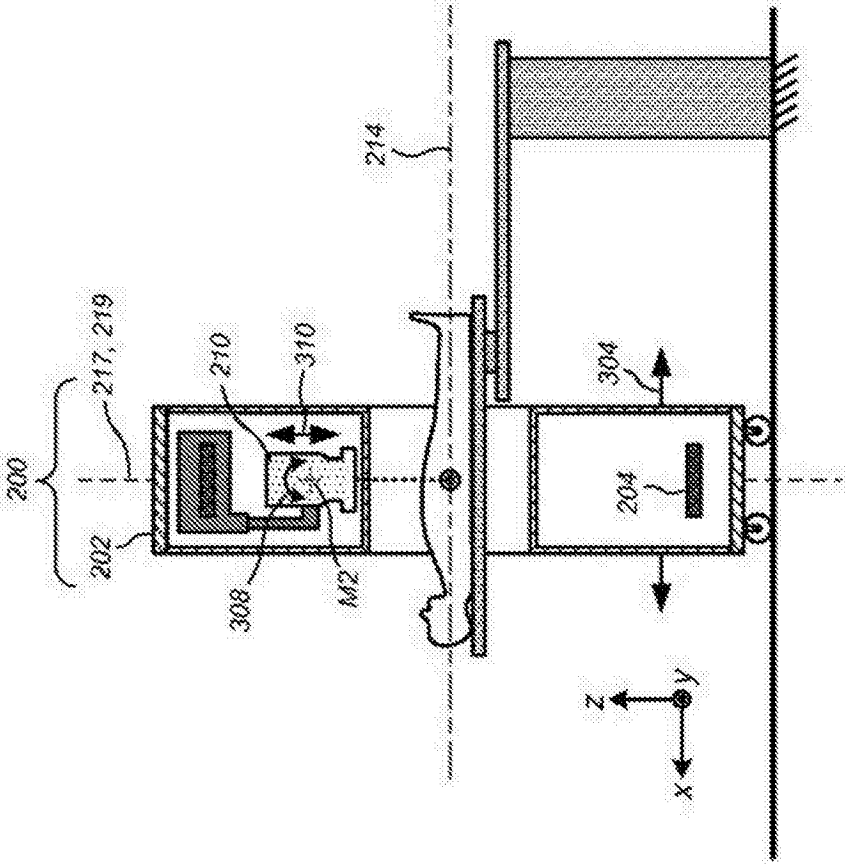


图 3A

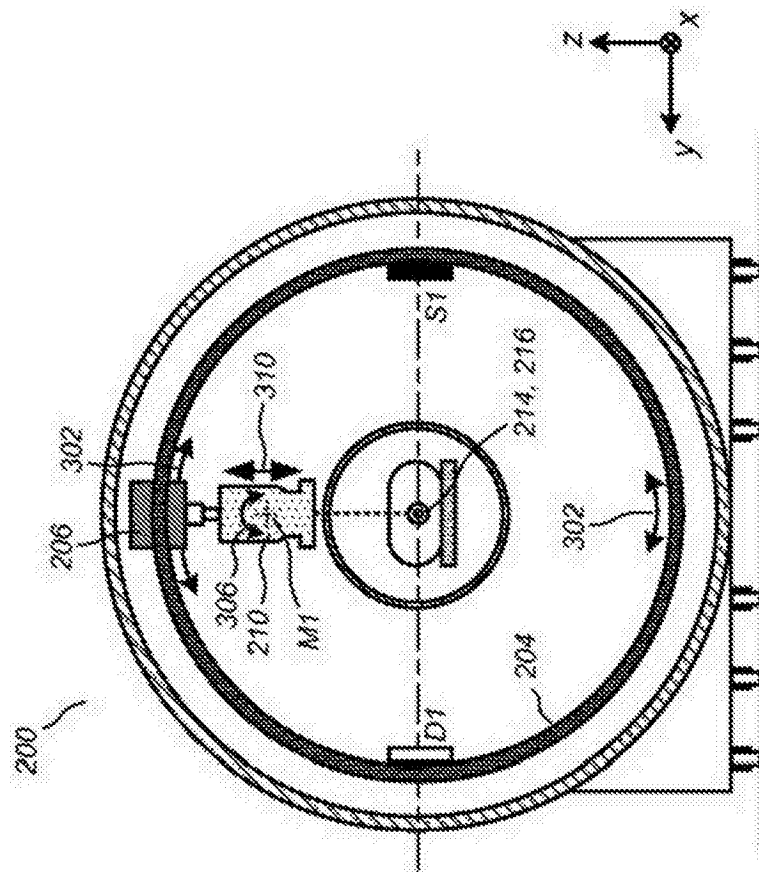


图 3B

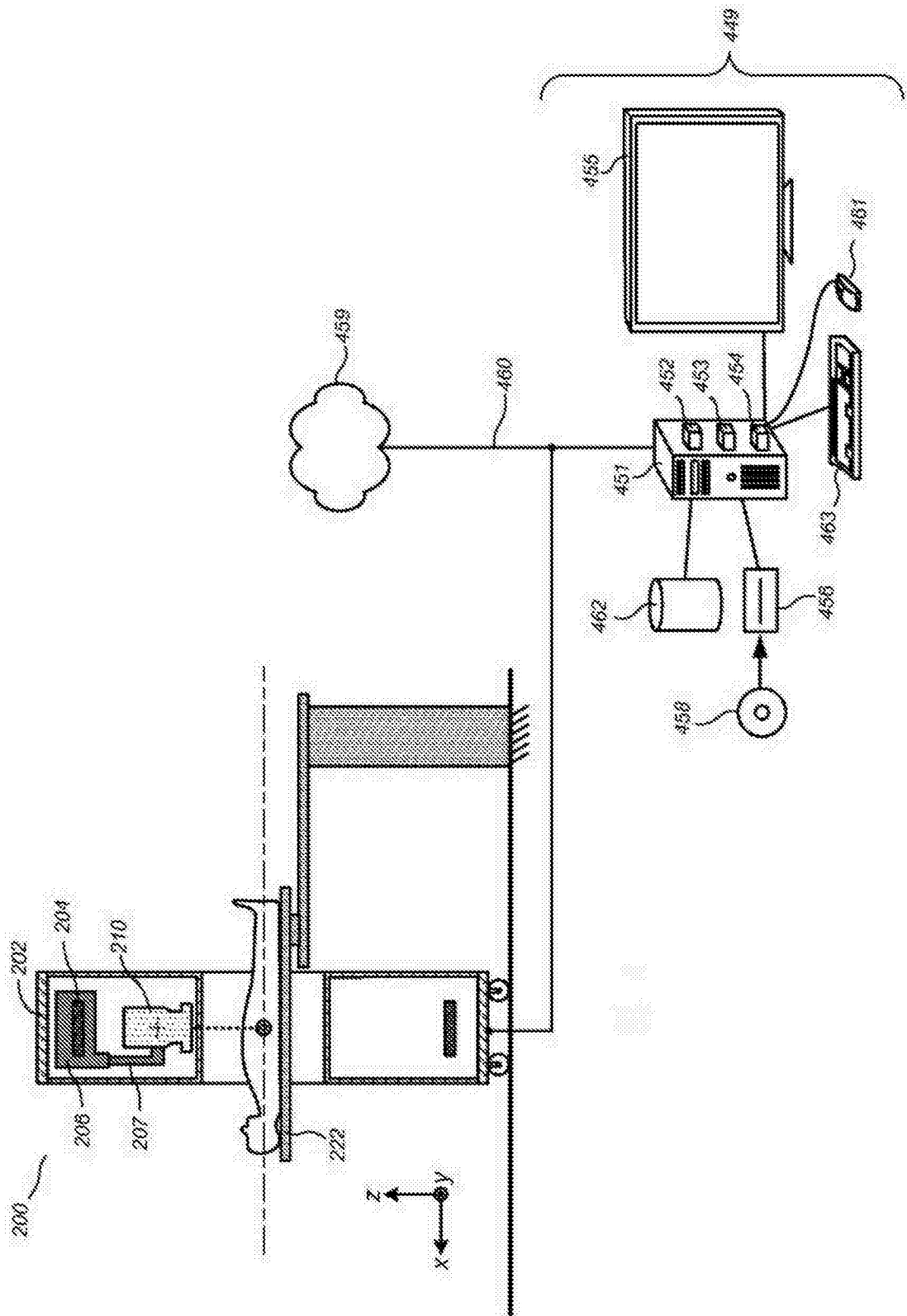


图 4

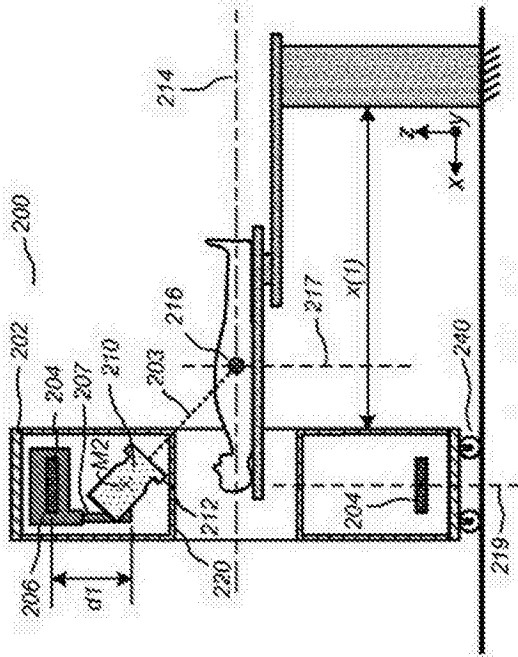


图 5A

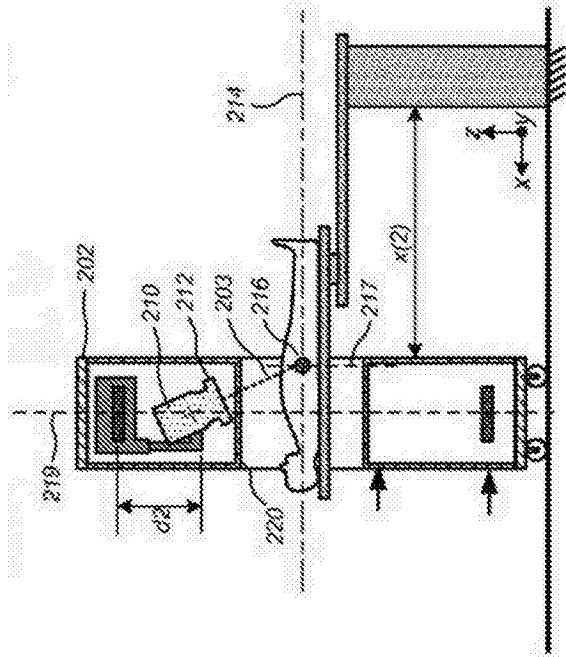


图 5B

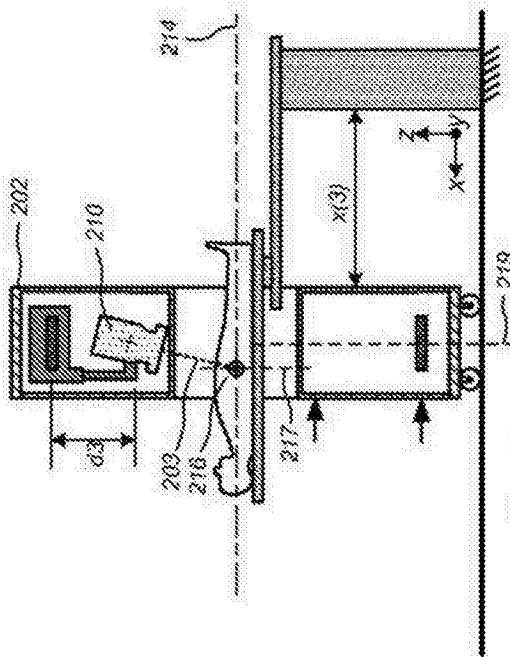


图 5C

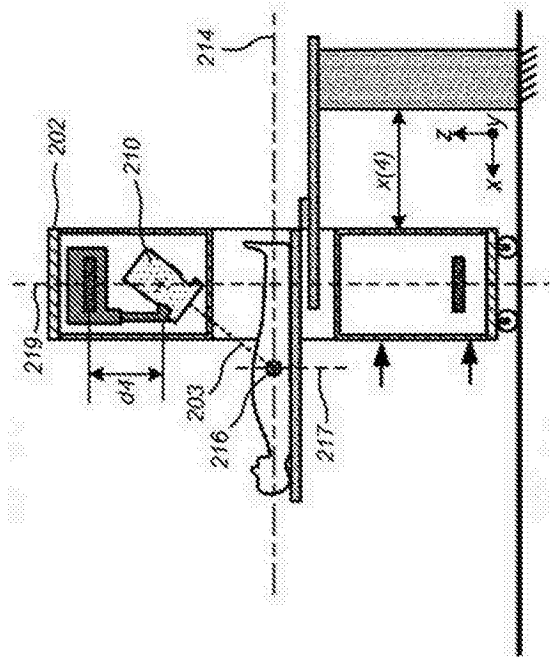


图 5D

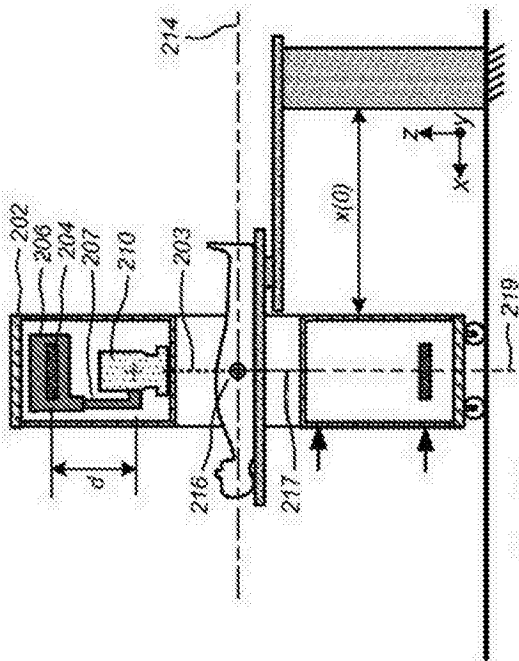


图 5E

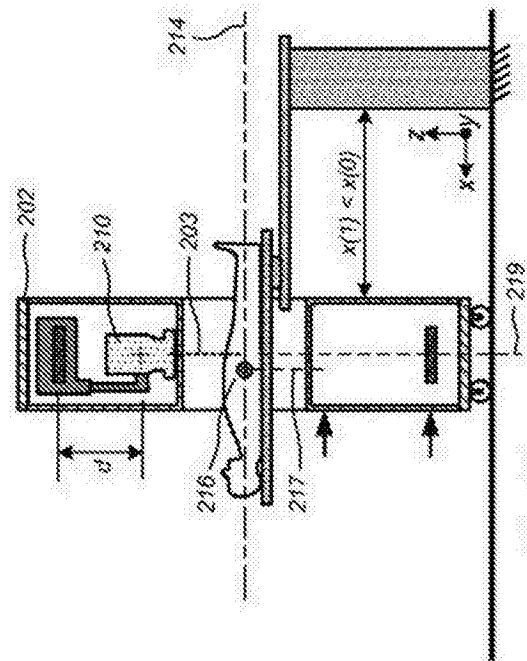


图 5F

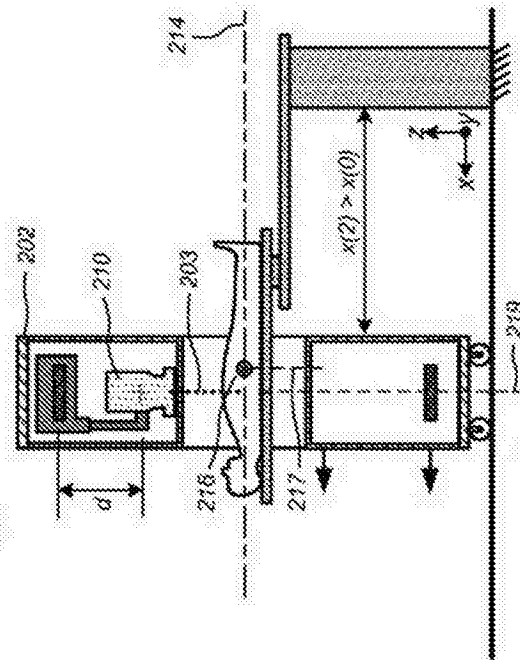


图 5G

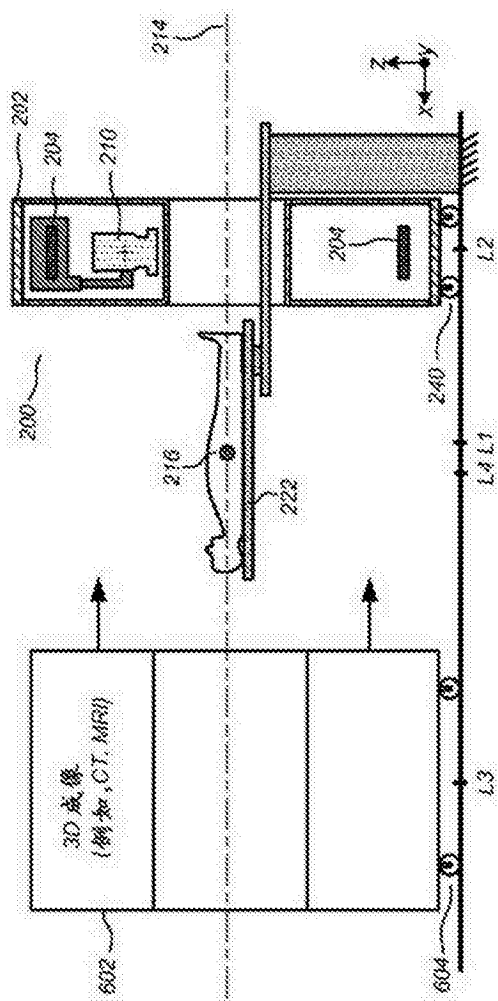


图 6A

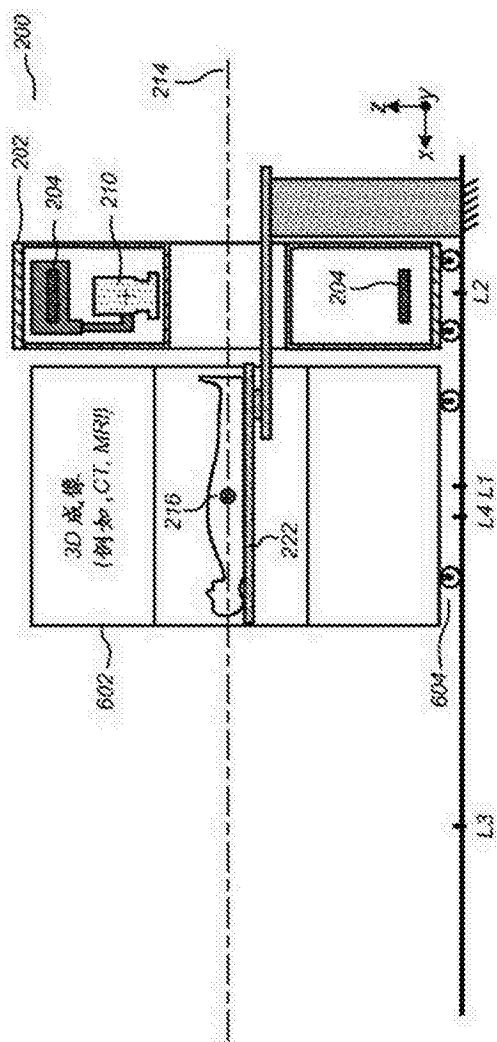


图 6B

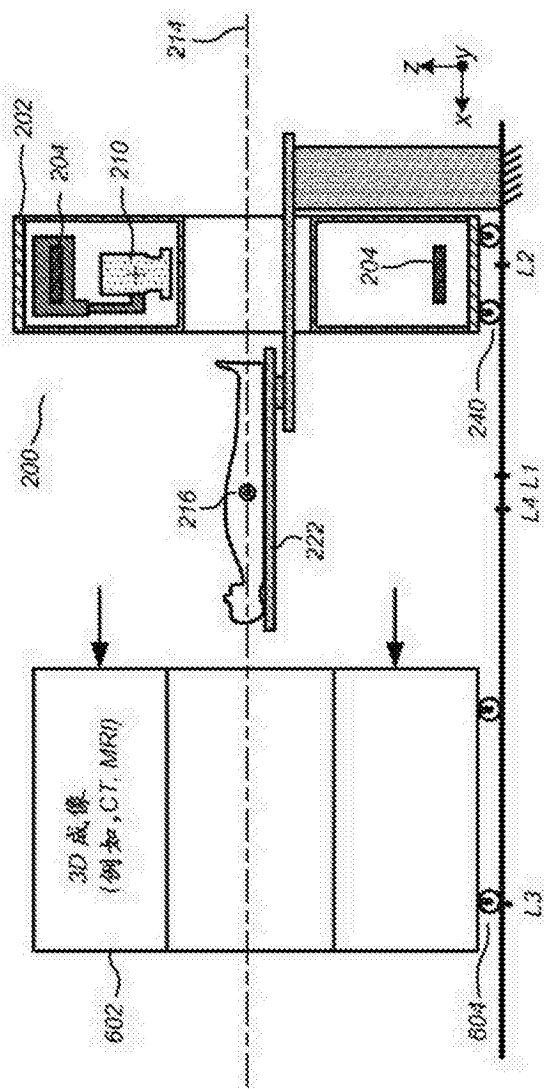


图 6C

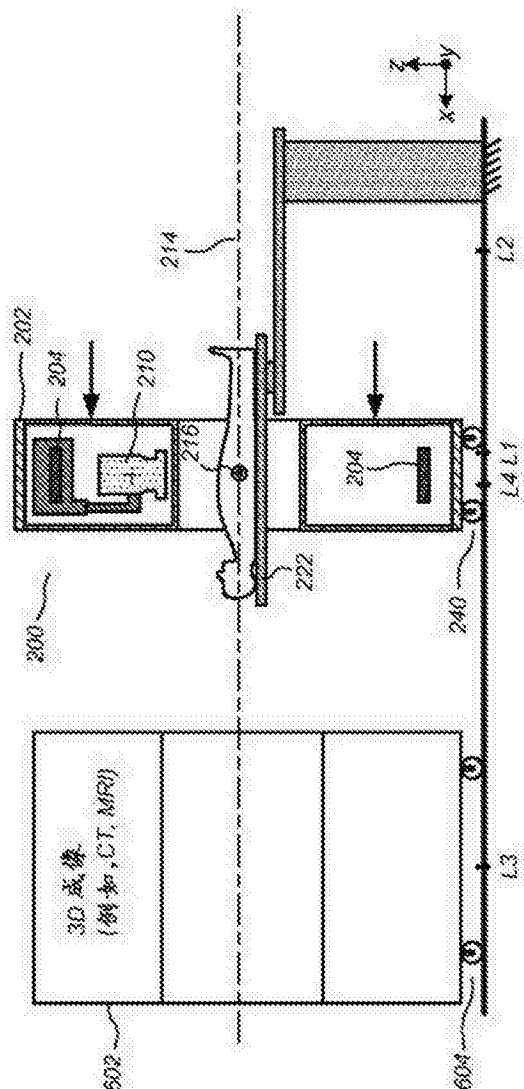


图 6D

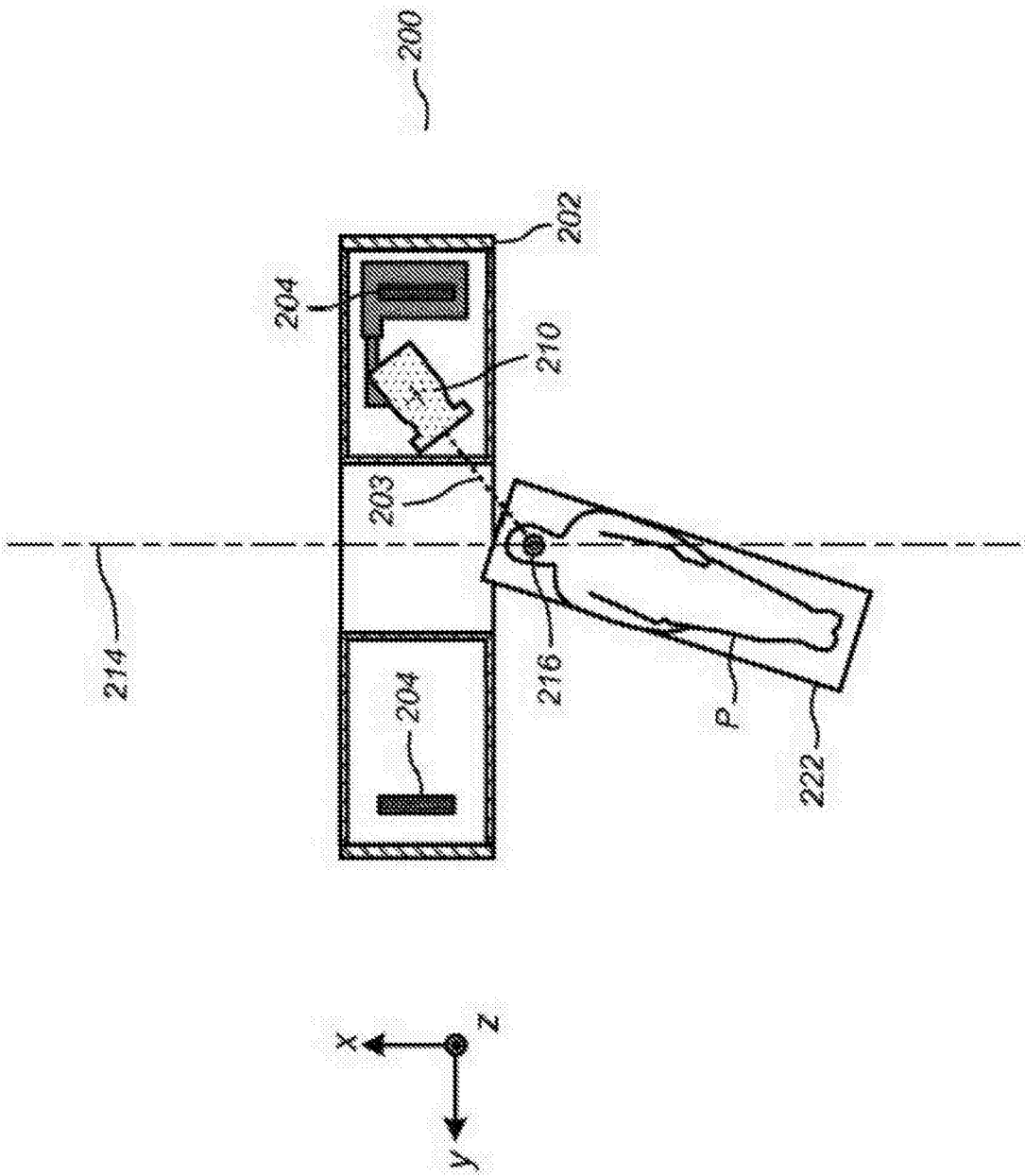


图 7

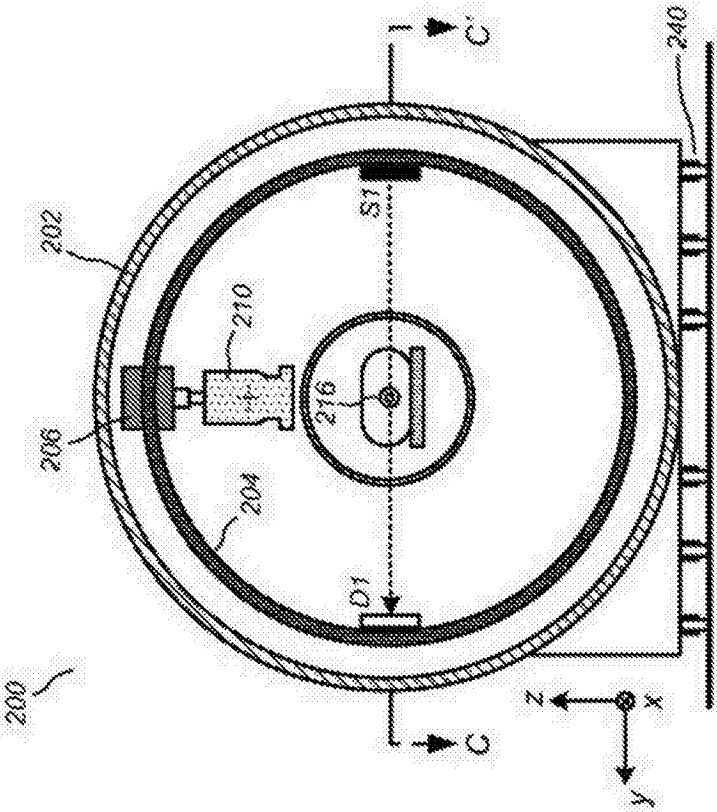


图 8A

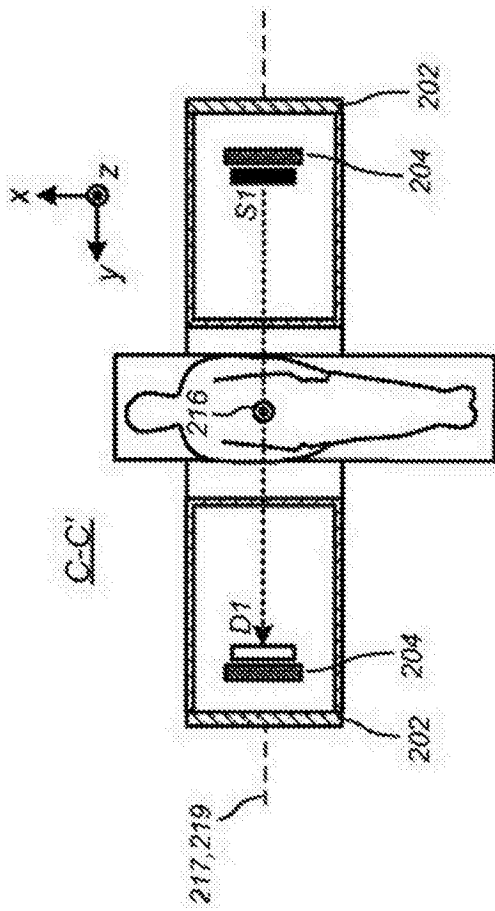


图 8B

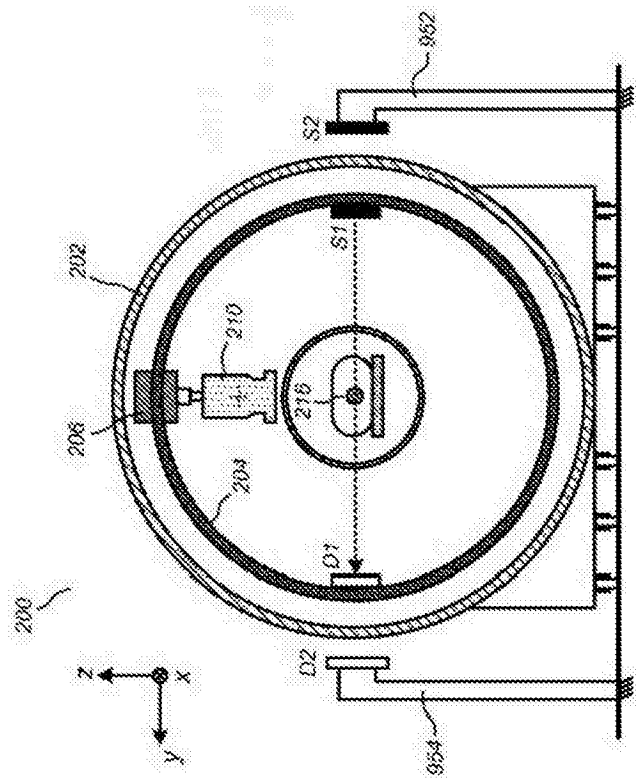


图 9A

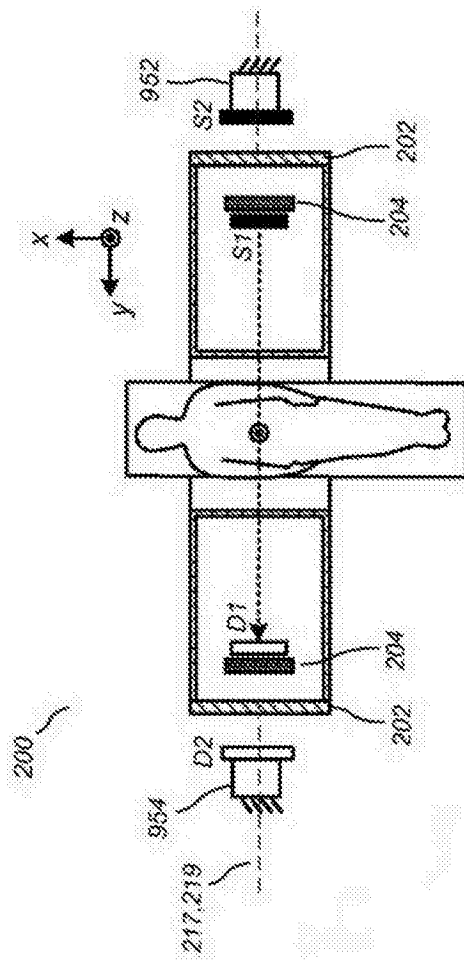


图 9B

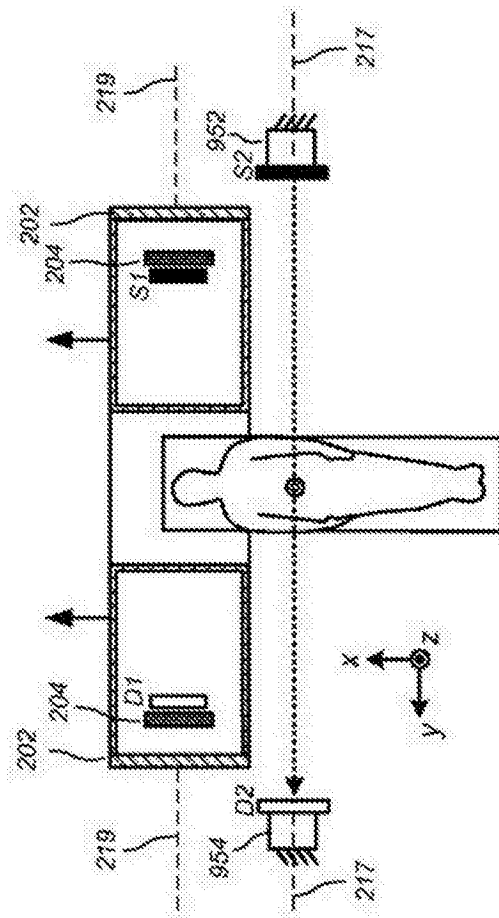


图 9C

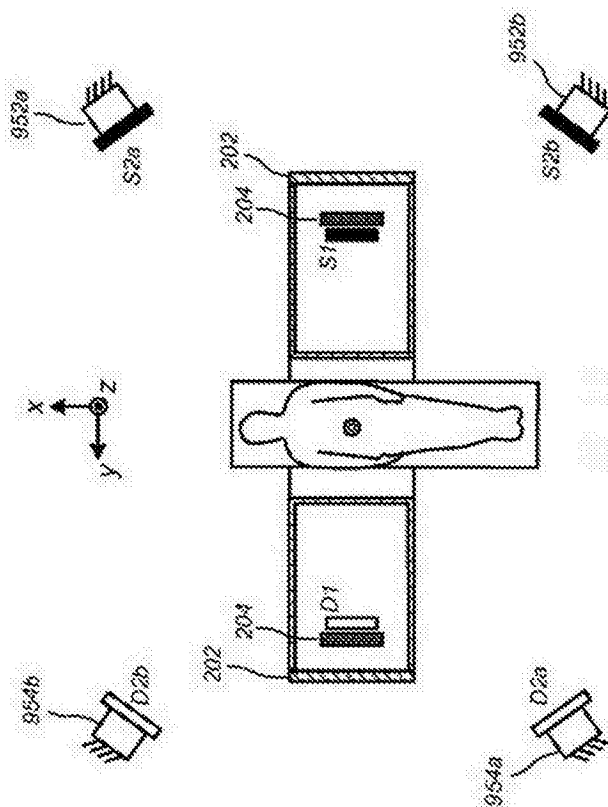


图 10

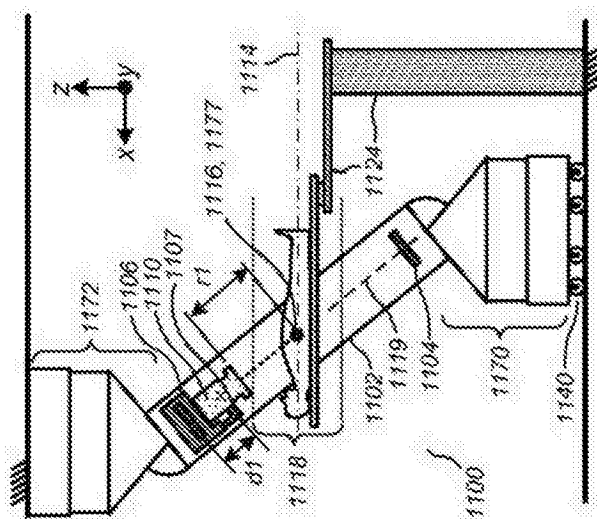


图 11A

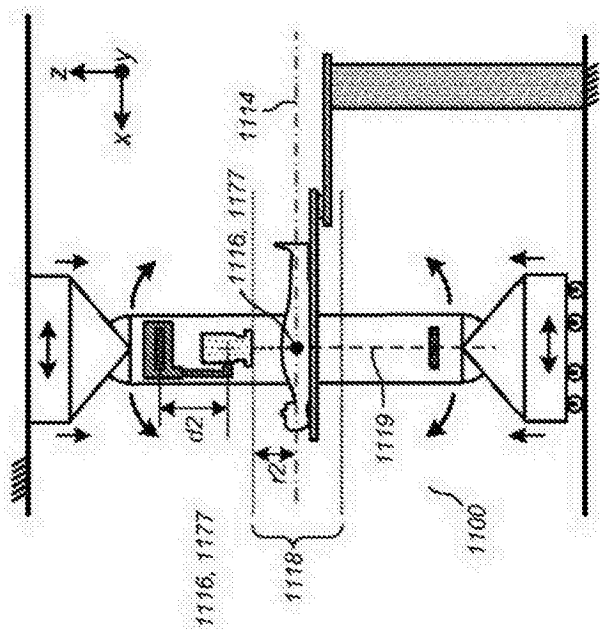


图 11B

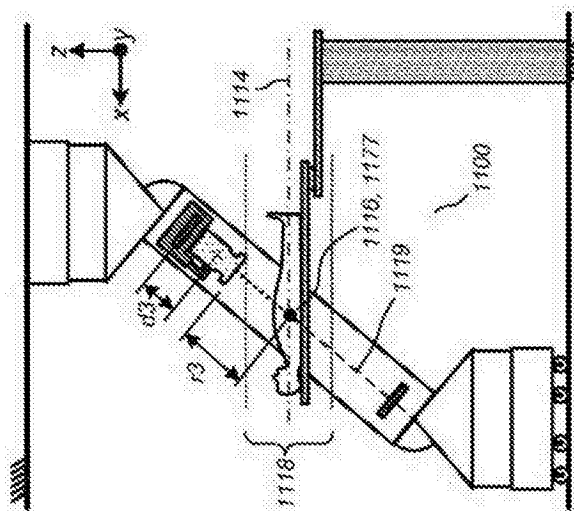


图 11C

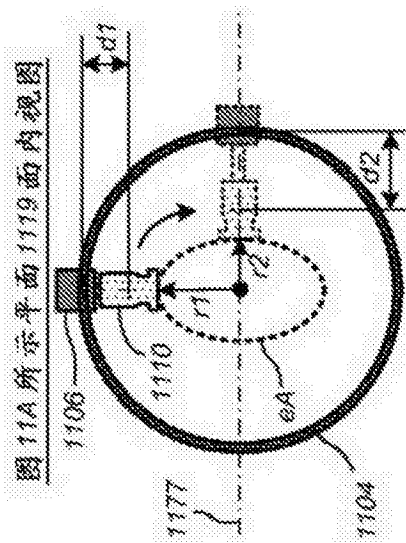


图 12A

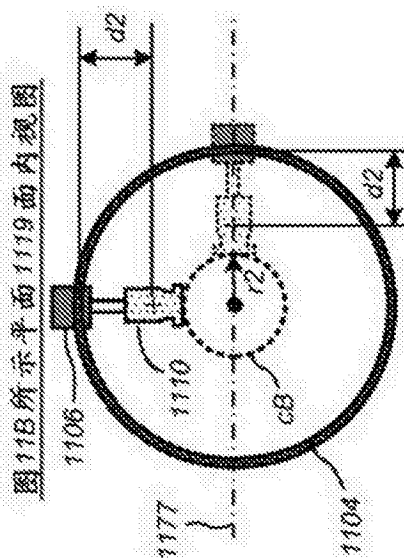


图 12B

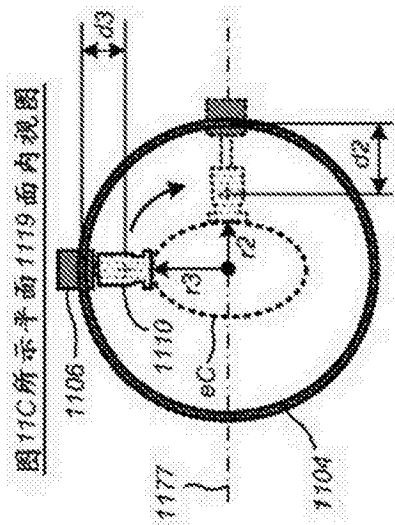


图 12C

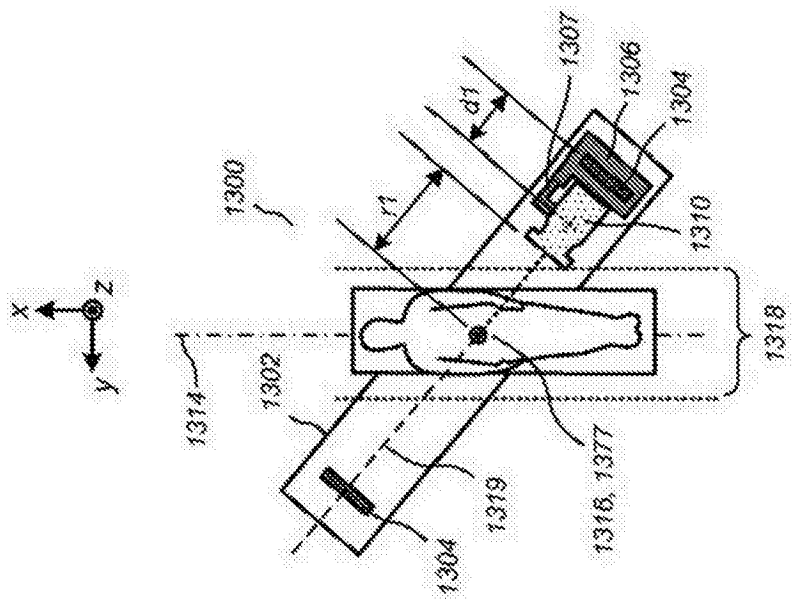


图 13A

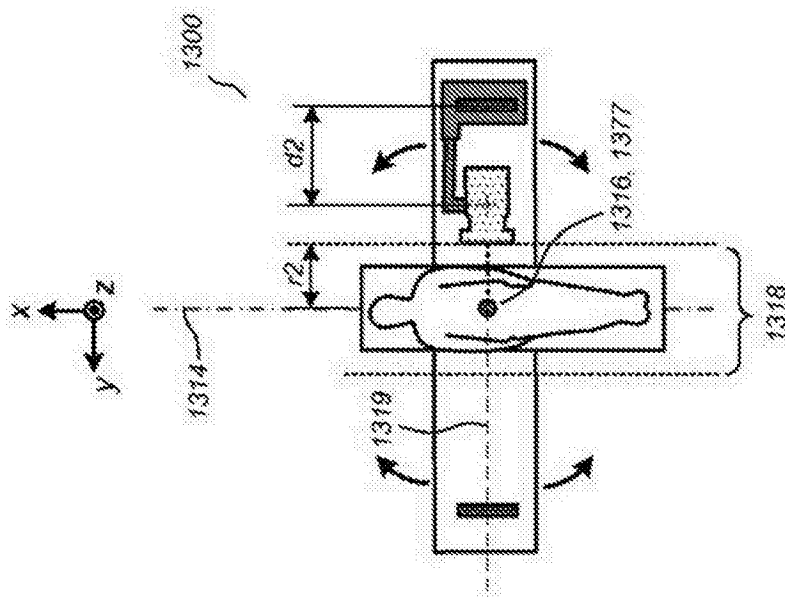


图 13B

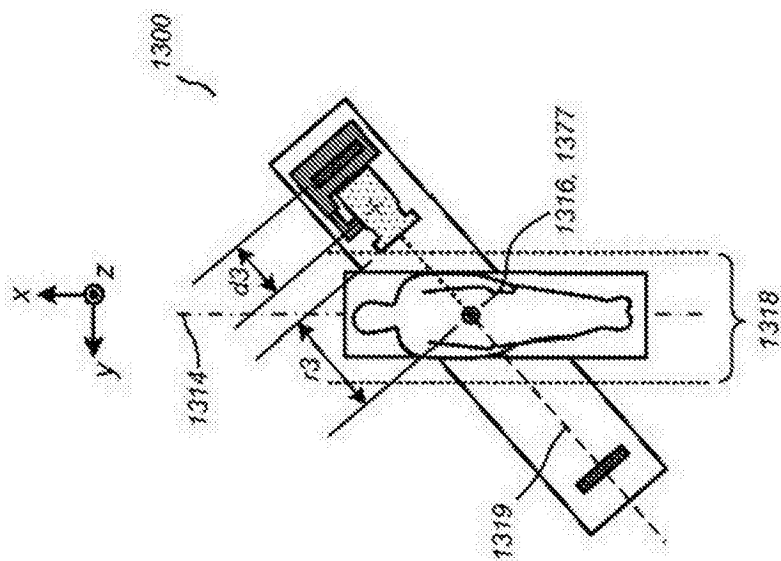


图 13C

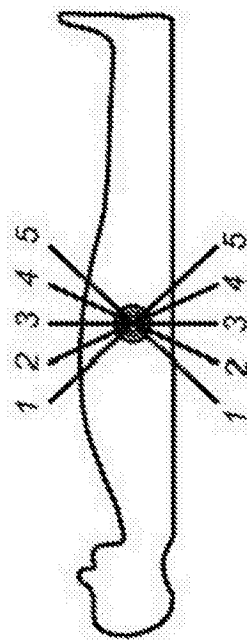


图 14A

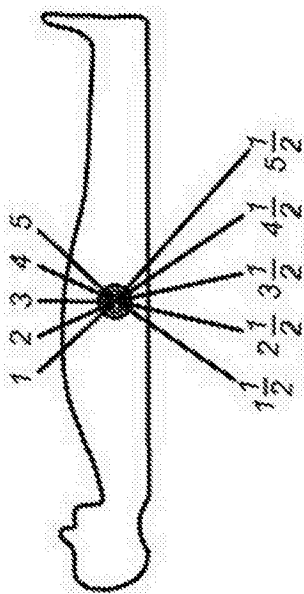


图 14B

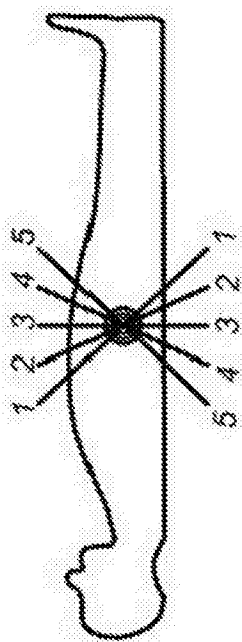


图 15A

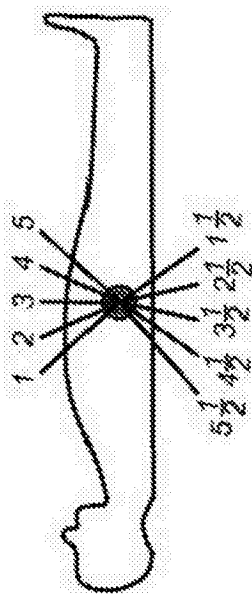


图 15B

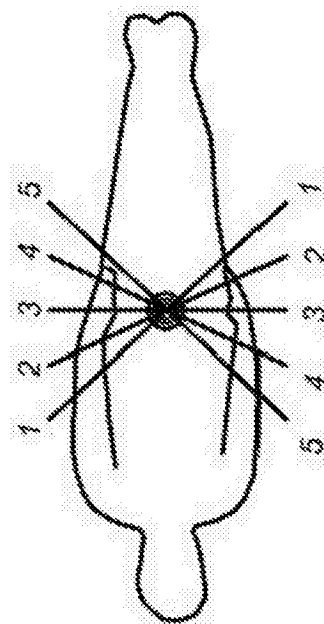


图 16A

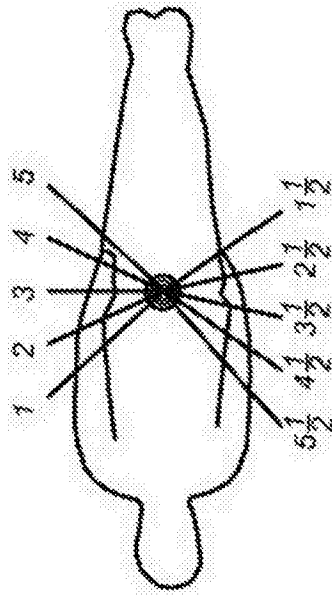


图 16B