



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 116943051 A

(43) 申请公布日 2023. 10. 27

(21) 申请号 202310917333.X

(51) Int.Cl.

(22) 申请日 2017.11.15

A61N 5/10 (2006.01)

(30) 优先权数据

62/422,494 2016.11.15 US

(62) 分案原申请数据

201780083171.7 2017.11.15

(71) 申请人 反射医疗公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 W·皮尔斯 B·哈珀

P·奥尔科特 M·毛林贝

R·巴萨洛 G·兹达西克

T·L·小劳伦斯

(74) 专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

专利代理师 周文聘 吴鹏

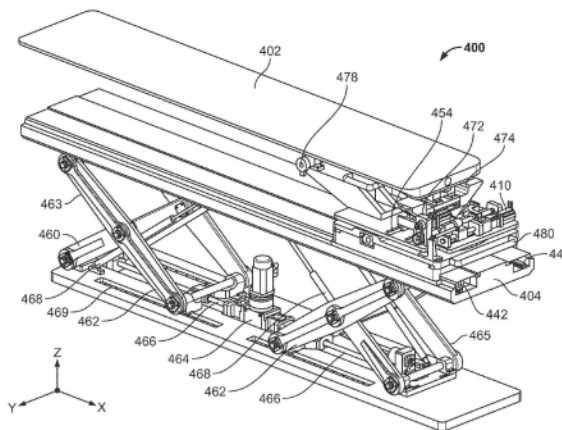
权利要求书6页 说明书35页 附图34页

(54) 发明名称

放射治疗患者平台

(57) 摘要

本发明描述了用于成像和放疗过程的系统、装置和方法。通常,放疗系统可包括可透放射的患者平台、连接到多叶准直器的辐射源和面向准直器的检测器。辐射源可以构造成经准直器出射第一束,以在患者平台上为患者提供治疗。控制器可配置成控制放疗系统。



1. 一种照射患者的第一感兴趣区域的方法,包括:

将放疗患者平台移动到门架的患者区域中,其中所述门架限定所述门架围绕其旋转的等中心点和包含所述等中心点并与所述患者区域的第一纵向轴线平行地延伸的等中心轴线;

移动所述患者平台以将所述第一感兴趣区域定位在所述等中心轴线上;以及

从辐射源向所述等中心轴线上的所述第一感兴趣区域出射辐射束。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,移动所述患者平台以将所述第一感兴趣区域定位在所述等中心轴线上使所述患者平台沿横向方向移动。

3. 根据权利要求1所述的方法,还包括旋转患者平台的俯仰和横摆中的至少一者。

4. 根据权利要求3所述的方法,还包括使所述第一感兴趣区域的第二纵向轴线对齐在所述等中心轴线上。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述患者包括第二感兴趣区域,并且所述方法还包括移动所述患者平台以交替地将所述第一感兴趣区域和第二感兴趣区域定位在所述等中心轴线上。

6. 根据权利要求4所述的方法,还包括使所述第二感兴趣区域的第三纵向轴线对齐在所述等中心轴线上。

7. 一种放疗患者平台系统,包括:

可透放射的患者平台,其包括沿着与所述平台的纵向轴线平行的纵向轴线定位的不透放射的细长元件;

联接到多叶准直器的辐射源,其中所述辐射源构造成经所述准直器出射第一束以照射所述细长元件;

检测器,其面向所述准直器并且构造成接收所述第一束;和

控制器,其配置成使用所述检测器确定所述细长元件的第一位置,计算所述细长元件在所述第一位置与所述细长元件的第二位置之间的位置变化,其中所述第二位置对应于承重的平台,并使用所述细长元件的位置变化来确定所述平台的位置变化。

8. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述患者平台包括第一侧面和第二侧面,所述第一侧面包括患者支承件,所述第二侧面与所述第一侧面相反,其中所述细长元件联接到所述患者平台的所述第二侧面。

9. 根据权利要求7所述的系统,还包括将所述细长元件联接到所述患者平台的可透放射的支承元件。

10. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述细长元件包括金属棒。

11. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述可透放射的患者平台包含对高能光子基本上透明的第一材料,并且所述不透放射的细长元件包含对所述高能光子基本上不透明的第二材料。

12. 一种量化由于患者引起的放疗患者平台的位置变化的方法,包括:

经多叶准直器从辐射源出射第一束以照射不透放射的细长元件,其中所述细长元件联接到由于所述患者而承重的患者平台,并且所述细长元件包括与所述平台的纵向轴线平行的纵向轴线;

通过面向所述准直器的检测器接收所述第一束;

使用所述检测器确定所述细长元件的第一位置；

计算所述细长元件在所述第一位置与所述细长元件的第二位置之间的位置变化，其中所述第二位置对应于未承重的平台；以及

使用所述细长元件的位置变化确定所述平台位置的变化。

13. 根据权利要求12所述的方法，其中，使用所述细长元件的多幅图像来确定所述细长元件的第二位置。

14. 根据权利要求12所述的方法，其中，所述第一束相对于水平面在第一正旋转角与第二负旋转角之间从所述辐射源出射。

15. 根据权利要求14所述的方法，其中，所述第一束在所述辐射源平行于水平面的状态下从所述辐射源出射。

16. 根据权利要求12所述的方法，其中，所述可透放射的患者平台包含对高能光子基本上透明的第一材料，并且所述不透放射元件包含对所述高能光子基本上不透明的第二材料。

17. 一种放疗患者平台系统，包括：

可透放射的患者平台；

联接到所述患者平台的一个或多个光学标记；

联接到可旋转门架的光学传感器，所述光学传感器构造成在所述可旋转门架旋转时对所述一个或多个光学标记成像；和

控制器，其配置成使用所述光学传感器确定所述一个或多个光学标记的第一位置，计算所述一个或多个光学标记在所述第一位置与所述一个或多个光学标记的第二位置之间的位置变化，其中所述第二位置对应于承重的平台，并使用所述一个或多个光学标记的位置变化确定所述平台的位置变化。

18. 根据权利要求17所述的系统，其中，所述光学传感器包括红外传感器和/或红外照明源。

19. 根据权利要求17所述的系统，其中，所述光学标记包括回射器或反射器。

20. 根据权利要求17所述的系统，其中，所述光学传感器包括激光器。

21. 根据权利要求17所述的系统，其中，所述患者平台包括第一侧面和第二侧面，所述第一侧面包括患者支承件，所述第二侧面与所述第一侧面相反，其中所述光学标记联接到所述患者平台的所述第二侧面。

22. 一种量化由于患者引起的放疗患者平台的位置变化的方法，包括：

使用光学传感器对光学标记成像，其中所述光学标记联接到由于患者而承重的所述患者平台，并且所述光学标记包括与所述平台的纵向轴线平行的纵向轴线，其中所述光学传感器联接到可旋转的门架；

使用所述光学传感器确定所述光学标记的第一位置；

计算所述光学标记在所述第一位置与所述光学标记的第二位置之间的位置变化，其中所述第二位置对应于承重的平台；以及

使用所述光学标记的位置变化确定所述平台的位置变化。

23. 根据权利要求22所述的方法，其中，使用所述光学标记的多幅图像确定所述光学标记的第二位置。

24. 一种系统,包括:

患者平台,其具有患者支承面和与所述患者支承面相反的下侧表面;和

安装在所述下侧表面上的模型,所述模型包括具有相应预定深度的多个阶梯以及多个辐射检测器,其中每个所述辐射检测器设置在其相应阶梯的所述预定深度处。

25. 根据权利要求24所述的系统,其中,所述辐射检测器包括电离室和剂量计槽。

26. 根据权利要求24所述的系统,其中,所述电离室沿着所述模型的纵向轴线并沿着垂直于所述纵向轴线的竖直轴线布置。

27. 根据权利要求25所述的系统,其中,所述剂量计槽平行于所述纵向轴线并且设置在其相应阶梯的所述预定深度处。

28. 根据权利要求24所述的系统,其中,所述剂量计槽中的至少一个近似平行于与所述模型的纵向轴线垂直的竖直轴线。

29. 根据权利要求24所述的系统,其中,所述模型包括壳体,所述壳体限定内部的流体密封的容积。

30. 根据权利要求24所述的系统,还包括将所述模型联接到所述患者平台的安装件。

31. 根据权利要求30所述的系统,其中,所述安装件构造成相对于所述患者平台可滑动地定位所述模型。

32. 一种系统,包括:

患者平台,其具有患者支承面、与所述患者支承面相反的下侧表面和纵向轴线;以及

安装在所述下侧表面上的模型,所述模型包括多个辐射检测器,以及具有第一密度的第一区域和具有不同于所述第一密度的第二密度的第二区域,其中所述辐射检测器和区域各自沿着所述纵向轴线排列。

33. 根据权利要求32所述的系统,其中,所述辐射检测器包括电离室和剂量计槽。

34. 根据权利要求33所述的系统,其中,每个剂量计槽与其相应的电离室相交。

35. 根据权利要求33所述的系统,其中,所述电离室和剂量计槽沿着所述纵向轴线彼此间隔开。

36. 根据权利要求32所述的系统,还包括将所述模型联接到所述患者平台的安装件。

37. 根据权利要求36所述的系统,其中,所述安装件构造成相对于所述患者平台可滑动地定位所述模型。

38. 一种系统,包括:

患者平台,其具有患者支承面、与所述患者支承面相反的下侧表面和纵向轴线;以及

安装在所述下侧表面上的模型,所述模型包括具有空间频率范围的第一重复图案和具有对比度范围的第二重复图案,

所述第一重复图案和所述第二重复图案沿着所述模型的纵向轴线间隔开,其中所述空间频率范围处在辐射检测器的空间频率极限内,并且所述对比度范围处在所述辐射检测器的对比度极限内。

39. 根据权利要求38所述的系统,其中,所述第一重复图案和第二重复图案包括以不同间隔间隔开的一组对比形状。

40. 根据权利要求39所述的系统,其中,所述一组形状包括具有第一厚度的第一形状和具有不同于所述第一厚度的第二厚度的第二形状。

41. 根据权利要求39所述的系统,其中,所述一组形状包括具有第一密度的第一形状和具有不同于所述第一密度的第二密度的第二形状。

42. 根据权利要求38所述的系统,其中,所述模型的宽度对齐为平行于所述患者平台的长度。

43. 根据权利要求38所述的系统,其中,所述模型设置在所述患者平台的成像区域内。

44. 根据权利要求38所述的系统,还包括将所述模型联接到患者平台的安装件。

45. 一种放疗患者平台系统,包括:

可透放射的患者平台,其包括具有多个封壳的适形基材和联接到所述适形基材的压力传感器;和

控制器,其配置成使用所述压力传感器独立地控制所述多个封壳中的每个封壳的高度。

46. 根据权利要求45所述的系统,还包括将压力源联接到所述多个封壳中的每个封壳的压力通道。

47. 根据权利要求46所述的系统,其中,所述压力通道包含对高能光子基本上透明的可透放射材料。

48. 根据权利要求45所述的系统,其中,所述多个封壳包括流体。

49. 根据权利要求48所述的系统,其中,所述流体包括气体。

50. 根据权利要求45所述的系统,还包括热电层和加热元件,热电层和加热元件中的每一者均联接到所述患者平台。

51. 根据权利要求50所述的系统,其中,所述热电层基于温度在柔顺构型与刚性构型之间转换。

52. 根据权利要求45所述的系统,还包括联接到所述热电层的隔热层。

53. 根据权利要求45所述的系统,其中,所述多个封壳包括柔性膜。

54. 根据权利要求45所述的系统,其中,所述多个封壳包括蜂窝状构型。

55. 一种用于调节可透放射的患者平台的方法,包括:

测量所述患者平台的压力,其中所述平台包括具有多个封壳的适形基材和联接到所述适形基材的压力传感器,其中所述压力包括多个封壳压力;以及

使用所述压力独立地控制所述多个封壳中的每个封壳的高度,使得所述适形基材贴合患者的形状。

56. 根据权利要求55所述的方法,还包括确定与所述多个封壳中的每个封壳的高度相对应的患者配置,其中所述患者配置包括所述多个封壳中的每个封壳的压力和高度中的至少一者。

57. 根据权利要求56所述的方法,还包括将所述患者配置存储在存储器中,以及使用所存储的患者配置重新调节所述多个封壳中的每个封壳的高度。

58. 根据权利要求55所述的方法,还包括加热所述患者平台的热电层以形成柔顺构型,以及冷却所述热电层以形成刚性构型。

59. 一种减少可透放射的患者平台的下垂的方法,包括:

提供联接到基座的患者平台,其中所述患者平台包括上部部分和联接到所述上部部分的下部部分;

移动所述上部部分和所述下部部分；

在垂直于所述患者平台的纵向轴线的成像平面中通过成像辐射源出射成像束，其中所述下部部分与所述成像平面不相交，并且所述上部部分与所述成像平面相交。

60. 根据权利要求59所述的方法，还包括在垂直于所述患者平台的纵向轴线的治疗平面中从联接到多叶准直器的治疗辐射源出射治疗束，并且移动所述上部部分和下部部分以使得所述下部部分与所述治疗平面不相交，而所述上部部分与所述治疗平面相交。

61. 根据权利要求59所述的方法，其中，将所述上部部分移动到所述成像平面中包括将所述下部部分定位成使得所述下部部分的前缘位于远离所述成像平面的第一距离处。

62. 根据权利要求60所述的方法，其中，将所述上部部分移动到所述治疗平面中包括将所述下部部分定位成使得所述下部部分的前缘位于远离所述治疗平面的第二距离处。

63. 根据权利要求59所述的方法，其中，所述上部部分包含对高能光子基本上透明的第一材料，并且所述下部部分包含对所述高能光子基本上不透明的第二材料。

64. 一种放疗患者平台系统，包括：

可透放射的患者平台，其包括联接到下部部分的上部部分；

联接到所述患者平台的所述下部部分的基座；

联接到多叶准直器的辐射源，其中所述辐射源构造成在垂直于所述患者平台的纵向轴线的束平面中出射第一束；和

控制器，其配置成相对于所述下部部分移动所述上部部分，其中所述下部部分与所述束平面不相交，并且所述上部部分与所述束平面相交。

65. 一种控制可透放射的患者平台的方法，包括：

提供联接到基座的患者平台，其中所述患者平台包括上部部分和固定到所述上部部分的下部部分，其中所述上部部分和所述下部部分包括不同的可透放射性；

相对于所述基座移动所述患者平台；

在垂直于所述患者平台的纵向轴线的成像平面中通过成像辐射源出射成像束，其中所述下部部分与所述成像平面不相交，而所述上部部分与所述成像平面相交。

66. 根据权利要求65所述的方法，还包括在垂直于所述患者平台的纵向轴线的治疗平面中从联接到多叶准直器的治疗辐射源出射治疗束，以及移动所述患者平台以使得所述下部部分与所述治疗平面不相交，而所述上部部分与所述治疗平面相交。

67. 根据权利要求65所述的方法，其中，将所述上部部分移动到所述成像平面中包括将所述下部部分定位成使得所述下部部分的前缘位于远离所述成像平面的第一距离处。

68. 根据权利要求67所述的方法，其中，将所述上部部分移动到所述治疗平面中包括将所述下部部分定位成使得所述下部部分的前缘位于远离所述治疗平面的第二距离处。

69. 根据权利要求65所述的方法，其中，所述上部部分包含对高能光子基本上透明的第一材料，并且所述下部部分包含对所述高能光子基本上不透明的第二材料。

70. 一种放疗患者平台系统，包括：

可透放射的患者平台，其包括固定在下部部分上的上部部分；

联接到所述患者平台的下部部分的基座；

联接到多叶准直器的辐射源，其中所述辐射源构造成在垂直于所述患者平台的纵向轴线的束平面中出射第一束；和

控制器,其配置成相对于所述基座移动所述患者平台,其中所述下部部分与所述束平面不相交,并且所述上部部分与所述束平面相交。

71.一种相对于放疗患者平台定位患者头部的的方法,包括:

将患者的头部联接在头部固定装置上,所述头部固定装置包括通过铰链联接到头枕的基座和联接到所述头枕的头枕驱动系统;以及

使驱动系统基本上垂直于所述基座延伸。

72.根据权利要求71所述的方法,还包括相对于所述基座锁定所述头枕。

73.根据权利要求71所述的方法,还包括将患者躯干和患者肩部中的至少一者联接到所述基座。

74.根据权利要求71所述的方法,还包括使所述头枕相对于所述基座俯仰和横摆。

75.根据权利要求71所述的方法,还包括响应于颈部屈曲来使所述头枕绕所述铰链枢转。

放射治疗患者平台

[0001] 本申请是申请日为2017年11月15日、申请号为201780083171.7、国际申请号为PCT/US2017/061855的名称为“放射治疗患者平台”的中国发明专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求2016年11月15日提交的题为“RADIATION THERAPY PATIENT PLATFORM (放射治疗患者平台)”的美国临时申请序列号62/422,494的优先权,其内容通过引用整体并入本文。

技术领域

[0004] 本发明涉及用于控制放射治疗的系统、装置和方法。该系统、装置和方法可用于出射被引导的高能光子的传递。

背景技术

[0005] 放射治疗或放疗使用高能光子来治疗各种疾病。例如,放射治疗通常应用于癌性肿瘤。一些放射治疗系统使用辐射源或线性加速器(直线加速器)系统将一束光子传递到肿瘤。直线加速器可以安装在围绕患者旋转的门架上。门架可以是C形臂门架或圆形门架。直线加速器可围绕患者旋转以将一定剂量的光子集中在肿瘤处并减少肿瘤周围健康组织的辐射暴露。可以将患者放置在患者卧榻上,该患者卧榻移入和移出圆形门架的孔以供患者接受治疗。

[0006] 对于用于递送有效治疗的旋转放射治疗系统,患者卧榻(在本文中称为患者平台)在治疗束平面中必须是几乎可透放射的并且在患者平台以悬臂方式进出门架的孔时为患者提供刚性支撑。然而,由于患者的体重和平台的长度,平台通常会下垂并将误差引入束治疗方案中。此外,典型的碳纤维患者平台提供的供患者躺在其上的表面通常不舒适、平坦或略微弯曲。这对于可以相当快地(例如,在一小时内)完成的成像过程几乎没有影响。相反,一些放疗治疗可能需要患者在更长的时间(例如,超过一小时)保持静止。因此,可能需要用于患者平台控制和放射治疗过程的附加的系统、装置和方法。

发明内容

[0007] 这里描述的是用于控制患者在放射治疗系统中位置的系统、装置和方法。本文还描述了用于在治疗过程/疗程(session)期间测量患者平台下垂的系统、装置和方法,其可用于辅助放射治疗的递送。在一些变型中,系统可包括具有患者区域和纵向轴线的患者平台,以及联接到患者平台的不透放射的细长元件。该细长元件可包括平行于平台的纵向轴线的纵向轴线。量化由于患者体重而引起的放射治疗患者平台的位置变化的方法可以包括从辐射源经多叶准直器出射第一束以照射不透放射元件。多叶准直器的叶片图案可以被配置成使得第一束照射不透放射的细长元件而对患者平台的患者区域的照射(如果有的话)很少。第一束可以由面向辐射源的检测器接收。可以使用检测器确定细长元件的第一位置(例如,当平台在没有患者的情况下未承重时)。在患者躺在患者平台上之后,可以从辐射源

经多叶准直器出射第二束,该多叶准直器具有与出射第一束时相同的叶片图案。可以使用检测器确定细长元件的第二位置(例如,当平台在存在患者的情况下承重时)。可以计算在细长元件的第一位置和第二位置之间细长元件的位置变化,其中第二位置可以对应于承重的平台。可以使用细长元件的位置变化来确定平台的位置变化。

[0008] 可透放射的患者平台可包含对高能光子基本上透明的第一材料,并且不透放射元件可包含对高能光子基本上不透明的第二材料。在一些变型中,细长元件的第一位置可以使用辐射束检测器从细长元件的多幅图像确定。在另一些变型中,第一束可以在第一正旋转角度与第二负旋转角度之间相对于水平面从辐射源出射。在这些变型中的一些变型中,第一束可以在辐射源平行于水平面的情况下从辐射源出射。

[0009] 在一些变型中,可透放射患者平台系统可包括可透放射的患者平台,其具有沿着平行于平台的纵向轴线的纵向轴线定位的不透放射的细长元件。可透放射的患者平台可包含对高能光子基本上透明的第一材料,并且不透放射的细长元件可包含对高能光子基本上不透明的第二材料。患者平台可包括具有患者支承件的第一侧面和与第一侧面相反的第二侧面。细长元件可联接到患者平台的第二侧面。可透放射的支承元件可将细长元件联接到患者平台。在一些变型中,细长元件可包括金属棒。辐射源可以联接到多叶准直器。辐射源可以构造成经准直器出射第一束以照射细长元件。检测器可以面向准直器并且构造成接收第一束。控制器可以配置成使用检测器来确定细长元件的第一位置(例如,当平台未承重时),计算在细长元件的第一位置和第二位置之间的细长元件的位置变化,其中第二位置对应于承重的平台,并使用细长元件的位置变化确定平台的位置变化。

[0010] 本文还描述了用于量化由于患者引起的放射治疗患者平台的位置变化的方法。患者平台可任选地包括一个或多个光学标记,并且量化平台的位置变化的方法可包括使用光学传感器对所述一个或多个光学标记进行成像。所述一个或多个光学标记可包括平行于平台纵向轴线的纵向轴线。光学传感器可以联接到可旋转的门架。可以使用光学传感器确定光学标记的第一位置。可以计算在光学标记的第一位置和第二位置之间的光学标记的位置变化。第二位置可以对应于承重的平台。可以使用所述一个或多个光学标记的位置变化来确定平台的位置变化。在一个变型中,可以使用所述一个或多个光学标记的多幅图像(例如,当门架围绕患者平台旋转时由光学传感器获取)来确定光学标记的第二位置。控制器可以配置成使用一个或多个光学传感器确定所述一个或多个光学标记的第一位置(当平台未承重时)。第二位置可以对应于承重的平台。

[0011] 在一些变型中,光学传感器可包括红外传感器和/或红外照明源。在另一变型中,光学标记可包括回射器/折回反射器/后向反射器(retroreflector)或反射器。在又一变型中,光学传感器可包括激光器。在一个变型中,患者平台可包括第一侧面和第二侧面,第一侧面包括患者支承件,第二侧面与第一侧面相反。光学标记可联接到患者平台的第二侧面。

[0012] 本文还描述了用于放射治疗系统的质量保证的系统、装置和方法。例如,为了判断是否正通过放射治疗系统递送所需剂量的辐射,可以将辐射施加到模型(phantom),该模型在各个位置处包括辐射传感器(例如,剂量计)。本文描述的模型可以帮助校准辐射系统的各种部件(例如,辐射源、辐射检测器等)。通常,系统可包括患者平台,该患者平台具有患者支承面和与患者支承面相反的下侧表面。可以将模型安装在下侧表面上。模型可包括具有相应预定深度的多个阶梯以及多个辐射检测器。每个辐射检测器可以设置在其相应阶梯的

预定深度处。替代地或附加地,模型可包括多个辐射检测器,以及具有第一密度的第一区域和具有不同于第一密度的第二密度的第二区域。辐射检测器和所述第一和第二区域区域可各自沿着纵向轴线布置。

[0013] 在一些变型中,辐射检测器可包括电离室和剂量计槽。电离室可以沿着模型的纵向轴线并沿着垂直于该纵向轴线的竖直轴线布置。剂量计槽可以平行于纵向轴线并且设置在其相应阶梯的预定深度处。在一些变型中,剂量计槽中的至少一个可以几乎平行于与模型的纵向轴线垂直的竖直轴线。在另一些变型中,模型可包括限定内部流体密封容积的壳体。安装件可以将模型联接到患者平台。在这些变型中的一些变型中,安装件可构造成相对于患者平台可滑动地定位所述模型。

[0014] 在一些变型中,辐射检测器可包括电离室和剂量计槽。在这些变型中的一些变型中,每个剂量计槽可以与其相应的电离室相交。电离室和剂量计槽可沿着纵向轴线彼此间隔开。在一些变型中,安装件可以将模型联接到患者平台。安装件可以构造成相对于患者平台可滑动地定位所述模型。

[0015] 还描述了可用于确定检测器的对比分辨率的模型。在一些变型中,系统可包括患者平台,该患者平台具有患者支承面和与患者支承面相反的下侧表面、以及纵向轴线。可以将模型安装在下侧表面上。模型可包括具有空间频率范围的第一重复图案和具有对比度范围的第二重复图案。第一图案可包括一系列高对比度边缘或条纹,其中边缘或条纹之间的空间根据空间频率范围而变化。第二图案可包括一系列重复形状,其相对于背景强度具有不同的对比度水平。第一重复图案和第二重复图案可以沿着模型的纵向轴线间隔开。空间频率范围可以在辐射检测器的空间频率极限内,并且对比度范围可以在辐射检测器的对比度极限内。

[0016] 在一些变型中,第一和第二重复图案可包括以不同间隔间隔开的一组对比形状。该组形状可包括具有第一厚度的第一形状和具有不同于第一厚度的第二厚度的第二形状。该组形状可包括具有第一密度的第一形状和具有不同于第一密度的第二密度的第二形状。在一些变型中,模型的宽度可以平行于患者平台的长度布置。在一些变型中,模型可以设置在患者平台的成像区域内。安装件可以将模型联接到患者平台。

[0017] 本文还描述了用于针对患者身体轮廓调节可透放射的患者平台的方法,其可以改善患者舒适度和放射治疗程序依从性。放射治疗患者平台系统的一个变型可包括可透放射的患者平台,该患者平台具有适形基材和联接到该适形基材的压力传感器,所述基材具有多个封壳。控制器可配置成使用压力传感器独立地控制多个封壳中的每一个的高度。用于调整适形基材的轮廓的方法可以包括使用压力传感器测量患者平台的压力。压力可包括多个封壳压力。可以使用压力独立地控制多个封壳中的每个封壳的高度,使得适形基材贴合患者的形状。例如,多个封壳可以联接到压力源。

[0018] 在一些变型中,该方法还可包括确定与多个封壳中的每个封壳的高度相对应的患者配置。患者配置可以包括多个封壳中的每个封壳的压力和高度中的至少一者。在这些变型中的一些变型中,该方法还可包括将患者配置存储在存储器中,并使用存储的患者配置重新调节多个封壳中的每个封壳的高度。在又一变型中,可以加热患者平台的热电层以形成柔顺构型,并且冷却热电层可以形成刚性构型。

[0019] 在一些变型中,压力通道可将压力源联接到多个封壳中的每个封壳。在这些变型

中的一些变型中,压力通道可包含对高能光子基本上透明的可透放射的材料。在另一些变型中,多个封壳可包括流体。在这些另一些变型中的一些变型中,流体可包括气体。在一个变型中,热电层和加热元件可各自联接到患者平台。在这些变型中的一些变型中,热电层可以基于温度而在柔顺构型与刚性构型之间转换。在另一变型中,隔热层可以联接到热电层。在又一变型中,多个封壳可包括柔性膜。在又一些变型中,多个封壳可各自包括蜂窝构型。

[0020] 本文还描述了用于计算可透放射的患者平台的下垂的方法。具有减少的下垂量的承重患者平台可以允许更准确的治疗规划和改进的放疗治疗的递送。患者平台可包括上部和联接到上部的下部。上部和下部可以相对于彼此移动或者可以相对于基座移动。方法的一个变型可包括使用成像辐射源在垂直于患者平台的纵向轴线的成像平面中出射成像束。下部可以与成像平面不相交,并且上部可以与成像平面相交。

[0021] 在一些变型中,治疗束可以在垂直于患者平台的纵向轴线的治疗平面中从联接到多叶准直器的治疗辐射源出射。上部和下部可以移动,使得下部与治疗平面不相交,并且上部与治疗平面相交。

[0022] 在另一些变型中,将上部移动到成像平面中可以包括将下部定位成使得下部的前缘位于距成像平面的第一距离处。在这些另一些变型中的一些变型中,将上部移动到治疗平面中可以包括将下部定位成使得下部的前缘位于距治疗平面的第二距离处。上部可包含对高能光子基本上透明的第一材料,下部可包含对高能光子基本上不透明的第二材料。

[0023] 患者平台系统的一个变型可以构造成使患者平台的移动与成像和/或治疗束出射的时机协调。一般而言,这些系统可包括可透放射的患者平台,其包括联接到下部的上部。基座可以联接到患者平台的下部。辐射源可以联接到多叶准直器。控制器可配置成使上部相对于下部移动,使得上部在成像束和/或治疗束的束平面内,而下部不在该束平面内(例如,下部可以与束平面不相交,并且上部可以与束平面相交)。辐射源可以构造成在垂直于患者平台的纵向轴线的束平面中出射第一束。

[0024] 本文还描述了用于控制可透放射的患者平台的方法。患者平台可包括上部和固定到上部的下部。上部和下部可包括不同的可透放射性。患者平台可相对于基座移动。成像束可以由成像辐射源在垂直于患者平台的纵向轴线的成像平面中出射。下部可以与成像平面不相交,并且上部可以与成像平面相交。

[0025] 在一些变型中,所述方法还可包括从联接到多叶准直器的治疗辐射源在垂直于患者平台的纵向轴线的治疗平面中出射治疗束。患者平台可以移动以使得下部与治疗平面不相交并且上部与治疗平面相交。

[0026] 在另一些变型中,将上部移动到成像平面中可以包括将下部定位成使得下部的前缘位于距成像平面的第一距离处。

[0027] 在这些变型中的一些变型中,上部可以移动到治疗平面中并且可以包括将下部定位成使得下部的前缘位于距治疗平面的第二距离处。在另一变型中,上部可包含对高能光子基本上透明的第一材料,下部可包含对高能光子基本上不透明的第二材料。

[0028] 本文还描述了放射治疗患者平台系统。一般而言,本文描述的系统可包括可透放射的患者平台,其包括固定到下部的上部。基座可以联接到患者平台的下部。辐射源可以联接到多叶准直器。辐射源可以构造成在垂直于患者平台的纵向轴线的束平面中出射第一束。控制器可配置成使患者平台相对于基座移动。下部可以与束平面不相交,并且上部可以

与束平面相交。

[0029] 本文还描述了照射患者的第一感兴趣区域的方法。例如，可以相对于一个或多个感兴趣区域移动放射治疗患者平台以帮助放疗治疗的递送。一般而言，所述方法可以包括将放射治疗患者平台移动到门架的患者区域中。门架可以限定门架围绕其旋转的等中心点。等中心轴线与等中心点相交并且与患者区域的第一纵向轴线平行。患者平台可以移动以将第一感兴趣区域定位在等中心轴线上。辐射束可以从辐射源出射到等中心轴线上的第一感兴趣区域。

[0030] 在一些变型中，移动患者平台以将第一感兴趣区域定位在等中心轴线上可以包括沿横向方向移动患者平台。在另一些变型中，患者平台的俯仰和横摆中的至少一者可以旋转。在这些变型中的一些变型中，第一感兴趣区域的第二纵向轴线可以对准在等中心轴线上。在另一个变型中，患者可以包括第二感兴趣区域。患者平台可以移动以交替地将第一感兴趣区域和第二感兴趣区域定位在等中心轴线上。在这些变型中的一些变型中，第二感兴趣区域的第三纵向轴线可以与等中心轴线对齐。

[0031] 本文还描述了放射治疗患者平台系统。例如，放射治疗患者平台可以包括一个或多个驱动系统，其可以构造成以多个自由度调节平台位置或定位。一般而言，该系统可包括联接到基座的可透放射的患者平台。患者平台可包括联接到下部的上部。轴向驱动系统可以联接到患者平台。轴向驱动系统可以构造成使患者平台相对于基座在轴向方向上移动。横向驱动系统可以联接到患者平台。横向驱动系统可以构造成使患者平台相对于基座在横向方向上移动。竖直驱动系统可以联接到患者平台。竖直驱动系统可以构造成使患者平台相对于基座在竖直方向上移动。竖直驱动系统可包括联接到患者平台的第一和第二剪式元件。俯仰驱动系统可以联接到平台。俯仰驱动系统可以构造成使上部相对于下部围绕俯仰枢轴俯仰。横摆枢轴可以在上部和下部的相应一端处将上部联接到下部。横摆驱动器可以联接到上部的第一端。横摆驱动器可以构造成使上部相对于下部围绕横摆枢轴横摆。

[0032] 在一些变型中，俯仰驱动系统可包括联接到横摆驱动系统的第一楔形件和联接到上部的第二楔形件。在一些变型中，轴向驱动系统可以联接在下部与横向驱动系统之间。横向驱动系统可以联接在轴向驱动系统与横摆驱动系统之间。横摆驱动系统可以联接在横向驱动系统与俯仰驱动系统之间。俯仰驱动系统可以联接在横摆驱动系统与上部之间。

[0033] 在一些变型中，轴向驱动系统可包括联接到下部的第一端的轴向驱动元件和联接到轴向驱动元件的轴向轨道。在另一些变型中，横向驱动系统可包括联接到患者平台的横向驱动元件和联接到横向驱动元件的横向轨道。

[0034] 在另一变型中，第一剪式元件可以联接到下部的第一端，第二剪式元件可以联接到下部的第二端。在一些变型中，竖直驱动系统可包括竖直驱动元件，该竖直驱动元件包括联接到第一剪式元件的第一线性螺杆。在一些情况下，垂直驱动元件可包括联接到第二剪式元件的第二线性螺杆。

[0035] 在一些变型中，本文描述的放射治疗患者平台系统还可包括手持式控制器。手持式控制器可包括第一开关和对接端口。第一开关可以构造成生成运动信号。在一些变型中，第一开关可包括按钮、模拟杆、轨迹球、触摸屏、定向垫、微动拨盘、运动检测器、图像传感器和麦克风中的至少一者。在另一些变型中，该系统可包括接近传感器，该接近传感器构造成检测控制器与患者平台的接近度。患者平台可以构造成使用运动信号和检测到的接近度来

移动。在另一变型中,控制器可以包括输出运动信号的无线发射器。在又一变型中,系绳可以联接到患者平台和控制器。在又一些变型中,运动信号可控制至少四个运动自由度。

[0036] 在一些变型中,该系统可包括第二开关。在这些变型中的一些变型中,第二开关可以是步进开关。控制器可配置成在第一和第二开关激活时输出运动信号。控制器可包括第二开关和壳体。第一开关可以设置在壳体的第一侧面上,第二开关可以设置在壳体的与第一侧面相反的第二侧面上。

[0037] 本文描述的一些放射治疗患者平台系统还可以包括头部固定装置,该头部固定装置构造成将患者头部相对于患者平台保持在预定位置。通常,头部固定装置可包括联接到基座的铰链、联接到铰链的头枕以及联接到头枕的驱动系统。驱动系统可以构造成基本上垂直于基座延伸。头枕和驱动系统可各自包含对高能光子基本上透明的可透放射的材料。

[0038] 在一些变型中,驱动系统可包括气动元件。在另一些变型中,驱动系统可包括机电元件。在另一变型中,致动器可以联接到驱动系统。致动器可以联接到患者平台的第一端。在又一些变型中,铰链可包括具有多个止动装置和销的锁。

[0039] 本文还描述了相对于放射治疗患者平台定位患者头部的的方法。例如,头部固定装置可用于相对于患者平台定位患者的头部以利于放疗治疗的递送。一般而言,该方法包括将患者的头部联接到头部固定装置,该头部固定装置包括通过铰链联接到头枕的基座和联接到头枕的头枕驱动系统。该驱动系统可以基本上垂直于基座延伸。

[0040] 在一些变型中,头枕可相对于基座锁定。在另一些变型中,患者躯干和患者肩部中的至少一者可以联接到基座。在另一些变型中,头枕可相对于基座俯仰和横摆。在另一些变型中,头枕可响应于颈部屈曲而绕铰链枢转。

附图说明

[0041] 图1A-1F是放射治疗患者平台系统的变型的说明性描绘。图1A是患者平台和门架的变型的截面侧视图。图1B-1F是图1A的患者平台和门架的变型的截面正视图。

[0042] 图2A-2C是放射治疗患者平台的变型的说明性描绘。图2A是由适形患者平台支承的患者的变型的透视图。图2B是图2A的适形患者平台的透视图。图2C是由适形患者平台支承的患者的另一变型的截面侧视图。

[0043] 图3A-3D是放射治疗患者平台系统的变型的说明性描绘。图3A-3B是伸缩式患者平台和门架的变型的截面侧视图。图3C-3D是伸缩式患者平台和门架的另一变型的截面侧视图。

[0044] 图4A-4F是放射治疗患者平台系统的变型的说明性描绘。图4A-4B是患者平台系统的变型的侧视图。图4C是图4B的患者平台系统的透视图。图4D是患者平台系统的另一变型的侧视图。图4E是图4D的患者平台系统的透视图。图4F是图4C的患者平台系统的透视图。

[0045] 图5是用于放射治疗系统的手持式控制器的变型的说明性截面侧视图。

[0046] 图6A-6B是头部固定装置的变型的说明性侧视图。

[0047] 图7是放疗过程的一个变型的流程图表示。

[0048] 图8是患者平台下垂确定过程的一个变型的流程图表示。

[0049] 图9是细长元件位置确定过程的一个变型的流程图表示。

[0050] 图10是患者平台加载过程的一个变型的流程图表示。

- [0051] 图11A-11B是患者平台加载过程的变型的流程图表示。
- [0052] 图12是患者平台移动过程的另一变型的流程图表示。
- [0053] 图13A-13E是放射治疗患者平台的变型的说明性平面图。
- [0054] 图14是患者头部固定过程的一个变型的流程图表示。
- [0055] 图15是患者平台的下垂的说明性描绘。
- [0056] 图16A和16B是用于放射治疗系统的模型的变型的说明性截面侧视图。
- [0057] 图17是用于放射治疗系统的模型的变型的说明性截面侧视图。
- [0058] 图18是用于放射治疗系统的模型的变型的说明性平面图。

具体实施方式

[0059] 本文描述了可用于放射治疗程序的系统、装置和方法。如本文所用,可透放射是指对高能光子基本上透明以使得高能光子很少地或没有衰减的性质。相反,不透放射是指对高能光子基本上不透明的性质。例如,不透放射的材料可以衰减或阻挡高能光子的传输。

[0060] 通常,为了执行成像和/或放射治疗程序,将患者装载到患者平台上。患者平台可以包含碳纤维,这是由于其可透放射性和为患者提供刚性支承的能力。一旦装载好,平台就移动到环形门架的患者区域(例如,孔、中心开口、空腔)中。典型地,门架的大尺寸和几何形状对患者平台和其它系统部件的配置设定物理约束。在一些放射治疗系统中,门架可以包括C形臂形状,其限定患者区域,患者平台可以伸入和伸出通过该患者区域。门架可包括一个或多个束递送系统,其可围绕患者平台旋转并从多个角度提供一个或多个成像和/或治疗束。为了精确和/或准确地将治疗束递送到患者的感兴趣区域(例如,病变、肿瘤),必须准确地确定患者相对于门架的位置并考虑任何下垂、偏差或患者平台在治疗束平面中的偏转。应当理解,有效的放疗治疗不仅是将高能光子递送到感兴趣的区域以治疗疾病的能力,而且是在这样做的同时减少高能光子向健康组织的递送的能力。否则,例如,可能以损害健康器官和组织为代价来治疗癌性肿瘤。

[0061] 本文还描述了用于控制患者平台的移动的系统、装置和方法。为了便于说明,图15中定义了一组基准轴线,以定义一组相对于患者平台(1500)的平移和旋转轴线,并且该组基准轴线被通篇使用(例如,图1A-1F、3A-3D、4A-4F、6A-6B、13A-13E、16A-16B、17、18等)。特别地,图15是患者平台(1500)在X-Y平面中的下垂(1520)的说明性描绘。患者平台(1500)可以联接到基座(1502)并从基座(1502)延伸。患者平台(1500)的下垂(1520)对应于水平面(1510)(例如,X-Y平面)与下垂的患者平台(1500)之间的竖直距离(沿着Z轴)。水平面(1510)对应于从基座(1502)延伸而没有任何偏转的安装在基座(1502)上的理想化患者平台的平面。如图15所示,患者平台(1500)的下垂(1520)可沿着患者平台(1500)从基座(1502)延伸的长度而增加。如本文所用,轴向移动对应于沿着X轴的移动,竖直移动对应于沿着Z轴的移动,而横向移动对应于沿着Y轴(其延伸进出X-Z平面)的移动。如图15所示,横摆旋转对应于围绕Z轴的旋转,而俯仰旋转对应于围绕Y轴的旋转。

[0062] 在该系统的一些变型中,可以测量理想患者平台的下垂并用于辅助放疗治疗的递送。例如,测量患者平台下垂的程度可以用于调整治疗计划,以便准确地和/或更精确地将辐射施加到患者的感兴趣区域。在这些变型中的一些变型中,患者平台可包括不透放射的细长元件。当门架围绕患者平台旋转时,可以打开门架的多叶准直器的一个或多个叶片以

选择性地引导成像束与细长元件和位于辐射源对面的检测器相交。可以使用各种方法来使用检测器数据确定细长元件的下垂量,例如,基于Winston-Lutz的方法。根据本文的系统、装置和方法,可以确定患者平台下垂和感兴趣区域的位置。此外,通过选择其中辐射束与细长元件相交而不是与患者相交的图像束角度,可以确定感兴趣区域的位置而不使患者暴露于额外的辐射。因此,治疗剂量可以更准确和/或更精确地递送给患者,从而使健康组织不受损伤并改善剂量递送。

[0063] 在系统的一些变型中,可以提供适形患者平台以改善患者平台的人体工程学,减少患者登记和设置时间,并增加患者的依从性。在一些情况下,患者可以被镇静以限制他们在患者平台上的移动。然而,镇静存在风险,并且对于诸如老年人、晚期疾病患者和/或服用药物的患者等一些患者群体而言可能是不希望的。适形患者平台可利于患者舒适性并鼓励患者保持静止更长时间以接受放疗治疗并且可以帮助减少镇静剂的使用。在这些变型中的一些变型中,可以将唯一的或针对特定患者定制的患者平台的配置/构型保存在控制器的存储器中,并且在将来的程序中可以重新应用。下面进一步详细描述的患者平台可以唯一地适形于每个患者并且用作人体工程学约束以限制患者在患者平台上的移动。重要的是,适形患者平台可以是可透放射的,并且应当理解,本文描述的患者平台可以用于诊断成像和/或放射治疗程序。在一些变型中,患者平台可包括这样一种适形基材,其具有多个可独立调节高度的封壳,所述封壳可以变形并且刚性化以贴合患者的形状。在另一些变型中,患者平台可包括热电层,其在加热时形成柔顺构型,并且在冷却时形成刚性构型。

[0064] 如下面进一步详细描述的,患者平台的一些变型可以伸缩(例如,平台的一些部分可以相对于彼此移动,其中平台的一部分可以从另一部分延伸以使整个平台更长),以减少患者平台的下垂。例如,一些患者平台可以由悬臂式的单片碳纤维形成,以便从基座延伸。虽然这些平台是可透放射的,但当它们从安装基座延伸到门架的患者区域中时,它们可能逐渐下垂。例如,如图1A所示,患者平台(102)的第一端(105)将比第二端(107)表现出更小的下垂。根据本发明的一些变型,患者平台可包括多个部分,这些部分可相对于彼此和/或患者平台的基座移动或伸缩。患者平台的第一部分可以由可透放射的材料形成,而第二部分可以由比第一部分表现出更小下垂的更硬材料(具有任意可透放射性)形成。可以控制患者平台,使得较硬的第二部分从基座悬臂式伸出并向右移动到/达到但不穿过成像束和/或治疗束的平面,否则将干扰成像和/或治疗程序。因此,患者平台作为整体可以表现出更大的刚性以减少患者平台的下垂。

[0065] 在系统的一些变型中,如下面进一步详细描述的,患者平台可以以多个自由度移动以定位患者并帮助递送放疗治疗。一些传统的患者平台在患者平台的每个轴向端部处设置了电机以提供横摆控制。这些传统的电机可以利用不透放射的丝,其沿着患者平台的长度延伸穿过治疗束平面并且非期望地干扰成像和/或治疗。相反,在本发明的一些变型中,患者平台可以包括横摆驱动和轴向驱动系统,其联接到患者平台的第一端并且构造成围绕枢轴点横摆而不降低患者平台的可透放射性。在另一些变型中,患者平台可以包括竖直驱动系统,该竖直驱动系统构造成控制患者平台的高度和/或俯仰,其可以例如用于治疗颅骨病变。在用于递送放疗治疗的方法的一些变型中,患者平台可以将感兴趣区域定位在门架的等中心上,例如束源的等中心上,以将辐射剂量聚焦到感兴趣的区域并减少对健康组织的辐射剂量。

[0066] 本文还描述了用于放射治疗系统的表征、鉴定、验证和/或校准的系统、装置和方法。为了评估或确认放射治疗系统的部件构造成精确且准确地向患者的目标区域递送期望的辐射剂量,系统可以在治疗期之前和/或以预定间隔(例如,每日、每月、每季度等)进行质量保证测试、登记、校准和/或验证程序。这些程序可包括使用位于预定位置的一个或多个辐射探测器测量出射或辐射。例如,具有多个辐射检测器的模型(phantom)可以设置在患者平台上或下方。模型可包括多个剂量测定传感器和构造成接收一定剂量辐射的类型。可以将从模型生成的剂量数据与一组基准剂量数据进行比较,以确定放射治疗系统的一个或多个部件(例如,检测器)的校准。

[0067] 患者平台系统的一些变型可包括用于控制患者平台的手持式控制器。放射治疗系统操作者可以通过使用手持式控制器控制患者平台的移动来调节患者相对于门架的位置。例如,一个或多个开关可以集成到控制器的壳体中以供用户操作。控制器可以对接到门架或患者平台,以启用第一组控制功能,以及与系统脱接,以启用第二组控制功能。如下面进一步详细描述的手持式控制器可以生成移动信号。此外,患者平台的控制可以限于系统的预定接近度。因此,操作者可以在确保患者安全和遵守规章的同时获得增加的移动性。

[0068] 通常希望放射治疗程序从多个角度递送治疗束,这可有助于减少对健康组织的辐射剂量。这对于头部和颈部尤其可取,因为唾液腺、眼睛、耳朵和神经细胞可能对辐射剂量特别敏感。在一些变型中,头部固定装置可用于将患者头部精确地定位在患者平台上。然而,一些患者对附接在头部上和/或控制头部移动的装置感到困难和/或不适。如下面进一步详细描述头部固定装置可以允许患者人为地将他们的头部通过颈部屈曲移动到期望的位置并且将他们的头部锁定或固定在位以进行治疗。附加地或替代地,患者和/或操作者可以控制诸如气动驱动系统的驱动系统,以将头部重新定位并锁定或固定在期望位置。以下描述的任何系统、装置和方法可以组合使用。如下文所述的变型可以改善与放射治疗程序相关的患者舒适度。

[0069] I. 系统

[0070] 放射治疗患者平台

[0071] 通常,本文描述的系统可用于确定患者平台的下垂和患者的感兴趣区域在患者平台上的位置。图1A是放射治疗患者平台系统(100)的截面侧视图。系统(100)可包括患者平台(102)、门架(120)和基座(112)。患者平台(102)可包含可透放射的第一材料,例如碳纤维。患者平台(102)还可包括第一侧面(104)(顶面),其包括患者(114)可躺在其上的患者支承件。患者平台(102)的第二侧面(106)(下面)可以与第一侧面(104)相反地设置。在一些变型中,患者平台(102)可具有约1.5-3.0米的长度、约0.50-2.0米的宽度和约0.05-0.50米的厚度,并且可优选地具有2米的长度、0.50米的宽度和0.10米的厚度。如图1A所示,患者平台(102)的至少一部分可以从基座(112)(例如,悬臂式地)的边缘延伸,使得患者平台(102)的第二端(107)可以由于患者的体重(114)而逐渐下垂。在一些变型中,不透放射的细长元件(108)可以联接到患者平台(102)的第二侧面(106)。细长元件(108)可以固定在患者平台(102)上,使得细长元件(108)与患者平台(102)之间的间距的量是常数或已知量(例如,患者平台(102)和细长元件(108)可以通过支承元件(110)的厚度分开)。在一些情况下,可透放射的支承元件(110)可以将不透放射的细长元件(108)联接到患者平台(102)。在一些变型中,细长元件(108)可具有约0.001-0.01米的厚度,并且支承元件(110)可具有约0.001-

0.50米的厚度。

[0072] 在一些变型中,细长元件(108)可以由不透放射的第二材料形成。通过使用第一辐射束(126)从一个或多个门架角度对细长元件(108)成像,可以精确地确定细长元件(108)的位置。在一些情况下,细长元件(108)可包含金属,例如铝,但也可使用其它不透放射的材料和不透放射的材料组合。如图1A-1D和1F所示,细长元件(108)可包括线状或棒状。在一些变型中,细长元件(108)的长度可以对应于患者(114)的感兴趣区域(116)的长度。在另一些变型中,细长元件(108)可以对应于患者平台(102)的可供第一射束/波束(beamlet)(127a)相交并穿过的长度。应当注意,可以选择细长元件(108)的任何长度,只要细长元件(108)位于需要下垂确定的位置处即可。附加地或替代地,在本文描述的任何变型中,可透放射的支承元件(110)可以联接到一个或多个不透放射的球体(例如,珠子(bead)、球(ball)、丸粒、球圆(orb)等)。

[0073] 患者平台(102)的第一端(105)可以联接到基座(112)。基座(112)可以设置在门架(120)的患者区域(140)的外部,并且可以不是可透放射的。在图1B-1E中描绘的变型中,门架(120)可包括辐射源(122)和多叶准直器(124),以在不透放射的细长元件(108)和面向多叶准直器(124)的检测器(128)处产生并引导第一束(126)。控制器(130)可以包括处理器和存储器,以使用检测器数据确定患者平台(102)的下垂,如下面进一步详细描述。应当理解,指向细长元件(108)的第一束(126)可以由辐射源(122)产生而不使用多叶准直器(124)。

[0074] 图1B是患者平台(102)和门架(120)的截面正视图,示出了第一射束(127a)与不透放射的细长元件(108)和检测器(128)的相交。如图1B所示,细长元件(108)可以设置在患者平台(102)的第二侧面(106)上并通过可透放射的支承元件(110)联接到患者平台(102)。辐射源(122)可以通过门架(120)围绕患者区域旋转,使得第一射束(127a)和第二射束(127b)可以从患者(114)的上方、下方和侧面出射。尽管辐射源(122)可围绕患者门架(120)循环旋转,但是图1B-1C和1E示出了在辐射源(122)与水平面(118)(例如,X-Y平面)对齐时在门架(120)内的辐射源(122)。

[0075] 可以使用患者平台下垂的预定估计来确定多叶准直器(124)的哪些叶片打开以将第一射束(127a)引导到不透放射的细长元件(108)和检测器(128)。例如,针对给定患者体重对患者平台下垂的估计可以存储在存储器中的数据库中并且用于确定多叶准直器(124)的一组叶片打开给定的门架角度。控制辐射源(118)和多叶准直器(124)的控制器(130)可确保第一射束(127a)不与患者(114)相交。任选地,多叶准直器(124)可以打开一个或多个叶片,使得第二射束(127b)照射感兴趣的区域(116)。从辐射源(122)以图1B-1C和1E中描绘的门架角度出射辐射束(126)可以允许放射治疗系统使用第二射束(127b)向感兴趣区域(116)提供治疗辐射,同时(例如,同时或循序地)使用第一射束(127a)收集用于患者平台(104)位置信息的图像数据(例如,下垂数据)。在图1B-1C中,从辐射源(122)经多叶准直器(124)出射的束(126)可以选择第一射束(127a)与细长元件(108)相交而不与患者(114)相交。更一般地,第一射束(127a)可以以任何门架角度出射到细长元件(108),只要第一射束(127a)不与患者(114)相交即可。因此,患者平台下垂的确定可不增加对患者的辐射剂量(114)。在一些变型中,第一射束(127a)可以在约 $\pm 45^\circ$ 的第一正旋转角度(α_1)和第二负旋转角度(α_1)之间相对于水平面(118)朝向辐射源(122)出射。第一射束(127a)的持续时间和

功率不受特别限制,因为第一射束(127a)不与患者(114)相交。射束(127a)对细长元件(108)的照射可以由检测器(128)检测,并且该检测器数据可以用于相对于未承重的患者平台(102)的细长元件(108)的已知位置来对由于患者(114)而承重的患者平台(102)的细长元件(108)定位。这些位置的差异对应于患者平台(102)的下垂量。从多个门架角度生成的检测器数据因此可以改善实时的下垂确定。

[0076] 应当理解,一个或多个不透放射的细长元件(108)可以联接到患者平台(102),只要与细长元件(108)相交的第一射束(127a)不与患者(114)相交即可。在一些变型中,两个或更多个细长元件(108)可以通过相应的可透放射的支承元件(110)彼此相距预定距离(D)地联接到患者平台(102)。在一些示例中,细长元件(108)可包括沿着患者平台(102)的不同部分设置的相同或不同尺寸(例如,长度、直径)的一对圆柱形棒。在图1C中,细长元件(108)中的一个设置在患者平台(102)的第一侧(例如,左侧),而另一细长元件(108)设置在患者平台(102)的第二侧(例如,右侧)。细长元件(108)可以平行于患者平台(102)的纵向轴线设置。图1C-1D中描绘的细长元件(108)可以具有相同或不同的形状和/或尺寸。在另一些变型中,三个或更多个不透放射的元件(例如,细长元件(108)和/或不透放射的球体)可以非共线地联接到患者平台(102)。也就是说,除了不透放射的元件中的至少一个之外,不透放射元件可以与同一条线相交。例如,第一和第二不透放射元件可以沿着平行于Y轴的线(例如,患者平台(102)的宽度)设置,而第三不透放射元件可以沿着Y轴设置在第一和第二不透放射元件之间,并且沿着X轴(例如,患者平台(102)的长度)与第一和第二不透放射元件间隔开。在一个变型中,三个不透放射元件可包括如上所述的形状和尺寸的任何组合。例如,不透放射元件可包括三个球体(例如,珠子)或三个细长元件(例如,棒)、两个球体和一个棒以及一个球体。所述一个或多个不透放射元件的形状、大小、尺寸和位置可以存储在控制器的存储器中。

[0077] 在另一变型中,如图1D所示,每个细长元件(108)可以使用相应的射束(132,134)成像。类似于图1C,细长元件(108)可设置在患者平台(102)的相对两侧。射束(132,134)可以从包括多叶准直器和辐射源的束组件(123)出射。使用不同射束(132,134)对细长元件(108)进行成像可以增加细长元件(108)可以成像的门架角度的数量,因为每个射束不需要与两个细长元件(108)均相交。在图1D中描绘的变型中,可以在不照射患者的情况下获取患者平台下垂测量值。这可以有助于减少患者的辐射暴露。

[0078] 可以使用一个或多个射束以预定的门架角度对两个细长元件(108)均成像。由一个或多个射束生成的检测器数据可用于确定患者平台(102)下垂的量。如图1D中最佳示出的那样,对于以给定门架角度出射的一个或多个射束(132,134),检测器(128)将生成检测器数据,该检测器数据具有以投影距离(D')分开的细长元件(108)的投影。患者平台(102)的下垂对应于投影距离(D'),使得投影距离(D')的变化指示患者平台(102)的下垂的变化。例如,距离(D')的增加可以对应于患者平台(102)的下垂的增加。因此,可以使用从单个门架角度出射的一个或多个射束来确定患者下垂。当然,细长元件(108)可以从多个门架角度成像以生成检测器数据。

[0079] 附加地或替代地,细长元件(108)可以通过来自多个门架角度的射束成像,以确定细长元件(108)的绝对位置。例如,设置在患者平台(102)的第一侧(例如,左侧)的第一细长元件可以与从门架(120)的第一侧(例如,图1C的左侧)从相对于水平面(118)的一组角度出

射的第一射束相交。类似地,设置在患者平台(102)的第二侧(例如,右侧)的第二细长元件可以与从门架(120)的第二侧(例如,图1C的右侧)从相对于水平面(118)的一组角度出射的第二射束相交。因此,该对细长元件可以从患者平台(102)的左侧和右侧成像,以增加细长元件可以成像的角度的数量并由此改进患者平台下垂的确定。

[0080] 除了确定下垂之外,细长元件(108)相对于彼此的绝对位置的差异可以用于计算患者平台(102)的滚动(roll),即患者平台(102)围绕患者平台(102)的纵向轴线(例如,图1C中的X轴)的旋转。例如,图1C中的每个细长元件(108)可以在与距离患者平台(102)的第二侧面(106)相同的高度处联接到患者平台(102)。如果细长元件(108)中的一个的高度相对于另一细长元件(108)改变,则患者平台(102)已经滚动(例如,扭转)相应的量。因此,可以沿多个轴线确定由于置于患者平台(102)上的患者(114)而引起的患者平台(102)的位置变化。

[0081] 在另一变型中,患者平台(102)可包括三个非共线细长元件(108),其用于使用三个细长元件(108)相对于彼此的绝对位置来计算滚动和横摆。例如,三个细长元件(108)可以沿着患者平台(102)的X轴和Y轴间隔开地联接到患者平台(102)。如果细长元件(108)沿着X轴的检测器数据投影的距离改变,则患者平台(102)已横摆(例如,转动)相应的量。因此,可以使用一组细长元件(108)和至少两个射束来确定由于患者(114)而导致的患者平台(102)的下垂、滚动和横摆。

[0082] 图1E是患者平台(102)和门架(120)的另一截面正视图,示出了第一射束(127a)与沿宽度方向延伸的不透放射的细长元件(109)的相交。此构型可以允许从门架(120)的相对两侧(例如,患者(114)的左侧和右侧)成像。如图1E所示,不透放射的细长元件(109)可包括薄金属箔(例如,金属片)。宽度大于厚度的薄的宽箔可以仅在沿着箔宽度(例如,沿着金属片的平面)的方向上提供显著的衰减,使得箔不会对成其它角度的成像束显著衰减。在一些情况下,细长元件(109)可包含铝并且具有约0.0001-0.001米的厚度和约0.10-0.5米的宽度。

[0083] 在一些变型中,细长元件(108,109)可包括多种材料和构型。例如,细长元件(108,109)可以形成可透放射的部分和一个或多个不透放射部分,其中不透放射部分可以在图像处理之后形成可识别的形状。在一些情况下,成像的不透放射的细长元件(108,109)可以显示一个或多个符号(例如,数字、字母)、几何形状和对应于沿着患者平台(102)的长度的预定位置的其它基准点,其可辅助患者平台下垂的确定。

[0084] 在一些变型中,患者平台(102)可包括一个或多个不透放射的部分,其不联接到细长元件(108,109)和/或可透放射的支承元件(110)。例如,不透放射的部分可以通过紧固件、粘合剂等联接到患者平台(102)的边缘。

[0085] 附加地或替代地,细长元件可以不是不透放射的,只要可以与患者平台形成图像对比度即可。应当理解,可以使用能够相对于可透放射的患者平台(102)产生图像对比度的任何材料。在一些变型中,患者平台(102)可包括多个孔(例如,细长孔),用于检测患者平台(102)的下垂。例如,可透放射的支承元件(110)可以联接到患者平台(102)的第二侧面(106)并且包括一个或多个孔,其允许辐射束(126)的一部分无阻碍地通过并被检测器(128)接收。例如,孔可以在纵向方向(例如,沿着X轴)上作为细长孔延伸或者具有球形形状。在另一示例中,支承元件(110)可包含铝以增强孔内的空的空间与支承元件(110)之间

的图像对比度。应当理解,孔的形状不受限制,只要孔的检测器数据可用于确定患者平台(102)的位置即可。例如,孔可以包括如上所述的棒状或球形。在一些变型中,孔的长度可以对应于患者(114)的感兴趣区域(116)的长度。在另一些变型中,孔可以对应于,第一射束(127a)可与其相交并穿过的患者平台(102)的长度。

[0086] 如上所述,孔可包括多种形状和尺寸。在一些情况下,孔的直径可为约0.001-0.01米。虽然支承元件(110)和患者平台(102)可以是可透放射的,但是当对平台(102)成像时,支承元件(110)和患者平台(102)的模糊轮廓仍然可见,使得患者平台(102)的实心部分与支承元件(110)和/或患者平台(102)内的一个或多个孔之间的图像对比度可以用作用于位置跟踪的基准点。检测器数据可用于相对于已知位置对支承元件(110)和/或患者平台(102)的一个或多个孔定位。这些位置的差异对应于患者平台(102)的下垂量。以这种方式,可以确定患者平台(102)的下垂而没有与高密度、不透放射的材料相关联的伪影。

[0087] 图1F是患者平台(102)和门架(120)的截面正视图,该门架包括光学传感器(150),该光学传感器(150)构造成对联接到患者平台(102)的一个或多个光学标记(160)成像。光学传感器(150)可以联接到门架(120),使得光学传感器(150)与门架(120)一起围绕患者区域(140)中的患者(114)旋转。当门架(120)旋转时,光学传感器(150)可以从一个或多个门架角度(例如,从侧面和患者(114)下方)对一个或多个光学标记(160)成像。由光学传感器(150)生成的成像数据可用于相对于未承重的患者平台(102)的光学标记(160)的基准位置来定位承载了患者(114)的患者平台(102)的光学标记(160)。这些位置的差异对应于患者平台(102)的下垂量。两个或更多个光学标记(160)的成像可允许控制器以与上文关于细长元件(108)所讨论的方式类似的方式确定患者平台(102)的下垂、滚动和横摆中的一者或更多者。

[0088] 光学标记(160)可以由光学传感器(150)成像,以生成相对于门架(120)的孔(140)内的其它成像元件(包括患者平台(102)、患者(114)、患者支承元件(110)和门架壳体)具有高对比度的光学标记(160)数据。该图像对比度允许光学标记(160)在空间上与其它成像元件(例如患者平台(102)和患者(114))分离开。光学标记(160)可以在光谱的一个或多个波长范围(例如,可见波长、红外波长、紫外波长)内提供高对比度传感器数据。在一些变型中,光学标记(160)可以包括反射器,该反射器构造成使用光学传感器(150)产生高对比度图像。例如,一个或多个光学标记(160)可以包括以最小的散射将光反射回光学传感器(160)材料和/或结构(例如,后向反射器)。光学标记(160)可包括例如镜(例如,用于反射来自诸如激光器的照明源的光)或高对比度的彩色表面。光学标记(160)可以具有与上面讨论的不透放射元件(例如,细长元件、球体)相同的大小、形状、数量和位置。例如,一个或多个光学标记(160)可以联接到患者平台(102)并且每个光学标记(160)可以包括棒状或球形。光学标记(160)可以沿着平行于患者平台(160)的纵向轴线的纵向轴线定位。

[0089] 使用光学传感器(150)对光学标记(160)成像可以在不如图1B-1E所示从辐射源(122)出射另外的射束(127a)的情况下提供下垂确定。使用光学传感器(150)和光学标记(160)的下垂确定可以与使用辐射源(122)和多叶准直器(124)的放疗治疗同时进行。在一些变型中,光学传感器(150)可包括红外光传感器,并且还可以包括照明源,以增强从光学标记(160)接收的反射光的量。在这些变型中的一些变型中,光学传感器(150)可包括滤波器,以减少来自患者(114)和/或其它非回射源(160)的红外数据。在另一些变型中,光学传

感器(150)可以包括可见光传感器(例如,电荷耦合器件(CCD)、有源像素传感器(APS)),并且还可以包括可见光照明源。在又一些变型中,光学传感器(150)可以包括紫外光传感器,并且还可以包括紫外光照明源。在另一些变型中,光学传感器(150)可以包括飞行时间测距仪,其包括用于定位一个或多个光学标记(160)的激光器。在另一些变型中,光学传感器(150)可以在门架(120)旋转时对患者(114)成像以监测患者(114)的状况。

[0090] 在一些非限制性的示例性变型中,患者平台(102)可具有约210千克的重量容量并且具有约2米的自基座(112)的端部起的延伸长度。在一些情况下,患者平台(102)的下垂可以是数厘米,并且将基于患者特征(例如患者体重和定位)以及患者平台的材料和设计而变化。

[0091] 适形患者平台

[0092] 通常,本文描述的患者平台装置可以在成像和/或放射治疗程序中为患者提供适形支承。特别地,患者平台的形状可以针对每个患者进行个性化,以减少治疗期间的患者移动伪影和运动伪影并且改善患者舒适度。例如,患者可以在患者登记过程中在门架外部被装载并定位在患者平台上,从而减少患者平台在门架内的设置时间。这可以允许更有效地安排放射治疗系统并允许更多患者接受来自放射治疗系统的治疗。

[0093] 图2A是适形的可透放射的患者平台(200)的一个变型的透视图,该患者平台包括适形基材(202),该适形基材具有联接到多个封壳(204)的刚性基座(216)。患者(220)被绘制成位于患者平台(200)上。应当理解,患者(220)通常可以在成像和/或治疗过程期间将其手臂置于其侧面。多个封壳(204)中的每个封壳的高度可以由联接到压力源(例如,气体、液体)(图2A-2B中未示出)的控制器独立地进行压力控制。基座(216)和封壳(204)可以是可透放射的,使得它们不干扰成像和/或放射治疗程序。如图2A所示,封壳(204)可以是气密的和可膨胀的,使得封壳(204)的压力和刚度可以是可调节的,以舒适并可靠地约束患者(220)。图2B是适形的患者平台(200)的透视图,其中患者被移除以示出患者轮廓(222)。

[0094] 在一些变型中,封壳(204)可包括聚氨酯和/或其它低Z材料囊袋或球囊,其可充填有包括气体和/或液体的流体。在另一些变型中,封壳(204)可包括柔性膜。在一些变型中,封壳(204)可具有约0.001-0.050米的直径和约0.01-0.30米的完全加压高度。例如,封壳(204)可具有约0.05米的直径和约0.15米的完全加压高度。如图2A-2B所示,多个封壳(204)可以是圆柱形的并且以交错阵列构型设置。在一些变型中,多个封壳(204)可包括蜂窝状构型。

[0095] 对于未承重的适形基材(202)(例如,没有患者(220)或施加到封壳(204)的负荷的适形基材(202)),封壳(204)可被设定至预定压力,使得封壳(204)可包括相同或不同的高度。例如,封壳(204)沿着平台(200)的边缘的高度可以高于其它部分,以在患者平台(200)的表面上形成曲线。这可以鼓励患者(220)将自行定位在患者平台(200)的中心或将他们的头部放置在预定区域。在另一些变型中,患者平台(200)的封壳(204)的高度可以逐渐改变,以便补偿承重的患者平台(200)的预期下垂。例如,从平台的基座延伸的封壳的平均高度可以沿着患者平台的纵向轴线增加。

[0096] 封壳(204)的数量不受特别限制,只要装载在平台(200)上的患者(220)稳定并且能够保持受约束的位置即可。在一些变型中,封壳(204)的大小和密度在适形基材(202)的不同部分上可以变化。例如,较低密度的较大直径封壳(204)可以沿着基材(202)的外边缘

设置,而较高密度的较小直径封壳(204)可以为患者头部和躯干区域设置。在这些情况中的一些情况下,可以为患者肢体区域设置第三尺寸的封壳(204)。以这种方式,可以选择封壳的数量以优化患者的人体工程学。在一些变型中,其它可透放射的支承元件(例如,缓冲件、垫、枕头)可以联接到基材(202),以帮助患者舒适并且进一步将患者(220)固定在患者平台(200)上的适当位置。

[0097] 附加地或替代地,图2C示出了适形患者平台(200)的截面侧视图,其包括适形基材(202)和具有加热元件的热电层(210)。在一些变型中,加热元件可包括一组非常细的线,例如具有人发的厚度。适形基材(202)还可包括压力传感器(206),其联接到适形基材(202)并且构造成测量适形基材(202)的压力。例如,压力传感器(206)可以构造成测量多个封壳(204)的压力。压力源(208)可以经由压力通道(214)联接到适形基材(202)的多个封壳(204)中的每个封壳。压力通道(214)可以包含可透放射材料,并且例如可以包括穿过基座(216)联接到相应封壳(204)的多个管。在一些变型中,压力源(208)可包括一个或多个气源(例如,压缩气体)。如下面更详细讨论的,控制器(218)可以使用压力传感器(206)和压力源(208)独立地控制多个封壳(204)中的每个封壳的高度。

[0098] 热电层(210)可以设置在患者(220)与多个封壳(204)之间。在一些变型中,热电层(210)可以厚约1.0-5.0mm,并且例如厚约2.0-3.0mm。可以在热电层(210)的上方和/或下方设置一个或多个隔热层(212),以使患者(220)和/或适形基材(202)与热电层(210)产生的热相隔离。在一些变型中,隔热层(212)可厚约1.0-15.0mm。在一些情况下,隔热层(212)可厚约5.0-10.0mm。热电层(210)的加热可以使热电层(210)转变为基于温度的柔顺构型。在一些变型中,热电层(210)可以在约80°C时转变为柔顺构型。在一些变型中,热电层(210)可以通过由联接到热电层(210)的导体(例如,金属电线)提供的电流来加热。在一些情况下,热电层(210)可在约一分钟内达到柔顺构型。柔顺构型可以是柔顺的以贴合患者的身体形状,并且刚性构型可以固定热电层(210)的形状和轮廓。在一些变型中,热电层(210)和热绝缘层(212)中的一者或多者可以包括冷却元件,以在患者(220)已经将患者平台(200)调节到期望的舒适度之后冷却并硬化热电层(210)。例如,冷却元件可以包括内腔(例如,通道),流体(例如,空气、水)可以行进通过该内腔以冷却热电层(210)。在一些变型中,热电层(210)可以不跨越患者平台(202)的整个表面区域并且可以包括患者身体轮廓。

[0099] 使用图2C的患者平台(200)的患者平台调节方法的一个变型可以包括基于先前确定的患者配置将多个封壳(204)充填至一组预定压力的步骤。在一些变型中,该组压力可以在约1-2atm之间。可以加热热电层(210)以形成可贴合患者身体的柔顺构型(例如,施加到封壳的负荷)。然后患者(220)可以躺在患者平台(200)上,其中封壳(204)的高度可以相等,并且适形基材(202)可以贴合患者(220)。

[0100] 此后,可以通过使用控制器(218)升高或降低来自压力源(208)的压力来调节多个封壳(204)中的每个封壳的高度以使患者舒适。可以停用加热元件,使得热电层(210)可以在通常不到60秒内冷却以形成刚性构型,该刚性构型舒适且可靠地约束患者(220)。在这些变型中的一些变型中,可以启用热电层(210)和热绝缘层(212)中的一者或多者的冷却元件,以更快地将热电层从柔顺构型转变为刚性构型。

[0101] 一旦已经实现了患者平台(200)的期望形状,当患者配置包括多个封壳(204)中的每个封壳的压力和/或高度中的至少一者时,控制器(218)便可以将患者配置存储在存储器

中。因此,可以为每个患者(220)提供个性化的患者配置,以减少患者登记的设置时间并增加成像和/或治疗一致性。此外,患者配置可以在不同放射治疗系统的患者平台之间移用,以增加各种系统之间的成像和/或治疗程序中的患者定位的一致性。应当理解,本文所讨论的患者平台(200)对于改善需要更多时间和/或更高剂量准确度的放射治疗程序的人体工程学和依从性可能是特别有用的。

[0102] 在一些非限制性的示例性变型中,封壳(204)可包括一种或多种形状,包括圆柱体、长方体、三角形棱柱、六边形棱柱、多边形棱柱等。在一些变型中,可以使用不同的流体(例如,气体、液体)和流体的组合来充填不同组的封壳(204)。

[0103] 尽管图2C示出了热电层(210)和封壳(204),但是适形基材(202)可以包括热电层(210)而不包括封壳(204)或可以包括封壳(204)而不包括热电层(210)。

[0104] 伸缩式患者平台

[0105] 通常,本文描述的患者平台装置可以构造成使患者平台的移动与成像和/或治疗束的出射协调。例如,可以控制患者平台的刚性下部的移动和定位,以避免与成像和/或治疗束的相交。同时,可以控制患者平台的可透放射的上部与成像和/或治疗束相交。患者平台和束(或多个束)的这种空间和时间控制可以允许刚性部分移动到门架的患者区域中,而不会不利地影响或以其它方式干扰成像和/或治疗束。因此,可以减小可透放射部分的长度,从而可以减少患者平台下垂。如下面更详细讨论的,患者平台的刚性下部和可透放射的上部可相对于彼此移动(图3A-3B)或保持它们相对于彼此的位置(图3C-3D)。

[0106] 在一个变型中,图3A-3B示出了患者平台(301),其具有可以相对于彼此移动的刚性部分和可透放射的部分。图3A-3B是伸缩式患者平台系统(300)的截面侧视图。系统(300)可包括患者平台(301),其具有联接到下部(304)的上部(302)。上部(302)可以构造成相对于下部(304)沿着X轴轴向移动。在一些变型中,上部(302)可以是可透放射的,而下部(304)可以是不透放射的。基座(306)可以联接到患者平台(301)的下部(304)。下部(304)可以构造成相对于基座(306)移动。因此,患者平台(301)可以在其伸入和伸出门架(310)的患者区域时进行轴向伸缩。在一些变型中,上部(302)可包括联接到驱动机构(例如,单个电机)的一组轨道,该驱动机构构造成使上部(302)相对于下部(304)移动。类似地,下部(304)可包括联接到驱动机构的一组轨道,该驱动机构构造成使下部(304)相对于基座(306)移动。

[0107] 在一些变型中,上部(302)和下部(304)可以具有不同的可透放射性。例如,上部(302)可以是可透放射的并且刚性不如下部(304),下部(304)可以是不透放射的并且具有更大的刚性。

[0108] 系统(300)还可包括具有成像辐射源(320)和治疗辐射源(330)的门架(310)。例如,成像辐射源(320)可以是kV辐射源,并且治疗辐射源(330)可以是MV辐射源。治疗辐射源(330)可以联接到多叶准直器(332)并且可以位于检测器(336)的对面。治疗辐射源(330)可以构造成在垂直于患者平台(301)的纵向轴线的治疗束平面中出射治疗束(334)。成像辐射源(320)可以构造成在垂直于患者平台(301)的纵向轴线的成像束平面中出射成像束(322),其中成像束(322)透过患者的传输可以由成像检测器(337)检测。虽然图3A描绘了同时出射的成像束(322)和治疗束(334),从而在对患者的另一区域成像的同时治疗患者的一个区域,但应当理解,这些束中的每一束可以顺次或分别激活。也就是说,在使用治疗束(334)治疗患者时,不需要使用成像束(322)对患者成像(例如,成像束(322)和治疗束(334))

不是同时激活的)。

[0109] 关于成像程序,系统(300)可以处于成像构型中,其示例在图3A中示出。如图所示,控制器(340)可以配置成使刚性下部(304)(可以是不透放射的)尽可能靠近成像束(322)移动而不与成像束(322)相交。下部(304)的前缘可以与成像束(322)的平面分离第一距离。在一些变型中,第一距离可以是约2厘米。以这种方式,患者平台(301)的较硬部分可以尽可能靠近成像束(322)移动而不干扰成像束(322)。上部(302)可以相对于下部(304)在轴向方向上自由移动(伸缩),以与成像束(322)相交并对患者(未示出)的期望区域成像。

[0110] 如图3A所示,系统(300)的控制器(340)可以配置成移动上部(302)和下部(304)以使得下部(304)与成像束(322)的成像平面不相交并且上部(302)与成像束(322)的成像平面相交。以这种方式,只有可透放射的上部(302)与成像束(322)相交。

[0111] 关于放射治疗程序,系统(300)可以以治疗构型设置,其示例在图3B中示出。如图所示,控制器(340)可以配置成使刚性下部(304)(可以是不透放射的)尽可能靠近治疗束(334)移动而不与治疗束(334)相交。以这种方式,患者平台(301)的较硬部分可以移动到尽可能靠近治疗束(334)而不干扰治疗束(334)。在一些变型中,下部(304)可以定位(例如,通过驱动机构)成使得下部(304)的前缘可以位于远离治疗平面(图3B)的预定第二距离处。例如,第二距离可以是约2厘米。上部(302)可以相对于下部(304)在轴向方向上自由移动(伸缩),以与治疗束(334)相交并治疗患者(未示出)。在图3B中描绘的治疗构型中,成像辐射源(320)可以不启动,因为刚性下部(304)(可以是不透放射的)位于成像辐射源(320)的束路径中。

[0112] 如图3B所示,系统(300)的控制器(340)可以配置成移动上部(302)和下部(304)(例如,通过驱动机构),使得下部(304)与治疗束(334)的治疗平面不相交并且上部(302)与治疗束(334)的治疗平面相交。以这种方式,只有可透放射的上部(302)与治疗束(334)相交。

[0113] 图3C-3D示出了患者平台系统(350)的另一变型的截面侧视图,该患者平台系统包括患者平台(351),该患者平台(351)具有刚性部分和可透放射的部分,所述刚性部分和可透放射的部分保持它们相对于彼此的位置。系统(350)可包括患者平台(351),其具有相对于下部(354)固定的上部(352)。例如,在图3C-3D中,上部(352)的悬臂部分的长度是恒定的。在一些变型中,上部(352)可以是可透放射的,而下部(354)可以是不透放射的。患者平台(351)的基座(356)可以联接到下部(354)并且构造成控制患者平台(351)的高度和/或俯仰。下部(354)可相对于基座(356)移动,使得患者平台(351)可相对于基座(356)移动。因此,当患者平台(351)伸入和伸出门架(310)时,患者平台(351)可相对于基座(356)在轴向方向上伸缩。下部(354)可以由任何足够刚性的材料制成,使得无论可以从基座(356)(例如,图3D)悬臂式伸出的下部(354)的长度如何,下部(354)相对于基座(356)都不下垂。附加地或替代地,下部(354)可以由比上部(352)的材料更硬的任何材料制成。

[0114] 由于上部(352)可相对于下部(354)固定,因此应当理解,躺在患者平台(351)上的患者(未示出)可导致患者平台(351)的恒定下垂(假设患者不移动)。因此,患者平台(351)的下垂可包括跨患者平台(351)的长度的一组已知值。也就是说,在患者的特定感兴趣区域处的患者平台的下垂可以在治疗过程开始之前和/或开始时确定,并且在整个过程期间保持相同,而不论平台(352)如何相对于基座(356)移动。此外,通过将上部(352)固定在下部

(354)上,图3C-3D所示的患者平台(351)可以比图3A-3B所示的患者平台(301)更容易制造。

[0115] 关于成像过程,系统(350)可以处于成像构型中,其示例在图3C中示出。如该图所示,控制器(340)可以配置成使下部(354)移动为(可以是不透放射的)尽可能靠近成像束(322)而不与成像束(322)相交。以这种方式,患者平台(351)的不透放射部分可以尽可能靠近成像束(322)的路径移动而不干扰成像束(322)。在一些变型中,下部(354)可以定位成使得下部(354)的前缘可以位于远离成像平面的预定第一距离处(图3C)。例如,第一距离可以是约2厘米。上部(352)可以与成像束(322)相交,以对患者(未示出)的期望区域成像。

[0116] 如图3C所示,系统(350)的控制器(340)可以配置成移动上部(352)和下部(354)以使得下部(354)与成像束(322)的成像平面不相交并且上部(352)与成像束(322)的成像平面相交。以这种方式,只有可透放射的上部(352)与成像束(322)相交。

[0117] 关于放射治疗程序,系统(350)可以以治疗构型设置,其示例在图3D中示出。如该图所示,控制器(340)可以配置成使刚性下部(354)(可以是不透放射的)尽可能靠近治疗束(334)移动而不干扰治疗束(334)。以这种方式,患者平台(351)的下部(354)可以尽可能靠近治疗束(334)移动而不接收辐射剂量。在一些变型中,下部(354)可定位成使得下部(354)的前缘可位于远离治疗平面的预定第二距离处(图3D)。例如,第二距离可以是约2厘米。上部(352)可以与治疗束(334)相交以治疗患者(未示出)。在图3D中描绘的治疗构型中,成像辐射源(320)可以不启动,因为刚性下部(354)(可以是不透放射的)位于成像辐射源(320)的束路径中。

[0118] 如图3D所示,系统(350)的控制器(340)可以构造成移动患者平台(351),使得下部(354)与治疗束(334)的治疗平面和不相交并且上部(352)与治疗束(334)的治疗平面相交。以这种方式,只有可透放射的上部(352)与治疗束(334)相交。

[0119] 在一些非限制性的示例性变型中,上部(302,352)可包含可透放射的碳纤维,下部(304,354)可包含不透放射的铝或其它硬的低Z材料。在这些变型中,患者平台(301,351)的铝部分可以构造成比碳纤维部分(302,352)下垂得少。在一些变型中,下部(304,354)可以比上部(302,352)厚。在一些变型中,下部(304,354)可具有约0.02-0.50米的高度,而上部(302,352)可具有小于下部(302,354)的高度。在一些变型中,所描述的患者平台(300,350)可包括竖直驱动系统(例如,剪式元件),如参考图4A-4E详细描述。

[0120] 可调节的患者平台

[0121] 通常,本文描述的患者平台装置可以提供多个自由度,以将在患者平台上的患者移动到相对于放疗治疗束的期望位置和取向。如图4A-4C和4F所示,患者平台(401)可以提供轴向、横向和竖直平移中的至少一者,以及俯仰和/或横摆旋转。

[0122] 图4A-4B和4D是系统(400)的侧视图,图4C、4E和4F是透视图,该系统(400)包括联接到基座(420)的可透放射的患者平台(401)。基座(420)可以设置在门架(为清楚起见未示出)的患者区域外部,并且可以不是可透放射的。患者平台(401)可包括上部(402)和下部(404)。出于说明的目的,上部(402)未按比例绘制(例如,在图4A中上部(402)相对较短)。枢轴(412)可以将患者平台(401)的上部(402)联接到患者平台(401)的下部(404)。在一些变型中,枢轴(412)可包括一组弯曲轨道(例如,两个)。应当理解,枢轴(412)可以允许患者平台(401)的上部(402)围绕Z轴(414)旋转而不干扰成像或治疗束。

[0123] 在一些变型中,轴向驱动系统(440)、横向驱动系统(450)、竖直驱动系统(460)、俯

仰驱动系统(470)和横摆驱动系统(410)中的一者或多者可以联接到患者平台(401)。例如,轴向驱动系统(440)可以联接在下部(404)与横向驱动系统(450)之间,横向驱动系统(450)可以联接在轴向驱动系统(440)与横摆驱动系统(410)之间,横摆驱动系统(410)可以联接在横向驱动系统(450)与俯仰驱动系统(470)之间,并且俯仰驱动系统(470)可以联接在横摆驱动系统(410)与上部(402)之间。该构型允许轴向驱动系统(440)、横向驱动系统(450)、俯仰驱动系统(470)和横摆驱动系统(410)相对于竖直驱动系统(460)轴向移动,使得竖直驱动系统(460)的移动可以独立于其它驱动系统。

[0124] 在一些变型中,系统(400)可以包括控制器(未示出),该控制器包括处理器和存储器,该控制器配置成控制横向驱动系统(450)、竖直驱动系统(460)、俯仰驱动系统(470)和横摆驱动器(410)中的一者或多者。在一些变型中,轴向驱动系统(440)、横向驱动系统(450)和俯仰驱动系统(470)可各自包括由单个电机(例如,丝杠驱动器、线性电机)驱动的一对线性/直线轨道。轴向驱动系统(440)可包括联接到患者平台(401)的下部(404)的轴向驱动元件(442)。一对轴向轨道(444)可以联接到轴向驱动元件(442)。轴向驱动系统(440)可以构造成通过使上部(402)沿着轴向轨道(444)移动来使上部(402)相对于下部(404)在轴向方向(沿着X轴)上移动。在一些变型中,轴向驱动元件(442)可包括联接到丝杠和/或驱动带的旋转电机,丝杠和/或驱动带继而又联接到轴向轨道(444)。例如,轴向驱动元件(442)可以产生高达约0.5Nm的电机连续峰值扭矩。在另一些变型中,轴向驱动元件(442)可包括联接到轴向轨道(444)的直线电机。在一些变型中,轴向轨道(444)可以彼此间隔开约35cm至55cm之间。每个轨道(444)的截面宽度可以在约15mm至约30mm之间。在一些变型中,轴向驱动系统(440)可构造成使上部(402)相对于下部(404)在高达约200cm的范围内轴向平移。

[0125] 横向驱动系统(450)可包括联接到患者平台(401)的横向驱动元件(452)。一对横向轨道(454)可以联接到横向驱动元件(452)。横向驱动系统(450)可以构造成通过使患者平台(401)沿着横向轨道(454)移动来使上部(402)相对于下部(404)在横向方向(沿着Y轴)上移动。例如,图13A-13C示出了在门架(1330)内沿横向方向(沿着Y轴)移动的患者平台(1310)。横向轨道(454)可以垂直于轴向轨道(444)设置。横向驱动元件(452)可以产生高达约0.5Nm的电机连续峰值扭矩。在一些变型中,横向轨道(454)可以彼此间隔开约45cm至约75cm。每个轨道(454)的截面宽度可以在约15mm至约30mm之间。在一些变型中,横向驱动系统(450)可具有高达约200cm的横向运动范围。

[0126] 联接到患者平台(401)的俯仰驱动系统(470)可以构造成升高和/或降低上部(402)的端部以便使上部(402)围绕俯仰枢轴(478)俯仰。俯仰驱动元件(472)可以联接到一个或多个楔形件(474),以使上部(402)的一端竖直地平移。在一些变型中,俯仰驱动系统(470)可包括联接到患者平台(401)的俯仰驱动元件(472)。在一些变型中,俯仰驱动系统(470)可包括经由俯仰线性螺杆(476)联接到俯仰驱动元件(472)的一对楔形件(474)。俯仰驱动系统(470)可以构造成使患者平台(401)围绕俯仰枢轴(478)(围绕Y轴)俯仰。例如,俯仰驱动元件(472)和螺杆(476)可以横向地(沿着Y轴)驱动两个楔形件(474)中的一个,使得两个楔形件(474)中的第二个被向上推动(沿着Z轴)。向上推动第二楔形件可以使患者平台(401)的上部(402)倾斜,使得患者平台(401)的上部(402)的第一端(楔形件(474)与其联接)高于患者平台(474)的上部(402)的第二端。围绕俯仰枢轴(478)的旋转使得患者平台

(474)的上部(402)能够相对于水平面(例如,X-Y平面和下部(404)平面)俯仰或倾斜。

[0127] 图4F是如图4C中所示的俯仰驱动系统(470)的一个变型的透视图。特别地,俯仰驱动元件(472)可包括电机(471),该电机(471)包括联接到俯仰线性螺杆(476)的齿形带。例如,电机(472)可以联接到第一线性螺杆(476a)和第二线性螺杆(476b)。第一和第二线性螺杆(476a,476b)可以联接到第一楔形件(474a)的相应部分(例如,下部楔形件)。第一楔形件(474a)的每个部分可以联接到一对横向定向的线性轨道。第一楔形件(474a)可以经由螺杆(476)横向对称地移动,使得第一楔形件(474a)的两个部分同时朝向或远离彼此移动。

[0128] 楔形件(474)还可包括第二楔形件(474b)(例如,上部楔形件),其经由一组直线轨道可滑动地联接到第一楔形件(474a)。例如,第一楔形件(474a)可包括面向相应的第二楔形件(474b)的第二倾斜表面(479)设置的第一倾斜表面(477)。第二倾斜表面(479)可包括一组直线轨道,第一楔形件(474a)在其上滑动。因此,第一楔形件(474a)的横向运动可以转换为第二楔形件(474b)和上部(402)的竖直运动,使得上部(402)可以俯仰。在一些变型中,俯仰驱动系统(470)可以使上部(402)的近端向上俯仰达约5度并使上部(402)向下俯仰达约3度。在一些变型中,上部(402)的俯仰的变化可用于抵消上部(402)的悬臂端的下垂。

[0129] 在一些变型中,第一楔形件(474a)的每个部分可包括约200mm至约250mm之间的宽度、约60mm至约120mm之间的长度以及约25mm至约75mm之间的高度。例如,第一楔形件(474a)的每个部分可包括约220mm的宽度、约90mm的长度和约50mm的高度。在一些变型中,第一倾斜表面(477)可包括在约30度至约50度之间的相对于水平面(即,X-Y平面)的角度。例如,第一倾斜表面(477)可以包括约38度的角度。

[0130] 在一些变型中,第二楔形件(474b)的每个部分可包括约40cm至约60cm之间的宽度、约50mm至约150mm之间的长度以及约10cm至约30mm之间的高度。例如,第二楔形件(474b)的每个部分可包括约50cm的宽度、约10cm的长度和约20cm的高度。在一些变型中,第二倾斜表面(479)可包括在约130度至约150度之间的相对于水平面(即,X-Y平面)的角度。例如,第二倾斜表面(479)可以包括约142度的角度。

[0131] 如图4A-4C所示,在一些变型中,竖直驱动系统(460)可包括联接到患者平台(401)的一对剪式元件(462)和相应的缸筒(468)(例如,液压、气动)。竖直驱动系统(460)可以构造成使患者平台(401)相对于基座(420)在垂直方向(沿着Z轴)上移动。患者平台(401)的竖直移动可以独立于由轴向驱动系统(440)、横向驱动系统(450)、俯仰驱动系统(470)和横摆驱动系统(410)提供的其它平移和/或旋转移动。竖直驱动元件(464)可以通过一个或多个线性螺杆(466)联接到剪式元件(462)并且构造成升高和/或降低患者平台(401)。一个或多个缸筒(468)可以构造成产生向上的力以辅助竖直驱动元件(464)并移动患者平台(401)。在这些变型中的一些变型中,一个或多个缸筒(468)可枢转地联接到患者平台(401)的基座(420)和下部(404)。剪式元件(462)可包括围绕枢轴点(467)彼此联接的第一臂(463)和第二臂(465)。枢轴点(467)可以将第一臂(463)的中间部分联接到第二臂(465)的端部。第二臂(465)的另一端可枢转地联接到基座(420)。第一臂(463)的一端可枢转地联接到下部(404)。第一臂(463)的另一端可枢转地联接到基座(420)的轨道(469),使得第一臂(463)可沿着轨道(469)(沿X轴)轴向滑动。可以为每个第一臂(463)提供轨道(469)。如图4C和4E所示,竖直驱动系统(460)的一些变型可包括四对第一和第二臂(463,465),其中两对分别设置在基座(420)和下部(404)的每个端部处。图4A-4C所示的剪式元件(462)可包括镜像构

型。在一些变型中, 竖直驱动系统(460)可以位于门架外部的固定位置, 而其它驱动系统可以相对于门架轴向平移。

[0132] 图4A和4C示出了竖直驱动元件(464), 其包括两个线性螺杆(466), 线性螺杆(466)构造成驱动设置在患者平台(400)的每个端部处的一对剪式元件(462)。当竖直驱动元件(464)轴向(沿着X轴)驱动一个或多个线性螺杆(466)远离竖直驱动元件(464)时, 第一臂(463)的下部可以被带动更靠近它们各自的第二臂(465), 使得剪式元件(462)和下部(404)的高度增加。相反, 竖直驱动元件(464)可以降低下部(404)的高度。当线性螺杆(466)被不均等地驱动时, 患者平台(400)可能俯仰(例如, 倾斜)。在一些变型中, 第一臂(463)可包括约60cm至约100cm之间的长度, 而第二臂(465)可包括约30cm至约60cm之间的长度。在一些变型中, 轨道(469)可包括在约50cm至约90cm之间的长度。在一些变型中, 竖直驱动系统(460)可包括高达约60cm的竖直运动范围。

[0133] 在一些变型中, 如图4D和4E所示, 竖直驱动系统(460)可包括处于平行构型的一对剪式元件(462)。也就是说, 处于平行构型的每个第一臂(463)面向同一方向并且彼此平行。同样地, 每个第二臂(465)面向同一方向并且彼此平行。剪式元件的这种构型可以减小尺寸和/或简化竖直驱动元件(464)。竖直驱动元件(464)可以经由患者平台一端处的线性螺杆(466)直接联接到一对剪式元件(460)。在患者平台(400)的每一端处的成对的剪式元件(462)可以经由联动装置(461)联接。例如, 联动装置(461)可以将患者平台(400)的每一端处的第一臂(463)彼此联接。这允许竖直驱动元件(464)使用一个线性螺杆(466)同时(例如, 一起)驱动每个剪式元件(462), 而不是在患者平台的每一端处为剪式元件设置线性螺杆(400)。当竖直驱动元件(464)轴向(沿着X轴)驱动(例如, 旋转)线性螺杆(466)远离竖直驱动元件(464)时, 第一臂(463)的下部可以更远离它们各自的第二臂(465), 使得剪式元件(462)和下部(404)的高度减小。在一些变型中, 竖直驱动元件(464)可包括气动元件、机电元件或液压元件。在一些变型中, 缸筒(468)还可包括一个或多个如关于图4A-4C所述的缸筒。

[0134] 横摆驱动系统(410)可以联接到患者平台(401)的上部(402)。横摆驱动系统(410)可以包括横摆驱动元件并且构造成通过使患者平台(401)沿着弯曲轨道(412)移动来使患者平台(401)的上部(402)围绕枢轴(412)的枢转轴线(414)相对于患者平台(401)的下部(404)横摆(旋转)。在一些变型中, 弯曲轨道可以提供刚硬的基座并且包括约1.0cm至约10.0cm的长度。在一些变型中, 弯曲轨道(412)可以包括在约25cm至约35cm之间的半径, 并且间隔开约50cm至约70cm的距离。在一些变型中, 横摆驱动系统(410)可提供高达约25度的运动范围。

[0135] 图4A中描绘的患者平台(401)的下部(404)可以不横摆。在一些变型中, 患者平台(401)可包括手柄(480), 用于操作者手动调节患者平台的位置(例如, 调节轴向位置和/或横向位置)。应当注意, 上述系统(400)可以与对应于下面描述和图示的图12和13A-13E的任何方法结合使用。在一些变型中, 如本文所述的系统(400)可用于移动如本文例如关于在13A-13E中描述的方法详细描述的患者平台。

[0136] 在一些变型中, 患者平台(401)的一个或多个部分可以包括碳纤维, 这是由于其可透放射性和为患者提供刚性支承的能力。在一些变型中, 患者平台(401)可具有约1.5米至约3.0米的长度、约0.50米至约2.0米的宽度以及约0.05米至约0.50米的厚度, 并且优选地

可具有约2米的长度、约0.50米的宽度和约0.10米的厚度。在一些变型中,患者平台(401)可具有约210千克的重量容量并且具有自基座(112)的一端起的约2米的延伸长度。在一些变型中,患者平台(401)可包括如本文关于图1A-1F详细描述细长元件和/或孔中的一者或多者。在一些变型中,患者平台(401)可包括如本文关于图2A-2C详细描述适形基材。

[0137] 模型

[0138] 本文总体上公开了包括用于校准放射治疗系统的一个或多个部件的模型的患者平台。例如,放射治疗系统可包括可旋转的门架、安装在门架上的一个或多个辐射检测器、安装在门架上的辐射源(例如,直线加速器)以及设置在辐射源的辐射束路径中的束整形组件。束整形组件可包括一组或多组夹爪和/或准直器。附加地或替代地,一些放射治疗系统可以包括可以用于获取CT图像的成像系统,例如CT系统。辐射检测器可以接收从辐射源出射的经过模型的束。模型可以包括多种类型的辐射检测器,并且可以用于表征、验证和/或校准辐射源、多叶准直器、辐射检测器的预期或期望的功能,以及验证剂量递送和剂量计算算法的性能。由这些剂量计中的一个或多个生成的数据可用于质量保证程序。例如,每日质量保证程序可以使用射出通过两个不同深度的注水阶梯(step)的两个束来快速生成剂量数据,以校准辐射检测器。另一质量保证程序(例如,每周、每月、每季度)可以使用通过多个辐射检测器(例如,注水步骤、电离室、射线照相胶片)出射的多个束。从多个辐射检测器类型生成更大的剂量数据集可以通过允许由不同类型的辐射检测器(例如,电离室、放射线照片等)生成的剂量数据的交叉校准来增加剂量数据的准确性以及随后的验证和/或校准。在一些变型中,模型可以在预定位置处安装到患者平台的下侧,该预定位置允许在患者平台的患者治疗区域之外的方便储存。特别地,模型在患者治疗区域下方和远离患者治疗区域的位置允许患者设置在患者平台的患者支承面上并且接受放射治疗而不受模型的干扰。换句话说,患者平台下方的一部分空间可以有效地用于安装模型,而无需改变使用患者平台的放射治疗程序。

[0139] 图16A-16B描绘了模型(1602)的一些变型的截面侧视图。例如,图16A描绘了放射治疗系统(1600),其包括患者平台(1620)和联接(例如,安装)到患者平台的下侧的模型(1602)。患者平台(1620)可以具有患者支承面,该患者支承面(例如,图16A中面向辐射源(1630)的一面)构造成将患者保持在其上,其中下侧表面(例如,图16A中面向辐射检测器(1640)的一面)与患者支承面相反地设置。出于说明的目的,患者平台(1620)未按比例绘制(例如,在图16A中患者区域(1650)相对较短)。辐射源(1630)和辐射检测器(1640)可以设置在门架(为了清楚起见未示出)上并且相对于患者平台(1620)定位以产生与患者平台(1620)和模型(1602)相交的束路径。模型(1602)可以设置在患者平台(1620)的位于患者区域(1650)之外的模型区域(1660)内。也就是说,患者区域(1650)而非模型区域(1660)可定位成在治疗过程期间与辐射源(1630)的束平面相交。可以推进患者平台(1620),使得仅在质量保证程序期间束平面与模型区域(1660)相交。模型(1602)可以包括具有内部容积的壳体,该内部容积被构造用于诸如水的液体。例如,壳体可以限定内部流体密封容积。壳体可以包含诸如丙烯酸的材料(例如,聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)),其在剂量上可以类似于水。

[0140] 如图16A所示,模型(1602)的壳体可包括沿着模型(1602)的纵向轴线(例如,X轴)布置的多个阶梯(1604)。每个阶梯可以具有相应的预定深度。系统(1600)可以构造成将预定的辐射剂量递送到一个或多个阶梯,使得可以将递送的剂量测量值与每个阶梯的基准剂

量数据(例如,预期的剂量测量值)进行比较。测定剂量与预期剂量之间的差异可用于校准系统(1600)的一个或多个部件。模型(1602)可以包括两个或更多个阶梯,使得当相应的束(1632)通过每个阶梯时,检测器(1630)可以生成对应于模型的至少两个阶梯深度的剂量数据。不同阶梯深度处的剂量数据可用于绝对和/或相对剂量测定计算。在一些变型中,检测器(1640)使用阶梯(1604)产生的剂量数据可以针对使用电离室(1606)生成的剂量数据、使用射线照相胶片生成的剂量数据和/或由其它剂量计生成的剂量数据中的一者或多者进行校准。

[0141] 在一些变型中,剂量数据可用于计算组织模型比(TPR),其中在第一深度(例如,约5cm的基准深度)测量第一点辐射剂量并且在第二深度(例如,约10cm)处至少测量第二点剂量。TPR可以用于表征辐射源的束质量,并且多个深度处的点剂量测量可以用来提高TPR值的准确度。

[0142] 在一些变型中,模型(1602)可包括2、3、4、5、6、7或更多个阶梯。例如,模型(1602)可包括五个或六个相同材料(例如,水)的阶梯。在一些变型中,这些阶梯可具有不同的材料。例如,每个阶梯可包括不同的密度和/或衰减特性。当充填水时,每个阶梯可包括至少约1cm至约4cm或更大的深度(即,沿着Z轴)。模型(1602)可包括至少约2cm的宽度(即,沿着Y轴)。每个阶梯(1604)可具有约2cm至约5cm之间的长度。例如,包括六个阶梯的模型(1602)可具有在约25cm至约40cm之间的深度。模型(1602)的每个阶梯(1604)可以包括与模型(1602)的纵向轴线(即,X轴)平行的平台。在另一些变型中,模型(1602)的阶梯(1604)可以沿着患者平台(1620)的侧向轴线(即,Y轴)间隔开。尽管图6中描绘的阶梯(1604)对应于单调函数并且类似于一组楼梯,但阶梯(及其对应的深度)可以以任何期望的构型沿着模型的纵向轴线排序和间隔开。

[0143] 模型(1602)还可包括多个辐射检测器(例如,电离室和剂量计槽)。在一些变型中,每个辐射检测器(1606,1608)可以设置在其对应阶梯(1604)的预定深度处。在一些变型中,模型(1602)可包括一个或多个辐射检测器,其包括气体充填的辐射检测器,例如电离室(1606)。电离室(1606)可包括具有阳极-阴极电极对的空气室。电极对可以联接到静电计和电源(图16A中未示出)。在电极对之间施加的电压电势可以在室(1606)中产生电场。当室中的气体被从辐射源(1630)出射的辐射束(1632)电离时,可以通过静电计测量在电离室(1606)中产生的所得电离电流。电离电流可以与电离室接收的辐射剂量成比例,并用于绝对和/或相对剂量测定。因此,可以计算束(1632)的绝对剂量并用于校准系统(1600)(例如,辐射源(1630))。

[0144] 如图16A所示,电离室(1606)和剂量计槽(1608)中的每一者可以基本上处于其相应阶梯(1604)的平面中。也就是说,每个电离室(1606)可以设置在其相应阶梯(1604)沿着模型(1602)的纵向轴线的预定深度处。这允许针对使用阶梯和辐射检测器(1640)生成的剂量数据、使用射线照相胶片生成的剂量数据和/或使用其它剂量计生成的剂量数据中的一者或多者校准使用电离室(1606)生成的剂量数据。例如,从联接到电离室(1606)的静电计生成的剂量数据可用于计算模型(1602)的预定深度处的绝对剂量。在一些变型中,电离室(1606)可包括平行板室、圆柱形室、井型室、自由空气室、通风室、密封室、其组合和/或类似物。

[0145] 如图16B所示,在一些变型中,电离室(1606)可以沿着模型(1602)的纵向轴线(即,

X轴)并且沿着垂直轴线(即,Z轴)布置。以这种方式,平行于Z轴出射的束(1632)可以与单个电离室相交而不受另一电离室的干扰,因此减少了由于来自另一电离室内的气体的衰减变化引起的串扰和/或空腔效应。在一些变型中,多个电离室(1606)可沿着纵向轴线(即,X轴)彼此相距5mm以内。

[0146] 如图16A所示,每个剂量计槽(1608)可以设置在其相应阶梯的预定深度处(例如,基本上在其相应阶梯(1604)的平面中)。剂量计槽(1608)可以基本平行于纵向轴线(即X轴)并沿着垂直轴线(即Z轴)布置。在一些变型中,一个或多个剂量计槽可用于测量辐射源(1630)的束散射。例如,竖直剂量计槽(1609)可以与垂直轴线平行或几乎平行地设置。例如,竖直剂量计槽(1609)可以相对于垂直轴线(即,Z轴)成约2度至约10度之间的角度。槽(1608,1609)可包括一种或多种形状,包括矩形、正方形、梯形、长圆形或椭圆形、弧形(例如,半弧形、半球形、半圆柱形)、它们的组合等。槽(1608,1609)可以限定一开口,该开口具有足以将射线照相片材保持在模型(1602)的预定深度处的高度。在一些变型中,一个或多个射线照相片材(例如,射线照相胶片)可以设置在一个或多个剂量计槽(1608,1609)之间。射线照相片材可用于获取辐射剂量测量值。来自射线照相片材的数据可以具有高空间分辨率并且可以被数字化以用于分析。例如,射线照相片材可用于计算施加到模型(1602)和/或用于生成剂量映射图的剂量。可以将剂量映射图与预测剂量进行比较,以识别任何剂量偏差。在一些变型中,可以使用来自射线照相片材的剂量数据生成校准曲线。因此,可以基于使用射线照相片材和/或辐射检测器获取的辐射剂量数据和/或剂量映射图来验证和/或表征线性加速器、门架和多叶准直器中的一者或多者的操作。

[0147] 图17描绘了包括用于放射治疗系统(1700)的模型(1702)的患者平台(1720)的另一变型的截面侧视图。例如,图17描绘了放射治疗系统(1700),其包括联接(例如,安装)到患者平台(1720)的下侧的模型(1702)。患者平台(1720)可以具有患者支承面(例如,图17中平台的面向辐射检测器(1740)的表面),该患者支承面构造成将患者保持在其上,其中下侧表面(例如,图17中平台的面向辐射源(1730)的表面)与患者支承面相反地设置。患者平台(1720)可以限定与X轴平行的纵向轴线。出于说明的目的,患者平台(1720)未按比例绘制(例如,在图17中患者区域(1750)相对较短)。辐射源(1730)和辐射检测器(1740)可以相对于患者平台(1720)设置在门架(为清楚起见未示出)上,以便产生与患者平台(1720)和模型(1702)相交的束。模型(1702)可以设置在患者平台(1720)的在患者区域(1750)之外的模型区域(1760)内。也就是说,患者区域(1750)而不是模型区域(1760)可以定位成在治疗过程期间与辐射源(1730)的束平面相交。患者区域的纵向长度大于模型区域的纵向长度(图17未按比例绘制;模型区域已被放大)。可以推进患者平台(1720),使得束平面仅在质量保证程序期间与模型区域(1760)相交。在一些变型中,患者平台可具有位于模型区域远侧的患者区域,并且患者区域和模型区域不重叠。

[0148] 模型(1702)可包括壳体,该壳体具有沿着纵向轴线布置的多个区域。例如,模型(1702)可以包括具有不同衰减特性的两个或更多个区域,用于在各个束(1732)穿过每个区域时生成对应于充水模型的至少两个或更多个预定深度的剂量数据。各区域的剂量数据可用于绝对剂量测定计算和/或相对剂量测定计算。在一些变型中,可以针对使用电离室(1712)生成的剂量数据、使用射线照相胶片生成的剂量数据和/或使用其它剂量计生成的剂量数据中的一者或多者来校准由检测器(1740)生成的剂量数据。在一些变型中,密度区

域(1704,1706,1708,1710)可以沿着患者平台(1720)的纵向轴线(即,沿着X轴)或横向轴线(即,沿着Y轴)间隔开。

[0149] 如图17所示,模型(1702)可包括具有相应密度(A,B,C,D)的第一区域(1704)、第二区域(1706)、第三区域(1708)和第四区域(1710)。在一些变型中,模型(1702)可包括2个、3个、4个、5个、6个、7个或更多个密度区域。例如,模型(1702)可以包括四个或五个区域,每个区域具有相同的厚度,但包含不同的密度材料。在包括相同厚度的四个区域的模型的一个变型中,第一区域(1704)可以包括约 $1.5\text{g}/\text{cm}^2$ 的单位面积质量,第二区域(1706)可以包括约 $5\text{g}/\text{cm}^2$ 的单位面积质量,第三区域(1708)可包括约 $10\text{g}/\text{cm}^2$ 的单位面积质量,第四区域(1710)可包括约 $20\text{g}/\text{cm}^2$ 的单位面积质量。在包括相同厚度的三个区域的模型的另一变型中,第一区域(1704)可包括约 $1.5\text{g}/\text{cm}^2$ 的单位面积质量,第二区域(1706)可包括约 $10\text{g}/\text{cm}^2$ 的单位面积质量,第三区域(1708)可包括约 $20\text{g}/\text{cm}^2$ 的单位面积质量。或者,每个区域可以具有与模型(1702)的其它区域不同的密度和厚度。

[0150] 每个密度区域可包括至少约5mm或更大的厚度(即,沿着Z轴)。模型(1702)可包括至少约2cm的宽度(即,沿着Y轴)。模型(1702)的每个区域可具有约2cm至约5cm之间的长度。模型(1702)的可变密度区域可包含诸如铅、铜、钢、丙烯酸、钨、铀及其组合等材料。在一个变型中,第一区域(1704)可包含丙烯酸,第二区域(1706)可包含铝,第三区域(1708)可包含铜或钢,第四区域(1710)可包含铅。在一些变型中,具有最高密度材料的区域可以位于距其它区域更远的距离处,使得来自最高密度区域的散射辐射不会干扰其它区域的剂量数据。

[0151] 在一些变型中,模型(1702)还可包括沿着纵向轴线布置的多个辐射检测器(1712,1714)。例如,如图17所示,每个密度区域(1704,1706,1708,1710)具有相应的电离室(1712)和剂量计槽(1714)。电离室(1712)和剂量计槽(1714)可以类似于文中参考图16A-16B描述的那些。在这些变型中的一些变型中,剂量计槽(1714)可以布置成与其对应的电离室(1712)相交。在这些变型中的一些变型中,当射线照相片材被装载到剂量计槽(1714)和电离室(1710)中时,可以将电离室插塞插入到电离室(1712)中。在另一些变型中,密度区域(1704,1706,1708,1710)的剂量计槽(1714)和电离室(1712)可沿着纵向和/或横向轴线间隔开。在一些变型中,辐射检测器(1712,1714)可以设置在模型(1702)的、包含在剂量测定上可以类似于水的诸如丙烯酸(例如,聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA))的材料的区域中。辐射检测器(1712,1714)可以设置在密度区域(1704,1706,1708,1710)的上方、下方和/或之间。在一些变型中,每个密度区域(1704,1706,1708,1710)可以包括预定深度(例如,大约5cm)并且为从辐射源(1730)出射的束(1732)提供不同的衰减,从而生成对应于不同深度的剂量数据。

[0152] 本文描述的模型可以根据需要具有各种形状,并且可以是圆柱形、盘形、长圆形等。在一些变型中,该模型可以设置在患者平台的患者支承面上。在一些变型中,电离室(1712)可包括平行板室、圆柱形室、井型室、自由空气室/自由空气电离室、通风室、密封室、其组合和/或类似物。槽(1714)可包括一种或多种形状,包括矩形、正方形、梯形、长圆形或椭圆形、弧形(例如,半弧形、半球形、半圆柱形)、它们的组合等。槽(1714)可以限定一开口,该开口具有足以将射线照相片材保持在模型(1702)的预定深度处的高度。在一些变型中,一个或多个射线照相片材(例如,射线照相胶片)可以设置在一个或多个剂量计槽(1714)之间。

[0153] 在一些变型中,患者平台可包括模型,该模型可用于测量放射治疗系统(例如,MV检测器)的辐射检测器的解析高对比度边缘的能力以及对比度分辨率。例如,模型可以包括具有分离变量和/或对比度梯度的一组图案,其可以允许操作者和/或放射治疗系统确定检测器的空间频率和对比度分辨率的上限。在一个变型中,模型可以包括第一区域和第二区域,第一区域包括具有变化的空间频率的高对比度条纹,第二区域包括相对于背景强度具有变化的强度或对比度水平的形状。也就是说,第一区域可以包括具有恒定强度或对比度水平的图案,但具有可变的空间频率以测量检测器分辨边缘的能力(例如,一系列条纹,其中它们之间的距离变化和/或条纹厚度不同)。第二区域可包括恒定空间频率(例如,相同尺寸的椭圆)的图案,但该图案具有相对于背景强度的可变强度或对比度水平,以测量检测器分辨强度或对比度差异的能力。以这种方式,可以确定一个或多个检测器的空间频率和对比分辨率(例如,MV和/或kV)。可以将测定的分辨率与预期的(例如,校准的)检测器分辨率进行比较。如本文更详细讨论的,当测定的分辨率与基准分辨率相差预定标准时,可以生成故障信号。在一些变型中,模型可以以与本文参考图16A-16B和17所述类似的方式安装到患者平台的下侧。

[0154] 模型(1800)可包括在待验证和/或校准的辐射检测器的上限分辨率能力之内和之外(例如,之上和之下)的图案。图18描绘了具有壳体(1802)的模型(1800)的一个变型的平面图,壳体(1802)包括具有空间频率范围的第一重复图案(1810)和具有对比度范围的第二重复图案(1820)。特别地,空间频率范围可以配置成在辐射检测器的空间频率上限内和大于辐射检测器的空间频率上限,并且对比度范围可以配置成在辐射检测器的对比度上限内和大于辐射检测器的对比度上限。第一重复图案(1810)和第二重复图案(1820)可以沿着模型(1800)的纵向轴线(即,X轴)间隔开。壳体(1802)可以包含在剂量测定上可以类似于水的诸如丙烯酸(例如,聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA))或其它塑料的材料。

[0155] 第一重复图案(1810)和第二重复图案(1820)可各自包括以不同间隔间隔开的一组对比形状。当由辐射检测器成像时,该组条和椭圆体可以生成检测器数据(例如,图像数据)。在一些变型中,第一重复图案(1810)可包括一组矩形条,其沿着模型(1800)的纵向轴线具有可变间隔。在一些变型中,第二重复图案(1820)可包括具有第一厚度(例如,深色椭圆体)的第一形状和具有不同于第一厚度的第二厚度(例如,较浅色椭圆体)的第二形状。附加地或替代地,第一形状(例如,深色椭圆体)可以具有第一密度,第二形状(例如,浅色椭圆体)可以具有不同于第一密度的第二密度。第一和第二形状可包含诸如铅、铜、钢、丙烯酸、钨、铀及其组合等材料。

[0156] 在一些变型中,重复图案可包括一种或多种形状,包括矩形、正方形、梯形、长圆形或椭圆形、弧形(例如,半弧形、半球形、半圆柱形)、它们的组合等。壳体(1802)可以根据需要具有各种形状,并且可以是圆柱形、盘形、长圆形等。在一些变型中,模型(1800)可以设置在患者平台的患者支承面上。

[0157] 在一些变型中,模型(1800)可包括1、2、3、4、5或更多个重复图案。例如,模型(1800)可以包括四个重复图案,以允许为MV CT检测器和kV CT检测器确定空间频率分辨率和对比度分辨率。在一些变型中,模型(1800)可包括在约2cm至约5cm之间的宽度(即,沿着Y轴)。例如,模型(1800)可以包括在约3cm至约4cm之间的宽度。在一些变型中,模型(1800)可包括在约10cm至约25cm之间的长度(即,沿着X轴)。例如,模型(1800)可包括在约15cm至约

20cm之间的长度。在一些变型中,模型(1800)可包括至少约0.2cm的高度(即,沿着Z轴)。例如,模型(1800)的壳体(1802)可包括约0.5cm至约2cm之间的高度。

[0158] 在一些变型中,模型的宽度(即,沿着Y轴)可以平行于患者平台的长度对齐。以这种方式,从辐射源(未示出)出射的单个束可用于对模型(1800)的第一和第二重复图案(1810,1820)成像。

[0159] 在一些变型中,如本文所述的模型(例如,模型(1602,1702,1800))可以用于使用一个或多个辐射检测器和类型的能量测量、校准和/或验证程序。本文描述的任何模型和相关系统可以用于本文描述的方法中。如本文所述的模型可以设置在患者平台的顶部上或下方。在一些变型中,模型可以使用设置在患者平台下方的安装件横向地滑出。安装件可以允许操作者准备模型用于校准程序,并且可以构造成相对于患者平台可滑动地定位模型。例如,安装件可包括一组可手动伸缩和/或电机驱动的轨道。在一些变型中,安装件可以包括电气和/或机械联锁装置,其构造成在模型相对于患者平台缩回时防止患者平台和/或辐射源的操作。例如,一组电离室可以联接到静电计,一组放射照相片材可以插入到相应的剂量计槽中,并且模型可以充填有水。在一些变型中,可以从模型的一侧装载一个或多个电离室。设置在相应槽中的射线照相片材可以形成允许获取深度剂量测量的叠层。在另一些变型中,模型可以相对于患者平台固定。

[0160] 在构成(例如,装载)模型之后,可以将患者平台移动到相对于辐射源和检测器的预定位置。辐射源和检测器可以相对于患者平台和模型成预定的门架角度定位。例如,图16A示出了辐射源(1630)和辐射检测器(1640),并且患者平台位于使得由辐射源(1630)出射的束(1632)照射模型(1602)的第一阶梯(1604)的位置处。由检测器(1640)基于束(1632)获取的剂量数据可以与包括患者平台位置、门架位置、阶梯深度和相应的基准数据的数据一起存储在控制器的存储器中。在使用一个或多个辐射检测器在第一模型位置处获取剂量数据之后,可以纵向移动患者平台(1620),以在其它模型深度处和/或使用其它辐射检测器生成剂量数据。

[0161] 在一些变型中,剂量数据(例如,剂量-水(dose-to-water)的值)可以通过设置在模型的槽中的射线照相片材获取,并与用于校准的一组基准剂量数据进行比较。例如,校准的剂量强度值可以对应于患者接收的并且用于离线或在线剂量重建的剂量。在包括一组可变密度区域的模型的变型中,检测器数据可用于产生束宽度强度曲线。可以将强度曲线的峰值设定为相应电离室的剂量值。可以计算TPR值并将其与基准TPR值进行比较。可以在机器接受测试和/或束调试期间确定基准TPR值。组织模型比不依赖于辐射检测器的绝对校准,因为校准因子和/或辐射检测器增益的变化抵消。附加地或替代地,剂量数据可用于表征放射治疗束的稳定性。例如,可以在日常质量保证过程期间确定束稳定性。

[0162] 当测定的剂量数据偏离基于预定标准的基准剂量数据时,可以生成故障信号。例如,当通过检测器、电离室和/或射线照相片材测定的一组剂量数据超过阈值参数时,处理器可以生成故障信号。放射治疗系统可以响应于故障信号的生成以一种或多种方式做出响应。例如,系统可以停用辐射源和辐射检测器中的一者或多者,将故障信号输出给操作者,禁止放射治疗处理程序,并且使用校准数据校准系统。在一些变型中,系统可以验证故障信号,然后在必要时重新校准系统。处理器可以使用剂量数据校准一个或多个辐射检测器。

[0163] 在包括一个或多个重复图案的模型的变型中,由辐射检测器生成的剂量数据可用

于使用单个束产生每个重复图案的图像。操作者和/或处理器可在第一重复图案(1810)和第二重复图案(1820)内识别形状之间的最小可识别差异,从而确定辐射检测器的高、低对比分辨率。

[0164] 在一些变型中,联接到系统的一个或多个视觉、听觉和触觉传感输出系统可用于向用户(例如操作者)输出故障信号和/或检测器分辨率。例如,联接到系统的显示器可以向操作者显示故障信号、剂量数据计算和分辨率,而音频设备可以输出可听到的一组故障蜂鸣声和/或语音消息。附加地或替代地,故障信号和/或检测器分辨率可以存储在存储器中和/或通过网络传输以输出和/或显示给远程操作者、系统供应商、管理机构中的一者或多者,和/或存储在数据库中。

[0165] 手持式控制器

[0166] 通常,本文描述的患者平台系统可以包括手持便携式控制器,以控制患者平台的移动。图5是患者平台系统(500)的截面侧视图。系统(500)可包括联接到基座(510)的患者平台(502)。患者(504)可以被提供到患者平台(502)上。系统(500)可包括具有第一辐射源(522)和第二辐射源(530)的门架(520)。第一辐射源(522)可以联接到多叶准直器(524),并且可以与第一检测器(528)相对设置。第一辐射源(522)可以构造成出射第一束(526)。第二辐射源(530)可以与第二检测器(534)相对设置,并且可以构造成出射第二束(532)。例如,第一辐射源(522)可以是放射治疗源,而第二辐射源(530)可以是成像源。

[0167] 手持式控制器(540)可以联接到系统(500)并且包括第一开关(542)和对接端口(544)。第一开关(542)可以构造成产生患者平台(502)的移动信号。在一些变型中,第一开关(542)可包括按钮、模拟杆、轨迹球、触摸屏、方向垫、微动拨盘、运动检测器、图像传感器和麦克风中的至少一者。

[0168] 在另一些变型中,控制器(540)还可以包括接近传感器(548),其构造成检测控制器(540)与患者平台(502)或其它预定位置的接近度。在这些变型中的一些变型中,患者平台(502)可以构造成使用运动信号和检测到的接近度来移动。例如,控制器(540)对患者平台系统(500)的控制可以限于系统(500)所在的房间和/或该房间内的特定区域。

[0169] 对接端口(544)可以与门架(520)、患者平台(502)和用户操纵台中的一者或多者对接。控制器(540)可以配置成利用控制器(540)的对接状态来生成不同组的输出信号。例如,控制器(540)可以仅在与系统(500)脱离时输出门架移动信号,并且可以仅在控制器(540)的对接端口(544)与系统对接时执行放疗治疗(500)。

[0170] 在另一些变型中,控制器(540)可以包括输出运动信号的无线发射器(550)。在另一些变型中,控制器(540)可以与系统(500)连线以发送运动信号(550)。在这些变型中的一些变型中,运动信号(550)可以控制至少四个运动自由度,并且可以包括横摆和/或俯仰旋转。

[0171] 附加地或替代地,控制器(540)可包括用于将控制器(540)物理地联接到系统(500)的系绳(552)。应当理解,控制器(540)可包括多个开关。此外,控制器(540)的一些部分可以是手持的和/或便携的,而其它部分可以是固定的。例如,控制器(540)可以包括在与第一开关(542)分开的壳体中的例如步进开关或脚踏板的第二开关(546)。在一些变型中,第二开关(546)可以是安全开关,其必须在控制器(540)可以输出第一开关(542)的运动信号之前被接合。在另一些变型中,控制器(540)可包括壳体,该壳体具有在壳体的第一侧面

上的第一开关(542)和在壳体的与第一侧面相反的第二侧面上的第二开关(546)。例如,控制器(540)可以配置成通过位于第一开关(542)上的拇指和位于第二开关(546)上的手指用一只手激活。应当理解,控制器(540)的形状不受特别限制。例如,控制器(540)可以是悬垂形的。

[0172] 头部固定装置

[0173] 通常,本文描述的头部固定装置可以在放疗治疗期间将患者的头部固定或暂时保持在期望的位置。图6A-6B是包括头部固定装置(610)和患者平台(602)的患者平台系统(600)的侧视图。头部固定装置(610)可包括联接到基座(612)的铰链(614)、联接到铰链(614)的头枕(616)和联接到头枕(616)的驱动系统(618)。头枕(616)可以构造成将患者的头部保持在多个成角度的位置。在一些变型中,头枕(616)可绕铰链(614)旋转,使得头枕(616)可相对于基座(612)俯仰和横摆。

[0174] 在一些变型中,铰链(614)可包括锁件,该锁件具有形成多个可锁定位置的多个止动装置和销。因此,头枕(616)可相对于基座(612)被锁定。在一些变型中,患者可通过颈部屈曲来人为地调节其头部的位置。

[0175] 在另一些变型中,患者和/或操作者可以控制驱动系统以将头枕(616)重新定位并锁定在期望位置。头枕(616)和驱动系统(618)可各自包含可透放射材料。在一些变型中,驱动系统(618)可包括气动元件。在另一些变型中,驱动系统(618)可包括机电或液压元件。在又一些变型中,驱动系统(618)可以联接到致动器(620)和控制器(未示出)。例如,致动器(620)可以联接到患者平台(602)的第一端(603)。如图6A-6B所示,驱动系统(618)在基本垂直于基座(612)的方向上的延伸可使头部倾斜到期望位置。患者和/或操作者可使用手持式控制器控制驱动系统(618),以控制头枕(616)的移动速率和位置,直到到达所需位置。附加地或替代地,患者躯干和/或患者肩部可以联接到基座(612)。基座(612)可以可移除地附接或固定到患者平台(602)上。

[0176] 控制器

[0177] 在一些变型中,本文描述的系统可以包括控制器,该控制器配置成执行放射治疗程序的一个或多个步骤。控制器可以联接到患者平台和门架中的一者或多者。在一些变型中,控制器可以设置在患者平台、用户操纵台等中的一者或多者中。例如,控制器可配置成确定患者平台的下垂,控制患者平台的移动和定位,并执行放射治疗程序的一个或多个步骤。控制器可以包括一个或多个处理器以及与一个或多个处理器通信的一个或多个机器可读存储器。处理器可以结合从存储器和患者的输入接收的数据以控制系统。存储器还可以存储指令以使处理器执行与系统相关联的模块、过程和/或功能。控制器可配置成控制系统的一个或多个部件,例如驱动系统、适形基材、成像系统、治疗系统等。

[0178] 控制器可以与许多通用或专用计算系统或构型相一致地实现。可适用于本文公开的系统 and 装置的各种示例性计算系统、环境和/或配置可包括但不限于在用户操纵台、服务器或服务器计算设备内的或在其上实施的软件或其它部件,例如路由/连接部件、多处理器系统、基于微处理器的系统、分布式计算网络、个人计算设备、网络设备、便携式(例如,手持式)设备等。

[0179] 处理器可以是构造成运行和/或执行一组指令或代码的任何合适的处理设备,并且可以包括一个或多个数据处理器、图像处理器、图形处理单元、物理处理单元、数字信号

处理器和/或中央处理单元。处理器可以是例如通用处理器、现场可编程门阵列(FPGA)、专用集成电路(ASIC)等。处理器可以构造成运行和/或执行与系统和/或与其相关联的网络相关联的应用处理和/或其它模块、处理和/或功能。底层器件技术可以以各种部件类型提供,包括金属氧化物半导体场效应晶体管(MOSFET)技术,例如互补金属氧化物半导体(CMOS),双极技术(例如发射极联接逻辑(ECL)),聚合物技术(例如,硅共轭聚合物和金属共轭聚合物-金属结构),混合模拟和数字,它们的组合等。

[0180] 在一些变型中,存储器可以包括数据库(未示出),并且可以是例如随机存取存储器(RAM)、存储缓冲器、硬盘驱动器、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除只读存储器(EEPROM)、只读存储器(ROM)、闪存、其组合等。如本文所使用的,数据库指的是数据存储资源。存储器可以存储指令以使处理器执行与系统相关联的模块、处理和/或功能,例如下垂确定和/或补偿、患者平台移动等。在一些变型中,存储可以是基于网络的并且可由一个或多个授权用户访问。基于网络的存储可以称为远程数据存储或云数据存储。存储在云数据存储(例如,数据库)中的传感器信号和附件数据可以经由诸如因特网之类的网络被相应用户访问。在一些变型中,数据库可以是基于云的FPGA。

[0181] 本文描述的一些变型涉及具有非暂时性计算机可读介质(也可以称为非暂时性处理器可读介质)的计算机存储产品,其上具有用于执行各种计算机实施的操作的指令或计算机代码。计算机可读介质(或处理器可读介质)在其本身不包括暂时的传播信号的含义上是非暂时性的(例如,在诸如空间或电缆的传输介质上承载信息的传播电磁波)。媒体和计算机代码(也可以称为代码或算法)可以是特定的一个目的或多个目的而设计和构建的代码。

[0182] 非暂时性计算机可读介质的示例包括但不限于诸如硬盘、软盘和磁带的磁存储介质;诸如高密度盘/数字视频光盘(CD/DVD)的光存储媒体;高密度盘只读存储器(CD-ROM);全息装置;诸如光盘的磁-光存储媒体;诸如固态驱动器(SSD)和固态混合驱动器(SSHD)的固态存储设备;载波信号处理模块;和专门构造成存储和执行程序代码的硬件设备,例如专用集成电路(ASIC)、可编程逻辑器件(PLD)、只读存储器(ROM)和随机存取存储器(RAM)器件。本文描述的另一一些变型涉及计算机程序产品,其可以包括例如本文公开的指令和/或计算机代码。

[0183] 本文描述的系统、装置和方法可以由软件(在硬件上执行)、硬件或其组合执行。硬件模块可以包括例如通用处理器(或微处理器或微控制器)、现场可编程门阵列(FPGA)、专用集成电路(ASIC)等。软件模块(在硬件上执行)可以用各种软件语言(例如,计算机代码)表达,包括C、C++、**Java**®、Python、Ruby、**Visual Basic**®、和/或其它面向对象的、程序的或其它编程语言和开发工具。计算机代码的示例包括但不限于微代码或微指令、例如由编译器产生的机器指令、用于产生web服务的代码以及包含由使用解释器的计算机执行的更高级指令的文件。计算机代码的另外的示例包括但不限于控制信号、加密代码和压缩代码。

[0184] 无线网络中的无线通信的示例包括但不限于蜂窝、无线电、卫星和微波通信。无线通信可以使用多种通信标准、协议和技术中的任何一种,包括但不限于全球移动通信系统(GSM)、增强型数据GSM环境(EDGE)、高速下行链路分组接入(HSDPA)、宽带码分多址(W-CDMA)、码分多址(CDMA)、时分多址(TDMA)、蓝牙、近场通信(NFC)、射频识别(RFID)、无线保真(Wi-Fi)(例如,IEEE 802.11a、IEEE 802.11b、IEEE 802.11g、IEEE 802.11n)、因特网协

议语音 (VoIP)、Wi-MAX、用于电子邮件的协议 (例如, 因特网消息访问协议 (IMAP)、邮局协议 (POP))、即时消息 (例如, 可扩展消息和在线协议 (XMPP)、用于即时消息的会话发起协议、在线利用扩展 (SIMPLE)、即时消息和在线服务 (IMPS))、短消息服务 (SMS) 或任何其它合适的通信协议。一些无线网络部署组合来自多个蜂窝网络的网络或使用蜂窝、Wi-Fi 和卫星通信的组合。

[0185] 在一些变型中, 无线网络可以连接到有线网络, 以便与因特网、其它运营商语音和数据网络、商业网络和个人网络连接。有线网络通常由铜双绞线、同轴电缆和/或光纤电缆承载。有许多不同类型的有线网络, 包括广域网 (WAN)、城域网 (MAN)、局域网 (LAN)、互联网区域网 (IAN)、校园网 (CAN)、全球区域网 (GAN) 如互联网和虚拟专用网络 (VPN)。如本文所使用的, 网络是指通常通过因特网互连的无线、有线、公共和私有数据网络的任何组合, 以提供统一的网络和信息访问系统。

[0186] II. 方法

[0187] 执行放射治疗的方法

[0188] 这里总体上描述了用于进行放射治疗的方法。本文描述的任何系统和装置可以用于下面描述的放射治疗程序中。图7是总体上描述包括下垂确定和补偿的放射治疗方法 (700) 的流程图。方法 (700) 可以包括将患者装载到患者平台 (702) 上。在一些变型中, 患者装载可包括相对舒适地固定患者的一个或多个部分, 使得它们相对于患者平台保持基本就位。如在图10中进一步讨论的, 可以控制患者平台的适形基材以将患者联接到患者平台, 从而增加患者对放疗治疗的依从性。在一些变型中, 可以独立地控制适形基材的高度以使患者平台贴合患者的形状 (例如, 图2A-2C)。用于每名患者的患者平台设置可以存储在存储器中, 并且跨一个或多个患者平台和/或放射治疗系统以及跨疗程重新应用以提高效率和可重复性。

[0189] 附加地或替代地, 患者平台可以通过加热和冷却热电层而贴合患者的身体形状。在又一些变型中, 如参考图6A-6B并在图14中进一步讨论的那样, 患者头部可以通过头部固定装置联接到处于固定位置的患者平台。在头部固定装置的调节期间, 患者可以通过颈部屈曲来控制头部的枢转, 以改善患者的舒适度和依从性。

[0190] 一旦患者已被装载到患者平台上, 就可以将患者平台移动到门架的患者区域中 (704)。在一些变型中, 如参考图3A-3D并在图11A-11B中进一步讨论的那样, 患者平台可包括多个部分, 这些部分可相对于彼此在轴向方向上移动或伸缩。患者平台的上部可以由可透放射的材料形成, 而下部可以由不透放射并且表现出比可透放射的材料更少的下垂的更硬的材料形成。可以将患者平台移动到患者区域中, 使得当这些束中的任一个或两个被激活时, 不透放射的部分不会穿过成像束和/或治疗束的平面。因此, 可以减小从基座悬臂式伸出的可透放射的上部的长度, 以减少患者平台的下垂量。在一些变型中, 上部可具有 0.25-2.0 米的长度。

[0191] 在另一些变型中, 如在图12和13A-13E中进一步讨论的那样, 可移动患者平台以使患者的一个或多个感兴趣区域 (例如, 病变、肿瘤) 与门架的等中心对准, 以确保将辐射剂量递送至感兴趣区域。特别地, 如本文中关于成像和放射肿瘤学所使用的, 等中心是空间中的多个射束相交穿过的点, 多个射束通过旋转辐射源从多个门架位置出射。患者平台可以平移 (轴向地和/或横向地) 并旋转 (俯仰和/或横摆), 以将感兴趣区域定位在等中心上以提供

期望的放射剂量。

[0192] 在另一些变型中,如下面进一步详细讨论的,患者平台的下垂可以被确定(706)、被补偿(708)并且用于确定或修改治疗束参数(710),例如功率、持续时间、位置等(例如,治疗计划)。在一些变型中,如参考图1A-1F所讨论的那样,成像束可朝向下垂的患者平台出射并用于确定患者平台的未承重位置和承重位置之间的差异。例如,可以在装载患者之前对患者平台成像,以确定未承重的患者平台的位置。可确定患者平台的位置变化,然后将其用于确定患者和一个或多个感兴趣区域的位置变化。在一些情况下,患者平台的位置变化可用于补偿患者平台下垂(708)。例如,可以修改、调节和/或更新治疗计划以补偿确定的下垂。替代地或另外地,可调节(例如,升高或降低)患者平台的高度和/或位置以补偿患者平台在治疗束平面中的下垂。

[0193] 一旦患者平台处于期望位置并且已经更新或调节治疗计划参数以补偿下垂(如果需要的话),便可以根据治疗计划出射(712)治疗束。在执行治疗计划之后,可以从门架的患者区域移除患者平台(714)。

[0194] 确定患者平台的下垂

[0195] 图8是患者平台下垂确定方法(800)的一个变型的流程图。该方法可以与例如图1A-1F中描绘的系统一起使用,其中患者平台联接到细长元件和/或光学标记。该方法可以包括通过辐射源穿过准直器出射第一束以照射联接到患者平台的细长元件(802)。第一束可以指向细长元件而不与患者相交,以便限制对患者的暴露。第一束可以由位于辐射源和准直器对面的检测器接收(804)。或者,光学传感器可以接收从光学标记反射的光。然后,使用所接收的检测器数据的控制器可以确定细长元件在对应于未承重的患者平台的成像束平面内的第一位置(806)。在一些变型中,可以在患者接受放疗治疗之前进行患者平台下垂确定。然而,可以根据需要在放疗治疗期间进行患者平台下垂确定以用于重新校准。

[0196] 图9是方法的一个变型(900)的流程图,该方法更详细地描述了使用基于Winston-Lutz的方法确定细长元件和/或光学标记(806)的位置的步骤。可以以多个角度检测细长元件和/或光学标记,以生成指示细长元件和/或光学标记的位置的检测器数据(902)。例如,细长元件可以以一组基本角度(例如,0°、180°、270°)和/或其它角度成像。处理器可以分析图像数据,以定位细长元件和/或光学标记(904)。然后将图像数据与对应于未承重的平台的细长元件和/或光学标记的基准数据进行比较(906)。

[0197] 这样的基准数据可以例如在患者被装载到平台上之前获取,和/或可以是在校准和/或设置程序期间获取和存储的基准数据。然后可以使用所述数据之间的差异来确定细长元件和/或光学标记的位置(908)以及它从细长元件和/或光学标记的基准位置变化的程度(即,下垂)。回到图8,细长元件和/或光学标记的位置与患者平台之间的关系可以是已知的或预先确定的。因此,可以确定(808)未承重的和承重的状态之间的患者平台位置的变化。因此,可以基于患者平台的下垂来确定患者的一个或多个感兴趣区域的位置的变化。附加地或替代地,可以修改患者平台的位置和/或治疗计划,以补偿患者平台的下垂(810)。

[0198] 将患者装载到患者平台上

[0199] 图10是患者平台装载方法的一个变型(1000)的流程图。该方法可以与图2C中描绘的系统一起使用。方法(1000)可以包括加热患者平台的热电层(1002)。可以加热热电层以形成供患者躺在其上的柔顺构型。然后可以通过患者体重修改患者平台的热电层以形成符

合人体工程学的表面。在另一些变型中,患者平台可包括具有多个封壳的适形基材。在一些变型中,装载方法(1000)可以从基于以前对患者的配合或基于对患者身高和体重的预定数据而将多个封壳的高度设置为预定高度(1004)开始。然后将患者装载到患者平台上(1006)。在一些情况下,患者在门架的患者区域外沿预定方向在患者平台上躺下。应当理解,患者平台的患者配置的确定和设置可以发生在门架外部(例如,在患者设置或等待区域中),以减少患者在门架内花费的时间,从而允许更有效使用放射治疗系统。

[0200] 一旦患者已被装载到患者平台上,便可以使用联接到患者平台的压力传感器测量(1008)多个封壳的压力。该压力可包括多个封壳压力。可以使用多个封壳压力独立地控制多个封壳中的每个封壳的高度,使得患者平台贴合患者的形状(1010)。附加地或替代地,可以冷却热电层以从柔顺构型过渡到刚性构型(1012)。在一些情况下,可以停止热电层的加热。在其它情况下,可以主动冷却热电层以形成刚性构型。应当理解,在患者平台不具有热电层的情况下,可以不执行加热和冷却步骤(1002,1012)。

[0201] 在一些变型中,可确定患者配置(1014),其对应于多个封壳中的每个封壳的高度。患者配置可包括多个封壳的压力和/或高度中的至少一者。患者配置可以存储在存储器中(1016)和/或传输到一个或多个其它患者平台和/或放射治疗系统。随后,可以使用存储的患者配置来重新调节多个封壳的高度(1018)。因此,可以减少患者登记时间以提高效率并改善成像和/或治疗一致性。

[0202] 移动患者平台

[0203] 图11A-11B是用于将患者平台移动到门架中以减少和/或确定下垂的方法的变型(1100,1150)的流程图。在一些变型中,所述方法可以由联接到基座的患者平台执行。在图11A中,患者平台可包括上部和联接到上部的下部,其中上部和下部可相对于彼此移动。下部可以具有比上部更高的刚性。在一些变型中,上部可包含可透放射的第一材料,下部可包含不透放射的第二材料。下部可以包括足够刚硬以支承上部的任何材料,而不论其不透放射性和/或可透放射性如何。

[0204] 图11A的方法(1100)可以包括相对于门架的患者区域移动患者平台下部(1102)。上部可相对于下部移动(1104)。可以出射成像束(1106)。在一些变型中,成像束可以由成像辐射源在垂直于患者平台的纵向轴线的成像平面中出射。下部和上部的移动可以使得下部与成像平面不相交,而上部与成像平面相交。在这些变型中的一些变型中,将上部移动到成像平面中包括将下部定位成使得下部的前缘位于远离成像平面的预定第一距离处。平台可以纵向移动通过(例如,逐步通过)成像束一段距离,该距离对应于从下部悬臂式伸出的可透放射上部的长度。成像束可以捕获患者的沿着上部的从下部悬臂式伸出的长度定位的部分的图像。

[0205] 在另一些变型中,方法(1100)可包括相对于基座(1108)移动下部并相对于下部(1110)移动上部。治疗束可以在垂直于患者平台的纵向轴线的治疗平面中从联接到多叶准直器的治疗辐射源出射(1112)。可以移动上部和下部,使得下部与治疗平面不相交,而上部与治疗平面相交。在这些变型中的一些变型中,将上部移动到治疗平面中包括将下部定位成使得下部的前缘位于远离治疗平面的预定第二距离处。

[0206] 图11B示出了可以由联接到基座的患者平台执行的方法的另一变型(1150)。患者平台可包括上部和固定在上部上的下部。患者平台下部可以联接到基座,使得下部可以

相对于基座移动。在一些变型中,下部可具有比上部更高的刚度。上部和下部可包括具有不同程度的可透放射性的材料。例如,上部可包含可透放射的第一材料,下部可包含不透放射的第二材料。

[0207] 图11B的方法(1150)可包括相对于基座移动患者平台(1152)。成像束可以由成像辐射源在垂直于患者平台的纵向轴线的成像平面中出射(1154)。在一些变型中,移动患者平台,使得仅患者平台的上部与成像束相交(1156)。例如,下部和上部的移动可以使得下部与成像平面不相交,而上部与成像平面相交。在这些变型的一些中,可以移动下部,使得下部的前缘位于远离成像平面的预定第一距离处。上部可相对于下部移动并与成像平面相交。

[0208] 在一个变型中,方法(1150)可以包括相对于基座移动患者平台(1158)。治疗束可以由联接到多叶准直器的治疗辐射源在垂直于患者平台的纵向轴线的治疗平面中出射(1160)。在一些变型中,可以移动患者平台,使得仅患者平台的上部与治疗束相交(1162)。例如,可以移动患者平台,使得下部与治疗平面不相交,而上部与治疗平面相交。在这些变型的一些变型中,可以移动下部,使得下部的前缘位于远离治疗平面的预定第二距离处。上部可相对于下部移动并与治疗平面相交。

[0209] 将感兴趣区域移至等中心

[0210] 对于放射治疗程序,可能需要将感兴趣区域的中心定位在门架的等中心处。在下面描述的方法中,可以例如通过患者平台的移动来将一个或多个感兴趣区域移动成与等中心对齐。图12是患者平台移动方法的一个变型(1200)的流程图。在一些变型中,方法(1200)可以包括确定患者的第一感兴趣区域(1202)在患者平台上的位置。在这些变型中的一些变型中,可以确定第二感兴趣区域的位置(1204)。然后将患者平台移动到门架的患者区域中(1206),如示例性13A所示。门架可以限定门架围绕其旋转的等中心点和包含等中心点并与患者区域的纵向轴线平行延伸的等中心轴线。图13A示出了患者平台系统(1300),其包括移动到门架(1330)的患者区域中的患者平台(1310)。门架(1330)可包括联接到多叶准直器(1334)的辐射源(1332)。治疗束(1336)可以由辐射源(1332)出射。患者(1320)可以被装载在患者平台(1310)上并且可以包括具有第一纵向轴线(1323)的第一感兴趣区域(1322)和具有第二纵向轴线(1325)的第二感兴趣区域(1324)。如图13A所示,等中心轴线(1338)基本上平行于第一和第二感兴趣区域(1322,1324)两者。

[0211] 回到图12,患者平台可沿着Y轴横向移动以将第一感兴趣区域定位在等中心轴线上(1208)。在一些变型中,患者平台可以在俯仰和横摆旋转中的一者或多者中移动以及沿横向方向移动。为了进一步改善放疗治疗,可以移动患者平台以使第一感兴趣区域的纵向轴线在等中心轴线上对齐(1210)。如图13B所示,患者平台(1310)可以沿着Y轴横向移动,以使第一纵向轴线(1323)在等中心轴线(1338)对齐。辐射束可以从辐射源出射到等中心轴线上的第一感兴趣区域(1212)。

[0212] 在第一感兴趣区域的治疗之后,可以移动患者平台以将第二感兴趣区域定位在等中心轴线上(1214)。在一些变型中,可以移动患者平台以使第二感兴趣区域的纵向轴线在等中心轴线上对齐(1216)。如图13C所示,患者平台(1310)可以沿着Y轴横向移动,以使第二纵向轴线(1325)在等中心轴线(1338)上对齐。辐射束可以从辐射源出射到等中心轴线上的第二感兴趣区域(1218)。当然,可以移动患者平台(1310)以治疗患者(1320)的任何数量的

感兴趣区域。

[0213] 如果感兴趣区域由于患者在患者平台上的移动(由于呼吸、患者不适等)而在放疗治疗之前、期间或之后的任何时点改变位置,则可以使用患者平台控制器移动患者平台以补偿患者的位置变化。例如,如果患者在患者平台上沿一个方向滚动,则可以在相反方向上调节或滚动患者平台的位置以补偿患者的移动。在一些变型中,对于图12和13A-13D描述的方法以使用对于图4A-4E描述的系统来执行。

[0214] 图13D示出了另一变型,其中患者(1320)的感兴趣区域(1322)的纵向轴线(1323)与等中心轴线(1338)不平行。患者平台(1310)可围绕Z轴横摆以使纵向轴线(1323)与等中心轴线(1338)对齐,如图13E所示。在一些非限制性的示例性变型中,患者平台(1310)可围绕Z轴横摆达约 15° 。尽管未示出,但是应当理解,可以改变患者平台的俯仰以使感兴趣区域的纵向轴线与等中心轴线对齐。

[0215] 定位患者头部

[0216] 图14是患者头部定位方法的一个变型(1400)的流程图。在一些变型中,方法(1400)可以包括将患者装载到患者平台(1402)上。头部固定装置可以设置在患者平台上,使得患者头部可以联接到头部固定装置的头枕(1404)。在一些变型中,患者头部可以被保持或固定在头枕上。然后,头部可围绕头部固定装置的铰链枢转(1406)。头枕可相对于患者平台俯仰和横摆。枢转可以由联接到头枕的头枕驱动系统和/或通过患者颈部屈曲提供。例如,可透放射的气动元件可以基本上垂直地延伸,以使头枕倾斜并将患者头部定位在所需的角度。一旦头部处于期望位置,就可以锁定(1408)头枕。患者身体的一个或多个部位可以任选地联接到平台(1410)。例如,患者躯干和/或肩部可以联接到头部固定装置和/或患者平台。

[0217] 尽管为了清楚和理解的目的已经通过说明和示例较为详细地描述了前述变型,但是显然某些变更和修改可以实施,并且旨在落入所附权利要求的范围内。另外,应该理解,本文描述的系统 and 装置的部件和特征可以以任何组合使用。关于特定附图的某些元件或特征的描述并非旨在是限制性的,也不应解释为暗示该元件不能与任何其它所述元件组合使用。对于上述所有变型,可以不依序执行所述方法的步骤。一些步骤是任选的,使得可以不执行所述方法的每个步骤。

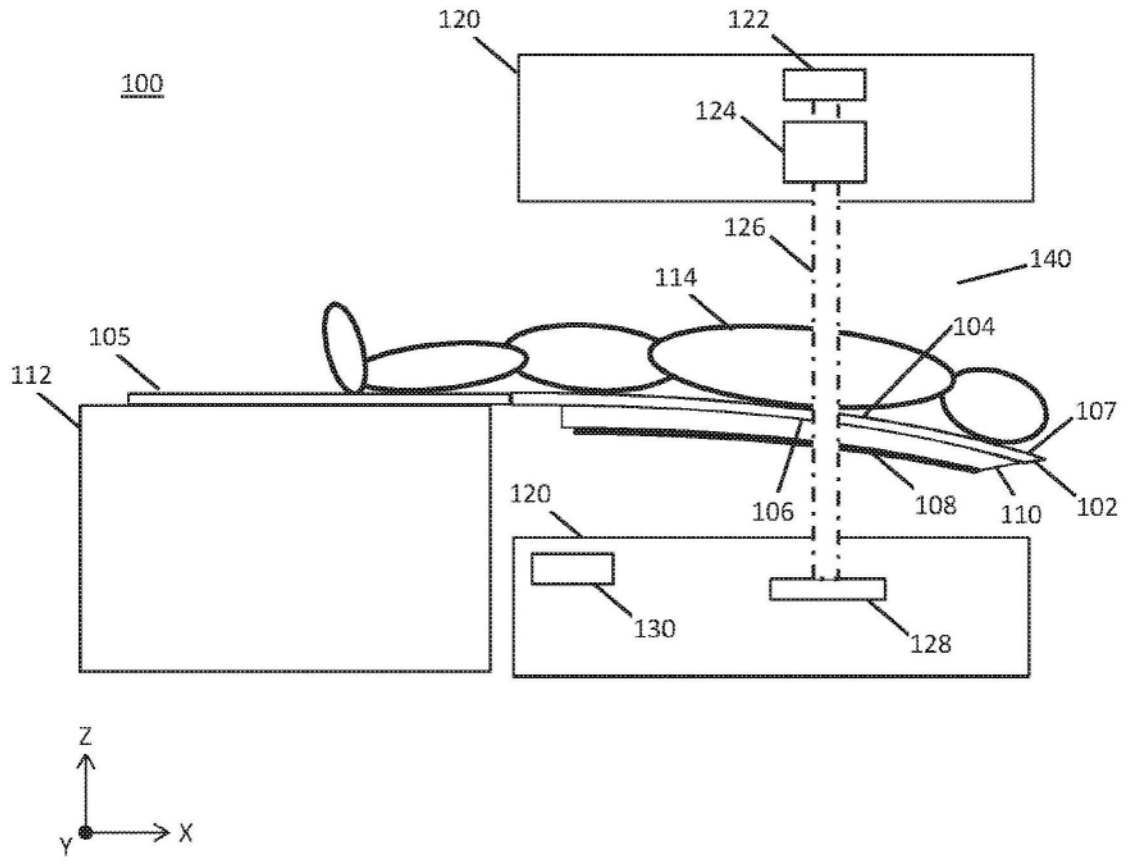


图1A

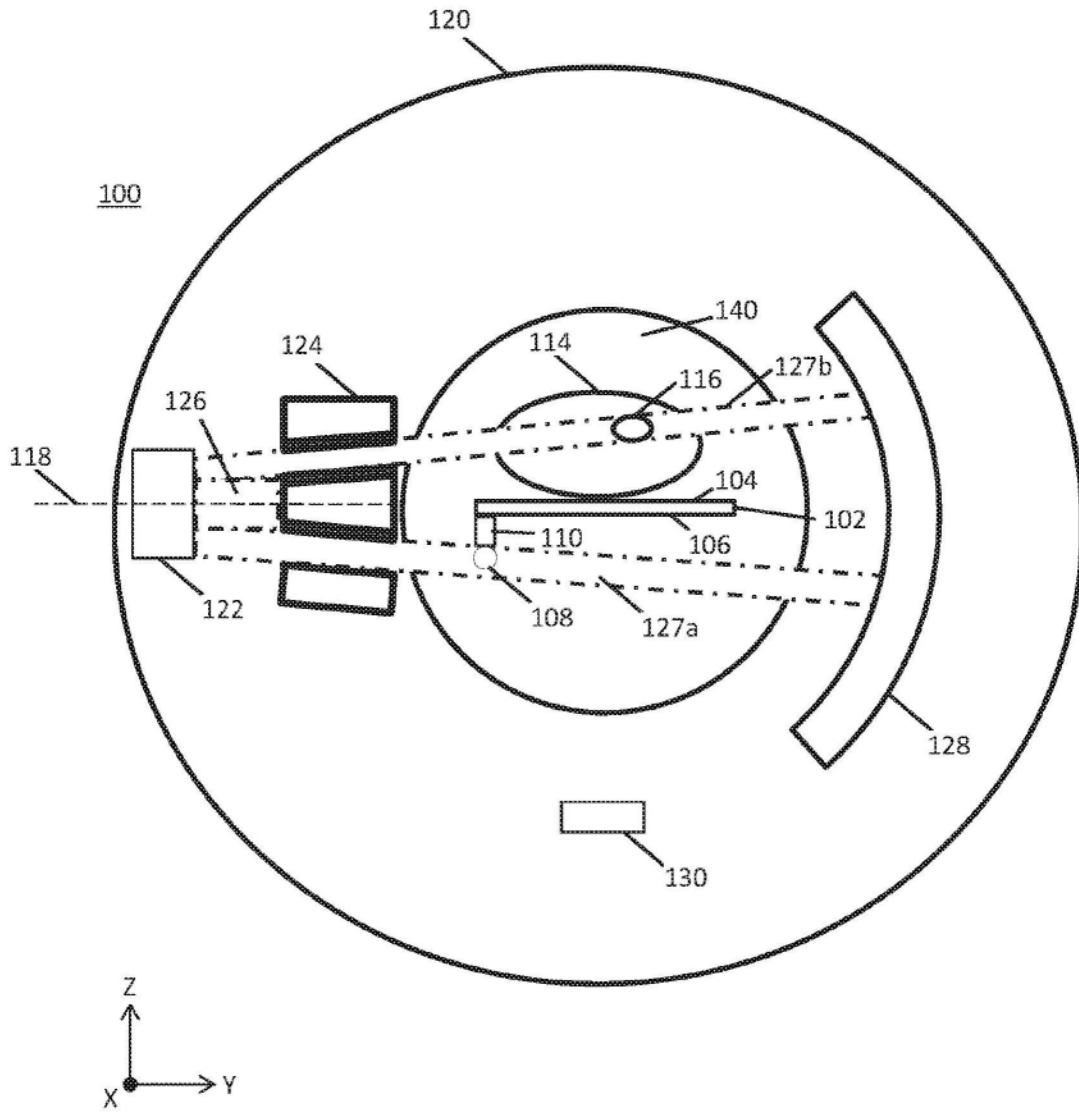


图1B

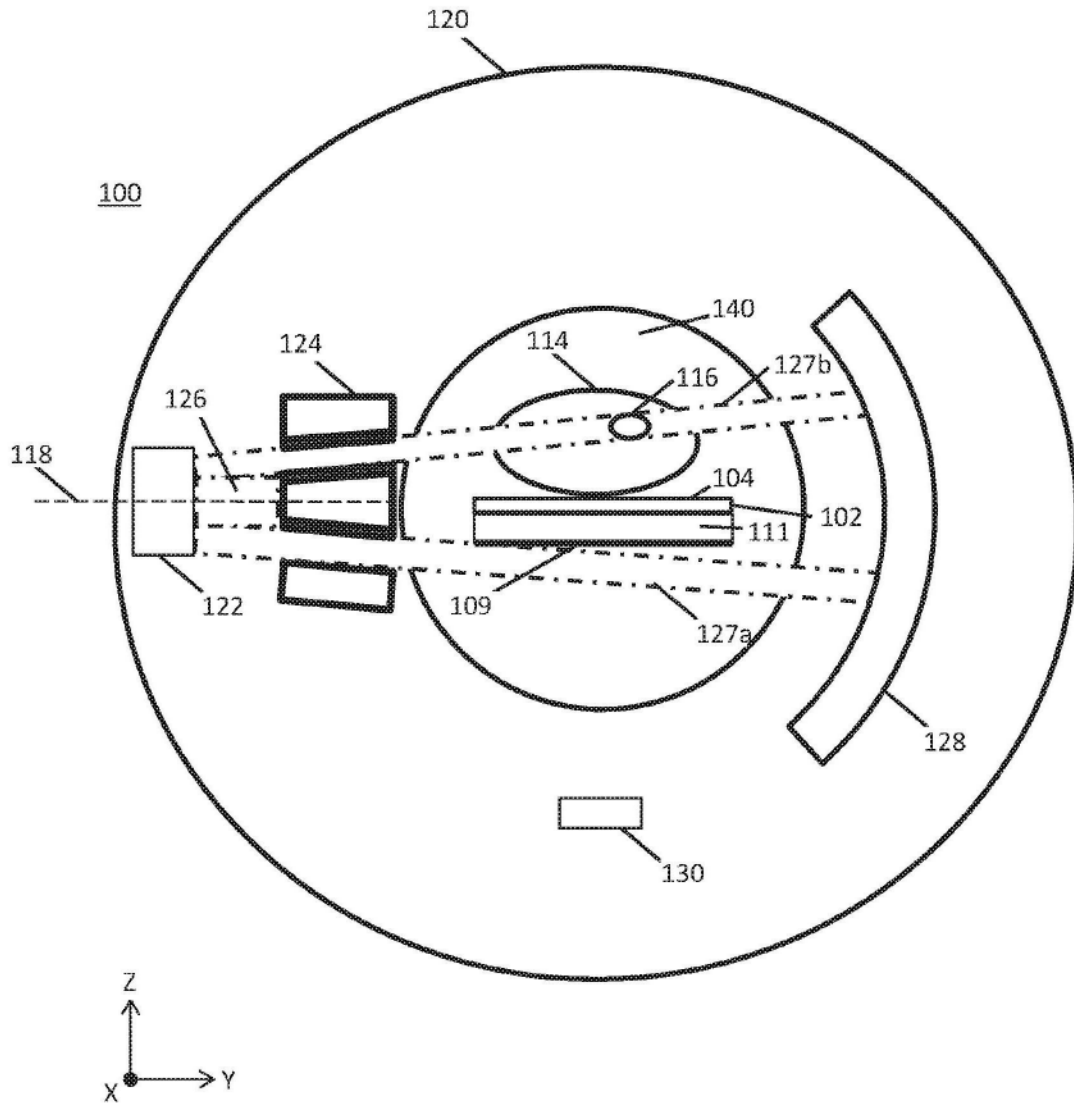


图1C

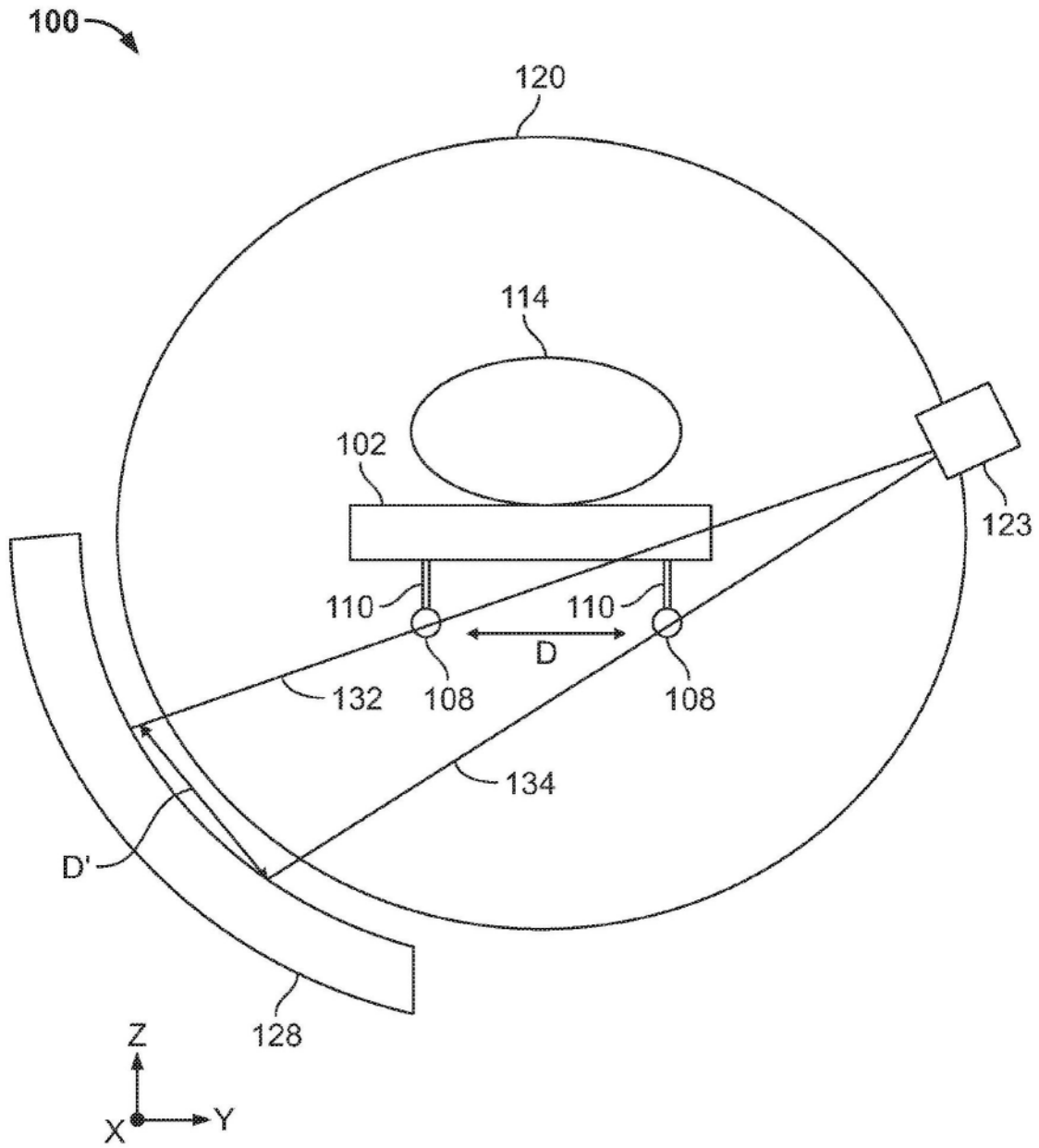


图1D

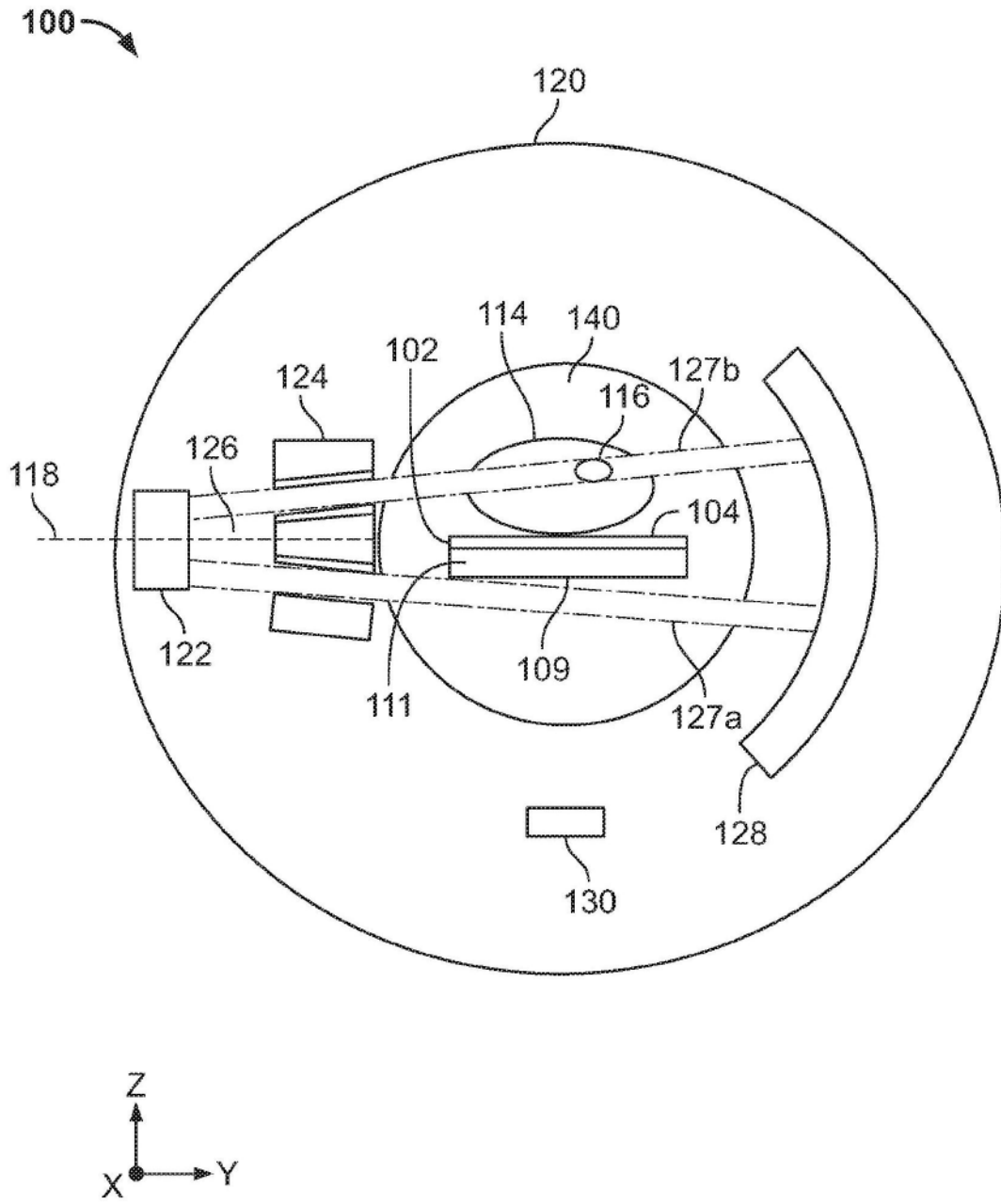


图1E

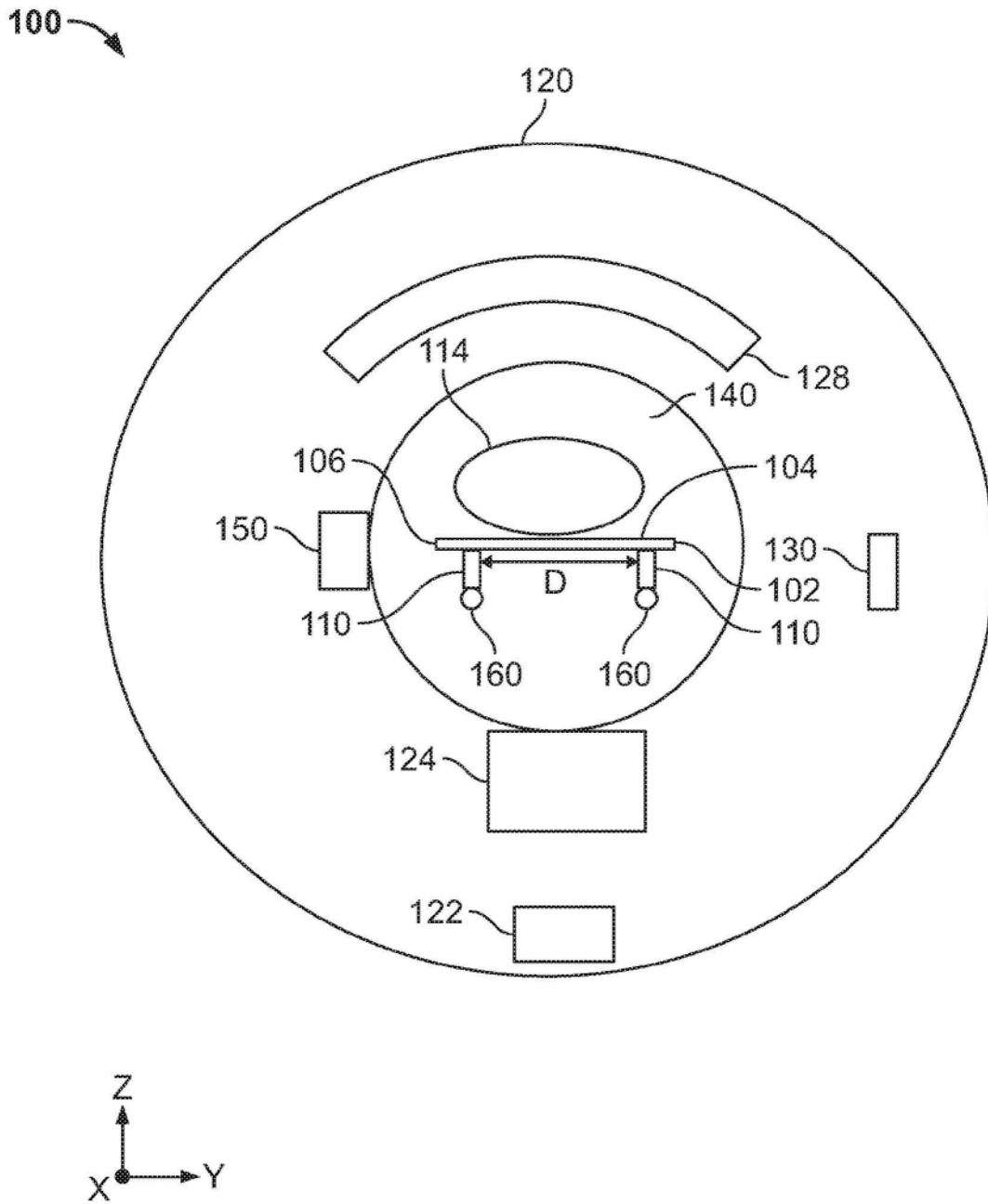


图1F

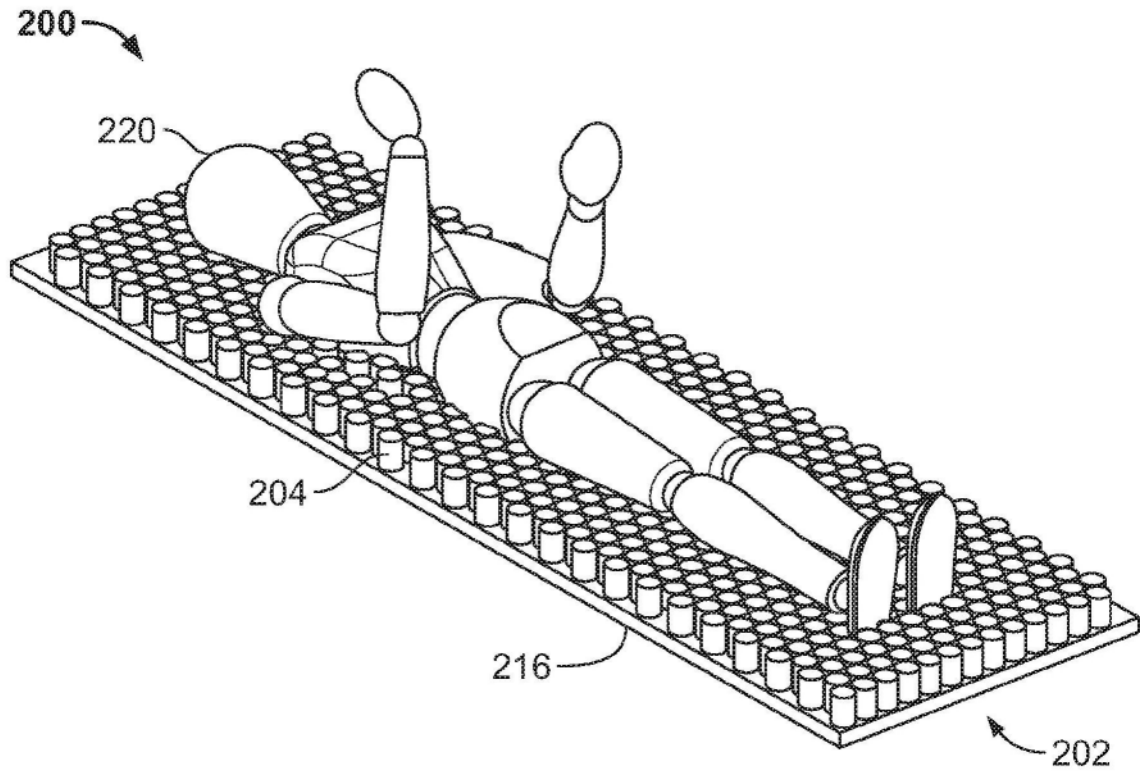


图2A

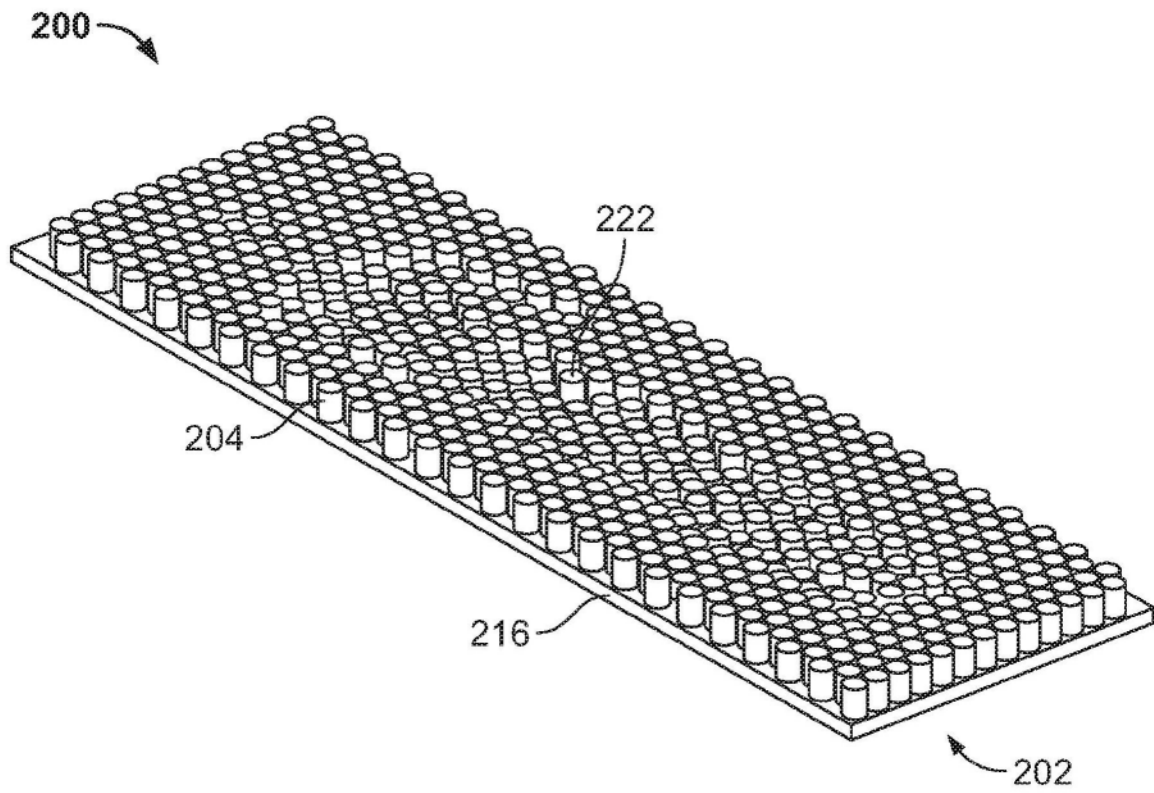


图2B

200

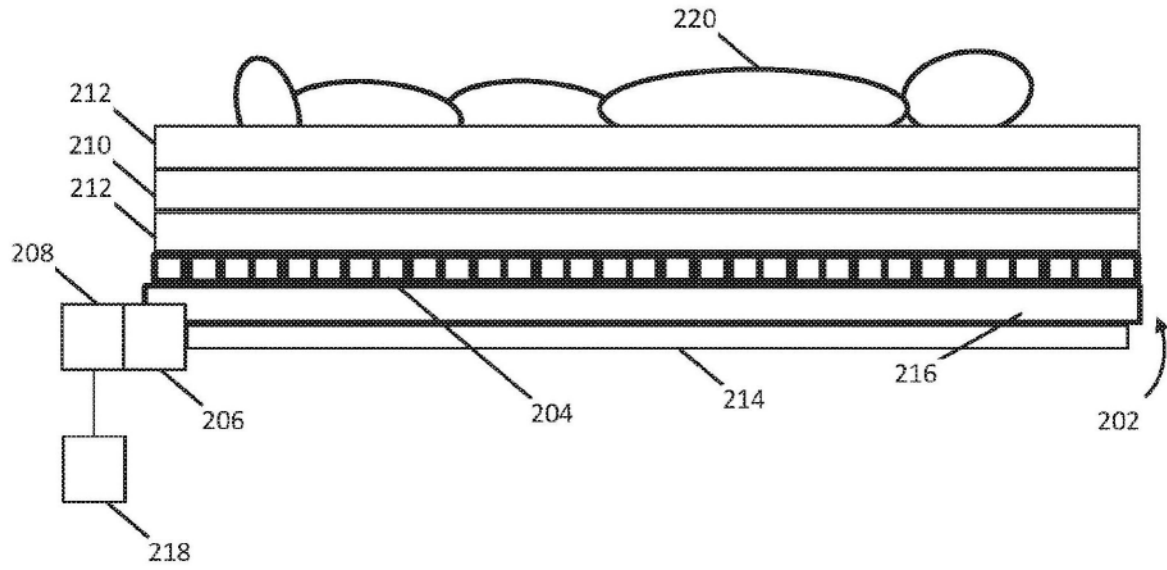


图2C

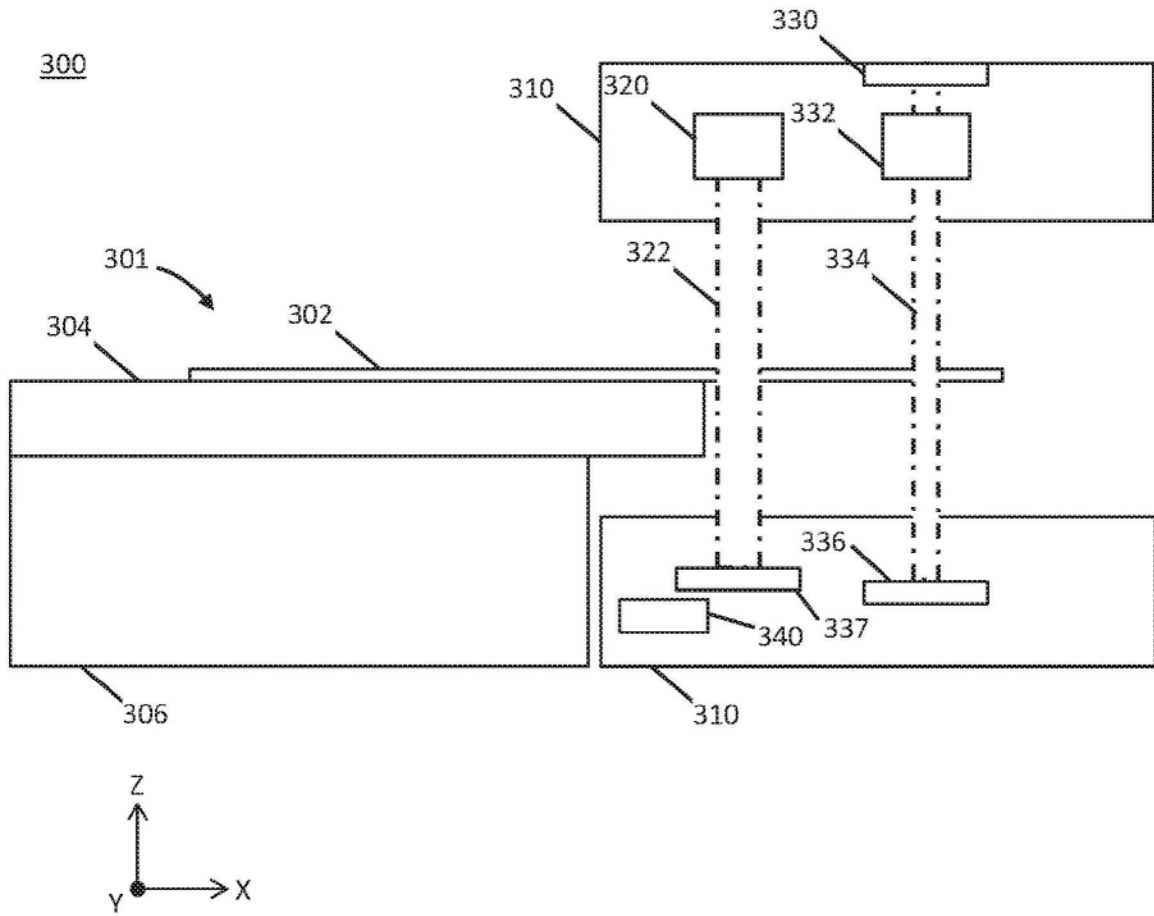


图3A

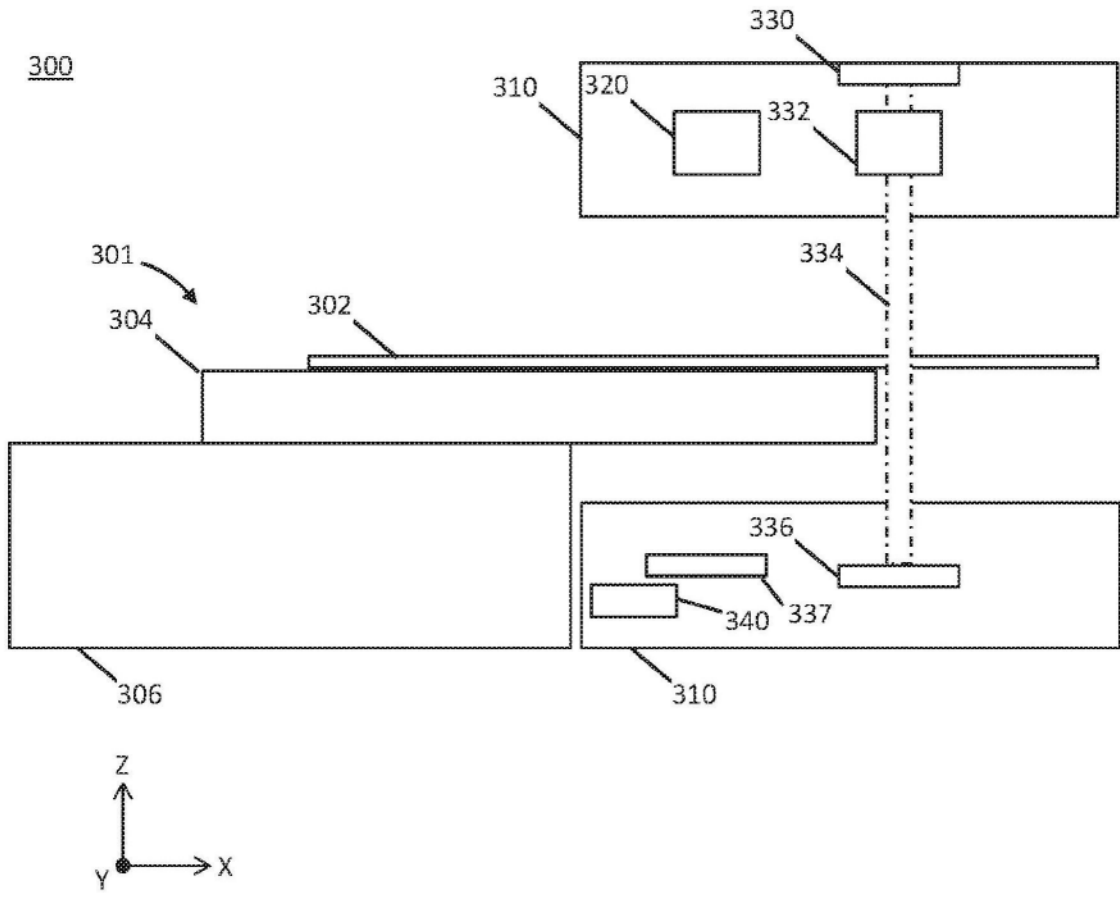


图3B

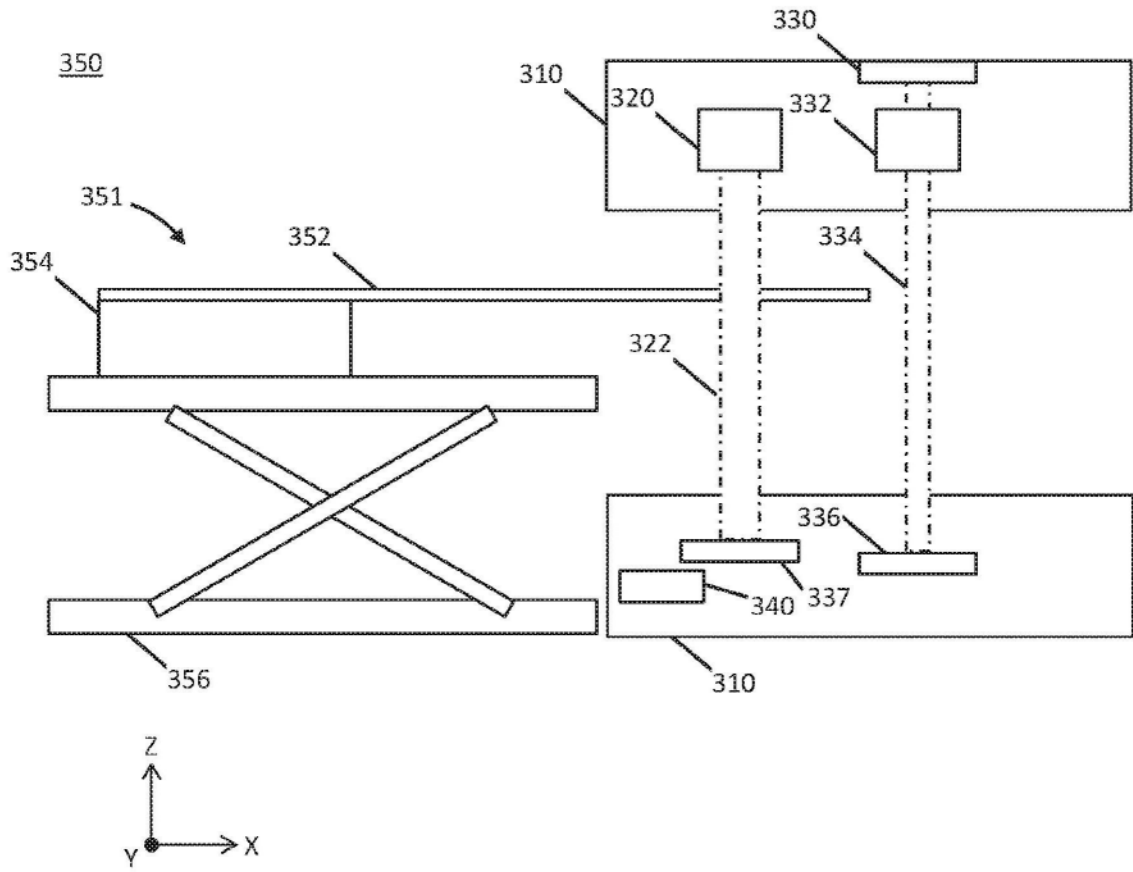


图3C

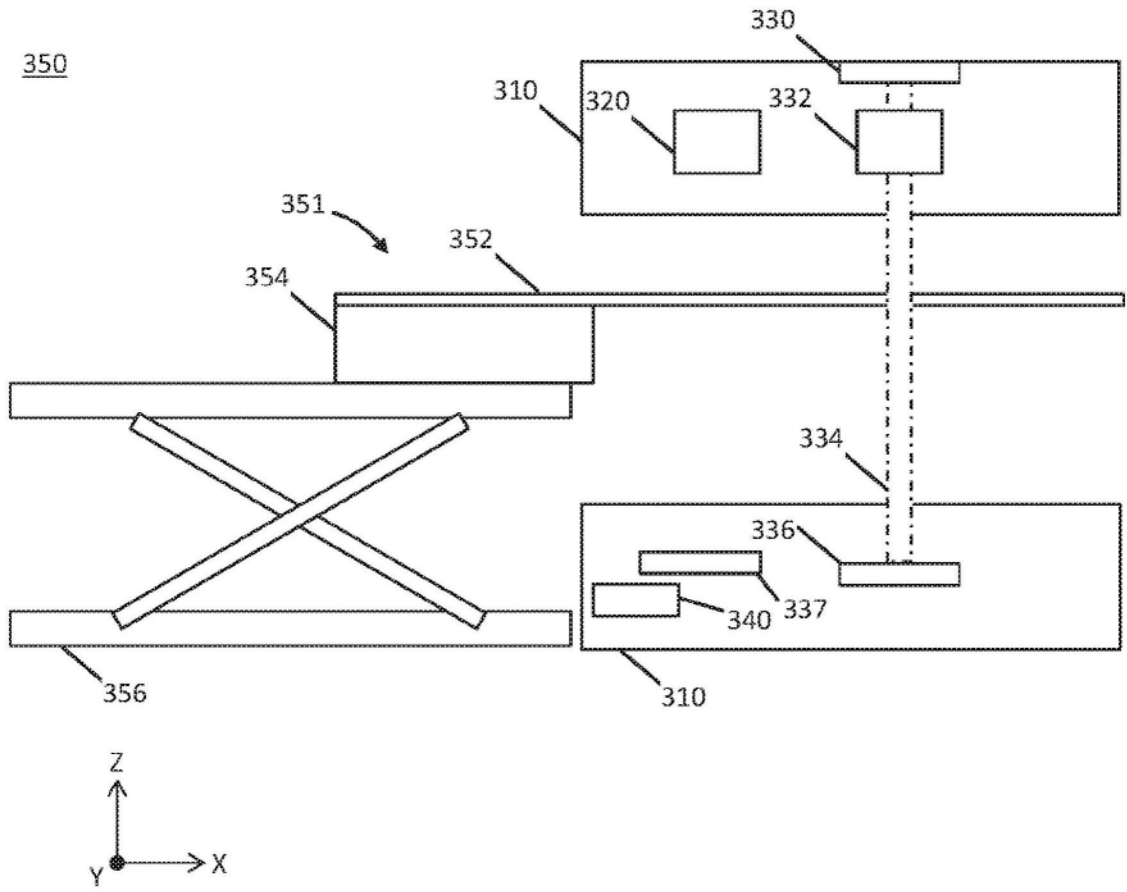


图3D

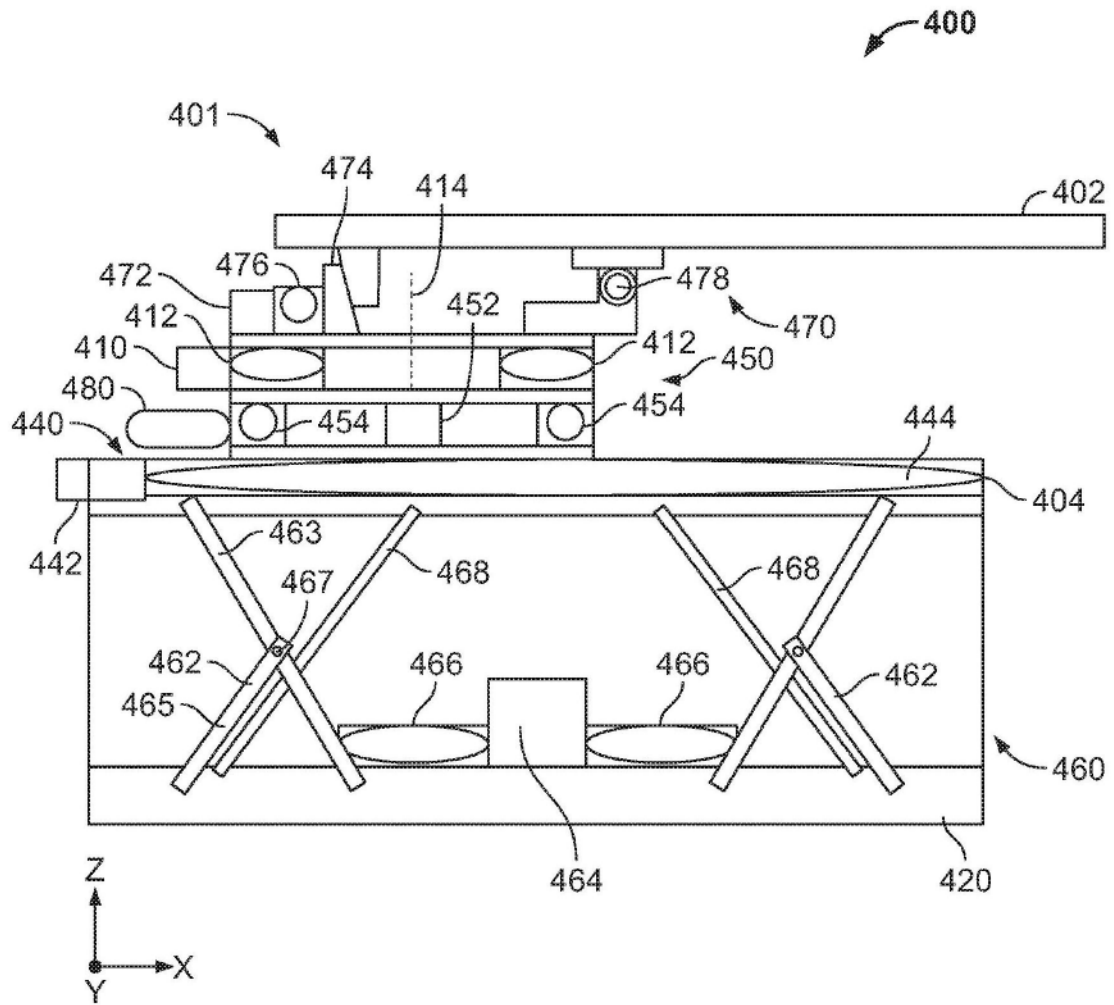


图4A

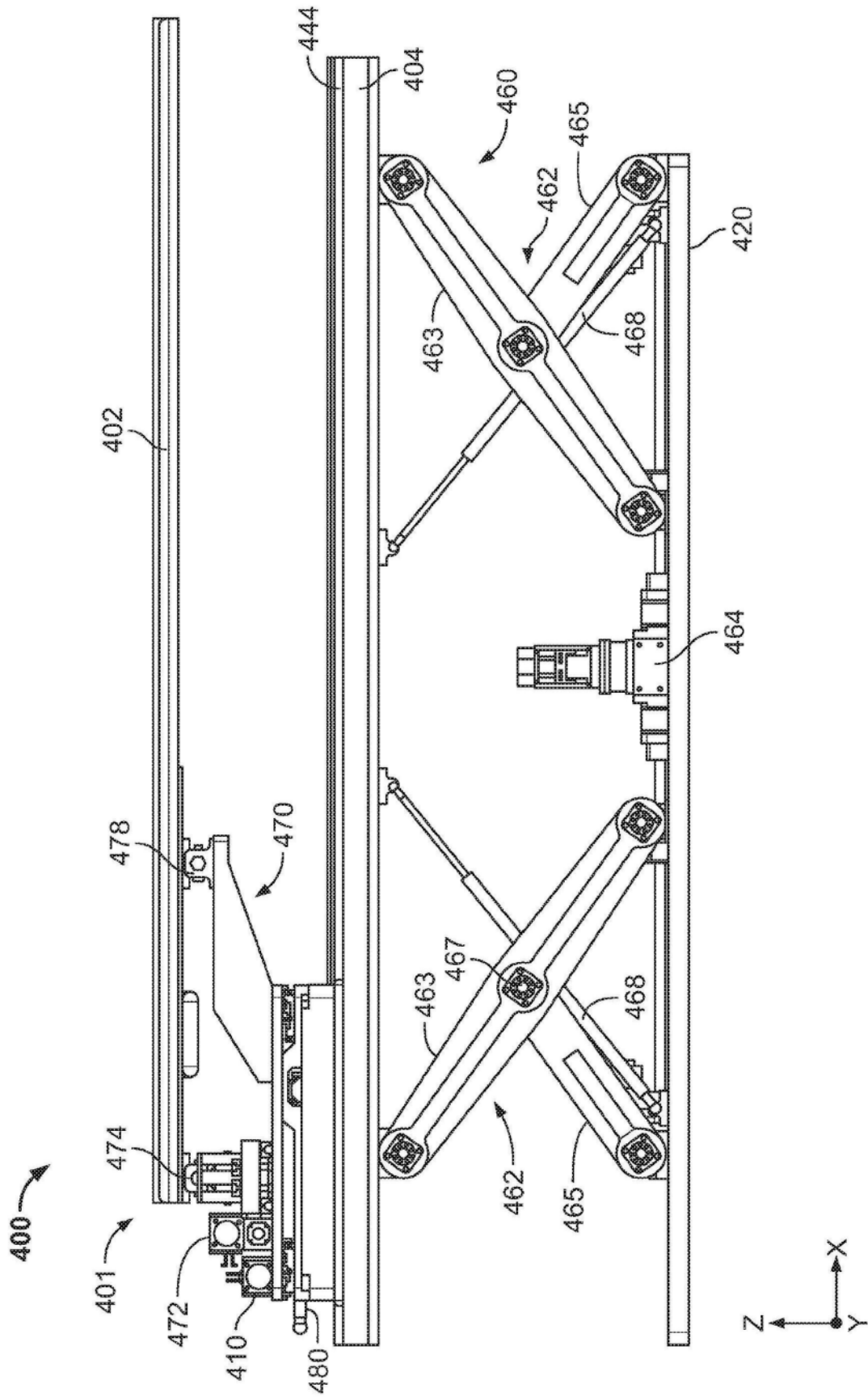


图4B

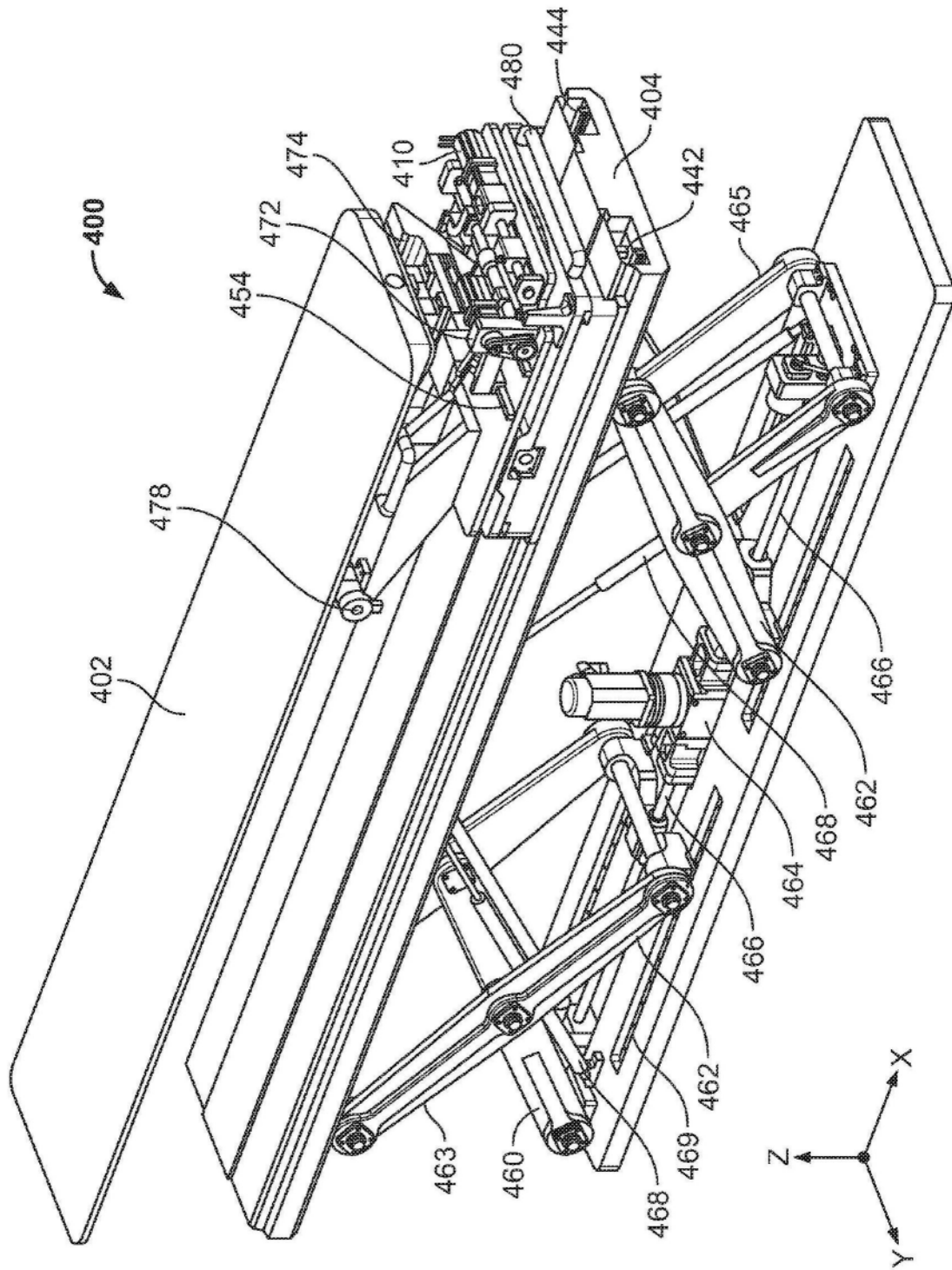


图4C

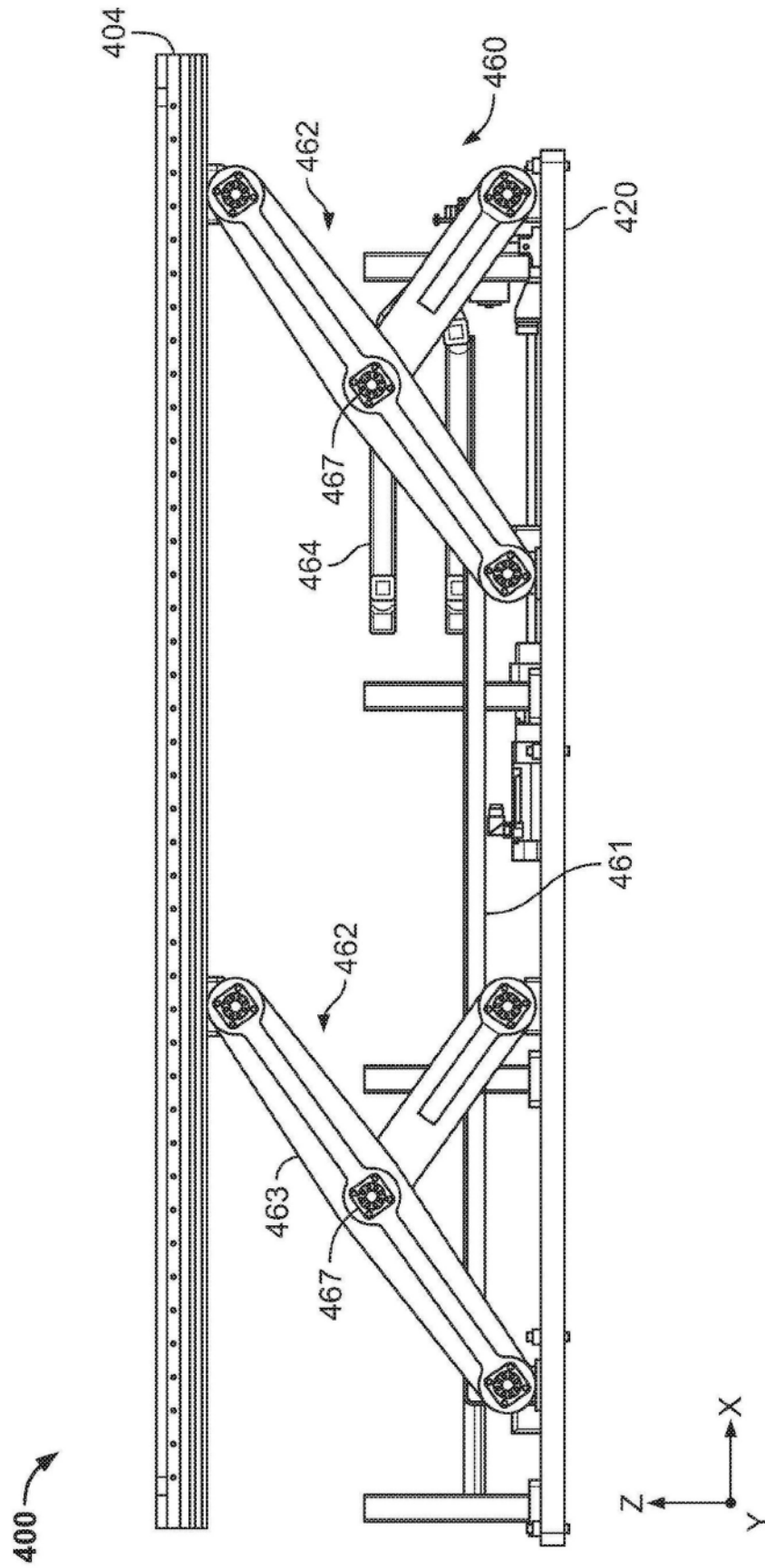


图4D

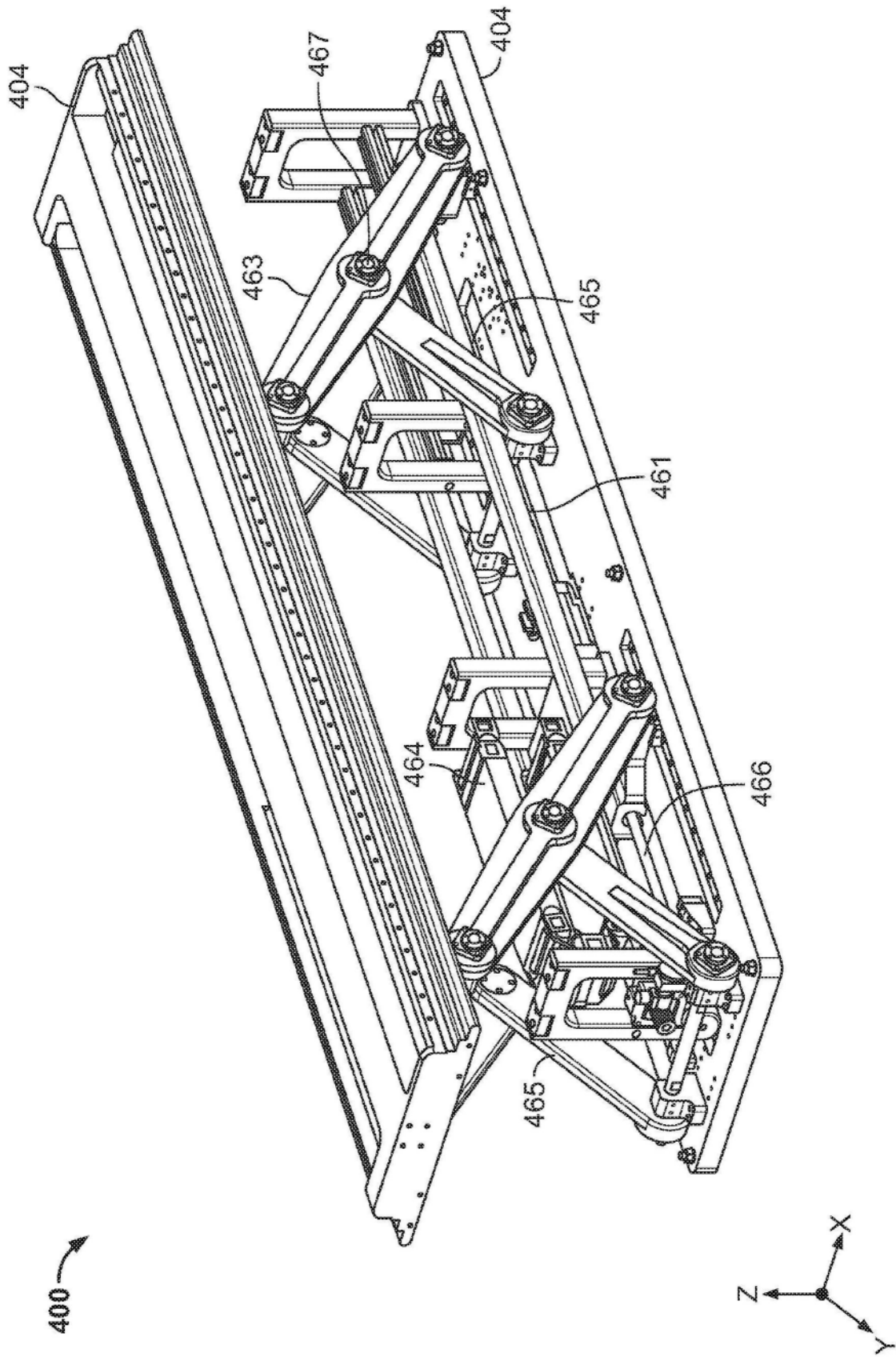


图4E

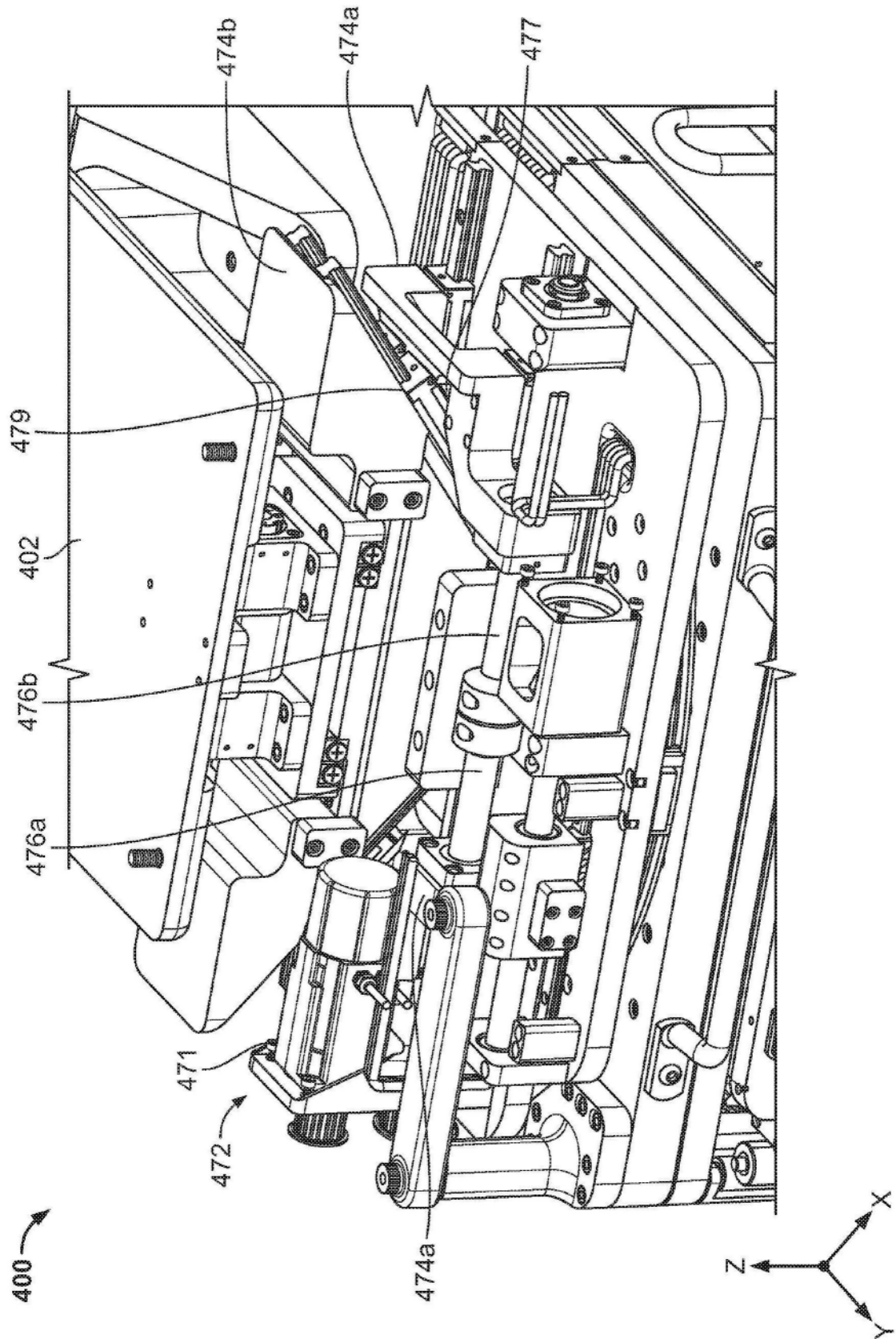


图4F

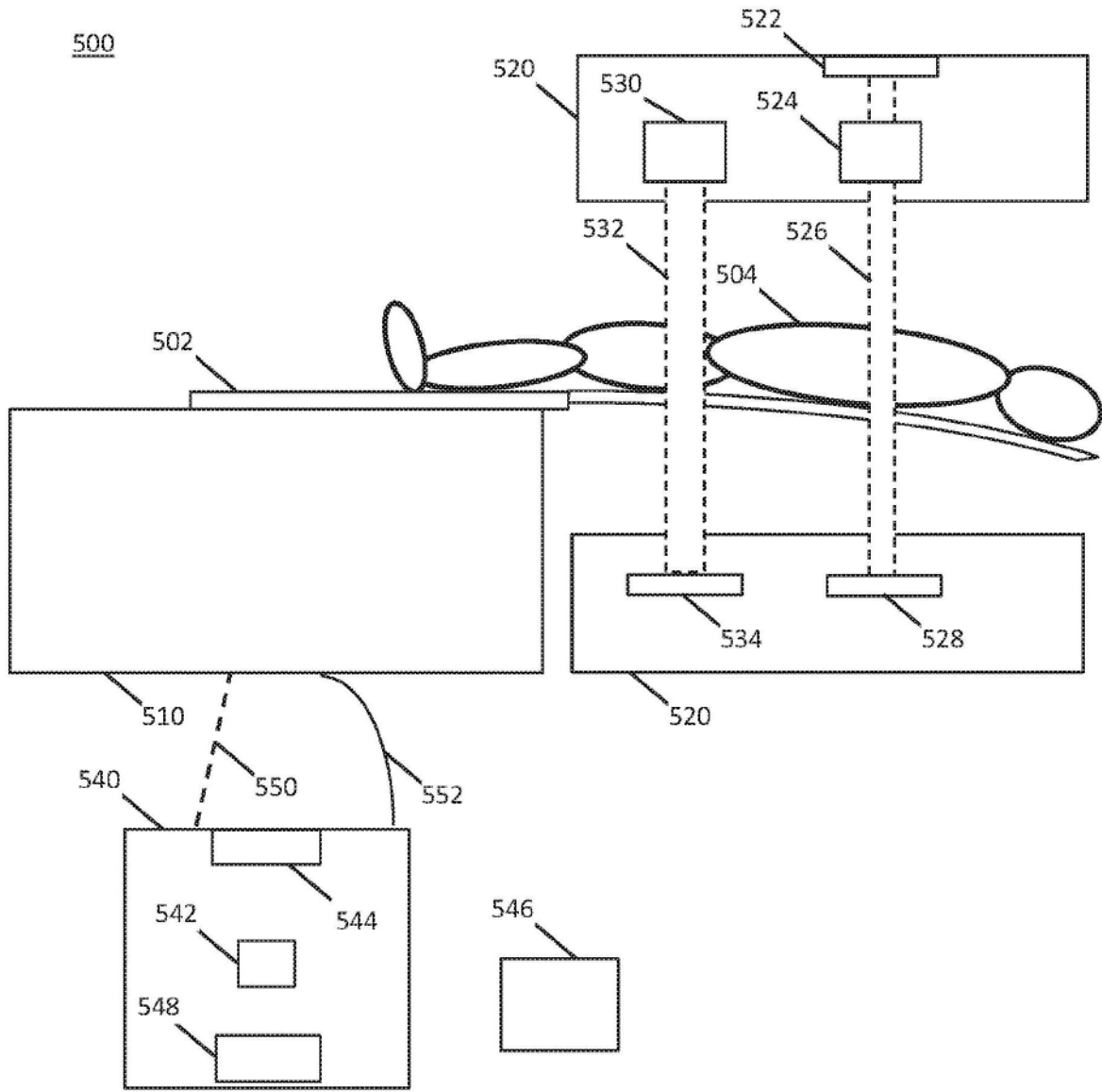


图5

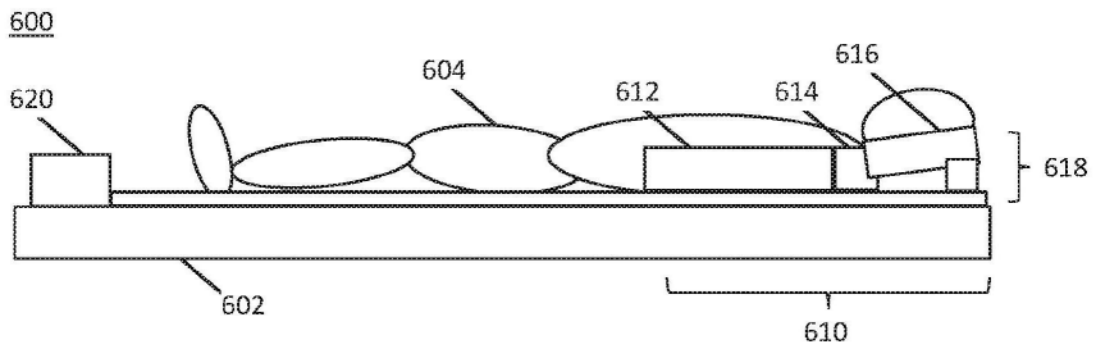


图6A

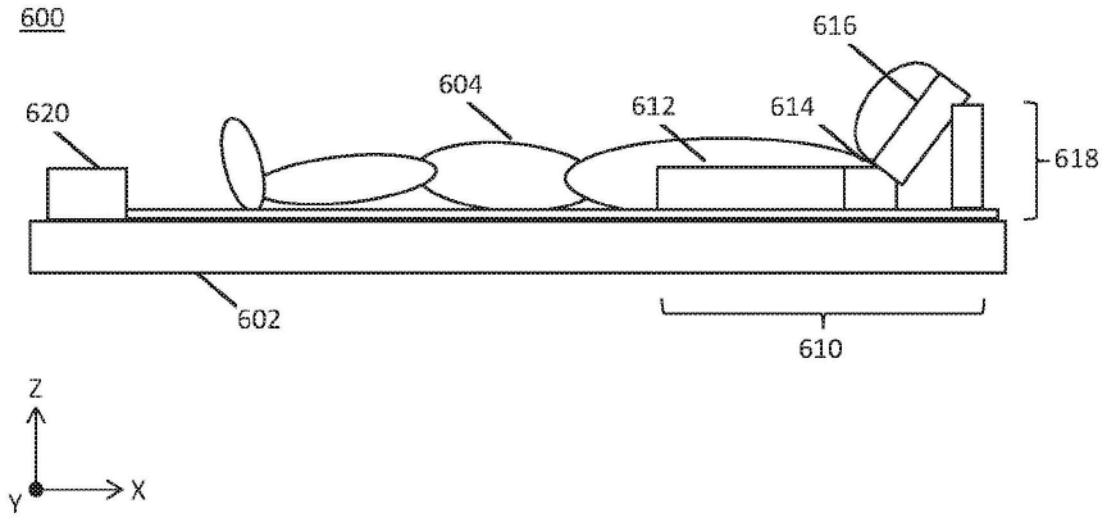


图6B

放射治疗过程

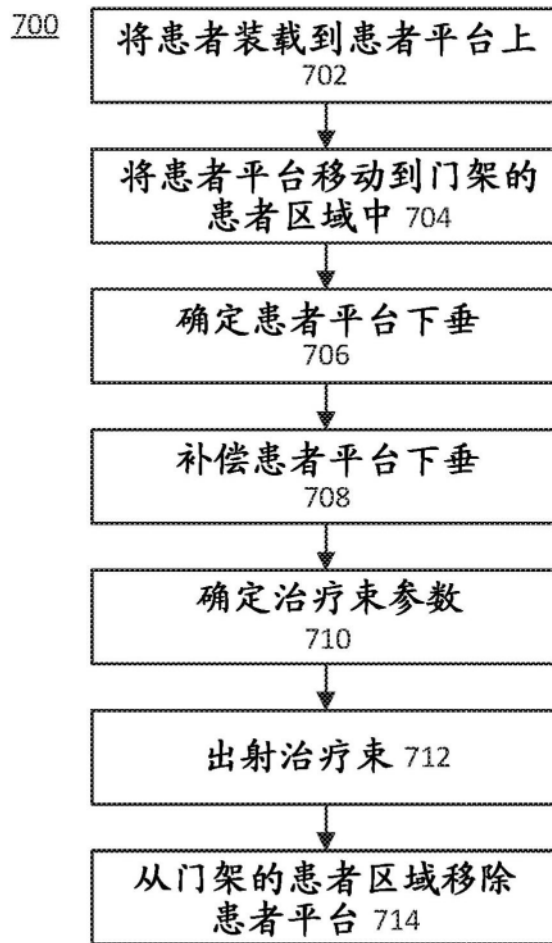


图7

下垂确定

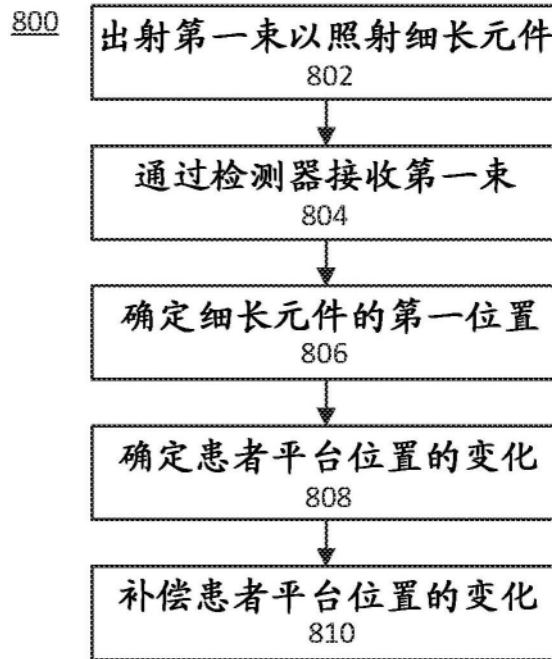


图8

下垂确定

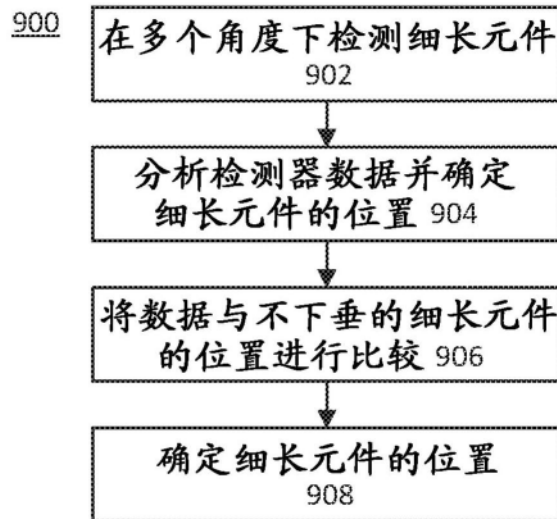


图9

患者装载

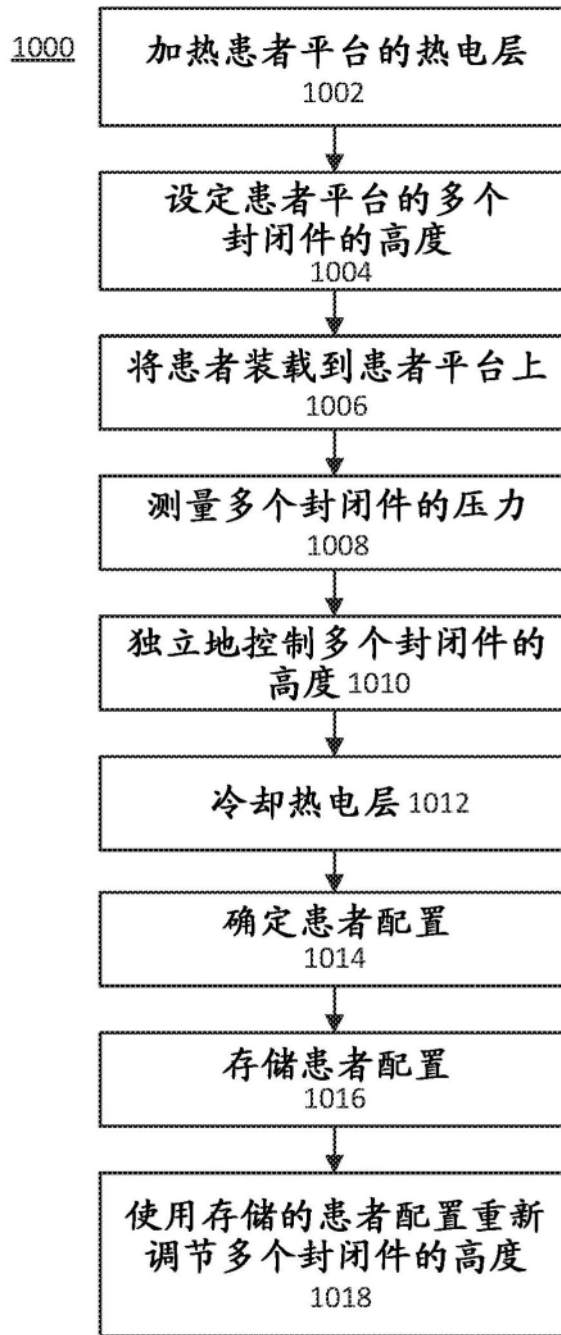


图10

使患者平台相对于成像束和 / 或
治疗束伸缩



图11A

患者平台相对于成像束和 / 或
治疗束平移

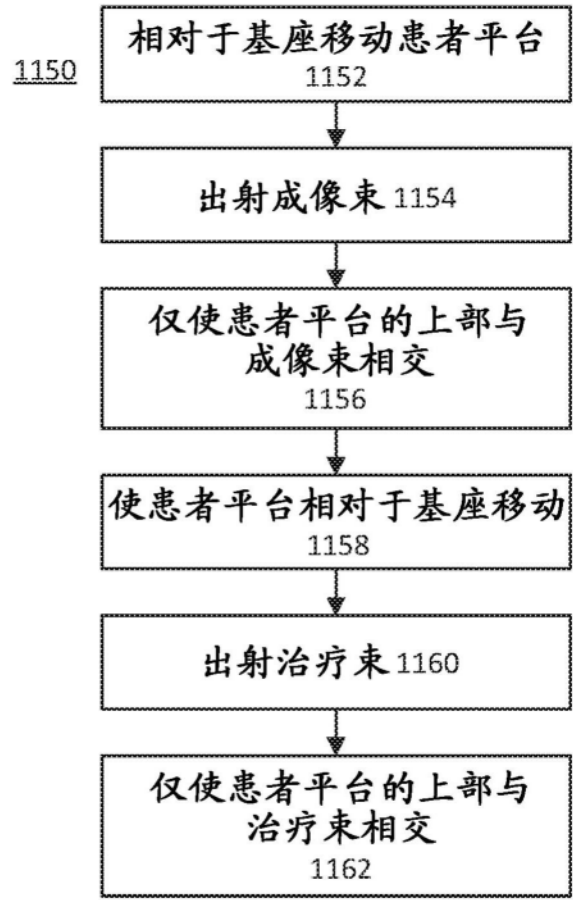


图11B

使患者平台与等中心对齐

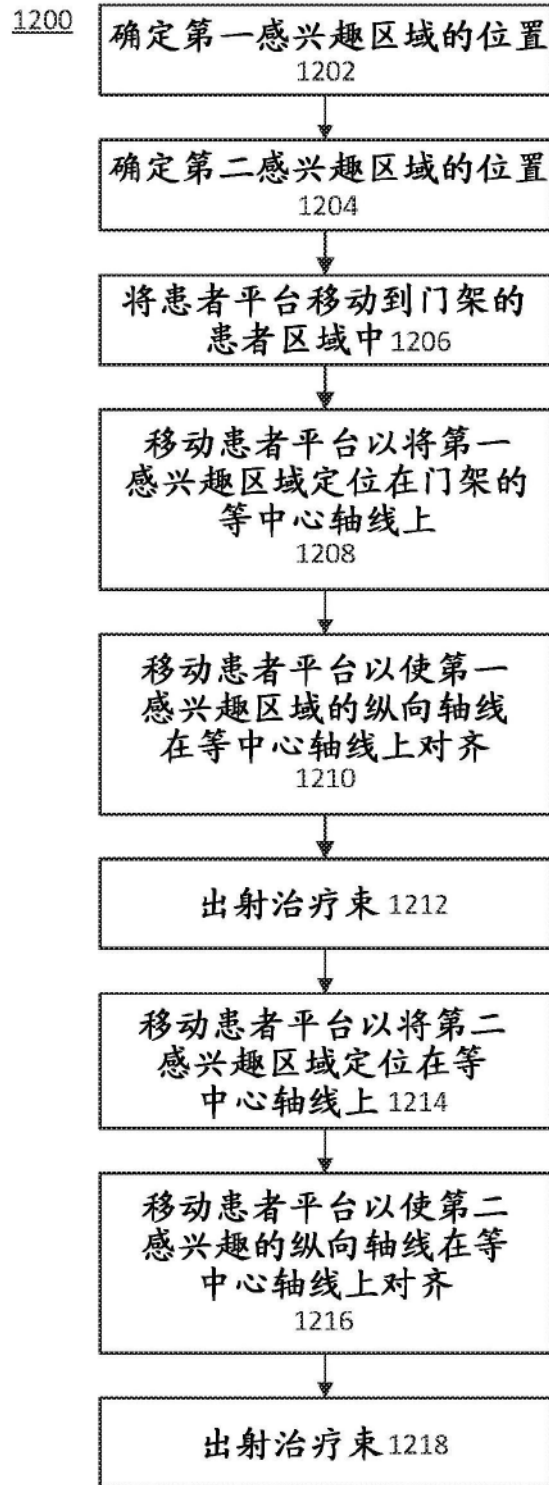


图12

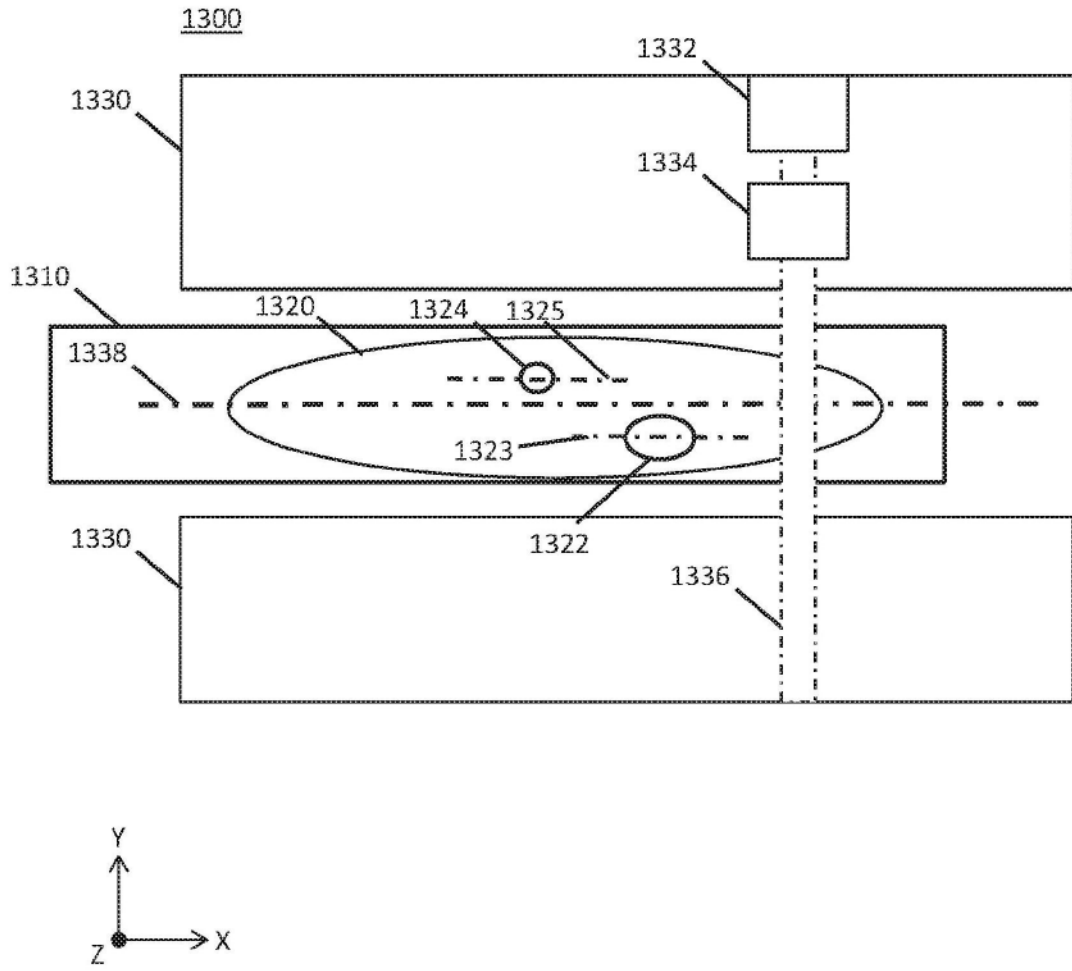


图13A

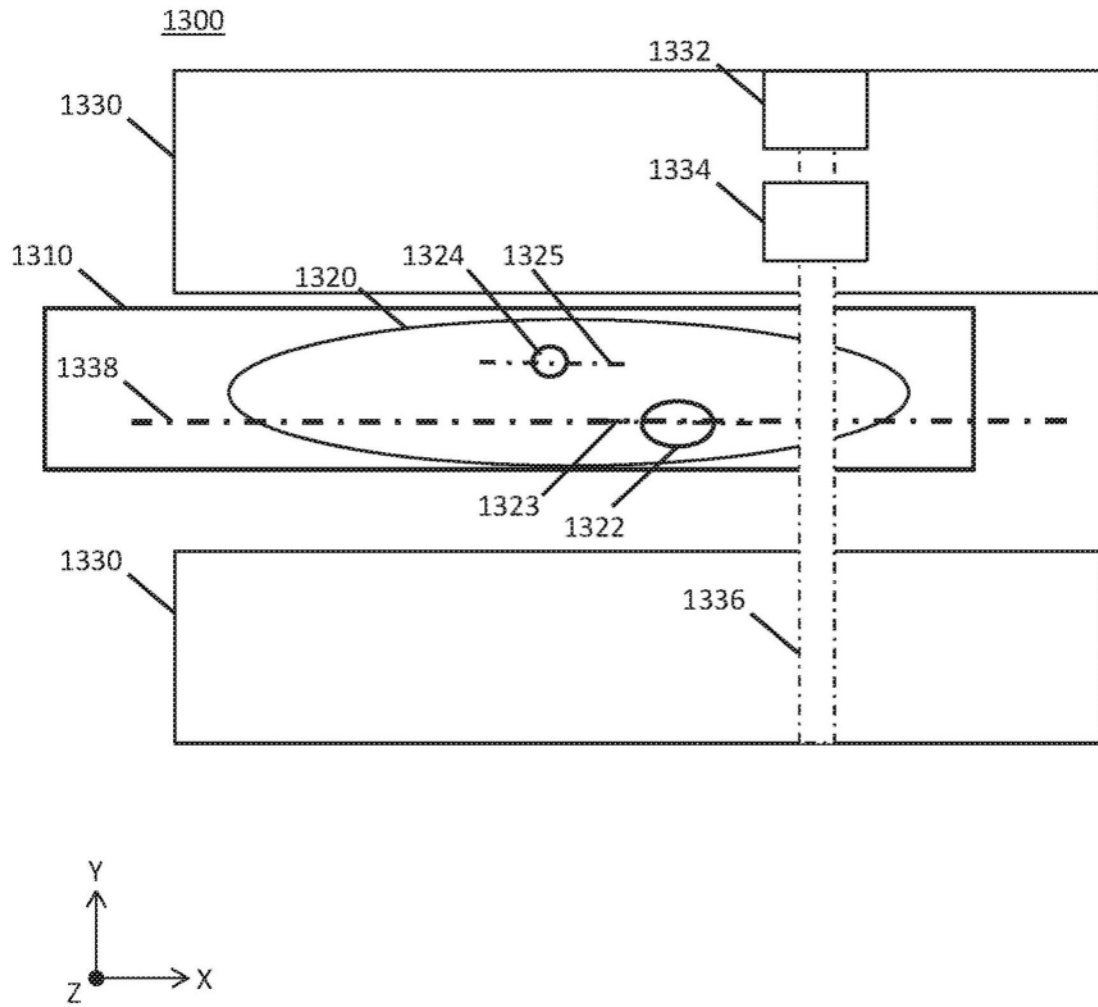


图13B

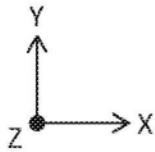
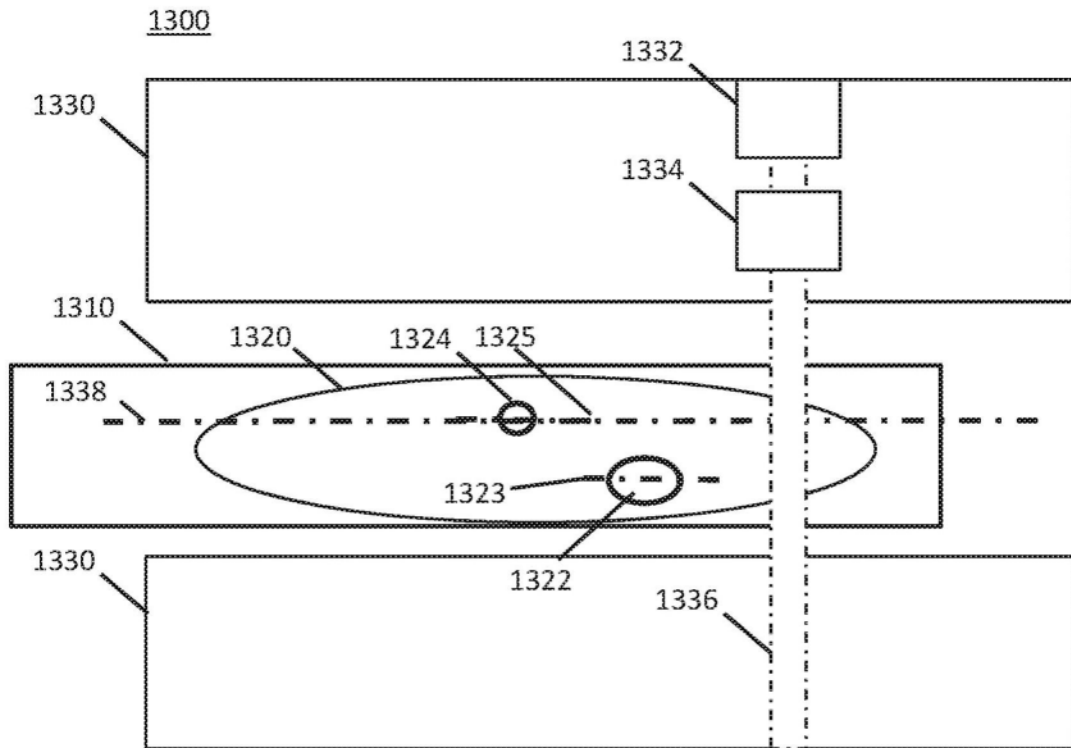


图13C

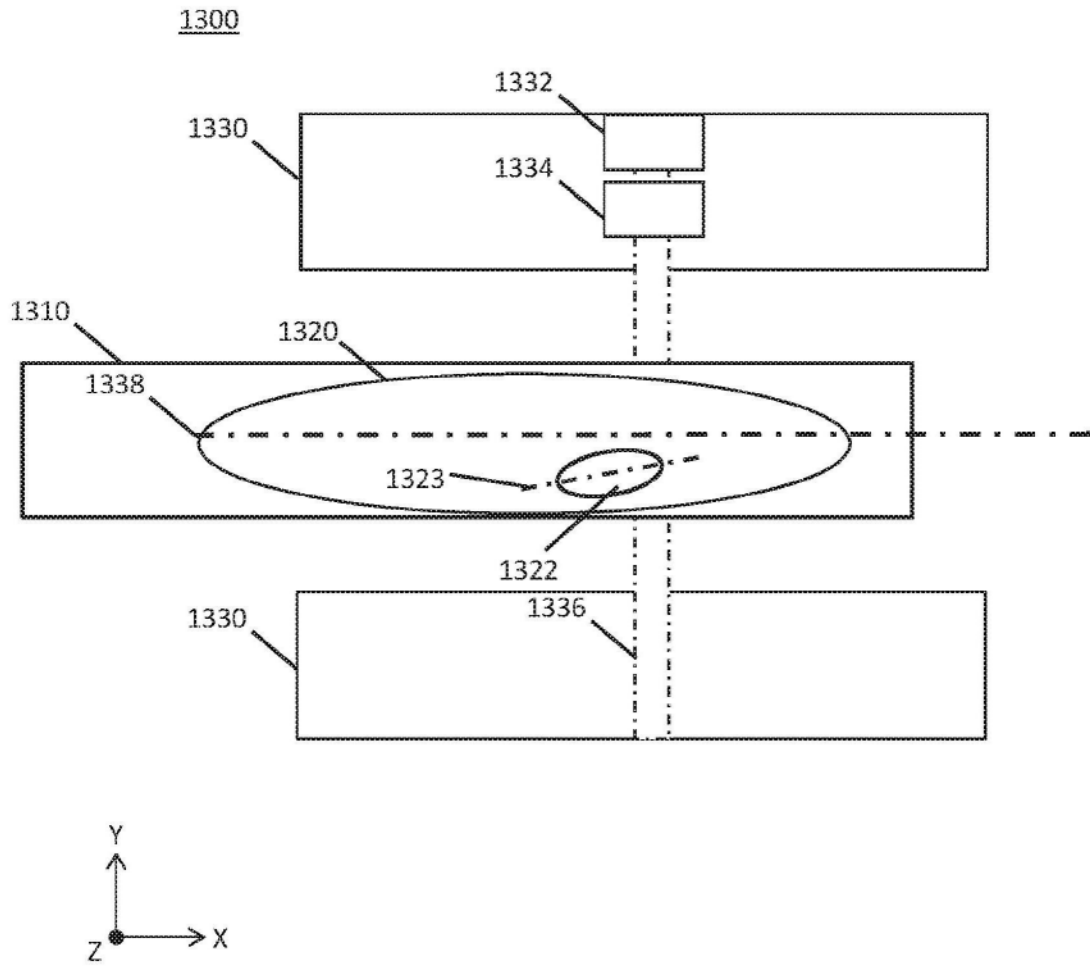


图13D

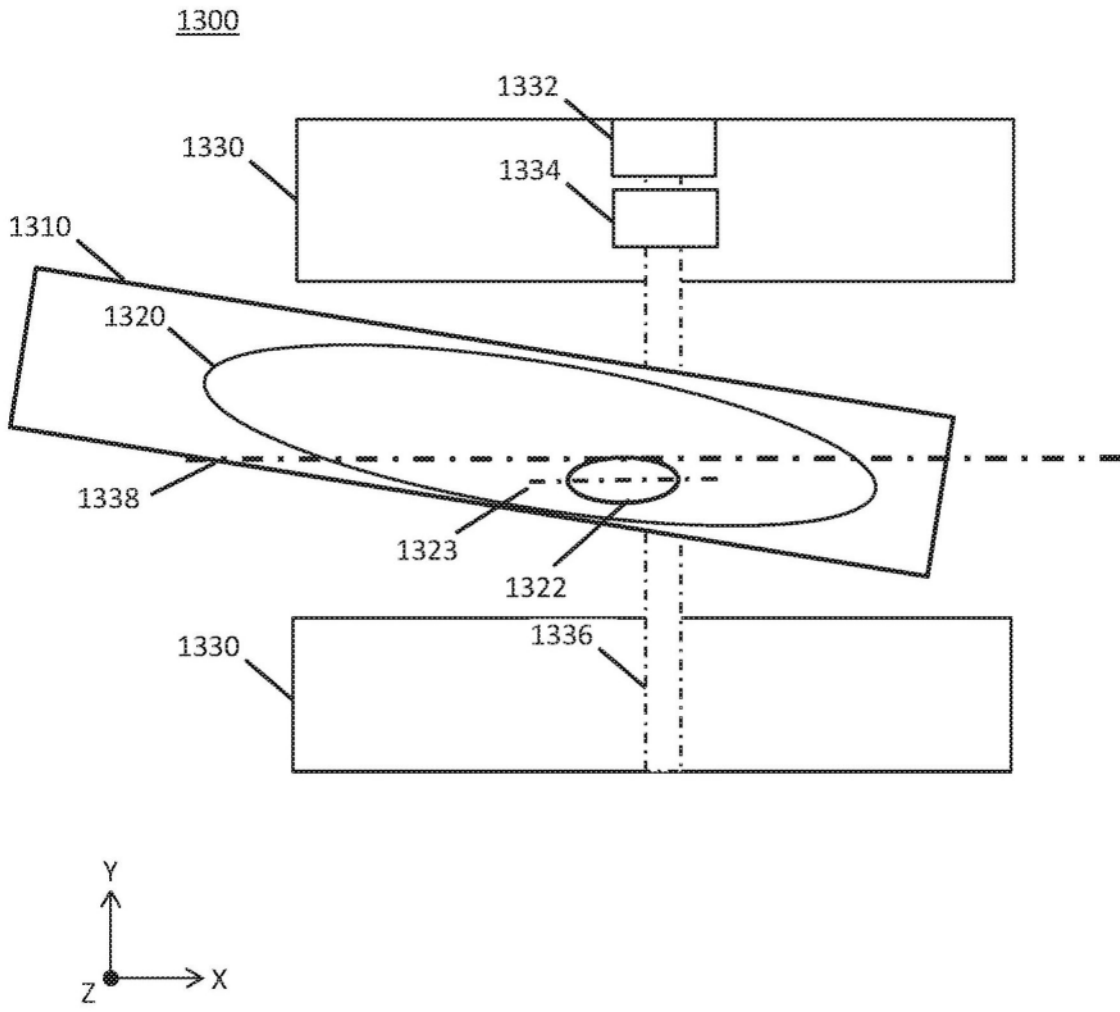


图13E

患者头部固定

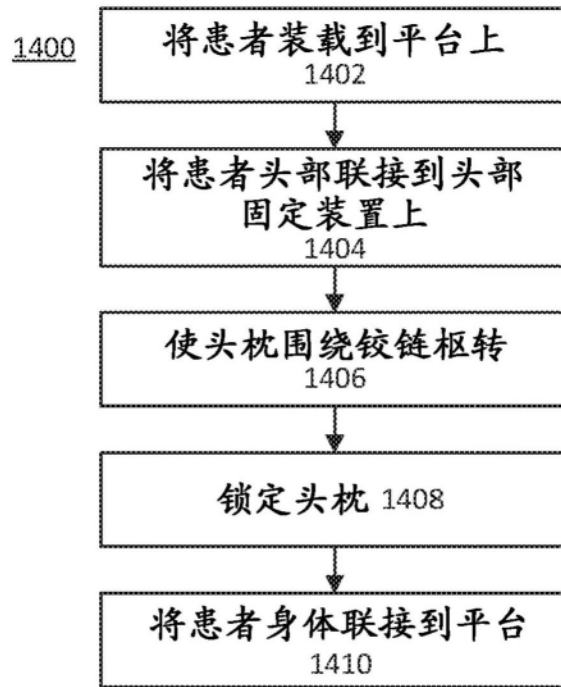


图14

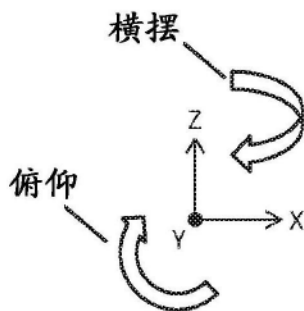
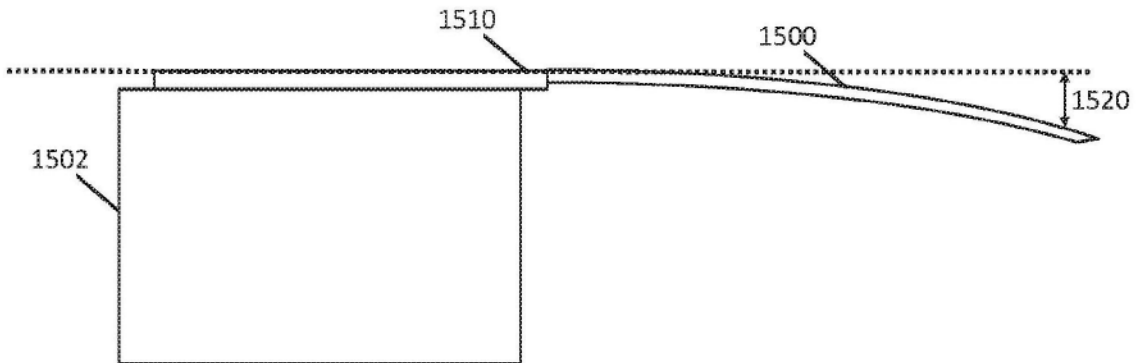


图15

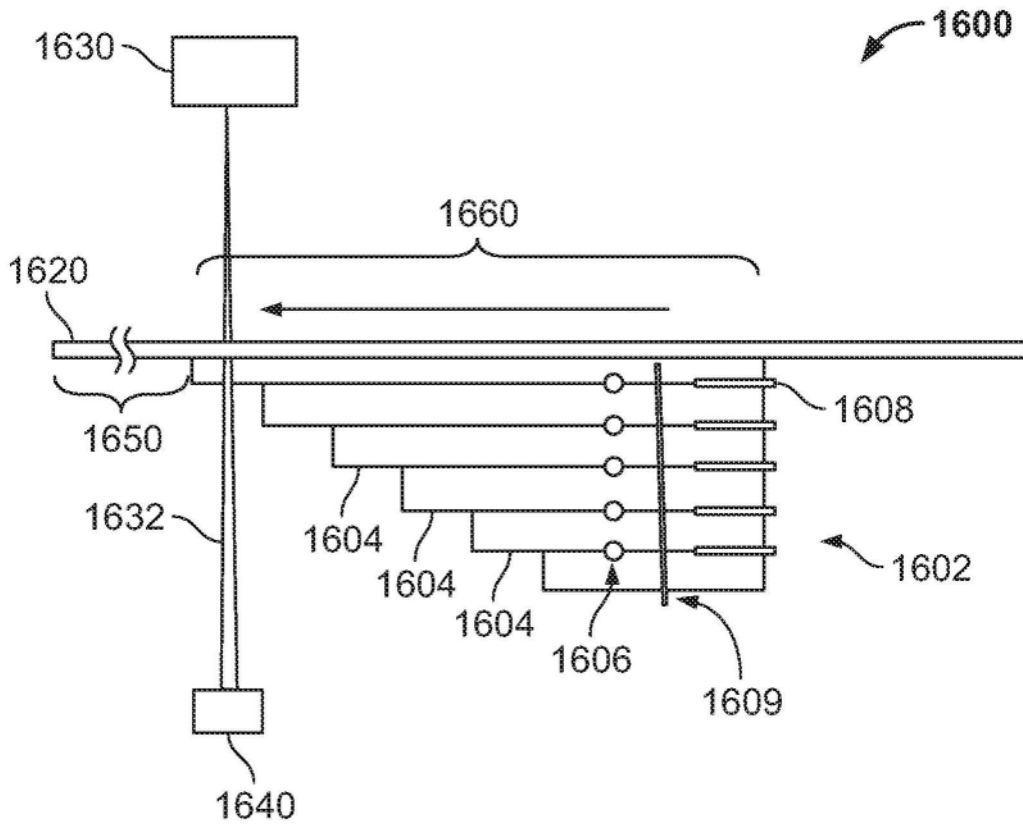


图16A

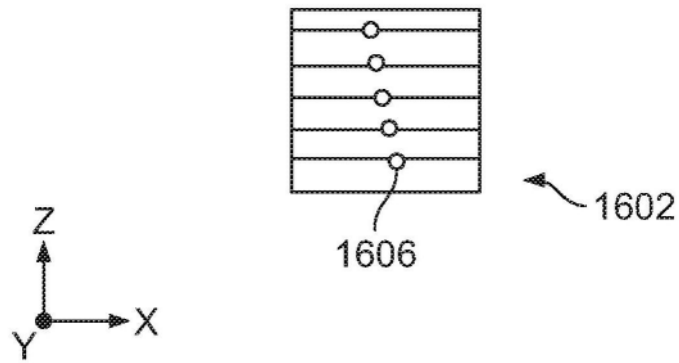


图16B

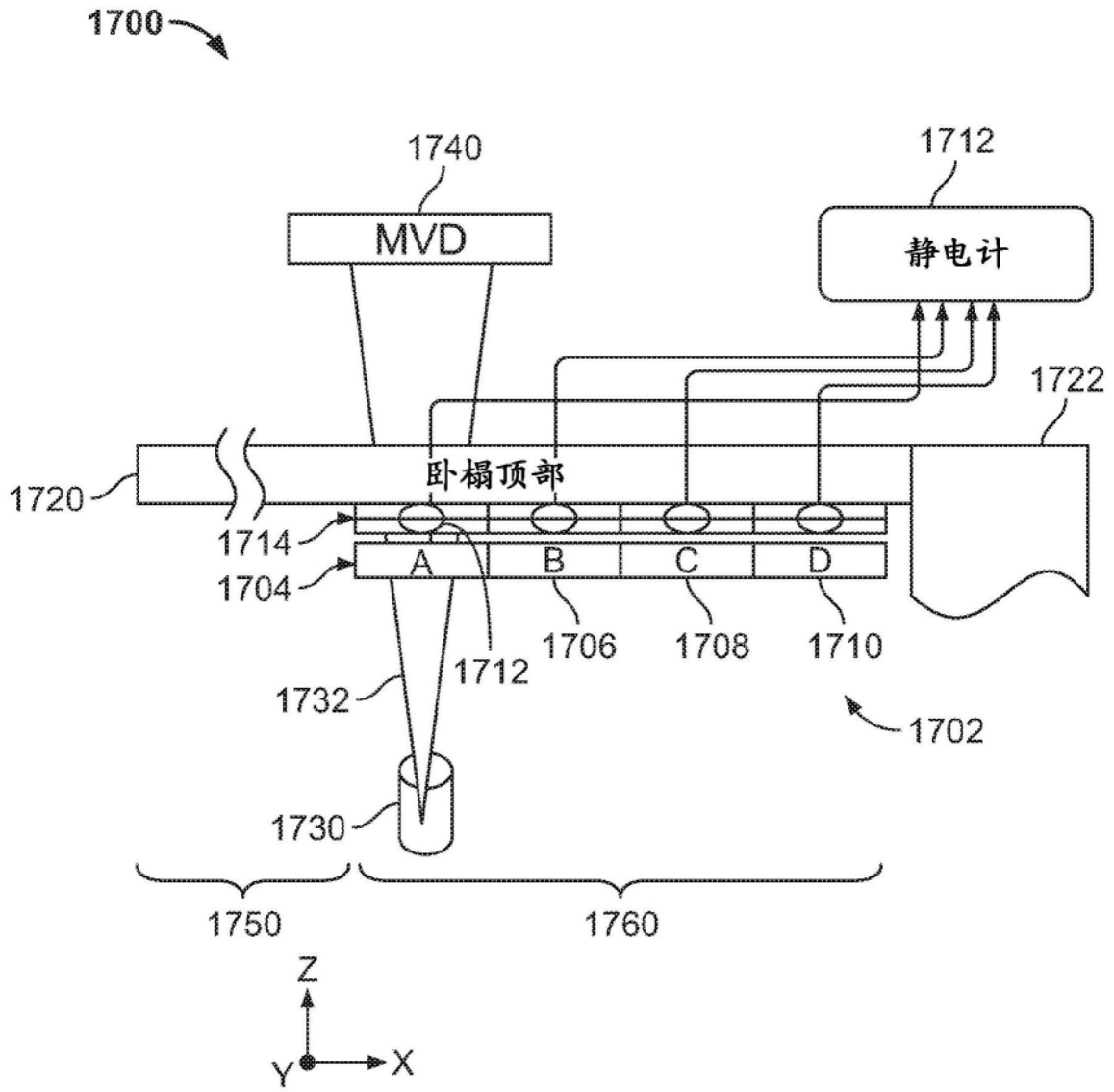


图17

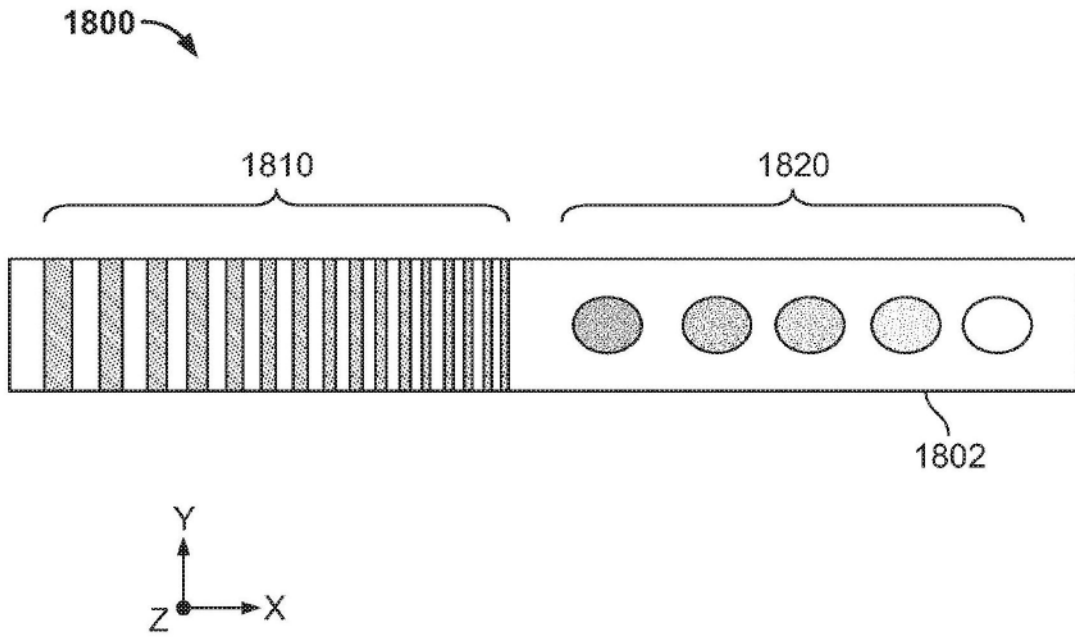


图18