



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101238351 B

(45) 授权公告日 2010.09.01

(21) 申请号 200680028676.5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2006.06.29

A61B 6/02(2006.01)

(30) 优先权数据

A61N 5/10(2006.01)

11/170,832 2005.06.29 US

审查员 朱磊

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008.02.03

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2006/025794 2006.06.29

(87) PCT申请的公布数据

W02007/002927 EN 2007.01.04

(73) 专利权人 艾可瑞公司

地址 美国加利福尼亚

(72) 发明人 A·W·卡拉诺 G·库杜瓦利

M·J·萨拉逊 M·博德杜卢里

(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 周建秋 王凤桐

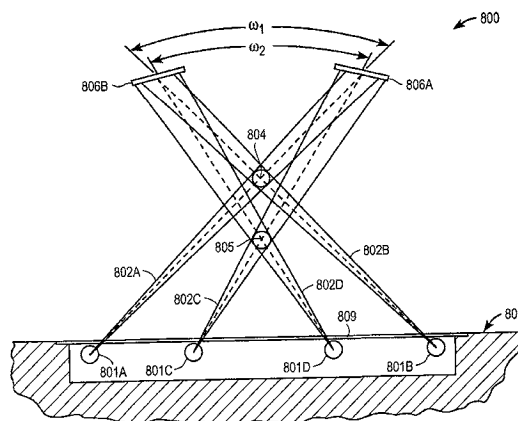
权利要求书 5 页 说明书 9 页 附图 17 页

### (54) 发明名称

用于图像-引导放射外科学的成像几何关系

### (57) 摘要

一种用于在放射治疗系统中的多个位置采用可变成像几何关系对患者进行立体成像的系统和方法,所述系统和方法用于在多个治疗角度范围内启动放射治疗的传递而不阻碍成像系统或放射治疗。



1. 一种用于在系统中进行立体成像的方法,该方法包括:

通过生成第一对成像波束来在第一位置建立第一成像中心,所述第一位置与在参考治疗构架中的第一区域内的目标组织相关联;以及

通过生成第二对成像波束来在第二位置建立第二成像中心,所述第二位置与在所述参考治疗构架中的第二区域内的目标组织相关联,其中所述第一位置和所述第二位置是不同的位置。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述建立第一成像中心包括生成具有第一轴的第一成像波束和具有第二轴的第二成像波束,所述第一轴和所述第二轴定义了第一成像平面,所述第二成像波束被设置成相对于所述第一成像波束呈第一角度,以在所述第一位置与所述第一成像波束交叉。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中所述建立第二成像中心包括在所述第一成像平面上生成具有第三轴的第三成像波束,该第三成像波束被设置成相对于所述第一成像波束呈第二角度,以在所述第二位置与所述第一成像波束交叉。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中所述第三成像波束被设置成相对于所述第二成像波束呈第三角度,所述方法还包括在第三位置建立第三成像中心,所述第三位置包括所述第二成像波束与所述第三成像波束在所述第一成像平面上所形成的交叉点。

5. 根据权利要求2所述的方法,其中所述建立第二成像中心包括生成具有第三轴的第三成像波束和具有第四轴的第四成像波束,所述第三轴和所述第四轴定义了第二成像平面,所述第四成像波束被设置成相对于所述第三成像波束呈第二角度,以在所述第二位置与所述第三成像波束交叉。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中所述第一成像平面和所述第二成像平面为共面平面。

7. 根据权利要求5所述的方法,其中所述第一成像平面和所述第二成像平面为非共面平面。

8. 根据权利要求3所述的方法,该方法还包括:

将所述目标组织放置在接近于所述第一成像中心;

以所述第一成像波束生成第一图像并以所述第二成像波束生成第二图像;

将所述第一图像和所述第二图像与第一多个参考图像配准以获得第一配准结果;

利用所述第一配准结果来放置放射源;以及

在第一角度范围内将放射传递至所述目标组织。

9. 根据权利要求8所述的方法,该方法还包括:

将所述目标组织放置在接近于所述第二成像中心;

以所述第三成像波束生成第三图像并以所述第一成像波束生成第四图像;

将所述第三图像和所述第四图像与第二多个参考图像配准以获得第二配准结果;

利用所述第二配准结果来放置所述放射源;以及

在第二角度范围内将所述放射传递至所述目标组织。

10. 根据权利要求4所述的方法,该方法还包括:

将所述目标组织放置在接近于所述第三成像中心;

以所述第二成像波束生成第一图像并以所述第三成像波束生成第二图像;

将所述第一图像和所述第二图像与多个参考图像配准以获得配准结果；  
利用所述配准结果来放置放射源；以及  
在第三角度范围内将放射传递至所述目标组织。

11. 根据权利要求 5 所述的方法，该方法还包括：

将所述目标组织放置在接近于所述第一成像中心；  
以所述第一成像波束生成第一图像并以所述第二成像波束生成第二图像；  
将所述第一图像和所述第二图像与第一多个参考图像配准以获得第一配准结果；  
利用所述第一配准结果来放置放射源；以及  
在第一角度范围内将放射传递至所述目标组织。

12. 根据权利要求 11 所述的方法，该方法还包括：

将所述目标组织放置在接近于所述第二成像中心；  
以所述第三成像波束生成第三图像并以所述第四成像波束生成第四图像；  
将所述第三图像和所述第四图像与第二多个参考图像配准以获得第二配准结果；  
利用所述第二配准结果来放置所述放射源；以及  
在第二角度范围内将所述放射传递至所述目标组织。

13. 一种成像系统，该成像系统包括：

第一对 x- 射线源，用于生成具有第一轴的第一 x- 射线波束和具有第二轴的第二 x- 射线波束，所述第一轴和所述第二轴定义了第一成像平面，所述第一 x- 射线波束与所述第二 x- 射线波束被设置成在第一成像中心以第一角度交叉；

第二对 x- 射线源，用于生成具有第三轴的第三 x- 射线波束和具有第四轴的第四 x- 射线波束，所述第三轴和所述第四轴定义了第二成像平面，所述第三 x- 射线波束与所述第四 x- 射线波束被设置成在第二成像中心以第二角度交叉，其中所述第一成像中心和所述第二成像中心是不同的成像中心；

在所述第一成像平面上的第一对 x- 射线探测器，用于分别探测所述第一 x- 射线波束和所述第二 x- 射线波束；以及

在所述第二成像平面上的第二对 x- 射线探测器，用于分别探测所述第三 x- 射线波束和所述第四 x- 射线波束。

14. 根据权利要求 13 所述的成像系统，其中所述第一对 x- 射线源位于所述第一成像中心和所述第二成像中心之上，其中所述第二对 x- 射线源位于所述第一成像中心和所述第二成像中心之下，并且其中所述第二成像中心位于所述第一成像中心之上。

15. 根据权利要求 14 所述的成像系统，其中所述第一角度与所述第二角度相等。

16. 根据权利要求 15 所述的成像系统，其中所述第一角度与所述第二角度为九十度角。

17. 根据权利要求 14 所述的成像系统，其中所述第一成像平面和所述第二成像平面为共面平面。

18. 根据权利要求 14 所述的成像系统，其中所述第一成像平面是被从所述第二成像平面旋转了一个角度的。

19. 根据权利要求 14 所述的成像系统，其中所述第一成像平面和所述第二成像平面为垂直平面。

20. 根据权利要求 13 所述的成像系统, 其中

所述第一对 x- 射线探测器包括具有第一成像表面的第一 x- 射线探测器和具有第二成像表面的第二 x- 射线探测器, 所述第一成像表面被设置成与所述第一轴呈第一成像角度, 所述第二成像表面被设置成与所述第二轴呈第二成像角度;

所述第二对 x- 射线探测器包括具有第三成像表面的第三 x- 射线探测器和具有第四成像表面的第四 x- 射线探测器, 所述第三成像表面被设置成与所述第三轴呈第三成像角度, 所述第四成像表面被设置成与所述第四轴呈第四成像角度。

21. 根据权利要求 20 所述的成像系统, 其中所述第一成像角度、所述第二成像角度、所述第三成像角度以及所述第四成像角度中的每一个都是直角。

22. 根据权利要求 17 所述的成像系统, 其中所述第一成像角度、所述第二成像角度、所述第三成像角度以及所述第四成像角度中的每一个都是锐角。

23. 一种成像系统, 该成像系统包括:

第一 x- 射线源和第一 x- 射线探测器, 所述第一 x- 射线源用于生成具有第一轴的第一 x- 射线波束, 所述第一 x- 射线探测器具有用于探测所述第一 x- 射线波束的第一成像表面;

第二 x- 射线源和第二 x- 射线探测器, 所述第二 x- 射线源用于生成具有第二轴的第二 x- 射线波束, 所述第二 x- 射线探测器具有用于探测所述第二 x- 射线波束的第二成像表面, 所述第一轴和所述第二轴定义了成像平面, 所述第一 x- 射线波束与所述第二 x- 射线波束被设置成在所述成像平面上的第一成像中心以第一角度交叉; 以及

第三 x- 射线源和第三 x- 射线探测器, 所述第三 x- 射线源用于生成具有第三轴的第三 x- 射线波束, 所述第三 x- 射线探测器具有用于探测所述第三 x- 射线波束的第三成像表面, 所述第三 x- 射线波束被设置成与所述第一 x- 射线波束在所述成像平面上的第二成像中心以第二角度交叉, 并且所述第三 x- 射线波束被设置成与所述第二 x- 射线波束在所述成像平面上的第三成像中心以第三角度交叉, 其中所述第一成像中心和所述第二成像中心是不同的成像中心。

24. 根据权利要求 23 所述的成像系统, 其中所述第一成像表面被设置成与所述第一轴呈第一成像角度, 所述第二成像表面被设置成与所述第二轴呈第二成像角度, 并且所述第三成像表面被设置成与所述第三轴呈第三成像角度。

25. 根据权利要求 24 所述的成像系统, 其中所述第一成像角度、所述第二成像角度以及所述第三成像角度中的每一个都是直角。

26. 根据权利要求 24 所述的成像系统, 其中所述第一成像角度、所述第二成像角度以及所述第三成像角度中的一个或多个被选择以将所述第一成像表面、所述第二成像表面以及所述第三成像表面对准在一个水平平面上。

27. 根据权利要求 24 所述的成像系统, 其中所述第一 x- 射线源是可移动的 x- 射线源且所述第一 x- 射线探测器是可移动的 x- 射线探测器, 所述第一 x- 射线源和所述第一 x- 射线探测器构成可移动的源 - 探测器对, 所述可移动的源 - 探测器对用于调整在所述成像平面上的所述第一成像中心和所述第二成像中心的位置。

28. 一种成像系统, 该成像系统包括:

具有第一间隔的第一对 x- 射线源, 用于在成像平面上生成第一 x- 射线波束和第二

x-射线波束,所述第一 x-射线波束和所述第二 x-射线波束被设置成在第一成像中心以第一角度交叉;

具有第二间隔的第二对 x-射线源,用于在所述成像平面上生成第三 x-射线波束和第四 x-射线波束,所述第三 x-射线波束和所述第四 x-射线波束被设置成在第二成像中心以第二角度交叉,其中所述第一成像中心和所述第二成像中心是不同的成像中心;以及

具有第三间隔的一对 x-射线探测器,包括第一 x-射线探测器和第二 x-射线探测器,所述第一 x-射线探测器用于探测所述第一 x-射线波束和所述第三 x-射线波束,所述第二 x-射线探测器用于探测所述第二 x-射线波束和所述第四 x-射线波束。

29. 根据权利要求 28 所述的成像系统,其中所述第一对 x-射线源和所述第二对 x-射线源位于所述第一成像中心和所述第二成像中心之上,而其中所述一对 x-射线探测器位于所述第一成像中心和所述第二成像中心之下。

30. 根据权利要求 28 所述的成像系统,其中所述第一对 x-射线源和所述第二对 x-射线源位于所述第一成像中心和所述第二成像中心之下,而其中所述一对 x-射线探测器位于所述第一成像中心和所述第二成像中心之上。

31. 一种成像系统,该成像系统包括:

一对可移动的 x-射线源,用于在成像平面上以第一间隔生成第一 x-射线波束和第二 x-射线波束,所述第一 x-射线波束和所述第二 x-射线波束被设置成在第一成像中心以第一角度交叉,所述一对可移动的 x-射线源用于在所述成像平面上以第二间隔生成第三 x-射线波束和第四 x-射线波束,所述第三 x-射线波束和所述第四 x-射线波束被设置成在第二成像中心以第二角度交叉,其中所述第一成像中心和所述第二成像中心是不同的成像中心;以及

在成像平面上的具有第三间隔的一对 x-射线探测器,所述一对 x-射线探测器包括第一 x-射线探测器和第二 x-射线探测器,所述第一 x-射线探测器用于探测所述第一 x-射线波束和所述第三 x-射线波束,所述第二 x-射线探测器用于探测所述第二 x-射线波束和所述第四 x-射线波束。

32. 根据权利要求 31 所述的成像系统,其中所述一对可移动的 x-射线源位于所述第一成像中心和所述第二成像中心之上,并且其中所述一对 x-射线探测器位于所述第一成像中心和所述第二成像中心之下。

33. 根据权利要求 31 所述的成像系统,其中所述一对可移动的 x-射线源位于所述第一成像中心和所述第二成像中心之下,并且其中所述一对 x-射线探测器位于所述第一成像中心和所述第二成像中心之上。

34. 一种成像系统,该成像系统包括:

一对可移动的 x-射线源,包括在成像平面上具有第一间隔的用于生成第一 x-射线波束的第一 x-射线源和用于生成第二 x-射线波束的第二 x-射线源,所述第一 x-射线波束和所述第二 x-射线波束被设置成在成像中心以第一角度交叉,所述一对可移动的 x-射线源用于在所述成像平面上以第二间隔生成第三 x-射线波束和第四 x-射线波束,所述第三 x-射线波束和所述第四 x-射线波束被设置成在所述成像中心以第二角度交叉,其中所述第一 x-射线源和所述第二 x-射线源在所述第一间隔与所述第二间隔之间直线移动;以及

一对可移动的 x-射线探测器,包括第一 x-射线探测器和第二 x-射线探测器,所述第

一 x-射线探测器和所述第二 x-射线探测器用于在所述成像平面上以第一探测器间隔探测所述第一 x-射线波束和所述第二 x-射线波束以及用于在所述成像平面上以第二探测器间隔探测所述第三 x-射线波束和所述第四 x-射线波束,其中所述第一 x-射线探测器和所述第二 x-射线探测器在所述第一探测器间隔与所述第二探测器间隔之间直线移动。

35. 根据权利要求 34 所述的成像系统,所述第一 x-射线源用于跟踪所述第一 x-射线探测器从所述一对 x-射线探测器的所述第一探测器间隔到所述一对 x-射线探测器的所述第二探测器间隔的位置,所述第二 x-射线源用于跟踪所述第二 x-射线探测器从所述一对 x-射线探测器的所述第一探测器间隔到所述一对 x-射线探测器的所述第二探测器间隔的位置。

## 用于图像 - 引导放射外科的成像几何关系

### 技术领域

[0001] 本发明一般涉及图像 - 引导放射治疗系统,特别涉及用于引导放射治疗的成像系统的几何关系。

### 背景技术

[0002] 放射外科学和放射疗法是使用外部放射波束通过将指定放射(如 X-射线或伽马射线)剂量传递到病理组织同时最小化对周围组织和重要组织结构(如脊髓)的放射暴露来对病理组织进行处理(如癌症、损伤、动脉畸形、神经错乱等)的放射治疗系统。放射外科学和放射疗法两者都被设计成使病理组织结构坏死同时不伤害健康组织和重要结构。放射疗法以一次治疗和多次治疗(如 30 天到 50 天的治疗)的低放射剂量为特征。放射外科学以在一次或最多几次治疗中的相对高放射剂量为特征。在放射疗法和放射外科学两者中,放射剂量从多个角度被传递到病理组织处。由于每一放射波束的角度都是不同的,每一波束交叉贯穿由病理组织占用的目标区域,但在其去向或来自目标区域的路径中通过健康组织的不同区域。因此,在目标区域中累积的放射剂量很高,并且到达健康组织和重要结构的平均剂量很低。

[0003] 在用于诊断和治疗计划的预治疗成像期间(如使用 CT 扫描或其他 3-D 成像形式,例如 MRI 或 PET)以及在后续的放射治疗期间,基于构架的放射疗法和放射外科学治疗系统使用硬性植入的立体构架来使患者固定不动。这些系统只限于颅骨内的治疗,因为硬性构架必须被附在与目标区域有固定的空间关系的骨骼结构上,并且头骨和脑是仅有的满足这一标准的组织部件。

[0004] 在一种类型的基于构架的放射外科系统中,分布式放射源(如钴 60 伽马射线源)被用于产生通过在波束形成装配中的孔的同步放射波束的近似半球分布。放射波束的轴成一定角度以在单一点(治疗标准中心)处交叉,并且所述波束共同形成高密度放射的近似球状轨迹。分布式放射源需要巨大的防护罩,并因此设备是巨大的和固定的。由此,系统只限于单一治疗标准中心。

[0005] 在另一类型的基于构架的放射疗法系统中,该类型放射疗法系统公知为调强适形放射治疗(IMRT),放射治疗源是设置在支架结构的 x-射线波束设备(如线性加速器),该支架结构在旋转的固定平面上围绕患者旋转。IMRT 涉及当放射波束围绕患者移动时,使用多叶片瞄准仪(来阻挡部分波束)或补偿组块(来削弱部分波束)来塑造放射波束的穿过部件强度的能力。每一波束的轴在旋转中心(治疗标准中心)交叉以将剂量分布传递到目标区域。由于支架旋转的中心不移动,这一类型的系统也只限于单一治疗中心。

[0006] 图像 - 引导放射疗法和放射外科系统(合称为图像 - 引导放射治疗(IGRT)系统)通过跟踪在预治疗成像阶段和治疗移交阶段(治疗中阶段)之间的患者位置的改变而消除了对于植入构架固定的需要。这一校正伴随着在治疗移交阶段期间获取实时立体 X-射线图像并将它们记录为参考图像,公知为从预治疗 CAT 扫描实施的数字重构放射照片(DRR)。DRR 是通过结合来自 CAT 扫描部分的数据而产生的并且通过接近实时成像系统的几何关系

的部分来估计二维 (2-D) 投影的综合 X- 射线。

[0007] 基于支架的 IGRT 系统将成像 x- 射线源和探测器添加到位于 LINAC 的旋转平面 (从 LINAC 偏移, 如以 90 度) 并且与 LINAC 一起旋转的治疗系统。成像 x- 射线波束通过与治疗波束相同的标准中心, 因此所述成像标准中心与治疗标准中心一致, 并且两个标准中心在空间固定。

[0008] 图 1 说明了图像 - 引导、基于机器人技术的放射治疗系统 100 的配置, 例如由加利福尼亚的 Accuray 公司制造的 **CYBERKNIFE®** (射波刀) 放射外科手术系统 (Radiosurgery system)。在这一系统中, 治疗 x- 射线波束的轨迹独立于成像 x- 波束的位置。在图 1 中, 放射治疗源是设置在机器人臂 102 的端部的直线加速器 (LINAC) 101, 所述机器人臂 102 具有多个 (如 5 个或更多个) 自由度, 以便放置 LINAC 101 以在患者周围的操作体的许多平面的许多角度传递的波束来照射病理组织 (目标区域或体)。治疗可以引入具有单一标准中心、多个标准中心或具有非标准中心途径 (即波束仅需要与病理目标体交叉且不必汇聚在目标内部的单一的点或标准中心) 的波束路径。

[0009] 在图 1 中, 成像系统包括 X- 射线源 103A 和 103B 以及 X- 射线探测器 (成像器) 104A 和 104B。典型地, 两个 x- 射线源 103A 和 103B 设置在操作间的天花板上的固定位置, 并且被校准到从两个不同的角度位置 (如分开 90 度) 来发射成像 x- 射线波束以在机械标准中心 105 交叉 (其中患者将在治疗期间被放置在治疗床 106 上) 并且在通过患者后照射各自探测器 104A 和 104B 的成像表面 (如无形态的硅探测器)。图 2 说明了放射治疗系统 100 的几何关系。典型地, x- 射线探测器 104A 和 104B 以相互 90 度的关系被设置在操作间的地板 109 上, 并且垂直于它们各自的成像 x- 射线波束的轴 107A 和 107B。这一正交立体成像几何关系可具有很大的精确度, 并且可将配准误差减少到低于毫米级。然而, 当在可能具有不多于 9 或 10 英尺高的天花板的典型的操作间中进行安装时, 则具有一些与所述成像几何关系相关的内在限制。

[0010] 如图 2 所示, LINAC 101 是高度机动的和相对紧凑的, 但仍然需要患者 108 和操作间的天花板 100 之间存在最小间隔, 以便从患者上方施以治疗。由于 LINAC 可能阻挡成像 x- 射线波束中的一个, 或由于 x- 射线探测器中的一个可能阻挡放射治疗波束, 则也有 LINAC 不能够占用的特定区域。更进一步地, 由于患者必须至少被放置在距离天花板某一最小距离来实现上述通路, 则在患者下方可能没有足够的空间来从下方施以治疗, 即使从患者下方施以的治疗将更加有益 (例如当患者脸朝上躺时, 治疗背部区域)。因此, 成像系统的成像中心的位置需要被选为在治疗通路和成像通路之间的折衷。

#### 附图说明

[0011] 本发明以实例进行举例说明而并非加以限制, 附图包括:

[0012] 图 1 说明了传统的图像 - 引导放射治疗系统;

[0013] 图 2 说明了传统的成像 - 引导放射治疗系统的几何关系;

[0014] 图 3A 说明了在成像几何关系的一种实施方式中的成像系统;

[0015] 图 3B 说明了图 3A 的实施方式的一种应用;

[0016] 图 3C 说明了图 3A 的实施方式的另一种应用;

[0017] 图 4A 和图 4B 说明了在成像几何关系的第二种实施方式中的成像系统;

- [0018] 图 5 说明了在成像几何关系的第三种实施方式中的成像系统；
- [0019] 图 6 说明了在成像几何关系的第四种实施方式中的成像系统；
- [0020] 图 7 说明了在成像几何关系的第五种实施方式中的成像系统；
- [0021] 图 8A 说明了在成像几何的第六种实施方式中的成像系统；
- [0022] 图 8B 和 8C 说明了结合图 8A 的实施方式的治疗传递系统；
- [0023] 图 9A 和 9B 说明了在成像几何关系的第七种实施方式中的成像系统；
- [0024] 图 10 是说明在成像几何关系的一种实施方式中的方法的流程图；
- [0025] 图 11 说明了一个可以实施成像几何关系的实施方式的系统。
- [0026] 图 12 是说明在成像几何关系的一种实施方式中的方法的流程图。

### 具体实施方式

[0027] 描述了一种在放射治疗系统中用于成像几何关系的设备和方法。在以下描述中，出于解释的目的，多个特定细节例如特定组件、设备、方法等被提出以提供对本发明的全面理解。然而，对于本领域技术人员来说，显而易见的是，不需要某些所述特定细节即可实施本发明。在其他情况下，为了避免不必要的遮蔽本发明的实施方式，不对公知的材料或方法进行详细描述。这里使用的术语“耦合”可以表示直接的耦合或者通过一个或多个插接组件或系统间接耦合。这里使用的术语“X-射线图像”可以表示可视的 X-射线图像（如在视频屏幕上显示的）或 X-射线图像的数字化标识（如对应于 X-射线探测器的像素输出的文件）。这里使用的术语“治疗中图像”或“实时图像”涉及在放射外科或放射治疗过程的治疗传递阶段期间在任意点及时捕获的图像，可以包括在放射源或者开启或者关闭时的时间。这里使用的术语 IGR 涉及图像 - 引导放射治疗、图像 - 引导放射外科，或两者都涉及。

[0028] 图 3A 说明了在与诸如由加利福尼亚的 Accuray 公司制造的 CYBERKNIFE® 放射外科手术系统的基于机器人技术的 IGRT 系统相关的成像几何关系的一种实施方式中的成像系统 300。成像系统 300 包括用以生成第一 x-射线波束 302A 和第二 x-射线波束 302B 的第一对 x-射线源 301A 和 301B，其中第一 x-射线波束的轴 303A 和第二 x-射线波束的轴 303B 定义了第一成像平面。成像系统 300 也可包括用以生成第三 x-射线波束 302C 和第四 x-射线波束 302D 的第二对 x-射线源 301C 和 301D，其中第三 x-射线波束的轴 303C 和第四 x-射线波束的轴 303D 定义了第二成像平面。第一 x-射线波束 302A 和第二 x-射线波束 302B 可以被以第一角度  $\beta_1$  交叉放置于第一成像中心 304。第三 x-射线波束 302C 和第四 x-射线波束 302D 可以被以第二角度  $\beta_2$  交叉放置于第二成像中心 305。成像系统 300 还可包括在第一成像平面中的用以探测第一 x-射线波束 302A 和第二 x-射线波束 302B 的第一对 x-射线探测器 306A 和 306B，以及包括在第二成像平面中的用以探测第三 x-射线波束 302C 和第四 x-射线波束 302D 的第二对 x-射线探测器 306C 和 306D。

[0029] 因此，如图 3A 所示，成像系统 300 的成像几何关系可提供位于不同立面的两个成像中心 304 和 305。X-射线源 301A 和 301B 可位于成像中心之上，并且 x-射线源 301C 和 301D 可位于成像中心之下。角度  $\beta_1$  和  $\beta_2$  可以被选择（例如，通过改变在 x-射线源之间的间隔和 / 或 x-射线探测器之间的间隔）来确定一个成像中心相对于另一成像中心的位置，以及成像中心相对于 x-射线源和 x-射线探测器的位置。特别地，角度  $\beta_1$  和  $\beta_2$  可以被选择为相等的角度（如 90 度）以使得 x-射线波束 302A 和 x-射线波束 302B 的交叉与

x-射线波束 302C 和 302D 的交叉对称。

[0030] 两个成像中心、例如成像中心 304 和 305 可以建立多个参考治疗构架并从患者上方和从患者下方启动图像-引导放射治疗。例如,如图 3B 所示,x-射线源 301A 和 301B,以及 x-射线探测器 306C 和 306D 可以被设置在操作间的天花板 307 上。X-射线源 301C 和 301D,以及 x-射线探测器 306A 和 306B 可以被设置在操作间的地板 308 上。如果患者 309 被放置(例如,通过在机器人床、例如治疗床 310 上移动患者)在第一机械中心 304 附近,当由机器人技术来控制的 LINAC 311 从患者上方的区域 312 执行放射治疗时,患者被成像。区域 312 可以包括预定治疗节点组或位置,其中 LINAC 311 被放置以从一个或多个角度实施放射治疗。例如,区域 312 可以包括 100 个节点,并且 LINAC 311 可以被放置在每一个节点的 12 个不同的角度以传递总共 1200 个单独的治疗波束。在一种实施方式中,在颅骨放射治疗的情况下,例如,区域 312 可以是中心在患者 309 头部的近似半球区域,其半径从近似 650 毫米到近似 800 毫米。在替换实施方式中,在对患者 309 的身体施以放射治疗的情况下,区域 312 可以是近似圆柱,其半径从近似 900mm 到 1000mm。相反地,如图 3C 所示,如果患者 309 被放置在第二机械中心 305 附近,当由机器人技术控制的 LINAC 311 从患者下方的区域 313 执行治疗时,患者可以被成像,其中区域 313 可以映射与区域 312 相同的通用维度。

[0031] 图 3A 说明了成像系统 300,其中第一成像平面和第二成像平面为共面平面。第一成像平面和第二成像平面的其他配置可以是有利的(例如,用于最好地利用操作间中有限的地板空间或减少被阻挡的治疗节点的数目)。图 4A 说明了系统 400 的替换实施方式,其中第一成像平面 314 相对于第二成像平面 315 被以角度  $\gamma$  旋转。在一种实施方式中,如图 4B 所示的作为系统 400 的自上而下的概观, $\gamma$  可以为 90 度。图 4B 说明了治疗床 310 如何相对于机器人臂 318 上的 LINAC 311,相对于成像平面 314 和 315,并且相对于机械中心 304 和 305 而被以多角度放置。可以理解的是,由系统 400 配置所提供的位置的灵活性能消除上述的被阻挡的治疗节点的问题。

[0032] 返回图 3A,可注意到 x-射线探测器 306A 可相对于 x-射线波束 302A 的轴 303A 以成像角度  $\theta_1$  放置。相似地,x-射线探测器 306B、306C 和 306D 相对于 x-射线波束 302B、302C 和 302D 的轴 303B、303C 和 303D 以成像角度  $\theta_2$ 、 $\theta_3$  和  $\theta_4$  放置。在一种实施方式中,成像角度  $\theta_1$  到  $\theta_4$  可以为 90 度,从而 x-射线探测器 306A 到 306D 的成像表面都垂直于它们各自的 x-射线波束的轴。在另一种实施方式中,成像角度  $\theta_1$  到  $\theta_4$  可以为锐角,该锐角被选择以沿着在第一成像平面 314 的基线 316 放置 x-射线探测器 306A 和 306B,并且沿着第二成像平面 315 的背线 317 放置 x-射线探测器 306C 和 306D。在一种实施方式中,基线 316 和背线 317 对应于图 3B 和 3C 的天花板 307 和地板 308。

[0033] 在成像几何关系的一种实施方式中,如图 5 所示,成像系统 500 可包括三个 x-射线源和三个 x-射线探测器。在图 5 中,第一 x-射线源 501A 可将具有轴 503A 的 x-射线波束 502A 发射到第一 x-射线探测器 506A 的成像表面 508A 上。第二 x-射线源 501B 可将具有轴 503B 的 x-射线波束 502B 发射到第二 x-射线探测器 506B 的成像表面 508B 上。X-射线波束 502B 被与 x-射线波束 502A 交叉放置,从而轴 503B 在第一成像中心 504 以角度  $\alpha_1$  与轴 503A 交叉。第三 x-射线源 501C 可将具有轴 503C 的第三 x-射线波束发射到第三 x-射线探测器 506C 的成像表面 508C 上。X-射线波束 502C 可以与 x-射线波束 502A 交叉放置,

从而轴 503C 在第二成像中心 505 以第二角度  $\alpha_2$  与轴 503A 交叉。X-射线波束 502C 也可被与 x-射线波束交叉放置,从而轴 503C 在第三成像中心 507 以角度  $\alpha_3$  与轴 503B 交叉。

[0034] 在一种实施方式中,成像表面 508A 被相于轴 503A 以成像角度  $\varphi_1$  放置,成像表面 508B 被相对于轴 503B 以成像角度  $\varphi_2$  放置,并且成像表面 508C 被相对于轴 503C 以成像角度  $\varphi_3$  放置。在一种实施方式中,角度  $\varphi_1$ 、 $\varphi_2$  和  $\varphi_3$  可以为直角。在其他实施方式中,角度  $\varphi_1$ 、 $\varphi_2$  和  $\varphi_3$  可以被选择,从而成像表面 508A、508B 和 508C 平行于基线 509。

[0035] 在一种实施方式中,x-射线源 501A 和 x-射线探测器 506A 均可被配置为一起或单独地水平移动,以调整第一 x-射线波束 502A 与第二 x-射线波束 502B 和第三 x-射线波束 502C 的交叉点,从而调整第一成像中心 504 和第二成像中心 505 的位置,和/或在第一成像中心 504 和第二成像中心 505 之间的间隔  $\Delta$ 。

[0036] 图 6 说明了在成像几何关系的另一种实施方式中的成像系统 600。成像系统 600 包括具有间隔  $\delta_1$  的第一对 x-射线源 601A 和 601B,第一对 x-射线源 601A 和 601B 用以发射第一 x-射线波束 602A 和第二 x-射线波束 602B 以在第一成像中心 604 以角度  $\rho_1$  交叉,该第一成像中心 604 以高度 h1 位于 x-射线源之上。成像系统 600 还包括具有第二间隔  $\delta_2$  的第二对 x-射线源 601C 和 601D,第二对 x-射线源 601C 和 601D 用以发射第三 x-射线波束 602C 和第四 x-射线波束 602D 以在第二成像中心 605 以角度  $\rho_2$  交叉,该第二成像中心 605 以高度 h2 位于 x-射线源之上。间隔  $\delta_1$ 、 $\delta_2$  和  $\delta_3$  可以被选择以调整角度  $\rho_1$  和  $\rho_2$ ,以及调整成像中心 604 和 605 的位置。如图 6 所示,成像中心 604 包括在成像体 (imaging volume) V1 之中,成像体 V1 由 x-射线波束 602A 和 602B 对向形成 (subtended)。成像中心 605 包括在成像体 V2 之中,成像体 V2 由 x-射线波束 602C 和 602D 对向形成。成像体 V1 和 V2 也可以通过选择间隔  $\delta_1$ 、 $\delta_2$  和  $\delta_3$  来进行调整。可以理解的是,尽管没有说明,图 6 的几何关系可以被翻转。也就是说,x-射线源和 x-射线探测器的位置可以被颠倒。

[0037] 图 7 说明了在成像几何关系的另一种实施方式中的系统 700。系统 700 包括单对可移动 x-射线源,该可移动 x-射线源可以被配置为当 x-射线源 701A 和 701B 具有间隔  $\delta_1$  或  $\delta_2$  时,采用 x-射线探测器 606A 和 606B 来维持校准。通过线性置换来维持有角度的校准的方法为本领域技术人员所公知,这里不再描述。因此,可以理解的是,由于成像系统 600 仅具有两个 x-射线源,成像系统 700 可以提供相同的功能。

[0038] 图 8A 说明了在成像几何关系的另一种实施方式中的成像系统 800。成像系统 800 包括设置在地板线 808 之下并且由 x-射线透明材料 809 覆盖的两对 x-射线源 801A 和 801B,以及 801C 和 801D。可以理解的是,将 x-射线源设置在地板线之下可以最大化在操作手术室内放置 LINAC、如用于治疗 LINAC 311 的可用空间。X-射线源 801A 和 801B 可以发射在成像中心 804 交叉的 x-射线波束 802A 和 802B,并分别照射 (illuminate) x-射线探测器 806A 和 806B。X-射线源 801C 和 801D 可发射在成像中心 805 交叉的 x-射线波束 802C 和 802D,并分别照射 x-射线探测器 806A 和 806B。

[0039] 图 8B 和 8C 说明了结合图 8A 的成像系统的放射治疗传递系统 825 的实例。放射治疗传递系统 825 包括设置在机器人臂 810 上的 LINAC 311。该系统还包括机器人臂组合装置 811,该组合装置 811 具有多个自由活动角度 (如五个或更多个) 以将治疗床 310 放置在多个与成像中心 804 和 805 相关的位置。图 8B 说明了被放置在接近于成像中心 804 的

位置的治疗床 310, 并且图 8C 说明了被放置在接近于成像中心 805 的位置的治疗床 310。

[0040] 图 9A 和 9B 说明了在成像几何关系的进一步的实施方式中的成像系统 900。成像系统 900 包括可以被直线平移以将 x-射线源之间的间隔从  $\sigma 1$  变为  $\sigma 1'$  的一对可移动 x-射线源 901A 和 901B。成像系统 900 还包括可以被直线平移以将 x-射线探测器之间的间隔从  $\sigma 2$  变为  $\sigma 2'$  的一对可移动 x-射线探测器 906A 和 906B。在图 9A 中, x-射线波束 902A 和 902B 在成像中心 904 交叉。如图 9A 所示, 在 x-射线源和 x-射线探测器的位置, 可以看出治疗不可以由 LINAC 911 (以点线表示) 提供, 这是因为如所示对 LINAC 的放置将阻挡 x-射线波束 902B 并阻止成像系统 900 获取立体图像。图 9B 说明了具有 x-射线源 901A 和 901B 以及 x-射线探测器 906A 和 906B 的成像系统 900, 所述探 x-射线探测器 906A 和 906B 被重新放置以生成在成像中心 904 交叉而不被 LINAC 911 阻挡的 x-射线波束。

[0041] 图 10 是说明成像几何关系的一种实施方式的方法 925 的流程图。参照图 3A-3C 和图 4A, 所述方法包括在第一位置 h1 建立第一成像中心 304 以从参考治疗构架中的第一区域 312 启动对目标组织 309 的放射治疗 (步骤 1001)。所述方法还包括在第二位置 h2 建立第二成像中心 305 以从参考治疗构架的第二区域 313 启动对目标组织 309 的放射治疗 (步骤 1002)。

[0042] 在一种实施方式中, 建立第一成像中心 (步骤 1001) 可以包括生成具有第一轴 303A 的第一成像波束 302A, 以及具有第二轴 303B 的第二成像波束 302B, 所述第一轴和所述第二轴定义了第一成像平面 314, 所述第二成像波束被相对于第一成像波束以第一角度  $\beta 1$  放置, 以在第一位置与第一成像波束交叉。在一种实施方式中, 建立第二成像中心 (步骤 1002) 可以包括生成具有第三轴 303C 的第三成像波束 302C, 以及具有第四轴 303D 的第四成像波束 302D, 所述第三轴和所述第四轴定义了第二成像平面 315, 所述第四成像波束被相对于第三成像波束以第二角度  $\beta 2$  放置, 以在第一位置与第三成像波束交叉。

[0043] 图 11 说明了可以在放射治疗的执行中使用的系统的一种实施方式, 在该放射治疗中本发明的特征可以被实施。如下述和在图 10 中所说明的, 系统 4000 包括诊断成像系统 1000、治疗计划系统 2000 和治疗传递系统 3000。

[0044] 诊断成像系统 1000 可以是任何能够在患者上产生感兴趣的体 (VOI) (volume of interest) 的医疗诊断图像的系统, 所述医疗诊断图像可以被用于接下来的医疗诊断、治疗计划和 / 或治疗传递。例如, 诊断成像系统 1000 可以是电子计算机 X 射线断层扫描 (CT) 系统、核磁共振成像 (MRI) 系统、正电子发射型计算机断层显像 (PET) 系统、单光子发射 CT (SPECT)、超声波系统或类似的。为方便讨论, 所述诊断成像系统 1000 可以在下面关于 CT x-射线成像形式时被讨论。然而, 如上面所述的其他的成像系统也可以被使用。

[0045] 诊断成像系统 1000 包括用以生成成像波束 (如 x-射线、超声波、射频波等) 的成像源 1010 和用以探测和接收由成像源 1010 生成的波束, 或第二波束或由来自成像源的波束所激发的发射 (如在 MRI 中或 PET 扫描中) 的成像探测器 1020。在一种实施方式中, 诊断成像系统 1000 可包括两个或更多个诊断 x-射线源和两个或更多个对应的成像探测器。例如, 两个 x-射线源可被置于将被成像的患者周围, 相互之间成角度 (如 90 度、45 度等) 的间隔固定, 并且以通过患者到达成像探测器 (一个或多个) 为目标, 所述成像探测器可以与 x-射线源直接相对。也可以使用单一大型成像探测器或多个成像探测器以便由每一 x-射线成像源来对其进行照射。可替换地, 也可以使用其他数量和配置的成像源和成像探

测器。

[0046] 成像源 1010 和成像探测器 1020 被耦合到数字处理系统 1030 以控制成像操作和处理图像数据。诊断成像系统 1000 包括总线或其他装置 1035, 所述其他装置 1035 用于在数字处理系统 1030、成像源 1010 和成像探测器 1020 之间转移数据和命令。数字处理系统 1030 可包括一个或多个通用处理器 (如微处理器)、诸如数字信号处理器 (DSP) 之类的专用处理器或诸如控制器或现场可编程门阵列 (FPGA) 之类的其他类型设备。数字处理系统 1030 也可包括其他组件 (未示出), 例如内存、存储设备、网络自适应器及类似的。数字处理系统 1030 可以被配置为以标准格式、如 DICOM (医用数字成像和通信) 格式生成数字诊断图像。在其他实施方式中, 数字处理系统 1030 可以生成其他标准的或非标准的数字图像格式。数字处理系统 1030 可通过数字链路 1500 将诊断图像文件 (如前面提及的 DICOM 格式的文件) 传输到治疗计划系统 2000, 该数字链路可以是如直接链路、局域网 (LAN) 链路或诸如因特网之类的广域网 (WAN) 链路等。另外, 在系统之间传送的信息可以通过连接系统的通信媒介来被拉出或推进, 例如在远程诊断或治疗计划配置中。在远程诊断或治疗计划中, 用户可以利用本发明的实施方式来诊断或进行治疗计划而不管在系统用户和患者之间的物理间隔的存在。

[0047] 治疗计划系统 2000 包括用以接收和处理图像数据的处理设备 2010。处理设备 2010 可代表一个或多个通用处理器 (如微处理器)、诸如数字信号处理器 (DSP) 之类的专用处理器或诸如控制器或现场可编程门阵列 (FPGA) 之类的其他类型设备。处理设备 2010 可被配置以执行指令, 该指令用于执行此处讨论的治疗计划操作。

[0048] 治疗计划系统 2000 也可以包括系统存储器 2020, 该系统存储器 2020 可以包括随机存取存储器 (RAM) 或其他通过总线 2055 耦合到处理设备 2010 并用于存储将由处理设备 2010 执行的信息和指令的动态存储设备。系统存储器 2020 也可以被用于通过处理设备 2010 在指令执行期间来存储临时变量或其他中间信息。系统存储器 2020 也可以包括只读存储器 (ROM) 和 / 或其他耦合到总线 2055 以存储用于处理设备 2010 的静态信息和指令的静态存储设备。

[0049] 治疗计划系统 2000 也可以包括存储设备 2030, 该存储设备 2030 代表一个或多个耦合到总线 2055 以用于存储信息和指令的存储设备 (如磁盘驱动器或光盘驱动器)。存储设备 2030 可以被用于存储指令, 所述指令用于执行此处讨论的治疗计划步骤。

[0050] 处理设备 2010 也可以被耦合到如电子射线管 (CRT) 或液晶显示器 (LCD) 的显示设备 2040, 以用于向用户显示信息 (例如 VOI 的 2D 或 3D 表现)。如键盘的输入设备 2050 可以被耦合到处理设备 2010 以用于将信息和 / 或命令选择传达到处理设备 2010。一个或多个其他用户输入设备 (如鼠标、轨迹或指针方向键) 也可以被用于传达直接信息以选择用于处理设备 2010 的命令并控制在显示器 2040 上的指针移动。

[0051] 可以理解的是, 治疗计划系统 2000 仅代表了治疗计划系统的一个实例, 该系统可以具有许多不同的配置和架构, 所述配置和架构可以包括比治疗计划系统 2000 更多的组件或更少的组件, 并且可以被应用到本发明。例如, 一些系统经常具有多个总线, 如外围总线、专用缓冲总线等。治疗计划系统 2000 可以包括 MIRIT (医疗图像查看和输入工具) 以支持 DICOM 输入 (因此图像可以被融合, 并且可以被在不同的系统上描述并随后被输入到用于计划和剂量计算的治疗计划系统), 扩展图像融合能力以允许用户进行治疗计划并以

多个成像形式（如 MRI、CT、PET 等）中的任一个来查看剂量分配。治疗系统为本领域技术人员所公知。因此，不提供更加详细的讨论。

[0052] 治疗计划系统 2000 可以用诸如治疗传递系统 3000 之类的治疗传递系统来共享其数据库（如存储在存储设备 2030 中的数据），从而不必在治疗传递之前从治疗计划系统输出。治疗计划系统 2000 可以经由数据链路 2500 链接到治疗传递系统 3000，如上面所讨论的数据链路 1500 一样，该链路可以为直接链路、LAN 链路或 WAN 链路。应当注意的是当数据链路 1500 和 2500 作为 LAN 或 WAN 连接来实施时，诊断成像系统 1000、治疗计划系统 2000 和 / 或治疗传递系统 3000 中的任何一个可以位于分散的位置，从而所述系统相互之间在物理上相距较远。可替换地，诊断成像系统 1000、治疗计划系统 2000 和 / 或治疗传递系统 3000 中的任何一个可以在一个或多个系统中相互集成。

[0053] 治疗传递系统 3000 包括治疗的和 / 或外科放射源 3010（如 LINAC 311）以执行与治疗计划一致的到目标体的指定放射剂量。治疗传递系统 3000 也可以包括成像系统 3020 以捕获患者体（包括目标体）的治疗内部图像来与上述的诊断图像进行配准或校正以便相对于放射源来放置患者。成像系统 3020 可以包括上述的成像系统和成像几何关系（如系统 300、400、500、600、700、800 和 900）中的任一个。治疗传递系统 3000 也可以包括数字处理系统 3030 以控制放射源 3010、成像系统 3020 和诸如治疗床 3040 之类的患者支持设备。数字处理系统 3030 可以包括一个或多个通用处理器（如微处理器）、诸如数字信号处理器（DSP）之类的专用处理器或诸如控制器或现场可编程门阵列（FPGA）之类的其他类型设备。数字处理系统 3030 也可以包括其他组件（未示出），如存储器、存储设备、网络自适应器及类似的等等。数字处理系统 3030 可以通过总线 3045 或其他类型的控制和通信接口被耦合到放射源 3010、成像系统 3020 和治疗床 3040。

[0054] 数字处理系统 3030 可以执行算法以将从成像系统 3020 获取的图像与预操作治疗计划图像进行配准以便对在治疗传递系统 3000 之内的治疗床上的患者进行，并相对于目标体来精确地放置放射源。

[0055] 治疗床 3040 可以被耦合到具有多个（5 个或更多个）自由度的机器人臂（未示出）。床臂可具有五个旋转自由度和一个基本垂直的、线性的自由度。可替换地，床臂可以具有 6 个旋转自由度和一个基本垂直的、线性的自由度或至少四个旋转自由度。所述床臂可以被垂直于柱子或墙设置，或水平于底座、地板或天花板设置。可替换地，治疗床 3040 可以为另一机械机制的组件，如由加利福尼亚的 Accuray 公司开发的 Axum<sup>®</sup> 治疗床，或其他类型的本领域普通技术人员公知的常规治疗工作台。

[0056] 图 12 是说明成像几何关系的一种实施方式的方法 950 的流程图。再参照图 3B 和 3C，所述方法通过生成第一成像波束 302A 而在步骤 951 开始。在步骤 952，第二成像波束 302B 被生成以在第一成像中心 304 与第一成像波束交叉。在步骤 953，患者 309 被放置在接近于第一成像中心。在步骤 954，第一图像用以第一成像波束的生成并且第二图像以第二成像波束的生成。在步骤 955，第一图像和第二图像被与第一组预治疗参考图像进行配准。在步骤 956，配准结果被用于放置放射治疗源（如 LINAC 311）。在步骤 957，放射治疗在第一角度范围 312 内被传递到患者 309 的目标组织。在步骤 958，第三成像波束 303C 被生成。在步骤 959，第四成像波束 302D 被生成以在第二成像中心 305 与第三成像波束交叉。在步骤 960，患者 309 被放置在接近于第二成像中心。在步骤 961，第三图像以第三成像波束生

成并且第四图像以第四成像波束生成。在步骤 962, 第三图像和第四图像被与第二组预治疗参考图像进行配准。在步骤 963, 配准结果被用于放置放射治疗源 (如 LINAC311)。在步骤 964, 放射治疗在第二角度范围 313 内被传递到患者 309 的目标组织。

[0057] 应当注意的是此处描述的方法和设备不仅限于用于医疗诊断成像和治疗。在替换实施方式中, 这里的方法和设备可以在医疗技术领域之外的应用中使用, 如工业成像和材料的非破坏测试 (如在自动化工业中的发动机组块、航空工业中的机身、构造工业中的焊接和石油工业中的钻空心) 以及地震勘查。在这些应用中, 所述“治疗”可以通用地涉及放射波束的应用。

[0058] 虽然以特定实施方式对本发明进行描述, 本发明不限于这些实施方式。可以理解的是, 本发明不限于所述特定实施方式, 而仅限于所附权利要求。

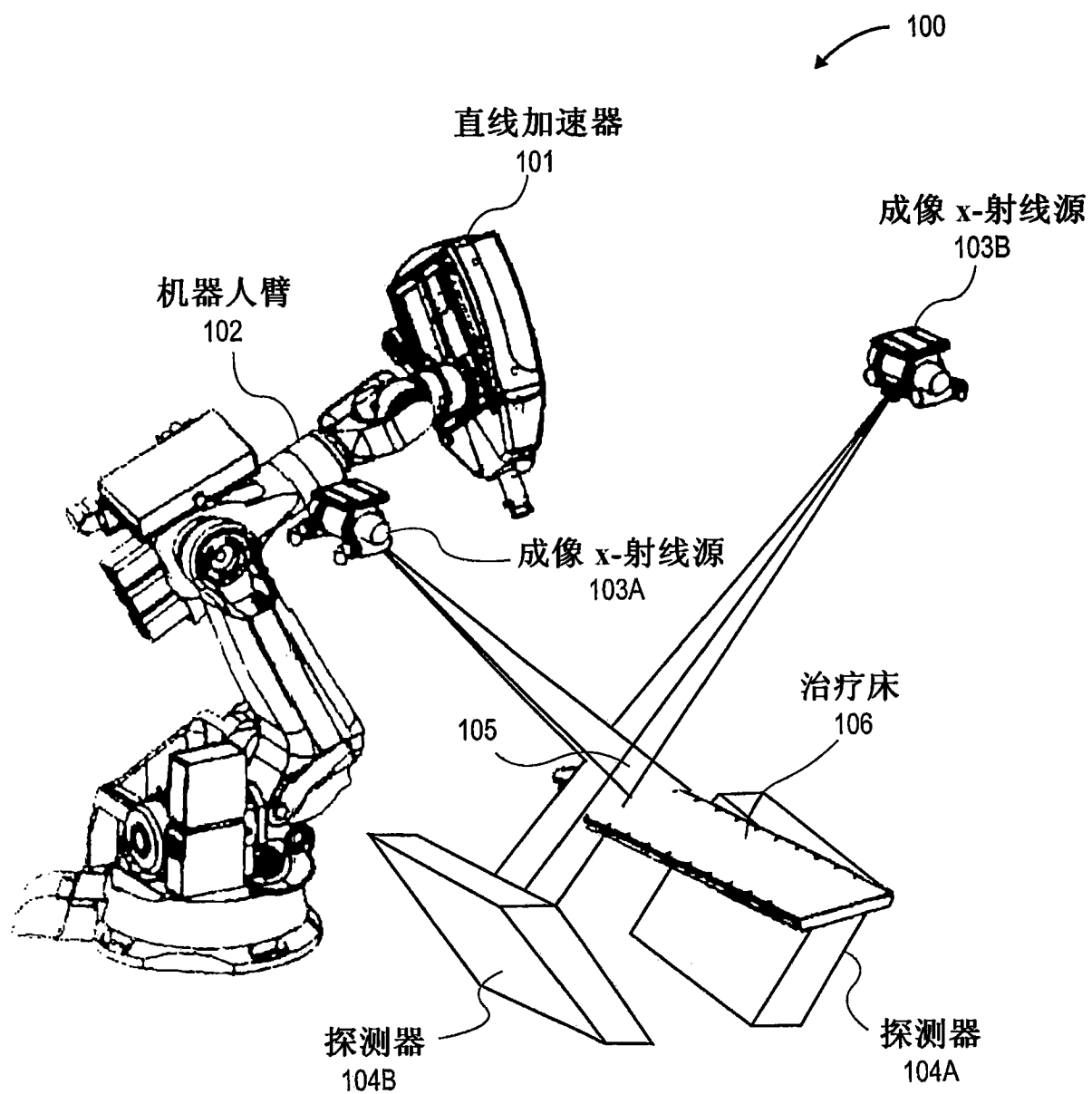
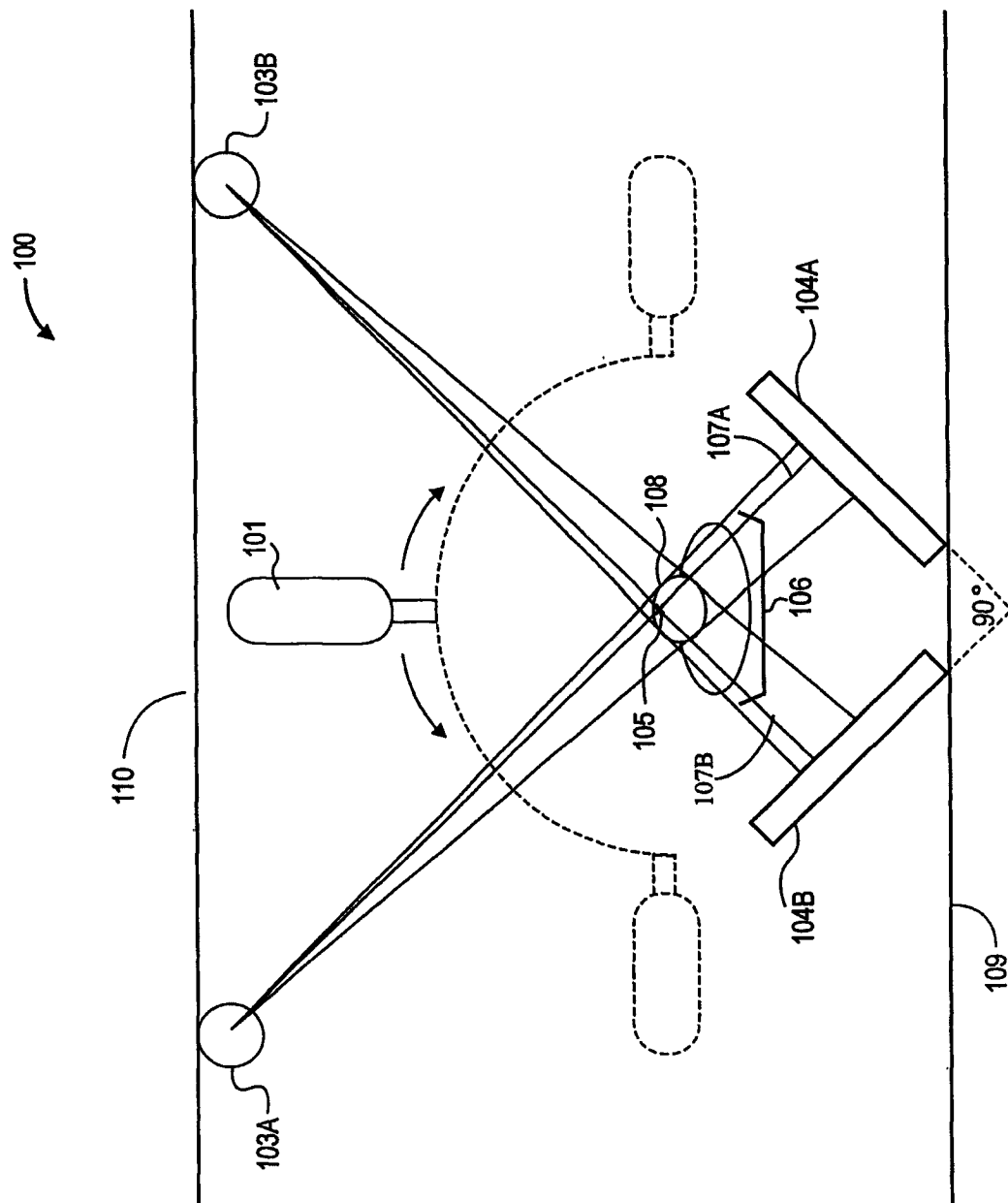
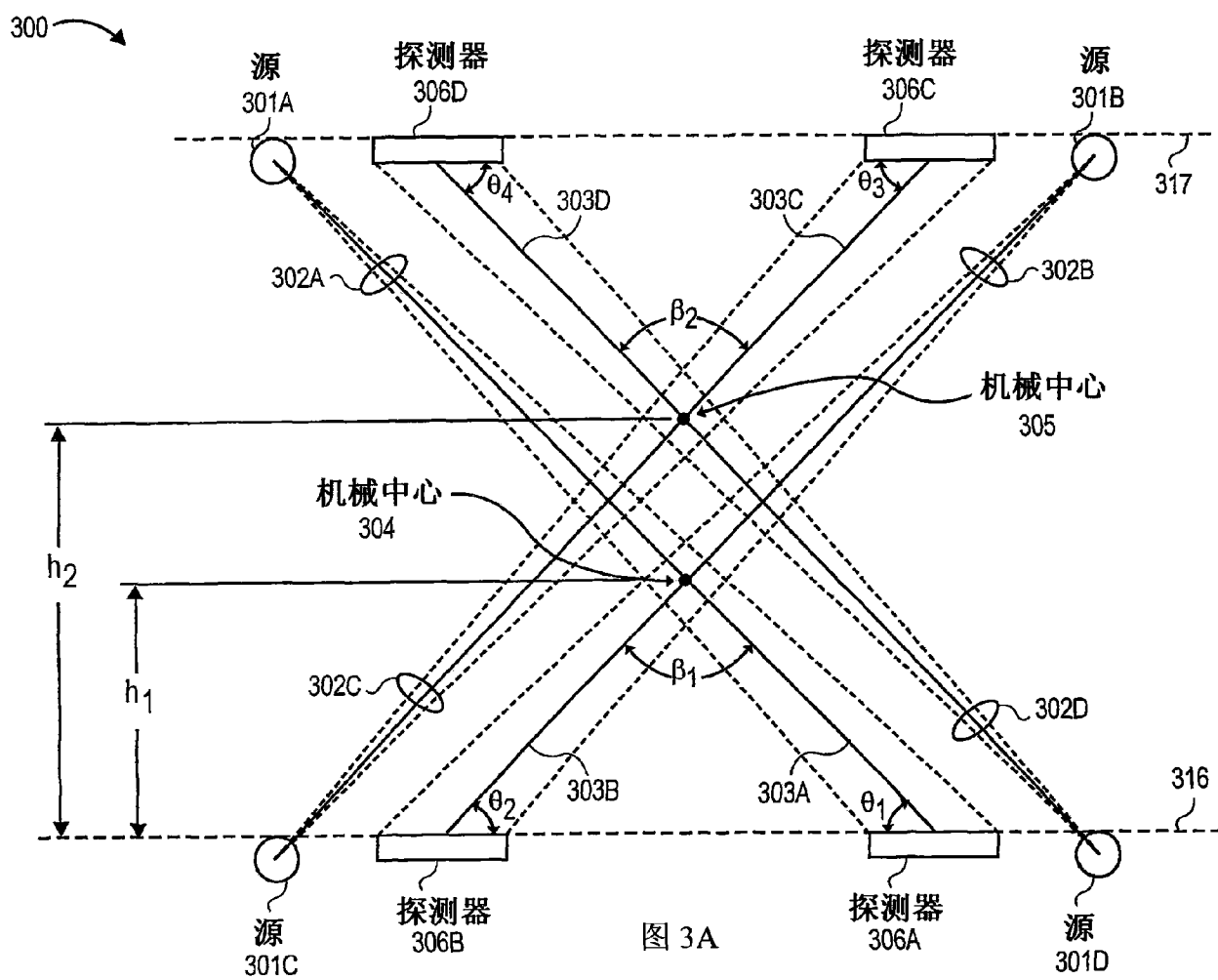
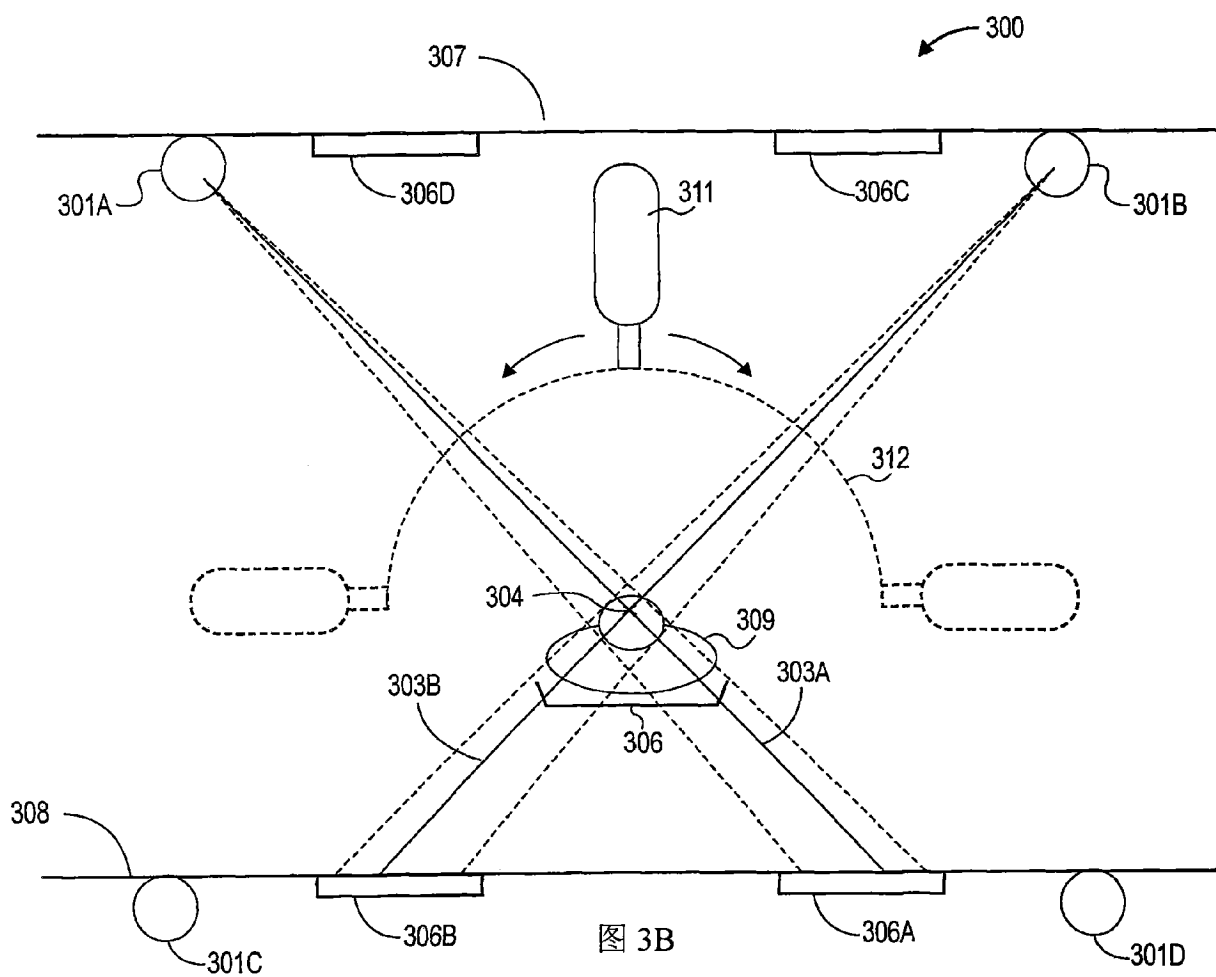
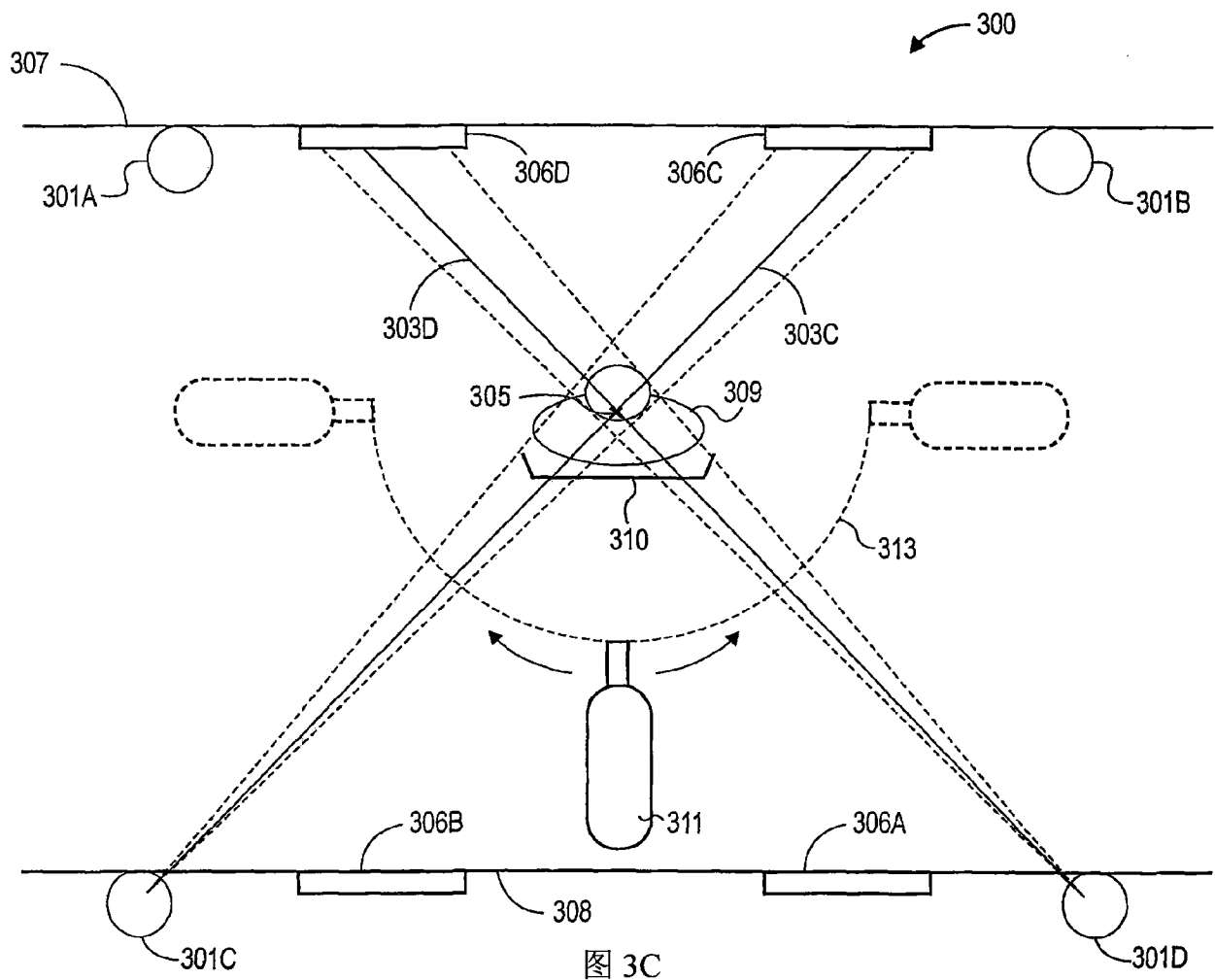


图 1

2  





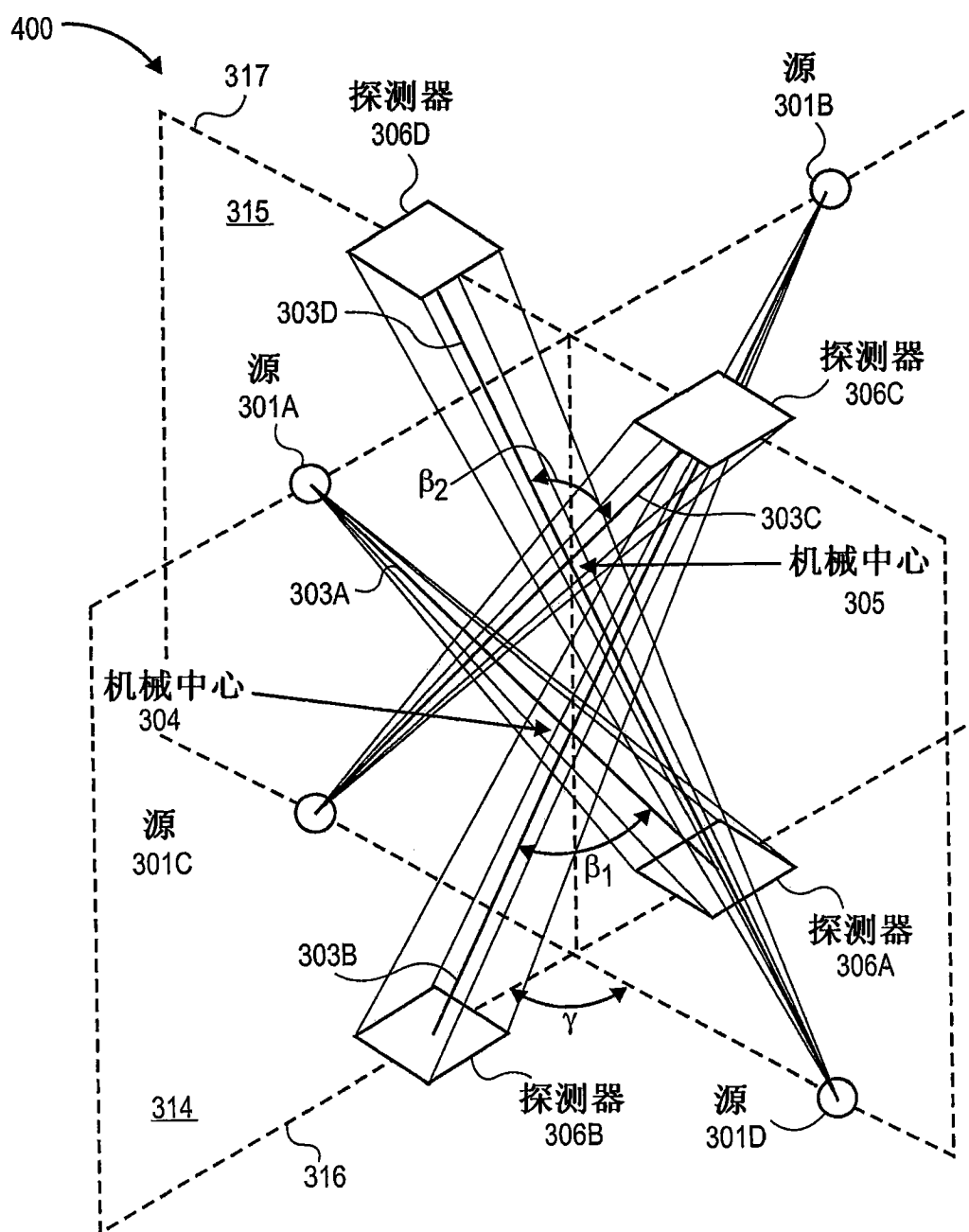


图 4A

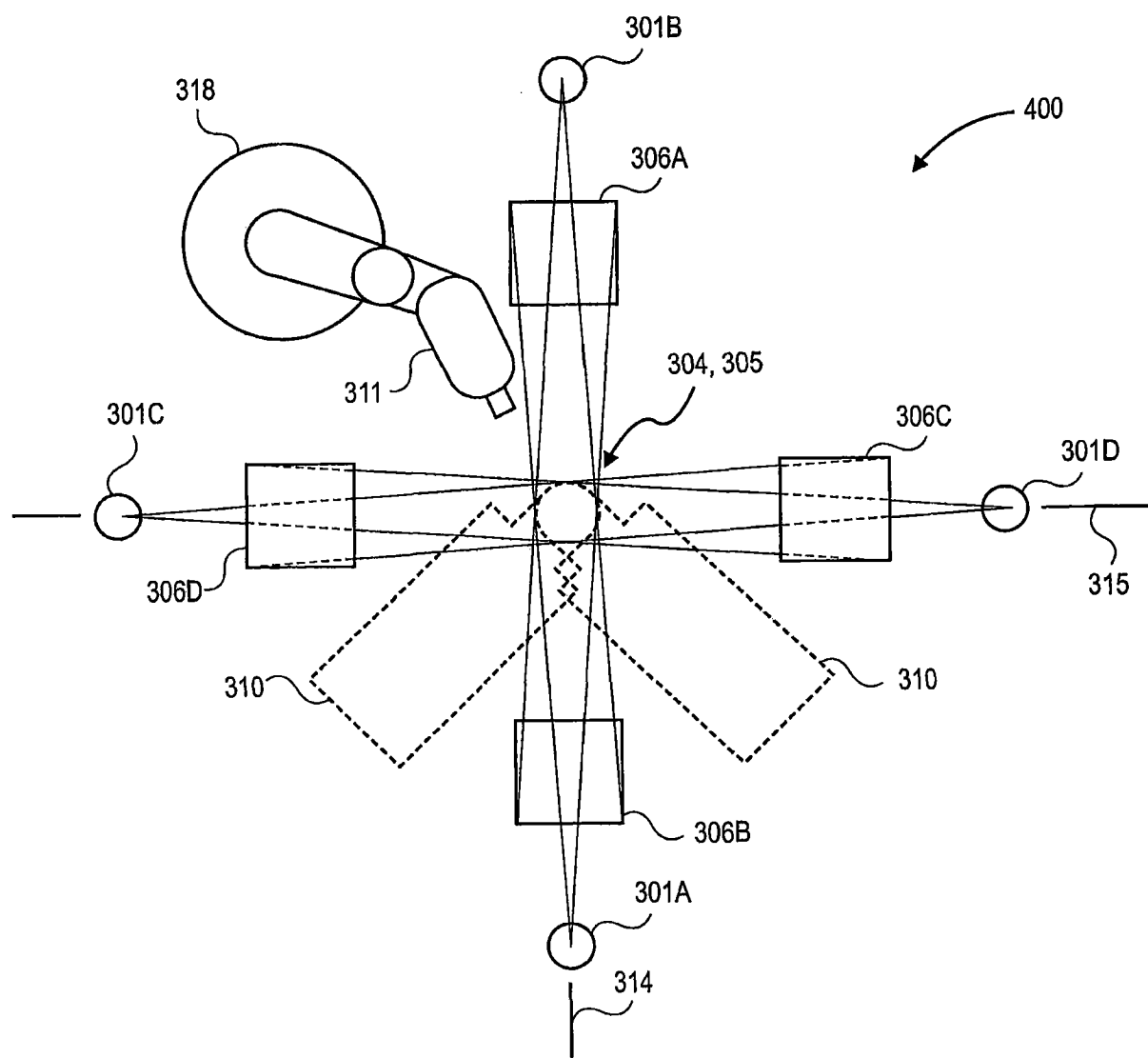
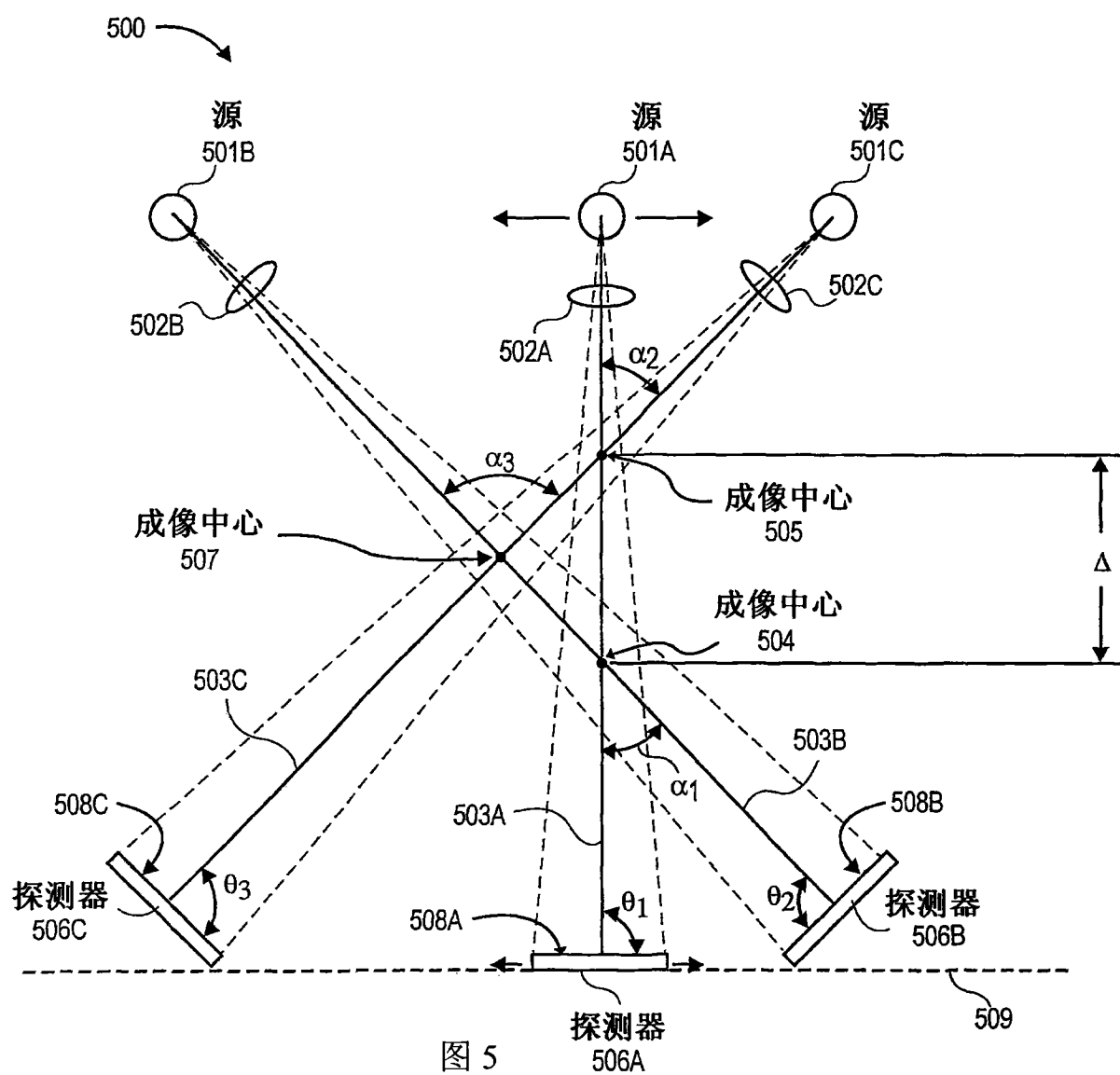


图 4B



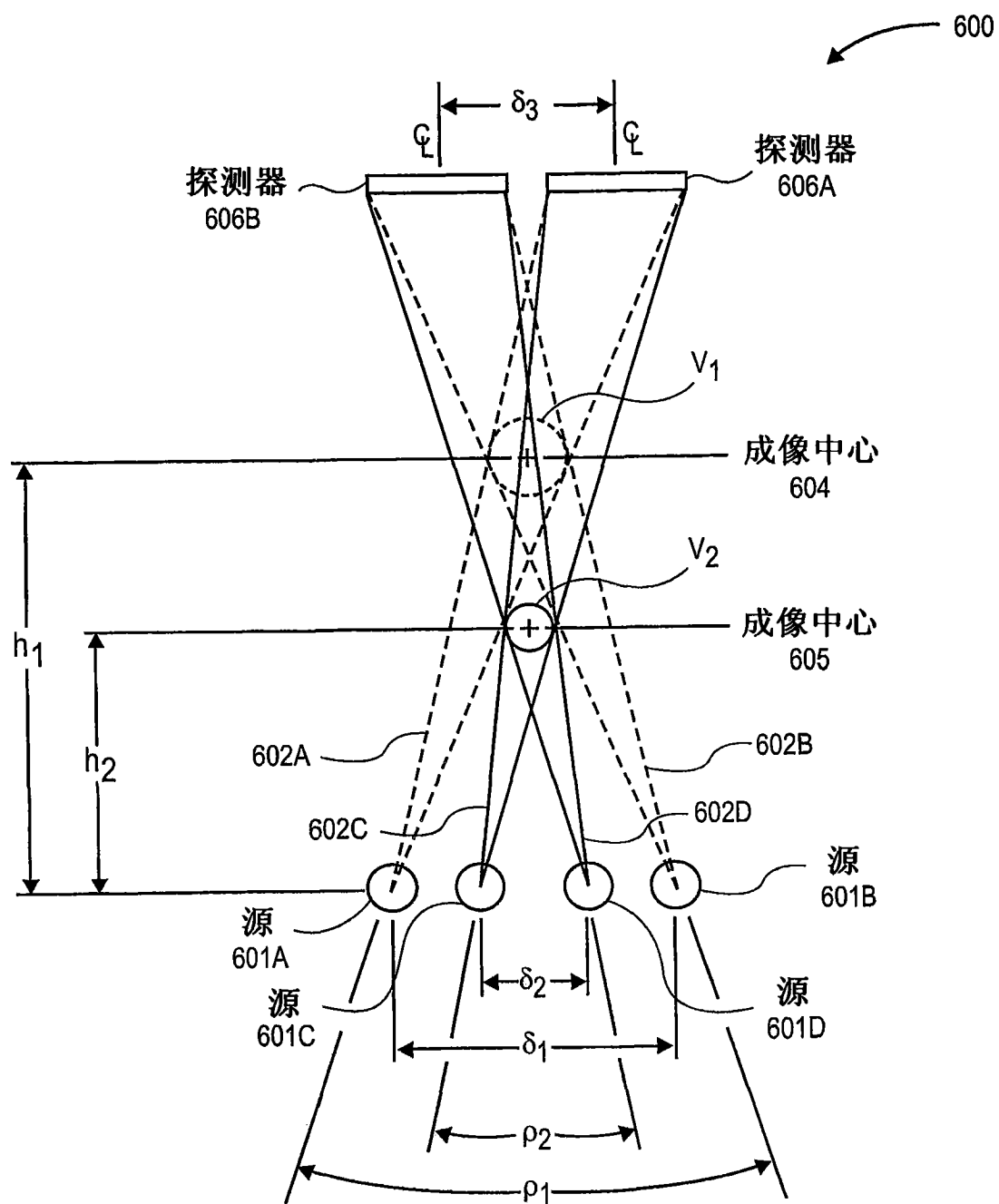


图 6

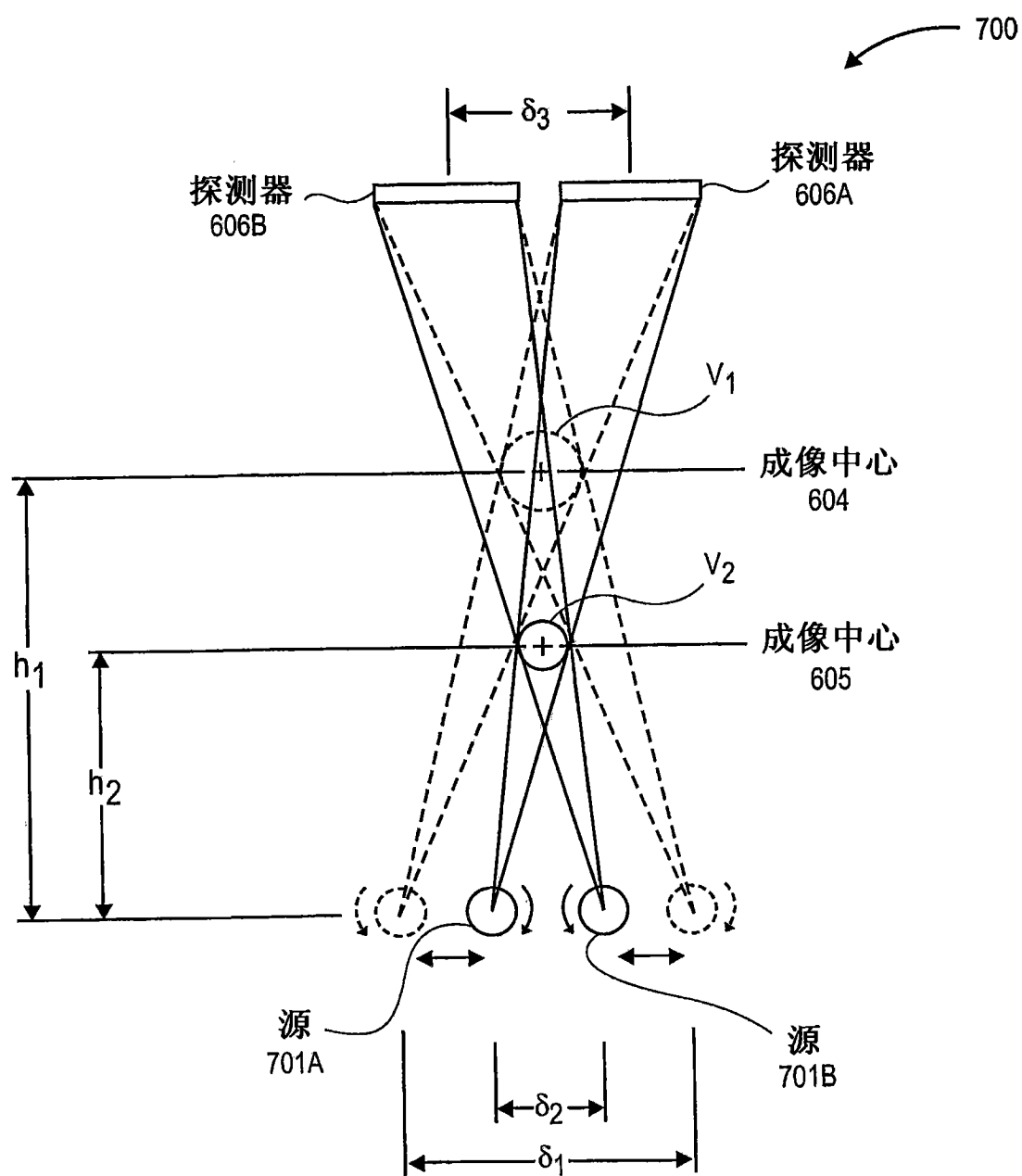


图 7

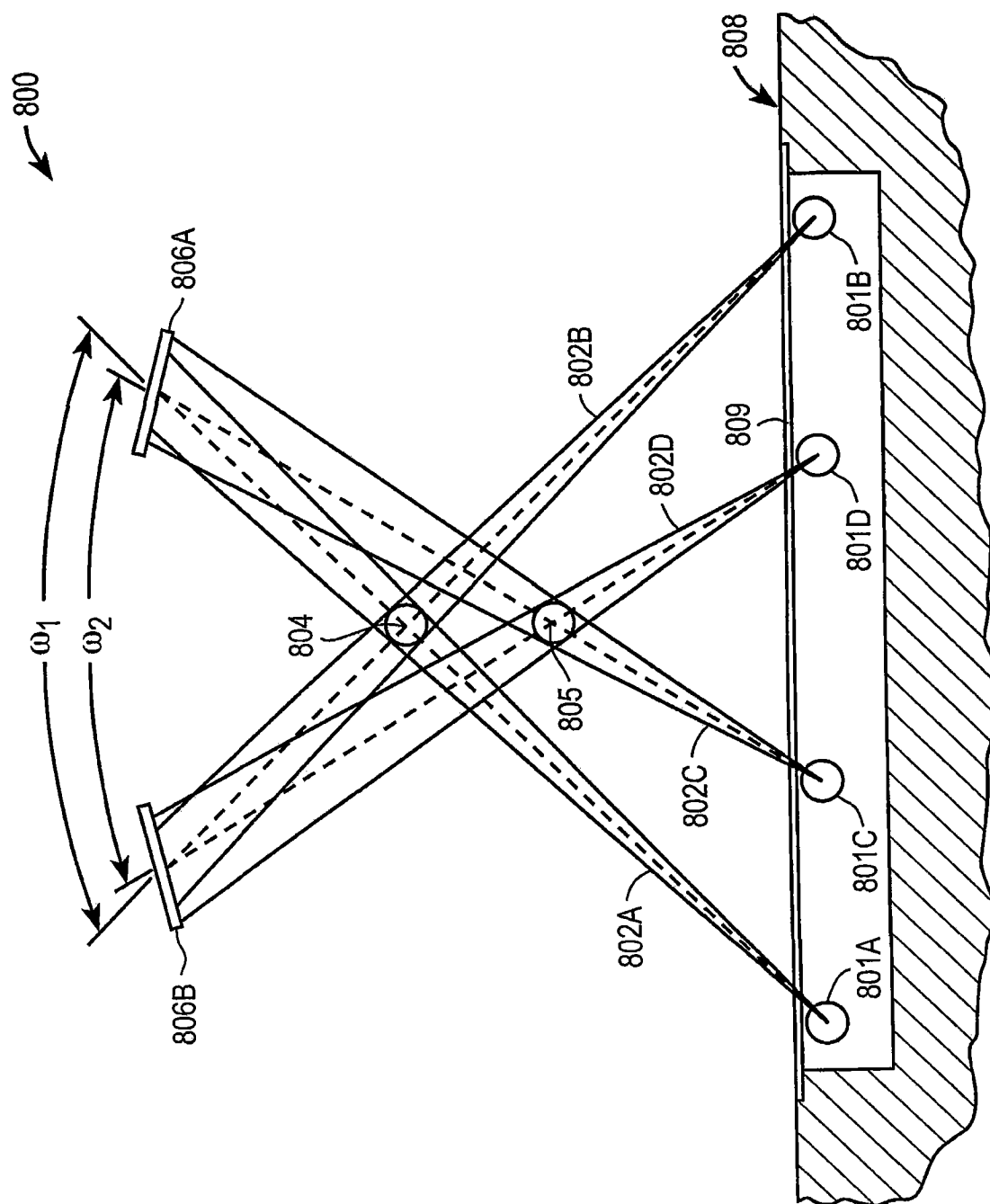


图 8A



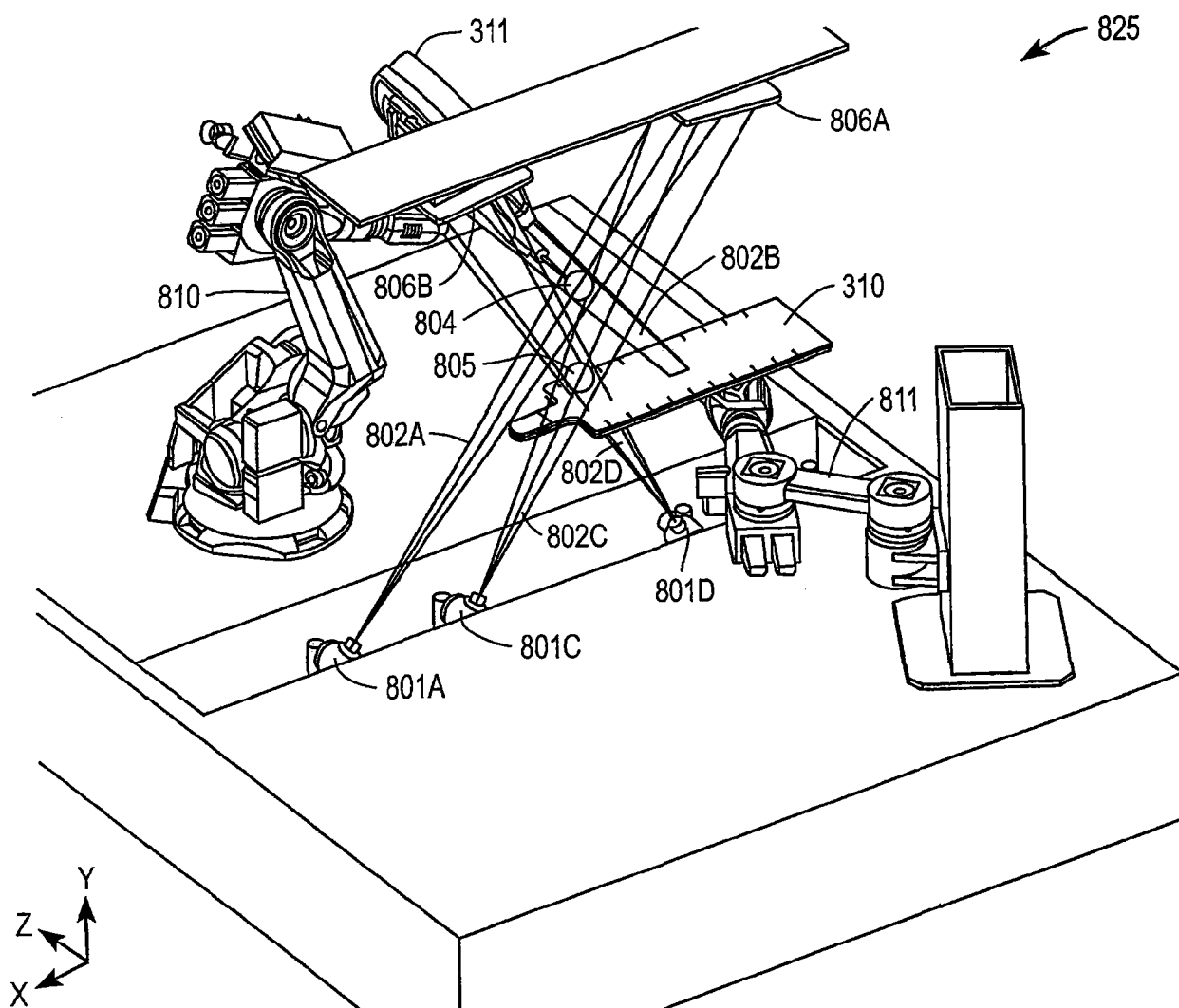


图 8C

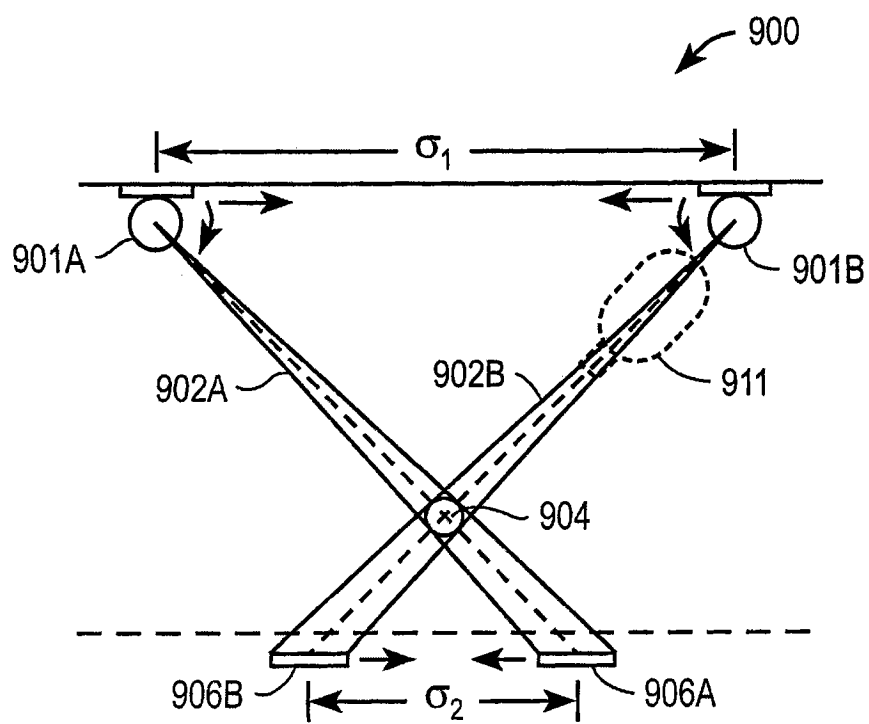


图 9A

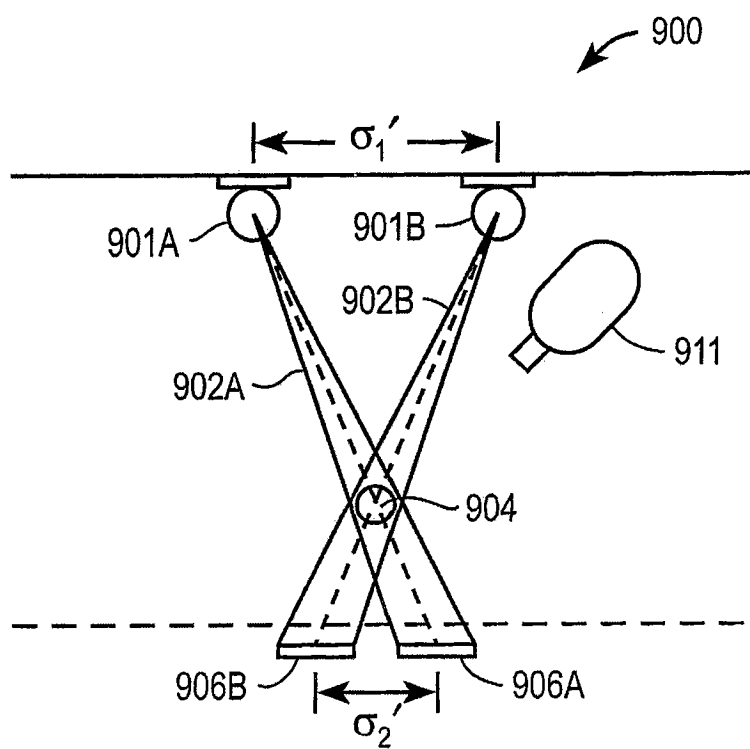


图 9B

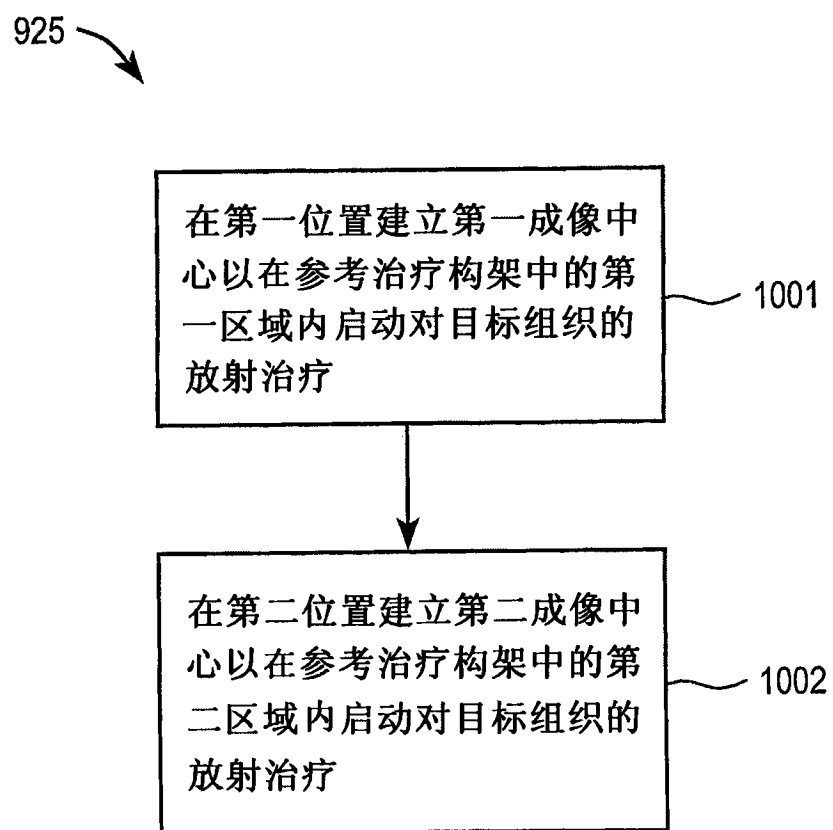


图 10

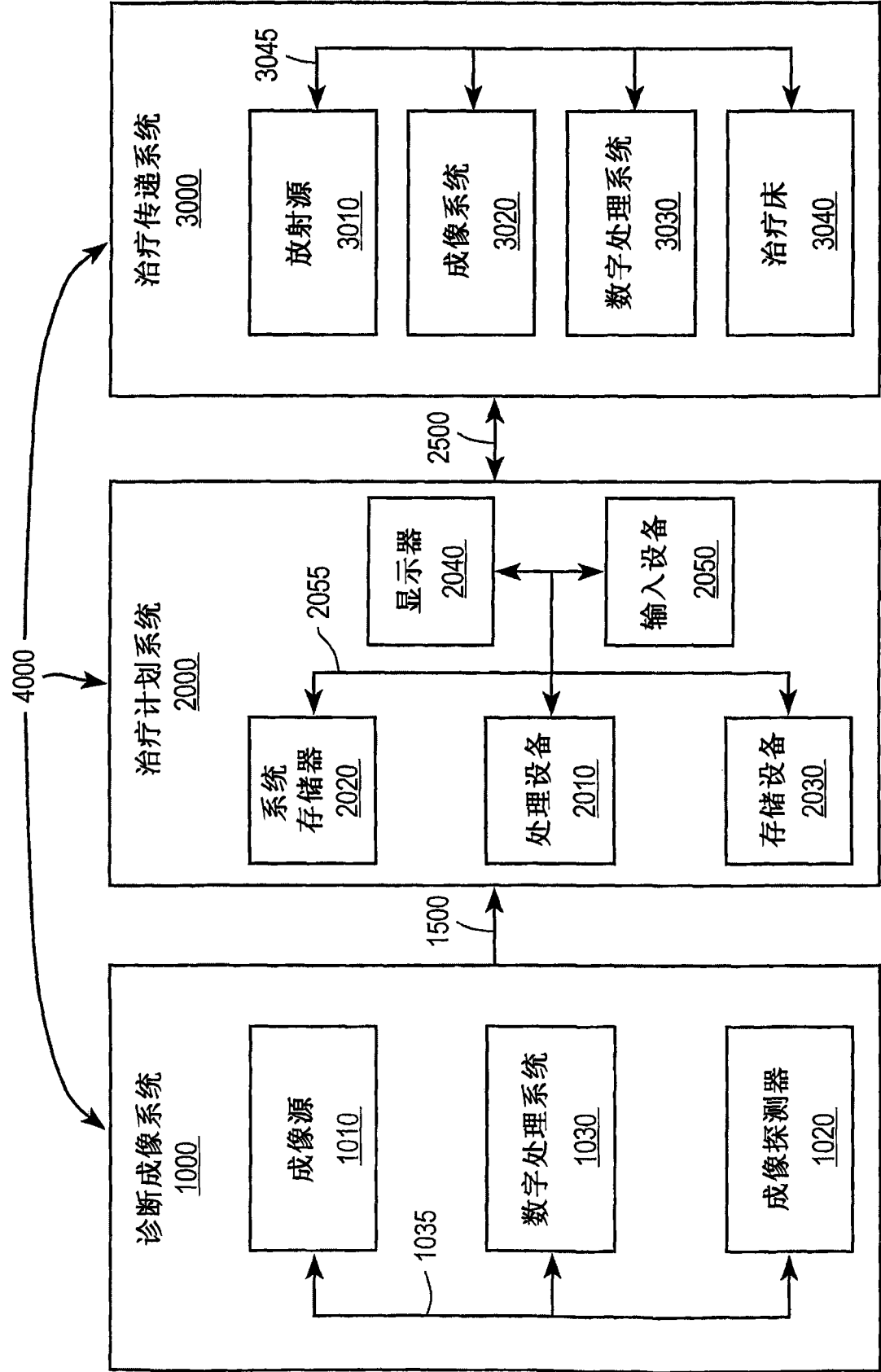


图 11

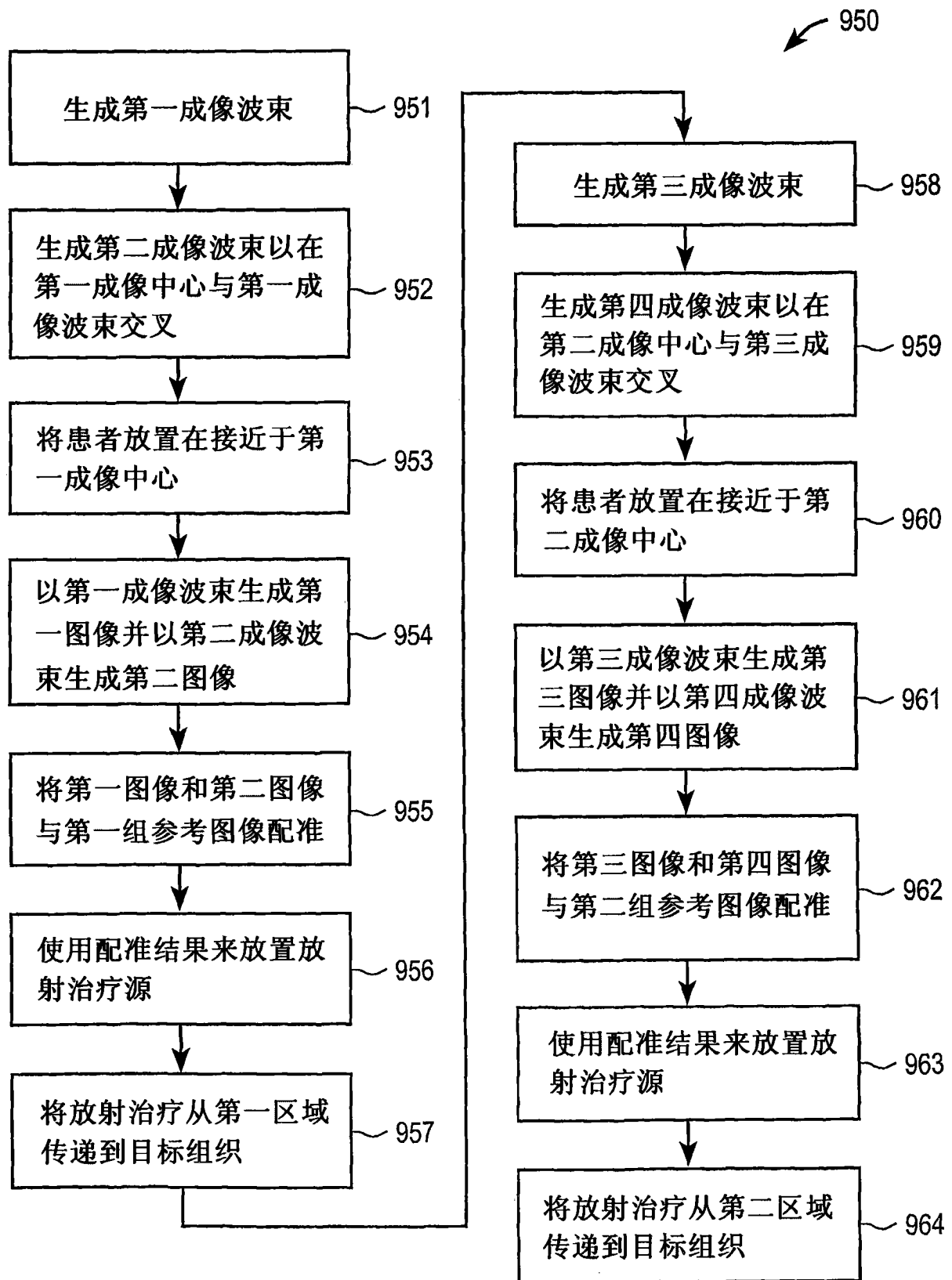


图 12