



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1894577 B

(45) 授权公告日 2012. 12. 12

(21) 申请号 200480023095. 3

(22) 申请日 2004. 08. 12

(30) 优先权数据

60/494, 699 2003. 08. 12 US

60/579, 095 2004. 06. 10 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2006. 02. 13

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2004/026079 2004. 08. 12

(87) PCT申请的公布数据

W02005/018734 EN 2005. 03. 03

(73) 专利权人 洛马林达大学医学中心

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 尼克·里格尼 丹·安德森

大卫·莱西那 丹·米勒

迈克尔·莫耶斯 程齐烨

迈克·鲍曼 史蒂文·麦卡拉斯特

杰里·斯拉特

(74) 专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理  
有限责任公司 11204

代理人 余滕 方挺

(51) Int. Cl.

G01N 23/223 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1230878 A, 1999. 10. 06, 全文.

CN 1309949 A, 2001. 08. 29, 全文.

US 2002/0051513 A1, 2002. 05. 02,

US 2002/0065461 A1, 2002. 05. 30,

US 2002/0065461 A1, 2002. 05. 30,

US 3783251, 1974. 01. 01,

审查员 金伟华

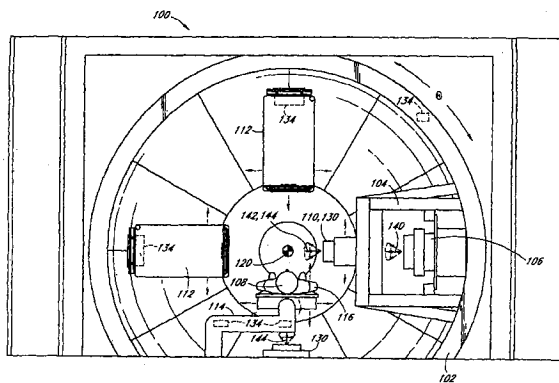
权利要求书 7 页 说明书 14 页 附图 17 页

(54) 发明名称

用于放射治疗系统的患者定位系统

(57) 摘要

一种用于放射治疗系统 (100) 的患者定位系统。该定位系统包括多个外部测量装置 (124), 其获得放射治疗系统 (100) 的可移动的和 / 或能够弯曲的、或与标称位置具有其它位置变化的组件的位置和方位测量。这些外部测量提供校正定位反馈, 以更精确地注册患者, 并将患者与放射束的传递轴线 (142) 对准。该定位系统监控放射治疗系统的可移动的组件的相对位置, 并且在需要时规划有效移动过程。该定位系统还规划移动, 以避免放射治疗系统 (100) 的组件之间以及这些组件与可进入移动包络的人员之间的碰撞。该定位系统可作为放射治疗系统 (100) 的整体部分来提供, 也可作为升级而添加到现有的放射治疗系统。



1. 一种放射治疗传递系统,包括:  
台架;  
患者固定装置,配置为能够将患者相对于所述患者固定装置固定;  
患者定位装置,与所述患者固定装置互连,以将所述患者固定装置沿着所述台架内部的3个平移轴线和3个旋转轴线定位;  
放射治疗喷嘴,与所述台架互连,并选择性地沿着放射束轴线传递放射治疗;  
多个外部测量装置,至少获得所述患者固定装置和所述喷嘴的位置测量,其中,各个所述外部测量装置被配置为获得关于多个固定的陆标的信息,其中,所述多个固定的陆标提供不移动的参照系;以及  
控制器,至少接收所述患者固定装置和所述喷嘴相对于所述不移动的参照系的位置测量,并确定在所述不移动的参照系中的所述位置测量和期望方位之间的位置差值矢量,以及为所述患者定位装置提供控制信号,以将所述患者相对于所述放射束轴线以6个运动自由度定位在期望位姿。
2. 如权利要求1所述的系统,其中,所述外部测量装置至少获得所述患者固定装置和所述喷嘴的光学图像,以获得所述位置测量。
3. 如权利要求1所述的系统,进一步包括至少固定于所述患者固定装置和所述喷嘴的多个标记,其中,所述外部测量装置获得所述标记的位置测量。
4. 如权利要求1所述的系统,进一步包括至少一个局部位置反馈装置,所述至少一个局部位置反馈装置与所述台架和患者定位装置的至少一个可操作地通信,其中,所述至少一个局部位置反馈装置将表示所述台架和患者定位装置中的至少一个的位置的位置数据提供给所述控制器。
5. 如权利要求1所述的系统,其中,所述系统进一步包括患者成像系统,所述患者成像系统获得所述患者的图像,并确定患者目标等角点相对于所述喷嘴的位置。
6. 如权利要求5所述的系统,其中,所述系统将所述患者定位于初始位置,并且在对所述患者成像之后,确定校正矢量并提供控制信号,以将所述患者定位装置和所述患者目标等角点相对于所述喷嘴移动到期望的患者位姿。
7. 如权利要求5所述的系统,其中,所述患者成像系统包括至少一个射线照相成像仪。
8. 如权利要求7所述的系统,其中,所述患者成像系统包括至少一个x射线源和至少一个固态x射线成像仪。
9. 如权利要求5所述的系统,其中,所述患者成像系统能够移进和移出所述放射束轴线。
10. 如权利要求5所述的系统,其中,为了更精确地确定所述目标等角点,所述患者成像系统从多个透视方向获得所述患者的图像。
11. 如权利要求1所述的系统,其中,获得位置测量和为所述患者定位装置提供所述控制信号是迭接地执行的。
12. 如权利要求1所述的系统,其中,所述喷嘴与所述台架互连,以能够绕台架等角点旋转。
13. 如权利要求12所述的系统,其中,所述控制器确定所述外部测量装置在所述不移动的参照系中测量的方向和位置差值矢量,并将所述差值矢量变换为第二参照系中的至少

一个校正矢量,以将所述患者相对于所述放射束轴线定位为所述期望位姿。

14. 如权利要求 13 所述的系统,其中,所述至少一个校正矢量包括所述喷嘴绕所述台架等角点旋转的矢量。

15. 一种患者定位系统,用于具有多个能够移动的组件的放射治疗系统,所述定位系统包括:

多个外部测量装置,被配置以在不移动的参照系中获得所述多个组件的位置测量,以提供所述不移动的参照系中的位置信息;

可移动的患者支撑装置,配置为将患者支撑在相对于所述患者支撑装置固定的位置,并可控制地将所述患者定位在 3 个平移轴线和 3 个旋转轴线中;以及

控制器,从所述多个外部测量装置接收信息,并确定在所述不移动的参照系中的所述位置测量和期望方位之间的位置差值矢量,以及基于所述位置差值矢量,为所述可移动的患者支撑装置提供移动命令,以 6 个运动自由度将所述患者对准为期望的位姿,以使所述定位系统能够对所述多个组件的移动进行补偿。

16. 如权利要求 15 所述的定位系统,其中,将所述患者对准为所述期望的位姿包括:将所述患者支撑装置相对于放射束传递瞄准点进行对准,所述放射治疗系统通过所述放射束传递瞄准点来引导放射束。

17. 如权利要求 16 所述的定位系统,进一步包括患者成像仪系统,所述患者成像仪系统获得所述患者和目标等角点的图像,其中,所述定位系统确定所述目标等角点的位置,并将所述目标等角点与所述放射束传递瞄准点对准。

18. 如权利要求 15 所述的定位系统,其中,所述能够移动的组件的至少一个是有源可控的,并且所述定位系统提供反馈功能,以通过提供控制信号对所述至少一个有源可控的组件进行定位,从而将所述患者对准为所述期望的位姿。

19. 如权利要求 15 所述的定位系统,进一步包括固定于所述多个能够移动的组件的选定点的多个标记,其中,所述外部测量装置获得所述标记的位置测量。

20. 如权利要求 19 所述的定位系统,其中,多个外部测量装置获得单个标记的位置测量,以能够与单个外部测量装置相比,提供所述单个标记的更精确的位置测量。

21. 一种注册和定位患者的方法,所述方法用于通过具有能够移动的多个组件的系统来传递治疗,所述方法包括以下步骤:

通过可控制的患者定位装置将患者定位为初始的治疗位姿;

外部测量所述多个组件的选定点的位置,以确定所述多个组件在不移动的参照系中的方位;

确定观察到的所述患者的初始位姿和期望的患者位姿之间的差值矢量,其中所述患者的初始位姿相对于所述多个组件的选定点的位置在所述不移动的参照系中通过外部测量而被观察到;以及

基于所述差值矢量向所述患者定位装置提供移动命令,以使所述患者处于所述期望的患者位姿。

22. 如权利要求 21 所述的方法,其中,对所述多个组件的选定点的位置进行外部测量包括:使用多个摄像机获得所述多个组件的光学图像。

23. 如权利要求 21 所述的方法,其中,所述差值矢量在第一参照系中确定,并且提供所

述移动命令包括：将所述第一参照系中的所述差值矢量变换为第二参照系中用于所述患者定位装置的相应的移动矢量。

24. 如权利要求 21 所述的方法，进一步包括获得所述患者的射线照相图像的步骤，以及至少部分地基于所述患者图像确定所述差值矢量的步骤。

25. 如权利要求 24 所述的方法，其中，获得所述射线照相图像包括以下步骤：

大致地沿着治疗放射束轴线定位 x 射线源和 x 射线成像仪，并且所述患者位于所述 x 射线源和所述 x 射线成像仪之间；

通过所述 x 射线源对所述患者和所述 x 射线成像仪进行辐照；以及

从所述治疗放射束轴线移除所述 x 射线源和成像仪。

26. 一种与放射治疗设备一起使用的定位系统，其中，所述放射治疗设备具有多个组件，所述多个组件包括粒子源和从中发射所述粒子的喷嘴，所述喷嘴能够相对于患者移动，以有助于通过多个不同路径将所述粒子发射到所述患者的选定区域，所述定位系统包括：

患者定位装置，用于容纳所述患者，其中所述患者定位装置可移动，以将所述患者的方位相对于所述喷嘴确定为有助于在所述患者的所述选定区域中传递所述粒子；

监控系统，对所述放射治疗设备的、邻近所述患者定位装置的至少一个组件进行成像，其中，所述监控系统生成表示所述至少一个组件相对于所述患者在治疗之前的方位的治疗图像；以及

控制系统，其控制粒子到所述患者的传递，其中所述控制系统接收表示要被执行的治疗的信号，所述信号包括在所述粒子要被传递到所述患者时所述喷嘴的期望方位，所述控制系统进一步接收所述治疗图像，所述控制系统评估所述治疗图像，以确定所述至少一个组件在治疗之前的实际方位，其中，所述控制系统在所述监控系统的视场内限定一组参考点，并相对于所述参考点确定所述实际方位和所述期望方位，以及

其中，所述控制系统将所述至少一个组件在治疗之前的实际方位与所述至少一个组件的所述期望方位进行比较，如果所述实际方位不符合与所述期望方位相符的预定标准，那么所述控制系统向所述患者定位装置发送信号，以移动所述患者定位装置，从而使得在所述粒子的传递期间，所述实际方位接近地符合所述期望方位。

27. 如权利要求 26 所述的系统，其中，所述患者定位装置包括：

患者固定装置，用于将所述患者要被治疗的部分维持在相对于所述患者固定装置稳定的方位；

移动装置，其耦合到所述患者固定装置，用于响应于来自所述控制系统的信号而移动所述患者固定装置，从而在粒子的传递期间，将所述患者移动到更接近地符合所述期望方位的实际方位。

28. 如权利要求 27 所述的系统，其中，所述患者固定装置包括患者容器，所述患者定位于所述患者容器中，以被保持为相对于所述患者容器稳定的方位。

29. 如权利要求 28 所述的系统，其中，所述移动装置包括附着到所述患者容器的机器人组件，所述机器人组件允许所述患者容器绕三个正交轴线平移和旋转移动。

30. 如权利要求 26 所述的系统，其中，所述监控系统包括至少一个成像装置，所述成像装置对所述放射治疗设备的所述至少一个组件进行视觉成像，以确定所述至少一个组件的所述实际方位。

31. 如权利要求 30 所述的系统,其中,所述至少一个成像装置包括多个摄像机,所述摄像机捕获所述放射治疗设备的所述至少一个组件的视觉图像,所述多个摄像机被设置为能够确定所述至少一个组件相对于三个正交平面的所述实际方位。

32. 如权利要求 31 所述的系统,其中,所述多个摄像机捕获所述至少一个组件的视觉图像,从而能够分解与所述至少一个组件有关的标志的三维位置,以确定所述至少一个组件的所述实际方位。

33. 如权利要求 32 所述的系统,进一步包括附着到所述至少一个组件的至少一个外部标记,其中,所述至少一个外部标记包括与所述至少一个组件有关的所述标志。

34. 如权利要求 26 所述的系统,其中,所述监控系统对包括所述喷嘴的多个组件进行成像,所述控制系统调节所述患者定位装置,使得所述多个组件在所述期望方位的预先选定的标准之内。

35. 如权利要求 26 所述的系统,其中,所述监控系统进一步对所述患者定位装置进行成像,所述控制系统接收表示所述患者定位装置的方位的信号,并使用这些信号确定所述至少一个组件的所述实际方位和期望方位。

36. 如权利要求 26 所述的系统,其中,所述控制系统适合于从所述放射治疗设备接收表示所述系统内的所述组件移动的信号,并且使用这些信号确定所述至少一个组件的所述实际方位和期望方位。

37. 一种放射治疗传递系统,其具有固定的和可移动的组件,所述系统包括:

台架;

患者容器,其配置为使患者相对于所述患者容器是稳定的;

患者定位装置,其与所述患者容器互连,以将所述患者容器沿着所述台架内的三个平移轴线和三个旋转轴线进行定位;

放射治疗喷嘴,其与所述台架互连,并选择性地沿着放射束轴线传递治疗的放射;

多个外部测量装置,其至少获得所述患者容器和喷嘴的位置测量,其中,各个所述外部测量装置被配置为获得关于多个固定的陆标的信息,其中,所述多个固定的陆标提供不移动的参照系;以及

控制器,其至少接收所述患者容器和喷嘴相对于所述不移动的参照系的位置测量,并确定移动命令以将所述患者相对于所述放射束轴线以 6 个运动自由度定位为期望位姿,以及基于所述移动命令将所述患者容器的相应移动轨迹相对于所述治疗传递系统的其它固定和可移动的组件进行定位,并确定对于所述移动命令来说是否表示出碰撞,如果表示出碰撞则抑制移动。

38. 如权利要求 37 所述的系统,其中,所述外部测量装置至少获得所述患者容器和喷嘴的光学图像,以获得所述位置测量。

39. 如权利要求 37 所述的系统,进一步包括至少固定于所述患者容器和喷嘴的多个标记,其中,所述外部测量装置获得所述标记的位置测量。

40. 如权利要求 37 所述的系统,进一步包括至少一个局部位置反馈装置,所述局部位置反馈装置与所述台架和患者定位装置的至少一个可操作地通信,其中,所述至少一个局部位置反馈装置为所述控制器提供位置数据,所述位置数据表示所述台架和患者定位装置的至少一个的位置。

41. 如权利要求 37 所述的系统,进一步包括患者成像系统,所述患者成像系统能够移动到所述放射束轴线中,以获得所述患者的图像,以及能够从所述放射束轴线移出,以减少所述成像系统暴露于所述放射束,其中,所述系统确定患者目标等角点相对于所述喷嘴的相对位置。

42. 如权利要求 41 所述的系统,其中,所述系统将所述患者定位在初始位置中,并且在所述患者成像之后,确定校正矢量以及相应的移动命令和轨迹,以将所述患者定位装置和所述患者目标等角点相对于所述喷嘴移动到期望位姿,并且评估所述移动轨迹,如果表示出碰撞则抑制移动。

43. 如权利要求 37 所述的系统,其中,获得位置测量和为所述患者定位装置提供所述移动命令是迭接地执行的。

44. 如权利要求 37 所述的系统,其中,所述喷嘴与所述台架互连,以便能够绕台架等角点旋转。

45. 如权利要求 44 所述的系统,其中,所述系统为所述患者定位装置和所述台架确定移动命令,以将分别基于所述移动命令将所述患者相对于所述放射束轴线定位为期望位姿,以及将相应的移动轨迹相对于所述治疗传递系统的其它固定的和可移动的组件以及所述台架和患者定位装置进行定位,所述系统确定所述移动命令是否表示出碰撞,如果表示出碰撞则抑制移动。

46. 如权利要求 45 所述的系统,其中,所述系统确定用于同时移动所述患者定位装置和台架的所述移动命令和相应轨迹,以提高获得所述期望位姿的速度。

47. 如权利要求 46 所述的系统,其中,所述外部测量装置还监控可进入所确定的相应轨迹的目标,如果表现出与所述目标产生碰撞,则抑制运动。

48. 一种路径规划和避免碰撞的系统,其用于具有固定的和可移动的组件、并选择性地沿着放射束路径传递治疗放射的放射治疗系统,所述路径规划和避免碰撞的系统包括:

可移动的患者支撑装置,配置为将患者相对于所述患者支撑装置支撑在固定的位置,并可控制地将所述患者定位在 3 个平移轴线和 3 个旋转轴线中;

多个外部测量装置,被设置为获得所述放射治疗系统的所述组件的位置测量以提供位置信息;以及

控制器,其从所述多个外部测量装置接收位置信息,并提供移动命令给所述可移动患者支撑装置,以自动地将患者对准为期望位姿,并且确定相应的移动包络,其中,所述控制器对所述移动包络进行评估,如果表现出碰撞则抑制所述患者支撑装置的移动,否则就启动所述移动,

其中,所述多个外部测量装置还监控进入所确定的移动包络的外部物体,其中,如果监控到所述外部物体,则所述控制器抑制所述可移动的患者支撑装置移动。

49. 如权利要求 48 所述的路径规划和避免碰撞的系统,其中,将所述患者对准为所述期望位姿包括:将所述患者相对于放射束传递瞄准点进行对准,所述放射治疗系统通过所述放射束传递瞄准点引导所述治疗放射。

50. 如权利要求 48 所述的路径规划和避免碰撞的系统,进一步包括患者成像仪系统,所述患者成像仪系统能够移进入和移出所述放射束轴线,以获得所述患者和目标等角点的图像,其中,所述路径规划和避免碰撞的系统为所述患者成像仪和所述患者支撑装置确定

移动命令和轨迹,如果表现出碰撞则抑制移动。

51. 如权利要求 48 所述的路径规划和避免碰撞的系统,进一步包括固定于所述固定的和可移动的组件的选定点的多个标记,其中,所述外部测量装置获得所述标记的位置测量。

52. 如权利要求 51 所述的路径规划和避免碰撞的系统,其中,多个外部测量装置获得单个标记的位置测量,以便与单个外部测量装置相比,能够提供更精确的所述单个标记的位置测量。

53. 一种注册和定位患者的方法,所述方法用于通过具有固定的和至少一个可移动的组件的系统来传递治疗,所述方法包括以下步骤:

通过可控制的患者定位装置将患者定位为初始的治疗位姿;

外部测量所述固定的和至少一个可移动的组件的选定点的位置、以及所述至少一个可移动的组件的移动路径内的任意外部物体的位置;

确定观察到的初始患者位姿和期望的患者位姿之间的差值矢量;

为所述患者定位装置确定相应的移动命令和移动轨迹,以使所述患者和所述系统处于所述期望的患者位姿;以及

将所述固定的和至少一个可移动的组件的所述选定点、和所述任意外部物体的测量位置与所述移动轨迹进行比较,并且在指示出碰撞时抑制所述患者定位装置移动。

54. 如权利要求 53 所述的方法,其中,外部测量所述固定的和至少一个可移动的组件的选定点和所述外部物体的位置包括:使用多个摄像机获得所述组件的光学图像。

55. 如权利要求 53 所述的方法,其中,在第一参照系中确定所述差值矢量,并且确定所述移动命令包括:将在所述第一参照系中的差值矢量变换为在第二参照系中的用于所述患者定位装置的相应移动矢量。

56. 如权利要求 53 所述的方法,进一步包括获得所述患者的射线照相图像的步骤,以及至少部分地基于所述射线照相图像确定所述差值矢量的步骤。

57. 如权利要求 56 所述的方法,其中,获得所述射线照相图像包括以下步骤:

对至少一个 x 射线源和至少一个 x 射线成像仪进行定位,以使所述患者介于它们之间;以及

通过所述至少一个 x 射线源辐照所述患者和所述至少一个 x 射线成像仪。

58. 如权利要求 57 所述的方法,进一步包括:

为所述患者定位装置以及所述至少一个 x 射线源和成像仪确定相应的移动命令和移动轨迹;以及

将所述选定点和所述任意外部物体的测量位置与所述移动轨迹进行比较,如果表示出碰撞则限制移动。

59. 如权利要求 57 所述的方法,进一步包括对至少一个 x 射线源和至少一个 x 射线成像仪沿着治疗轴线进行定位。

60. 一种用于将治疗传递到患者体内的预先选定位置的系统,所述系统包括多个可移动的组件,所述多个可移动的组件包括患者定位装置和喷嘴,所述系统进一步包括外部监控系统,所述外部监控系统监控所述多个可移动的组件的物理位置,以及监控外部目标对所述可移动的组件的预测移动路径的侵入,并提供表示所述物理位置的信号,其中,所述用于将治疗传递到患者体内的预先选定位置的系统还包括内部监控系统,所述内部监控系统

监控所述多个可移动的组件的运动,并提供表示所述运动的信号,所述用于将治疗传递到患者体内的预先选定位置的系统监控来自所述外部监控系统和内部监控系统的所述信号,并且在产生表示组件可能碰撞的信号时,抑制所述多个可移动的组件的移动。

61. 如权利要求 60 所述的系统,其中,所述外部监控系统对所述可移动的组件的区别性标志进行成像,以监控它们的物理位置。

62. 如权利要求 61 所述的系统,其中,所述标志包括附着到所述可移动的组件的选定区域的标记。

63. 如权利要求 61 所述的系统,其中,所述外部监控系统包括多个摄像机,所述摄像机获得所述可移动的组件的光学图像。

64. 如权利要求 60 所述的系统,其中,所述内部监控系统包括分解器,所述分解器与所述可移动的组件可操作地通信,以提供与所述可移动的组件的物理位置相关的信息。

65. 如权利要求 64 所述的系统,其中,所述分解器包括旋转角度编码器。

66. 如权利要求 60 所述的系统,进一步包括患者成像仪,所述患者成像仪获得由所述患者定位装置支撑的患者的至少一个图像,其中,所述系统评估所述至少一个患者图像,并提供控制信号,以使得所述患者定位装置和所述喷嘴的至少一个相对于彼此移动,以实现期望的治疗位姿。



## 用于放射治疗系统的患者定位系统

### [0001] 相关申请

[0002] 本发明要求了于 2003 年 8 月 12 日提交的、名为“精确的患者对准与放射束治疗系统”的第 60/494,699 号美国临时申请以及于 2004 年 6 月 10 日提交的、名为“精确的患者对准与放射束治疗系统”的第 60/579,095 号美国临时申请的优先权,上述申请的全部内容通过引用而合并入本发明中。

### [0003] 发明背景

### 技术领域

[0004] 本发明涉及放射治疗系统领域,尤其涉及一种患者定位和对准系统,该系统的某些实施方案包括外部测量系统和局部位置反馈。本发明的实施方案提高了对患者进行注册和定位的精确性。另外的实施方案对诸如机械运动公差以及不严格的刚性结构的因素所引起的未对准进行补偿。另外的实施方案提供有效路径规划以及避免碰撞,以促进有效移动并提高安全性。

### 背景技术

[0005] 放射治疗系统是公知的,用于为身患多种疾病的患者提供治疗。放射治疗通常用于杀死或抑止有害组织(例如癌细胞)的生长。定量的高能电磁放射和/或高能粒子被引导到有害组织中,目的在于破坏有害组织,同时在放射通过有用或健康组织传递到通向有害组织的路径时,降低对这些有用或健康组织所造成的无意损害。

[0006] 质子疗法作为一种对于多种疾病特别有效的治疗而出现。在质子疗法中,带正电荷的质子亚原子粒子被加速,校准为紧密聚焦的束,然后引导向患者体内的指定目标区域。质子与电磁放射或低质量的电子带电粒子相比,对于患者组织的影响表现出较少的横向分散,因而可更加精确地对准以及沿着放射束轴传递。同样地,在对患者组织的影响上,加速的质子以相对较低的能量传递穿过邻近的组织,并表现出特有的布喇格峰(Bragg peak),其中,被加速质子的动能的很大部分堆积在患者体内的相对较窄的穿透深度内。这对于减少能量从加速的质子粒子传递到介于目标区域和质子治疗仪的输出喷嘴之间的健康组织以及传递到超出指定目标区域的“顺发射方向(downrange)”的组织来说具有显著优点。根据特定患者及其疾病的迹象,治疗的质子束可优选地从多个治疗部分中的多个方向进行传递,以得到传递到目标区域的总剂量,同时降低其间有用/健康组织受到影响。

[0007] 因此,诸如质子束治疗系统的放射治疗系统通常能够在多个方位上相对于质子束对患者进行定位和对准。为了在患者体内确定用于质子束的优选瞄准点,通常的过程是在最初的规划或处方阶段执行计算机化断层(CT)扫描,根据其能够确定多个数字化构建射线照片(DRR)。这些 DRR 通过合成表示从二维方式(从多个方向)的 CT 扫描中得到的患者内部生理结构的三维数据,因此可作为待被照射的组织的目标图像。指定了与将要进行治疗的组织相对应的、期望的目标等角点。目标等角点的空间位置可相对于在目标图像中表示的患者的生理结构(标记(monument))而引用。

[0008] 在为传递放射治疗而进行后续设置后,对患者拍摄射线照相图像 (radiographic image),例如公知的 X 射线图像,这一射线照相图像与关于指定目标等角点的目标图像进行比较或使它们的感光片重合 (register)。将患者的位置进行调节 (尽可能接近给定公差或在给定公差的范围内),以相对于由内科医生的处方所表示的放射束将目标等角点以期望的位姿 (pose) 对准。由于最初的规划或处方扫描而多次选择期望的位姿。

[0009] 为了降低放射束相对于期望的目标等角点的未对准程度以获得期望的治疗效果,以及为了降低对其它组织的不希望的照射,应该理解,将患者相对于放射束喷嘴的安置的精确性对于实现这些目标来说非常重要。特别地,目标等角点被平移地定位,以与传递的放射束轴线一致,并且目标等角点以恰当的角位置进行定位,以将患者以旋转的方式安置为期望的位姿。特别地,由于布喇格峰的空间位置不仅取决于传递的质子束的能量,还取决于质子束穿过的组织的深度和构造,因此可以理解,患者绕即使是平移对准的目标等角点的转动,也能使位于患者身体内部的最初冲击点和目标等角点之间的组织的深度和构造发生变化,从而改变穿透深度。

[0010] 注册和定位的另一个困难在于,放射治疗方式通常是通过在一个时期内执行多个单独的治疗期来实现,例如,在几周时期内每天进行治疗。因此,通常在数天或数周的时期内多次迭接地确定和执行患者和目标等角点的对准,以及将患者相对于放射束的定位为期望的位姿。

[0011] 精确将患者相对于放射治疗设备定位具有几个难点。如前所述,通过得到患者在放射治疗传递位置处的当前治疗期的射线照相图像、以及将这一得到的图像与之前得到的用于表示该患者的特定治疗处方的 DRR 或目标图像进行比较来执行患者注册。由于患者已经离开或再定位至放射治疗设备内,因此,从治疗期到治疗期,患者的精确位置和位姿将不会精确地迭接为与在目标图像产生时的精确位置和位姿 (例如,原始 CT 扫描产生 DRR 的方向) 一致。因此,每个治疗期 / 分段通常需要将在随后得到的射线照相图像与适当对应的 DRR 精确匹配,以有助于确定校正的平移和 / 或旋转矢量,从而将患者定位为期望的位置和位姿。

[0012] 除了由这种操作引起的测量和计算困难之外,还存在对执行速度以及精确性的要求。特别地,由于用于制造的材料和装备以及需要具有相对较高程度培训的人员来进行设备操作和维护,使得放射治疗设备称为一种制造和维护都很昂贵的医疗器械。此外,越来越多的发现,诸如质子治疗的放射治疗对于多种患者疾病来说是一种有效的治疗,因此,理想的情况是:增加患者的通过量,以扩展这一有益的治疗对于更多需要这种治疗的患者的有效性,以及降低患者或保险公司为这种治疗所支付终端费用 (end cost),并提高治疗供应提供者的赢利。一旦患者被适当定位,由于实际的放射剂量的传递是一个相对快速的过程,因此,从治疗设备的患者入口和出口的附加等待、成像以及患者定位和注册会有损于整个患者通过量,并从而有损于该系统的有效性、费用以及赢利性。

[0013] 对于相对于放射束喷嘴而将患者和相应的目标等角点精确定位为期望的位置和位姿的另一个难点在于,放射治疗系统的不同组件的精确位置和相对角度具有多样性以及附加的不确定性。例如,放射束喷嘴可装配至相对刚性的台架 (gantry) 结构,以使得放射束喷嘴能够绕台架中心旋转,从而有助于相对于患者从多个角度产生放射束,而不需要对患者自身进行不舒适或不方便的定位。但是,由于台架结构相对较大 (大约为几米)、较重、

并且由非严格的刚性材料制成,因此,随着喷嘴绕台架的旋转,不可避免地会产生某种程度的结构弯曲/变形以及不可迭接(non-repeatable)的机械公差。另外,喷嘴可构造为伸长地分布的物质(也是非刚性的),从而在例如喷嘴从悬吊的垂直位置移动到水平的侧向产生放射束的位置时,喷嘴的末端喷射端在某种程度上会弯曲。而且由于与台架螺旋接合的塞子(cork)而使得精确地识别准确的喷嘴位置变得复杂化。

[0014] 类似地,患者可被安置在支撑容器(pod)或支撑台上,支撑容器或支撑台可连接至患者定位装置,上述这些装置某种程度上在重力负荷下都是机械弯曲的,并且在患者可能的整个姿势范围内不必一致的移动接合处具有机械公差。虽然可估计和测量这些变化之中的某些变化,但是由于它们通常是可变且不可迭接的,因此,在多个治疗期中将患者一致地迭接定位为其位置和位姿都达到非常精确的界限(例如,在推测的基础上达到毫米或更小的精确性)仍然是重大的挑战。因此,解决台架和患者台架对准的公知方法是,在治疗之前对患者进行再注册。这是不希望的,因为患者暴露于用于成像的附加X射线放射,而由于这种再注册的增加等待而降低了整个患者通过量。

[0015] 放射治疗系统的可移动的组件同样倾向于非常大而且重,这意味者各种组件需要功率移动。由于组件倾向于在移动期间具有很大惯性并且通常是功率驱动的,因此,可设置抑制损毁和伤害的安全系统。安全系统可包括基于接触开关的功率中断。接触开关在运动停止范围的运动界限触发以切断驱动电机的功率。也可提供硬性运动停止或限制器,以物理地阻止超过设定范围的移动。但是,接触开关和硬停止在相应的组件到达运动界限时被触发,从而对机械施加增加磨损的相对突然的运动停止,如果过度使用甚至可能导致损毁。另外,尤其是在包括多个移动组件的应用中,接触开关和/或硬限制器的运动停止设置使得抑制多个组件之间的碰撞变得异常复杂,并且如果这些组件被限制为一次移动一个以简化避免碰撞时,则可能使整个系统操作无效。

[0016] 通过以上描述可以理解,需要提高患者注册过程的精确性和速度。还需要减少为了得到期望的位姿而对患者进行的反复的成像和再定向。还需要一种解决可变的以及不可预知的位置误差的系统,以提高患者注册和与放射治疗传递系统对准的精确性。还需要提供一种避免碰撞的系统,以在对放射治疗传递系统的多个可移动的组件进行定位的同时,保持操作安全性以及损毁控制。还需要有效地执行移动,以保持患者注册的精确性和速度。

## 发明内容

[0017] 在一个实施方案中上述需求通过患者对准系统得到满足,该患者对准系统对患者和传递的治疗用放射束之间从标称位置和方位产生的变化或偏离进行外部测量,并提供校正反馈。这一实施方案能够容易地适应于放射治疗系统的固定和可移动的组件的可变和不可预知的机械公差和结构弯曲。这一实施方案降低了对于治疗部分之间的患者进行成像的需求,并且减少了注册过程的等待时间,从而提高了患者的通过量。另外的实施方案包括有效路径规划系统,该系统确定有效移动过程,并调整移动以有源地(actively)避免装置和人员之间的碰撞。

[0018] 另一实施方案是这样的放射治疗传递系统,其包括:台架;患者固定装置,配置为能够将患者相对于所述患者固定装置固定;患者定位装置,与所述患者固定装置互连,以将所述患者固定装置沿着所述台架内部的平移轴线和旋转轴线定位;放射治疗喷嘴,与所述

台架互连,并选择性地沿着放射束轴线传递放射治疗;多个外部测量装置,至少获得所述患者固定装置和所述喷嘴的位置测量;以及控制器,至少接收对所述患者固定装置和所述喷嘴进行的所述位置测量,并为所述患者定位装置提供控制信号,以将所述患者相对于所述放射束轴线以期望方位定位。

[0019] 另一实施方案是这样的患者定位系统,其用于具有多个能够移动的组件的放射治疗系统,所述定位系统包括:多个外部测量装置,被配置以获得所述多个组件的位置测量,以提供位置信息;可移动的患者支撑装置,配置为将患者支撑在相对于所述患者支撑装置基本固定的位置,并可控制地将所述患者定位在多个平移轴线和旋转轴线中;以及控制器,从所述多个外部测量装置接收信息,并为所述可移动的患者支撑装置提供移动命令,以将所述患者对准为期望的位姿,以使所述定位系统能够对所述多个组件的移动进行补偿。

[0020] 另一实施方案是一种注册和定位患者的方法,所述方法用于通过具有多个能够移动的组件的系统来传递治疗,所述方法包括以下步骤:通过可控制的患者定位装置而将患者定位为初始的治疗位姿;对所述多个组件的选定位置进行外部测量;确定观察的初始患者位姿和期望的患者位姿之间的差值矢量;以及向所述患者定位装置提供移动命令,以使所述患者处于所述期望的患者位姿。

[0021] 另一实施方案是一种与放射治疗设备一起使用的定位装置,其中,所述放射治疗设备具有多个组件,所述多个组件包括粒子源和从中发射所述粒子的喷嘴,所述喷嘴能够相对于患者移动,以有助于通过多个不同路径将所述粒子发射到所述患者的选定区域,所述定位系统包括:患者定位装置,容纳所述患者,其中,所述患者定位装置可移动,以将所述患者的方位相对于所述喷嘴确定为有助于在所述患者的所述选定区域中传递所述粒子;监控系统,对所述放射治疗设备邻近所述患者定位装置的至少一个组件进行成像,其中,所述监控系统生成表示所述至少一个组件相对于所述患者在治疗之前的方位的治疗图像;以及控制系统,其控制粒子到所述患者的传递,其中,所述控制系统接收表示要被执行的治疗的信号,所述信号包括在所述粒子要被传递到所述患者时的所述至少一个组件的期望方位,所述控制系统进一步接收所述治疗图像,所述控制系统评估所述治疗图像,以确定所述至少一个组件在治疗之前的实际方位,并将所述至少一个组件在治疗之前的实际方位与所述至少一个组件的所述期望方位进行比较,如果所述实际方位不符合与所述期望方位相符的预定标准,那么所述控制系统向所述患者定位装置发送信号,以移动所述患者定位装置,从而使得在所述粒子的传递期间,所述实际方位接近地符合所述期望方位。

[0022] 另一实施方案是一种放射治疗传递系统,其具有固定的和可移动的组件,所述系统包括:台架;患者容器,其配置为使患者相对于所述患者容器基本不能移动地固定;患者定位装置,其与所述患者容器互连,以便将所述患者容器沿着所述台架内的多个平移轴线和旋转轴线进行定位;放射治疗喷嘴,其与所述台架互连,并选择性地沿着放射束轴线传递放射治疗;多个外部测量装置,其获得至少所述患者容器和喷嘴的位置测量;以及控制器,其接收至少所述患者容器和喷嘴的所述位置测量并且确定移动命令,以基于所述移动命令将所述患者相对于所述放射束轴线定位为期望位姿,以及将所述患者容器的相应的移动轨迹相对于所述治疗传递系统的其它固定的和可移动的组件进行定位,所述控制器确定对于所述移动命令来说是否表示出碰撞,如果表示出碰撞则抑制移动。

[0023] 某些实施方案还包括一种路径规划和避免碰撞的系统,其用于具有固定的和可移

动的组件,并选择性地沿着放射束路径传递放射治疗束的放射治疗系统,所述定位系统包括:多个外部测量装置,其设置为获得所述组件的位置测量,以便提供位置信息;可移动患者支撑装置,其配置为将患者相对于所述患者支撑装置支撑在基本固定的位置,并可控制地将患者定位在多个平移轴线和旋转轴线中;以及控制器,其从所述多个外部测量装置接收位置信息,并提供移动命令给所述可移动患者支撑装置,以自动地将患者对准为期望位姿,并且确定相应的移动包络,其中,所述控制器对所述移动包络进行评估,如果表现出碰撞则抑制所述患者支撑装置的移动,否则就启动所述移动。

[0024] 另外的实施方案包括一种注册和定位患者的方法,所述方法用于通过具有固定的和至少一个可移动的组件的系统来传递治疗,所述方法包括以下步骤:通过可控制的患者定位装置而将患者定位为初始的治疗位姿;对所述固定的和至少一个可移动的组件的选定点的位置进行外部测量;确定观察的初始患者位姿和期望的患者位姿之间的差值矢量;为所述患者定位装置确定相应的移动命令和移动轨迹,以使所述患者处于所述期望的患者位姿;以及对所述移动轨迹与所述固定的和至少一个可移动的组件的所述选定点的测量的位置进行比较,以便在表现出碰撞时能够抑制所述患者定位装置的移动。

[0025] 本发明的这些和其它目的和有益效果将从以下结合附图进行的描述而变得更加显而易见。

[0026] 附图的简要说明

[0027] 具有患者定位系统的放射治疗系统的一个实施方案在第一方位上的示意图在图 1A 中示出,而在第二方位上的示意图在图 1B 中示出;

[0028] 图 2A 表示处于延伸位置的可伸缩成像仪的一个实施方案,而图 2B 示出了该成像仪处于缩回位置;

[0029] 图 3 表示附着有患者容器的患者定位装置的一个实施方案;

[0030] 图 4A-4E 表示放射治疗系统的一个实施方案的不同的位置误差源;

[0031] 图 5 是在放射治疗环境中确定目标的位置和方向的方法的一个实施方案的流程图;

[0032] 图 6 表示用于放射治疗系统的外部测量装置的一个实施方案;

[0033] 图 7 表示用于放射治疗系统的外部测量装置的另一个实施方案;

[0034] 图 8 是放射治疗系统的精密患者定位系统的一个实施方案的框图;

[0035] 图 9 是患者定位系统的外部测量和 6D 协调系统的一个实施方案的框图;

[0036] 图 10 是患者定位系统的患者注册模块的框图;

[0037] 图 11 是患者定位系统的运动控制模块的路径规划模块的框图;

[0038] 图 12 是患者定位系统的运动控制模块的有效避免碰撞模块的框图;

[0039] 图 13 是运动控制模块的避免碰撞模块和运动序列协调器的一个实施方案的框图;以及

[0040] 图 14 是定位患者和传递放射治疗的方法的一个实施方案的操作流程图。

[0041] 优选实施方案的详细描述

[0042] 下面将参照附图,其中在所有附图中,类似的附图标记表示类似的部件。图 1A 和 1B 示意性地表示第一和第二方位的、放射治疗系统 100 (例如,基于当前在加利福尼亚洛马林达的洛马林达大学医学中心 (Loma Linda University Medical Center in Loma Linda,

California) 使用的, 以及如 1989 年 9 月 26 日的第 4, 870, 287 号美国专利所述的质子治疗系统, 该专利申请的全部内容通过引用并入本发明) 的一个实施方案。放射治疗系统 100 被设计为将治疗用放射剂量传递到患者体内的目标区域, 用于从相对于患者的一个或多个角度或方向治疗恶性肿瘤或其它疾病症状。系统 100 包括台架 102, 台架 102 包括通常为半球形或截头圆锥形的支架, 用于附着和支撑放射治疗系统 100 的其它组件。关于台架 102 的实施方案的结构以及操作的其它细节可在第 4, 917, 344 号和第 5, 039, 057 号美国专利中找到, 这两个专利的全部内容通过引用并入本发明。

[0043] 系统 100 还包括喷嘴 104, 喷嘴 104 由台架 102 附着和支撑, 从而使得台架 102 和喷嘴 104 可关于台架等角点 120 相对精确地旋转, 但是相对于标称 (nominal) 具有扭弯 (corkscrew)、下垂 (sag) 和其它变形。系统 100 还包括沿着放射束轴线 140 传递治疗用放射束 (例如, 加速质子束) 的放射源 106。放射束穿过孔 110 并由孔 110 定形, 以限定出沿着传递轴线 142 传递的治疗用放射束。孔 110 位于喷嘴 104 的末端上, 并且孔 110 可优选地具体设置, 以用于对患者进行放射治疗的特定治疗用处方。在某些应用中, 为不同的治疗部分设置多个孔 110。

[0044] 系统 100 还包括一个或多个成像仪 112, 在这一实施方案中, 成像仪 112 可在如图 2A 所示的延伸位置和如图 2B 所示的缩回位置之间相对于台架 102 伸缩。在一个实施方案中, 成像仪 112 包括商业上可得到的固态非晶硅 x 射线成像仪, 其能够从例如已经穿过患者身体的入射的 x 射线放射而生成图像信息。成像仪 112 的可伸缩特征提供了这样的有益效果, 即, 在不需要成像仪 112 的时候, 能够从放射源 106 的传递轴线 142 收回成像仪屏幕, 从而能够在台架 102 的机壳 (enclosure) 内部提供额外的空隙, 并且能够将成像仪 112 置于放射源 106 的潜在有害的发射路径之外, 从而能够降低为成像仪 112 提供屏蔽的需求。

[0045] 系统 100 还包括相应的一个或多个 x 射线源 130, 其沿着一个或多个 x 射线源轴线 144 选择性地发射适当的 x 射线放射, 以穿过位于其间的患者组织, 从而通过成像仪 112 生成位于其间的材料的射线照相图像。优选地, 用于成像的 x 射线源 130 和用于治疗放射源 106 所采用的特定的能量、剂量以及其它接触参数在不同应用中是不同的, 这对于本领域普通技术人员来说是容易理解的。

[0046] 在这一实施方案中, 至少一个 x 射线源 130 是可定位的, 以使得 x 射线源轴线 144 可定位为与传递轴线 142 标称地一致。这一实施方案提供能够从与治疗透视图标称地相同的透视图产生用于注册的患者图像的有益效果。这一实施方案还包括这样的特征, 即, 第一成像仪 112 和 x 射线源 130 对以及第二成像仪 112 和 x 射线源 130 对基本相互正交地排列。这一实施方案提供的有益效果是, 能够在两个正交的透视方向上得到患者图像, 以提高注册精确性, 下面将更详细地描述。成像系统可与在第 5, 825, 845 号和第 5, 117, 829 号美国专利中描述的系统相似, 上述申请通过引用而并入本发明。

[0047] 系统 100 还包括患者定位装置 114 (图 3) 以及附着到患者定位装置 114 的末端或工作端的患者容器 116。在收到适当的移动命令时, 患者定位装置 114 适合于将患者容器 116 在多个平移和旋转轴线上定位, 并且优选地能够将患者容器在三个正交平移轴线以及三个正交的旋转轴线上定位, 从而提供了设置患者容器 116 的全部六个运动自由度。

[0048] 患者容器 116 配置为将患者固定地保持在患者容器 116 中的适当位置, 以便能够基本抑制患者相对于患者容器 116 的相对移动。在不同的实施方案中, 患者容器 116 包括

可膨胀泡沫、牙垫 (bite block)、和 / 或合适的面罩作为固定装置和 / 或材料。患者容器 116 还优选地配置为能够减小在治疗部分需要在患者容器 116 的边缘或过渡区域传递时所遇到的困难。患者定位装置 114 和患者容器 116 的优选实施方案的其它细节可在与本申请同时提交的、名为“模块化患者支撑系统”的、共同拥有的申请 (申请号:未知,代理人记录号:LOMARRL. 128VPC) 中找到,该申请的全部内容通过引用而合并入本发明中。

[0049] 如之前所述,在系统 100 的某些应用中,将放射源 106 提供的治疗用放射束的传递轴线 142 与由患者容器 116 和患者定位装置 114 支撑的患者的体内的目标组织进行精确的相对定位和方向设置,是系统 100 的重要目的,例如,在包括质子束治疗系统时。但是,如之前所述,系统 100 的各种组件 (例如台架 102、喷嘴 104、放射源 106、成像仪 112、患者定位装置 114、患者容器 116 以及 x 射线源 130) 会相对于标称位置和方位产生某种数量的结构弯曲和移动公差,这可能会影响到达患者的放射束的精确传递。

[0050] 图 1A 和 1B 表示系统 100 的某些组件的不同设置,并由虚线箭头表示了可能发生在系统 100 中的从标称位置的平移和旋转偏移。例如,在如图 1A 所示的实施方案中,喷嘴 104 和第一成像仪 112 基本水平延伸,并且由于重力而形成弯曲 (尤其是在它们各自的末端处)。第二成像仪 112 基本垂直排列,并且第一成像仪 112 没有水平弯曲。图 1B 表示了从图 1A 中的方向逆时针转动了大约  $45^\circ$  而处于不同设置的系统 100。在这一方向上,成像仪 112 和喷嘴 104 都由于重力弯曲,但是与图 1A 所示的方向具有不同的程度。台架 102 在例如图 1A 和 1A 中所示的不同方位之间的移动还使得系统 100 的组件在移动面处产生机械公差。由于这些从标称位置的偏移是至少部分地不可预知、不可迭接以及附加的,因此,在预知的基础上对这些偏移的校正是非常具有挑战性的,并且限制了整体的对准精确性。应该理解,这些从系统的相对于标称方向的偏移仅仅是示例性的,本文所公开的系统在未脱离本发明的精神下能够解决多种误差源。

[0051] 图 4A-4E 更详细地表示了可在例如喷嘴 104 和患者的目标组织在等角点 120 处的对准过程中出现的潜在的不确定或误差的实施方案。图 4A-4E 示出了相对于某些距离和位置的不确定或误差的源。应该理解,所述的误差源仅仅是所示实施方案的系统 100 所解决的误差类型的示例,所述的系统 100 能够解决其它的误差。在这一实施方案中,距离 SAD 定义为源到轴线的距离 (从放射源 106 到台架的旋转轴线),其理想地穿过等角点 120。为了解释和理解相对的比例和距离,在这一实施方案中,SAD 约等于 2.3 米。

[0052] 图 4A 表示潜在误差源的其中之一是这样的误差源,即,放射源 106 的真实位置从推测或标称位置偏移。在这一实施方案中,由放射源 106 提供的治疗用放射束穿过使放射束集中的两个传输电离室 (TIC)。它们表示为 TIC1 和 TIC3,并且还固定至喷嘴 104。源误差可由于许多来源而产生,包括在 TIC1 和 / 或 TIC3 上观察的放射束的移动、实际的台架 102 旋转角度的误差、以及随着台架 102 的转动由台架 102 的圆形的“变椭 (egging)”或变形而产生的误差。图 4A 表示包括放射源 106 的真实位置从推测或标称位置、以及放射束通过孔 110 在 SAD 距离传播具有偏移 (从而在等角点 120 处产生相应的误差) 的源误差。

[0053] 图 4B 表示由 TIC 位置误差而引起的可能误差,其中, TIC1、放射源 106 以及 TIC3 从穿过标称的台架等角点 120 的理想放射束轴线偏移。由于由图 4A 和 4B 所示的误差被假定为随机的和不相关的,因此它们可正交组合,并通过孔 110 的假定标称中心而投影 (project),以确定由于投影到等角点 120 的放射源 106 误差而产生的总的误差影响。在

这一实施方案中,在采取校正措施(下面将进行更详细的描述)之前,放射源误差可从约  $\pm 0.6\text{mm}$  到  $\pm 0.4\text{mm}$  变化。

[0054] 图 4C 表示由于孔 110 的位置而产生的误差或不确定性。放射源 106 的位置假定为标称的;但是,误差和不确定性都是由喷嘴 104 的公差层叠、歪斜和弯曲以及孔 110 自身的制造公差而引入的。此外,由于从放射源 106 通过距离 SAD 投影到标称等角点 120,因此放射束传递瞄准点(BDAP)误差可能在推测的标称 BDAP 和实际的 BDAP 之间。在这一实施方案中,由孔 110 位置的误差而形成的 BDAP 误差在约  $\pm 1.1\text{mm}$  到  $\pm 1.5\text{mm}$  变化。

[0055] 系统 100 还由于对成像仪 112 和 x 射线源 130 进行定位而产生误差,如图 4D 和 4E 所示。图 4D 表示由于成像仪 112 位置与假定为标称的相应的 x 射线源 130 的位置的不确定而产生的误差。由于来自 x 射线源 130 的发射穿过假定基本位于等角点 120 处的患者,并向前到达成像仪 112,这一距离可不同于 SAD 距离,在这一实施方案中,该距离约等于 2.2 米。成像仪 112 的真实位置的误差或不确定性可由成像仪 112 的真实位置的侧向位移、成像仪 112 相对于相应的 x 射线源 130 的轴向位移、以及成像仪 112 得到的图像到 DRR 的注册中的误差而产生。在这一实施方案中,在校正之前,由于各成像仪 112 而形成的误差约为  $\pm 0.7\text{mm}$ 。

[0056] 类似地,图 4E 表示由于 x 射线源 130 相对于相应成像仪 112 的位置(假定为标称的)进行的不确定定位而产生的误差。由于 x 射线源 130 而形成的可能的误差源包括由于 x 射线源 130 的初始对准而形成的误差、由于 x 射线源 130 移进或移出放射束线而形成的误差、以及由于 TIC1 和 TIC3 的下垂和相对距离的判断而形成的误差。这些误差同样假定为随机的和不相关或独立的,因此正交相加,从而在这一实施方案中产生由于各个 x 射线源 130 的约为  $\pm 0.7\text{mm}$  的误差。

[0057] 由于这些误差是随机的、独立的且不相关并从而是潜在相加的,因此,在这一实施方案中,系统 100 还包括多个外部测量装置 124,以评估和有助于对这些误差进行补偿。在一个实施方案中,系统 100 还包括与外部测量装置 124 协同工作的标志,例如标记(marker)122,如图 2A、2B、6 和 7 所示。外部测量装置 124 的每一个都得到与系统 100 的一个或多个组件(被表示为标志)以及一个或多个陆标(landmark)132(在本文中还称作“世界(world)”132)的空间中的三维位置相关的测量信息。

[0058] 在这一实施方案中,外部测量装置 124 包括商业上可得的摄像机,例如具有兆像素分辨率和 200-1000Hz 帧率的 CMOS 数字摄像机,其独立地在视场 126(在这一实施方案中,大约为水平  $85^\circ$  和垂直  $70^\circ$ )中获得目标的光学图像。包括数字摄像机的外部测量装置 124 是商业上可得的,例如为来自 CA 的莱克福斯特的维肯运动系统股份有限公司的维肯跟踪器系统(Vicon Tracker system from Vicon Motion Systems Inc. of Lake Forrest, CA)的组件。但是,在另外的实施方案中,除了本实施方案的光学摄像机之外,外部测量装置 124 可包括激光测量装置和/或无线电定位装置,或者这些装置可替换本实施方案的光学摄像机。

[0059] 在这一实施方案中,标记 122 包括固定至系统 100 的不同组件的球形的、高度反光的陆标。在这一实施方案中,至少三个标记 122 固定至所关心的系统 100 的各个组件上,并且优选地关于目标非对称设置,例如,与中心线不等距,并且角度也不均匀。外部测量装置 124 这样设置,即,至少两个外部测量装置 124 具有系统 100 的给定组件以及在它们的视场



中具有相应的标记 122, 并且在一个实施方案中, 设置有总共十个外部测量装置 124。这一特征具有为系统 100 具有双目观察的能力, 从而使系统 100 能够更精确地确定系统 100 的组件的位置和方向。标记 122 被提供以帮助识别和准确确定与标记 122 固定的物体的位置和方向, 但是在另外的实施方案中, 系统 100 (包括没有使用外部标记 122 的系统 100) 采用外部测量装置 124 来获得基于标志的位置信息, 包括目标的外部轮廓的特征, 例如边缘或转角。

[0060] 图 5 表示确定系统 100 的组件的空间位置和角定向的一个实施方案。由于所关心的组件可为台架 102、喷嘴 104、孔 110、成像仪 112、世界 132 或其它组件, 因此一般性地以“目标”来引用。应该理解, 所述的用于目标的过程对于多个目标可以并行或串行的方式进行处理。在起始状态之后, 在状态 150 中, 系统 100 相对于彼此和世界 132 而校准多个外部测量装置 124。在校准状态中, 系统 100 确定各个外部测量装置 124 的空间位置和角定向。系统 100 还确定世界 132 的位置, 其可由专门的 L- 框架来限定, 并可限定系统 100 的空间原点或参照系。当然, 世界 132 可包括基本固定在外外部测量装置 124 的视场内的任何组件或结构。因此, 不可能由于系统 100 而产生移动或偏转的结构可包括世界 132 或用于外部测量装置 124 的基准点。

[0061] 可包括一个或多个标记 122 的杆 (wand) 在外外部测量装置 124 的视场 126 内移动。随着外部测量装置 124 设置为多个外部测量装置 124 (在这一实施方案中为至少两个) 在任何给定时刻在其视场 126 中具有系统 100 的有效面积中的目标, 系统 100 使得来自各个外部测量装置 124 的独立设置的位置和方向信息相关联, 并确定校正因子, 使得多个外部测量装置 124 能够提供与随后的校准相符的独立的位置和方向信息。校准外部测量装置 124 的特定的数学步骤取决于它们的个数 (number)、相对间距、相互之间和世界 132 的几何方向以及所使用的坐标系, 但本领域技术人员能够理解, 可在特定的应用中变化。同样应该理解, 在某些应用中, 如果一个或多个外部测量装置 124 或世界 132 在校准之后移动, 则校准状态 150 需要迭接。

[0062] 在校准状态 150 之后, 在状态 152 中, 多个外部测量装置 124 得到所关心的目标的图像。根据在状态 152 中得到的图像, 系统 100 从各个相应的外部测量装置 124 (其在状态 154 中使目标成像) 确定到目标的相应方向矢量 155。这在图 6 中表示为与外部测量装置 124a-d (在其各自的视场 126 中具有目标) 相对应的矢量 155a-d。然后, 在状态 156 中, 系统 100 计算这样的空间中的点, 即, 在这样的空间中, 在状态 154 中矢量 155 (图 6) 确定为相交。状态 156 因此参照世界 132 返回空间三维位置, 用于与在该位置处相交的多个矢量相对应的目标。由于该目标已经设置有三个或更多的移动或标记 122, 因此, 系统 100 也可通过评估与目标相关的单独标记 122 的相对位置来确定该目标的三维角定向。在这一实现中, 外部测量装置 124 包括摄像机, 但是, 也可使用多种不同装置来对标志进行成像 (例如, 确定位置), 而不会脱离本发明的精神。特别地, 发射或接收电磁能量或音频能量 (包括可见和不可见波长的能量和超声) 的装置可用来成像或确定标志的位置。

[0063] 为目标确定的位置和方向信息在状态 160 中提供, 用于在系统 100 中使用, 下面将更详细地描述。在一个实施方案中, 校准状态 150 可在大约一分钟内执行, 并使得系统 100 能够以不超过 10ms 的等待将状态 152、154、156 和 160 中目标位置确定为 0.1mm 内, 方向确定为 0.15° 内。如之前所述, 在另外的实施方案中, 外部测量装置 124 可包括激光测量装

置、无线电定位装置或其它能够确定到外部测量装置 124 的方向或与外部测量装置 124 的距离的装置,这些装置可附加到以上所述的外部测量装置 124 或与外部测量装置 124 择一存在。因此,在某些实施方案中,单个的外部测量装置 124 可确定到达目标的距离和方向,以确定该目标的位置和方向。在另外的实施方案中,外部测量装置 124 仅向目标提供距离信息,而目标的空间位置是通过确定位于相应的外部测量装置 124 中心的多个虚拟球面的交点而确定的。

[0064] 在某些实施方案中,系统 100 还包括一个或多个局部位置反馈装置或分解器(resolver) 134(例如,参见图 1)。局部位置反馈装置或分解器 134 在系统 100 的一个或多个组件(例如,台架 102、喷嘴 104、放射源 106、孔 110、成像仪 112、患者定位装置 114、患者容器 116 和 / 或世界 132) 中实现或与系统 100 的一个或多个组件通信。局部反馈装置 134 提供与系统 100 的有关组件相关的独立位置信息。在不同的实施方案中,局部反馈装置 134 包括旋转编码器、线性编码器、伺服机构或商业上可得并且其操作被本领域普通技术人员所理解的其它的位置指示器。除了由外部测量装置 124 提供的信息之外,局部反馈装置 134 提供可由系统 100 使用的独立的位置信息,以更精确地定位患者。

[0065] 在这一实施方案中,系统 100 还包括精密患者对准系统 200,其使用在状态 160 提供的用于目标的位置信息。如图 8 所示,患者对准系统 200 包括命令和控制模块 202,其与 6D 系统 204、患者注册模块 206、数据文档 210、运动控制模块 212、安全模块 214 以及用户接口 216 通信。患者对准系统 200 使用由 6D 系统 204 提供的位置信息,以更精确地注册患者以及移动喷嘴 104 和患者定位装置,从而获得由数据文档 210 提供的、用于患者的处方所需要的期望的治疗位姿。

[0066] 在这一实施方案中,6D 系统 204 从外部测量装置 124 以及从与喷嘴 104、孔 110、成像仪 112、患者定位装置 114 和患者容器 116 的当前位置,以及一个或多个固定的陆标 132(在图 9 中表示为世界 132) 的位置相关的分解器 134 接收位置信息。固定的陆标(或世界) 132 提供不移动的原点或参照系,以有助于确定放射治疗系统 100 的移动组件的位置。这一位置信息提供给主要的 6D 位置测量系统 220,系统 220 然后使用来自外部测量装置 124 和分解器 134 的观测数据,计算这五个组件的位置和方向坐标以及在第一参照系中的原点。这一位置信息提供给 6D 协调模块 222(其包括坐标变换模块 224 和鉴定模块 226)。坐标变换模块 224 与患者对准系统 200 的其它模块(例如,命令和控制模块 202 和具有路径规划的运动控制和避免碰撞模块 212) 通信。

[0067] 根据患者注册和治疗传递过程的阶段,患者对准系统 200 的其它模块可向 6D 系统 204 提交调用(call),用于对放射治疗系统 100 的当前配置进行位置请求。患者对准系统 200 的其它模块也可向 6D 系统 204 提供调用,例如,坐标变换请求。这种请求通常包括提交给定参照系中的位置信息、在其中提交数据的参照系指示(indication) 以及调用模块希望将位置数据变换到其中的期望参照系。这一坐标变换请求提交给坐标变换模块 224,坐标变换模块 224 在给定的参照系中对提交的数据执行适当的计算,并将数据变换到期望的参照系中,然后将其返回给患者对准系统 200 的调用模块。

[0068] 例如,放射治疗系统 100 可确定:将患者定位装置 114 的移动表示以正确地注册患者。例如,表示出沿 x 轴加 2mm 平移,沿 y 轴减 1.5mm 平移,沿 z 轴不变,并且绕垂直轴转动正  $1^\circ$ 。这一数据将提交给坐标变换模块 224,坐标变换模块 224 然后对数据执行操作,

以将相应的移动命令返回给患者定位装置 114。这种精确的坐标变换将在系统 100 的具体实现中不同,例如,取决于患者定位装置 114 的确切的配置和尺寸以及患者定位装置 114 相对于系统 100 的其它组件的相对位置。但是,这种坐标变换可由本领域普通技术人员为特定的应用而容易地确定。

[0069] 在接收到位置请求时,鉴定模块 226 通过提供具体的目标位置信息而协助运动控制模块 212 操作。辅助的位置测量系统 230 为放射治疗系统 100 的不同组件提供可选的或备份的位置测量功能。在一个实施方案中,辅助的位置测量系统 230 包括采用基于最初位置和命令移动的预知位置信息的传统定位功能。在一个实施方案中,主要的位置测量系统 220 从外部测量装置 124 接收信息,而辅助的位置测量系统 239 从分解器 134 接收独立的位置信息。通常优选地,6D 测量系统 220 为了之前所描述的精确定位和速度方面的有益效果而作为主要定位系统运行。

[0070] 图 10 更详细地表示了患者对准系统 200 的患者注册模块 206。如之前所述,6D 系统 204 得到了放射治疗系统 100 的不同组件(包括台或患者容器 116 以及喷嘴 104)的位置测量,然后确定这些不同组件的位置坐标并将它们在期望的参照系中进行表示。数据文档 210 提供与患者的治疗处方有关的信息,包括之前在规划或处方期得到的治疗计划和 CT 数据。患者的数据可由数据转换器 232 配置,从而以优选的格式来表示数据。成像仪 112 还向 6D 系统 204 以及向图像捕获模块 236 提供位置信息。图像捕获模块 236 从成像仪 112 接收原始图像数据,并对这一数据进行处理,例如滤波、曝光校正、缩放 (scaling) 以及裁剪,以向注册算法 241 提供校正的图像数据。

[0071] 在这一实施方案中,CT 数据承受经由过渡图片 (transgraph) 创建模块 234 的中间处理步骤,以将 CT 数据转换为提供给注册算法 241 的过渡图片。过渡图片表示中间数据,并提高了 DRR 的生成速度。注册算法 241 使用过渡图片、治疗计划、由 6D 系统 204 提供的当前目标位置数据以及来自成像仪 112 的校正的数据,确定信息提供给命令和控制模块 202 的已注册的位姿。注册算法 241 试图以尽可能接近的方式或以处于指定公差范围内的方式将来自成像仪 112 的校正的图像信息与适当的 DRR 相匹配,以建立期望的位姿或对患者进行注册。命令和控制模块 202 可评估当前的注册位姿,并提供命令或请求,以使得放射治疗系统 100 的一个或多个组件产生移动,从而实现期望的位姿。用于适当的注册算法的其它细节可在大卫·A·拉洛斯 (David A. LaRose) 于 2001 年 5 月提交给卡耐基梅隆大学的名为“使用加速体绘制的迭代 X 射线 /CT 注册 (Iterative X-ray/CT Registration Using Accelerated Volume Rendering)”的发表的博士学位论文中找到,该论文的全部内容通过引用并入本发明。

[0072] 图 11-13 表示这样的实施方案,即,系统 100 使用该实施方案来执行移动。图 11 示出了命令和控制模块 202 已经提供了用于放射治疗系统 100 的一个或多个组件移动的调用。在状态 238 中,运动控制模块 212 从 6D 系统 204 检索当前位置配置,并将其与最近请求的位置配置提供给路径规划模块 240。路径规划模块 240 包括三维模型数据库,其表示由放射治疗系统 100 的各种组件的可能移动所限定出的位置包络 (envelope)。例如,如之前所述,成像仪 112 缩回,3D 模型数据模块 242 表示空间中的包络或体积,成像仪 112 可通过空间中的包络或体积根据其当前和最终位置而移动。

[0073] 路径规划模块 240 还包括目标移动模拟器 244,其从 3D 模型数据模块 242 接收数

据,并能够基于这一数据为放射治疗系统 100 的各种组件计算移动仿真。这一目标移动仿真模块 244 优选地与避免碰撞模块 270 一致工作,如图 12 所示。图 12 再次表示了 6D 系统 204 的操作的一个实施方案,在这一实施方案中,6D 系统 204 得到孔 110、成像仪 112、喷嘴 104、患者定位装置和患者容器 114 和 116 以及固定的陆标或世界 132 的位置测量。图 12 还表示,在本实施方案中,局部反馈是从与患者定位装置 114、喷嘴 104、成像仪 112 以及台架 102 的角度相对应的分解器 134 收集的。

[0074] 这一位置信息提供给避免碰撞模块 270,避免碰撞模块 270 收集目标位置数据库 272 中的目标信息。这一目标数据提供给决策模块 274,决策模块 274 评估数据是否可验证。在某些实施方案中,模块 274 的评估可调查与来自库 272 的目标位置数据之间的可能的矛盾或冲突,例如溢出数据或表示(例如)多个目标占用相同位置的数据。如果确定了冲突或溢出条件,例如,终端模块 274 的评估结果是否定的,那么,在状态 284 中执行系统停机操作,以抑制放射治疗系统 100 的组件进一步移动,并进一步前进到达故障恢复状态 286,在这种状态下,采取适当的措施来恢复或纠正故障。在完成了故障恢复状态 286 时,执行复位状态 290,接着返回到在模块 272 中进行的目標位置数据库的数据检索。

[0075] 如果状态 274 的评估是肯定的(affirmative),则到达状态 276,在这种状态下,避免碰撞模块 270 计算沿着当前和计划的轨迹的相对距离,并将这一计算信息提供给评估状态 280,评估状态 280 确定放射治疗系统 100 的一个或多个目标或组件是否太接近。如果阶段 280 的评估是否定的,例如,当前位置和计划的轨迹并未表现出碰撞风险,则到达睡眠或暂停状态 282,在状态 282 期间,允许放射治疗系统 100 的一个或多个组件如所表示的那样继续移动,并进入所示的通过模块 272、274、276、280 和 282 的循环顺序。

[0076] 但是,如果评估状态 280 的结果是肯定的,例如,一个或多个目标太接近,或者它们的计划的轨迹将使得它们产生碰撞,那么,用故障恢复执行系统停机状态 284 和复位状态 286 和 290,如上所述。因此,避免碰撞模块 270 使得放射治疗系统 100 能够对系统 100 的可移动的组件的当前和计划位置,以及移动轨迹主动地(proactively)评估,以在出现甚至开始之前减少可能的碰撞。这对于采用(例如)通过接触开关触发的运动停止(其在停止或接触开关激活时停止运动)的系统是有利的,这些系统自身可能不足以避免对可能相对较大和较重的、具有较大惯性的移动组件造成破坏,或者不足以避免对系统的使用者或患者造成伤害。

[0077] 假设与避免碰撞模块 270 协同工作的目标移动仿真模块 244 表示移动不会引起碰撞风险,那么实际的移动命令前进到达运动序列协调器模块 246,运动序列协调器模块 246 评估放射治疗系统 100 的一个或多个组件的所示的运动矢量,并且在本实施方案中,通过五个转化模块对这些移动进行排序。特别地,转化模块 250、252、254、260 和 262 将所示的移动矢量从提供的参照系转化为分别适于患者定位装置 114、台架 102、x 射线源 130、成像仪 112 和喷嘴 104 的命令参照系。

[0078] 如之前所述,放射治疗系统 100 的各种可移动的组件可假设为不同的尺寸,并具有不同的控制参数,而转化模块 250、252、254、260 和 262 使得第一参照系中的运动向量相互关联,或者将它们转化到对于放射治疗系统 100 的对应组件来说适当的参照系中。例如,在这一实施方案中,台架 102 能够顺时针和逆时针地绕轴线转动,而患者定位装置 114 可以六个平移和旋转变动自由度进行定位,从而与台架 102 相比,运行在移动命令不同的参照

系下。由于能够得到放射治疗系统 100 的不同组件所具有的外部测量的位置信息,运动序列协调器模块 246 能够以直接、有效和安全的方式有效地规划这些组件的移动。

[0079] 图 14 表示设置有患者对准系统 200 的放射治疗系统 100 的操作的一个实施方案的流程或方法 300。从开始状态 302,接下来是识别状态 304,其中,对特定的患者和被提供的治疗入口 (portal) 进行识别。之后是治疗处方检索状态 306,状态 304 和 306 的识别和治疗处方检索可通过使用者接口 216 以及对模块 210 的数据文档进行访问来执行。然后在状态 310 中,通过进入患者容器 116 中以及启动患者定位装置 114 对患者容器 116 (将患者固定在用于成像的位置附近) 进行定位而将患者移动到成像位置。在状态 312 中,还将台架 102、成像仪 112 以及放射源 130 移动到成像位置,而在状态 314 中,x 射线成像轴线参数如之前所述那样通过采用外部测量装置 124、协作标记 122 和分解器 134 的 6D 系统 204 而确定。

[0080] 在状态 316 中,成像仪 112 捕获患者的射线照相图像,可如之前所述那样,并根据需要由模块 236 进行校正。在这一实施方案中,两个成像仪 112 和相应的 x 射线源 130 基本彼此垂直地设置。因此,从正交的透视方向获得两个独立的射线照相图像。这一特征与单独的透视方向相比能够提供更完整的射线照相图像信息。同样应该理解,在某些实施方案中,可为了附加数据而执行状态 316 中的多个成像。在状态 320 中执行评估,以确定射线照相图像获得过程是否完整,而这一决策确定的结果是,在否定的情况下,如所示那样,继续在状态 312 中进行移动操作、在状态 314 中进行确定操作以及在状态 316 中进行捕获操作,而在肯定的情况下,执行状态 322 中的操作。

[0081] 在状态 322 中,如之前所描述的那样,6D 系统 204 执行外部测量,以通过患者注册模块 206 如之前所描述的那样确定放射治疗系统 100 的各种组件的相对位置和方向。在状态 324 中,如所示那样进行运动计算,以将处于期望位姿的患者进行适当对准。

[0082] 虽然在治疗传递的各个实例中并不是必需的,但是本实施方案示出了在状态 326 中,台架 102 某种程度的移动被示为将台架 102 定位在治疗位置,而患者的移动 (例如,在状态 330 中通过患者定位装置 114) 将患者定位在所示出的位姿。在这些移动之后,状态 332 再次使用 6D 系统 204 来进行外部测量,在状态 334 中计算和分析所测量的位置,以在状态 336 中确定期望的患者位姿是否已经在期望的公差范围内实现。如果还没有实现充分精确的注册和定位患者,那么紧接着执行状态 340 的处理,在状态 340 中计算校正矢量并将其转换到对于台架 102 和 / 或患者定位装置 114 的进一步移动来说适当的参照系中。如果状态 336 的决策是肯定的,例如,患者已经令人满意地定位在期望的位姿,那么,在状态 342 中能够根据患者的处方进行放射治疗。应该理解,对于某些患者处方来说治疗期可表示为多个治疗部分,例如,从多个方向的治疗,方法 300 的适当部分可为多个规定的治疗部分而反复地迭接。但是,为了描述的简化,在图 14 中示出了单次迭接。因此,在状态 342 的治疗传递之后,紧接着完成状态 344,状态 344 中可包括完成该患者对于当天或者对于给定的治疗组的治疗。

[0083] 因此,通过直接测量系统 100 的可移动的组件,具有患者对准系统 200 的放射治疗系统 100 使用测量的反馈,以更精确地确定和控制对这些不同组件的定位。系统 100 的特殊有益效果在于,与可能的公知系统相比,患者能够在治疗传递期间更精确地注册,并且不需要对患者进行射线照相成像、再定位、后续的射线照相成像和数据分析的循环顺序。这提

供的显著有益效果是,能够更精确地传递治疗用的放射、显著降低注册、成像、定位处理的等待时间,从而提高了可能的患者通过量,并通过在治疗期间降低对多个 x 射线暴露的需要而降低了在射线照相成像期间患者在 x 射线放射下的暴露。

[0084] 虽然已经表示、描述了本发明的优选实施方案,并指出了在应用这些实施方案时的本发明的基本的新颖特征,但是应该理解,本领域技术人员可以对所描述的装置进行细节形式上的省略、替换和修改,而不会脱离本发明的精神。因此,本发明的范围不应受到以上描述的限制,而应由所附权利要求来限定。

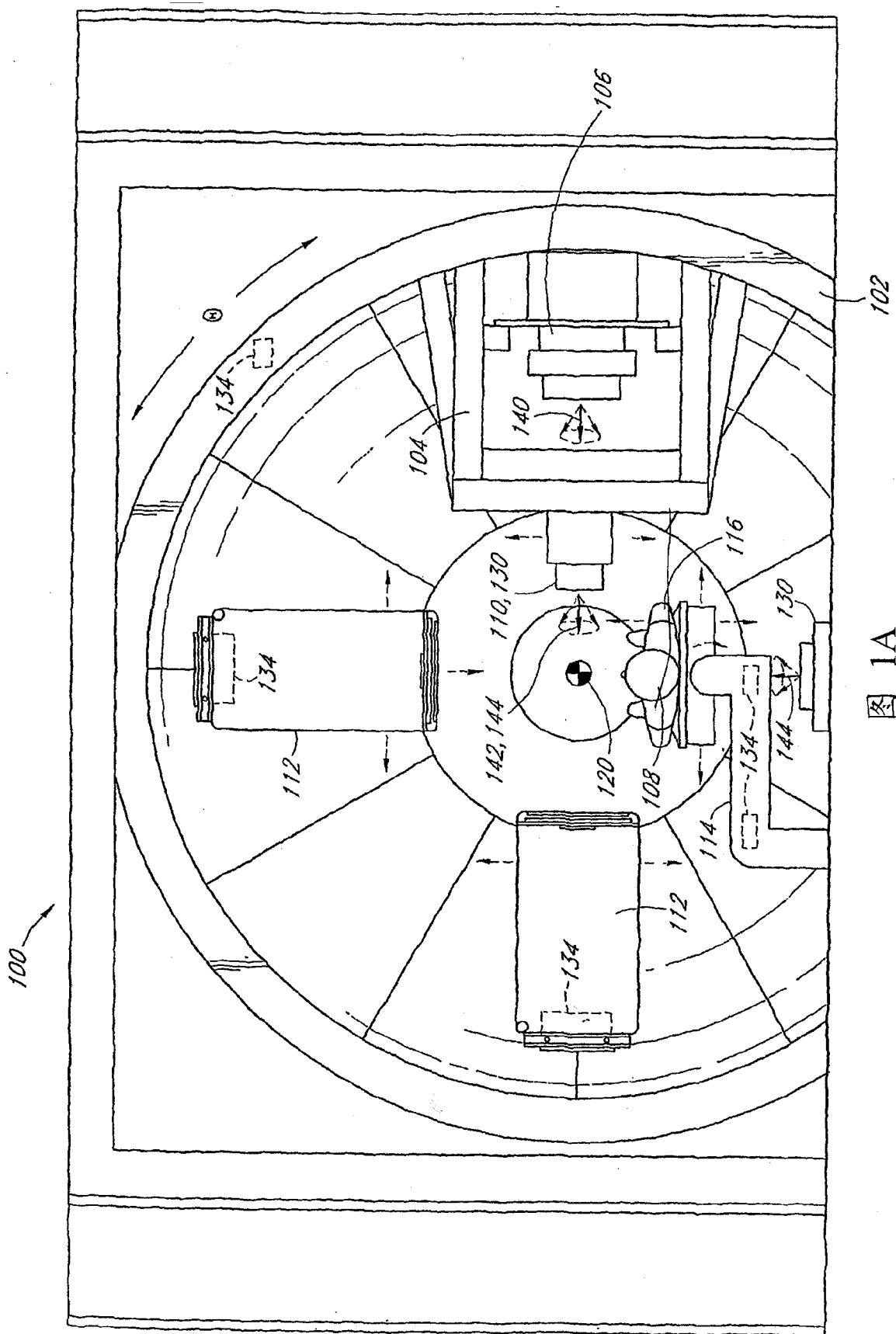


图 1A

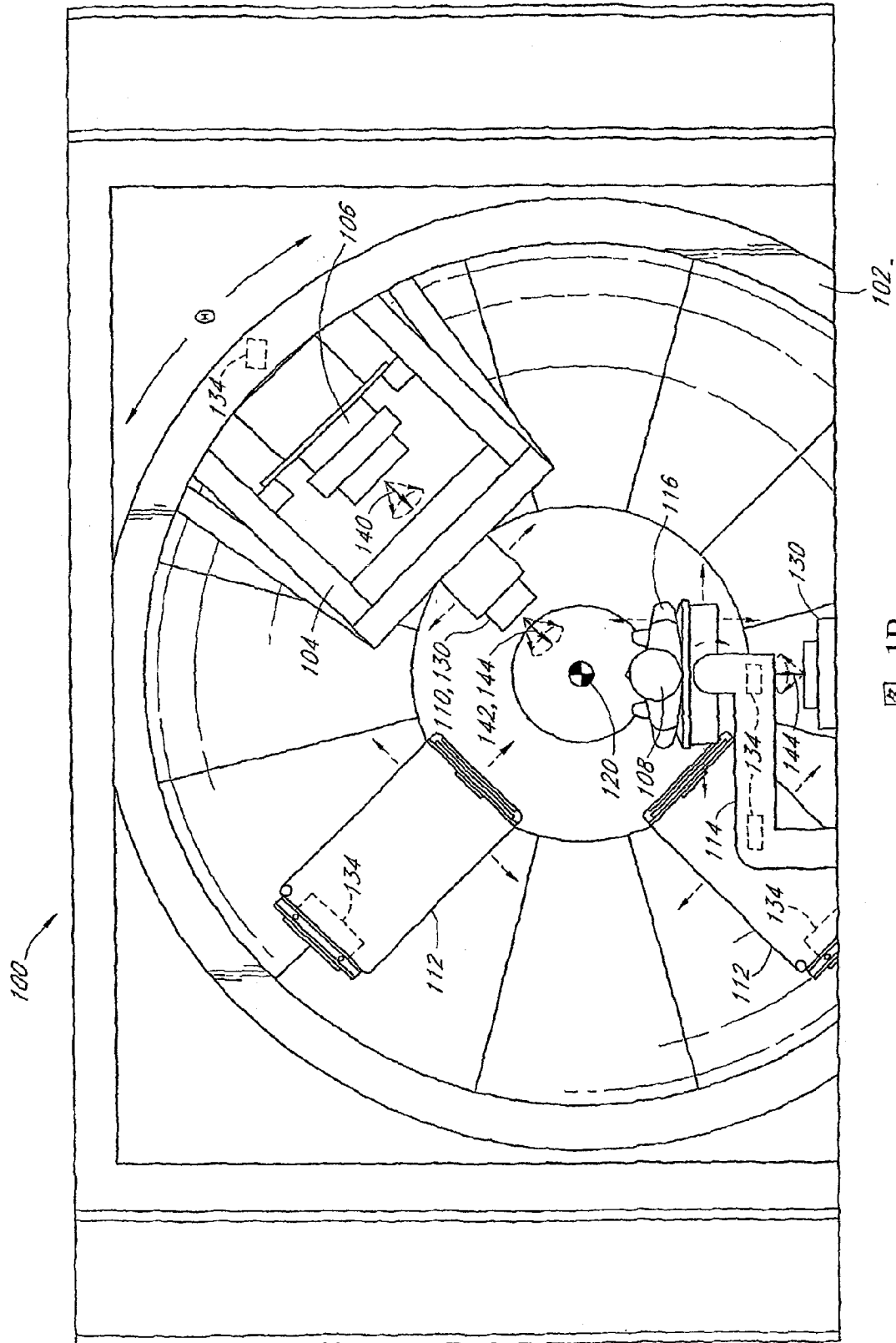


图 1B



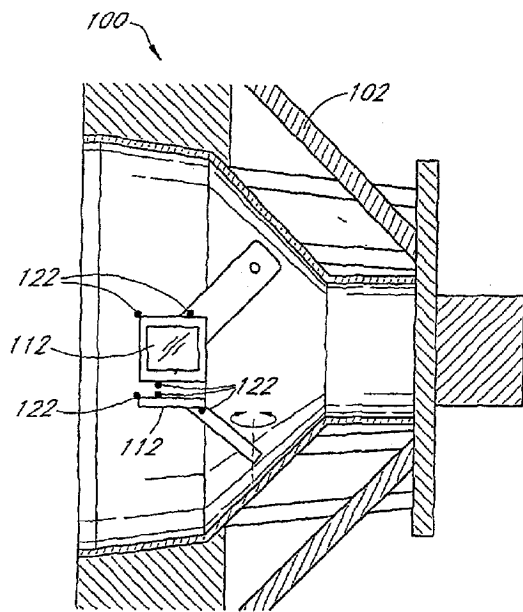


图 2A

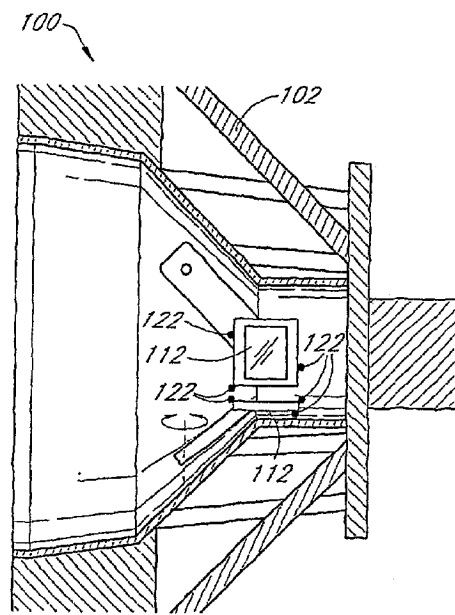


图 2B

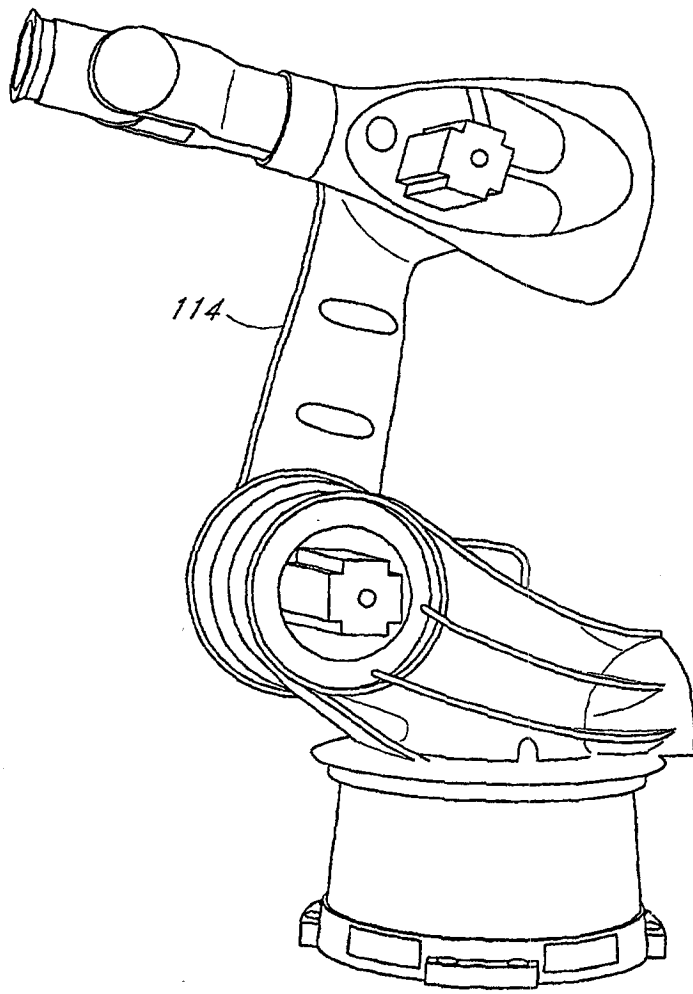
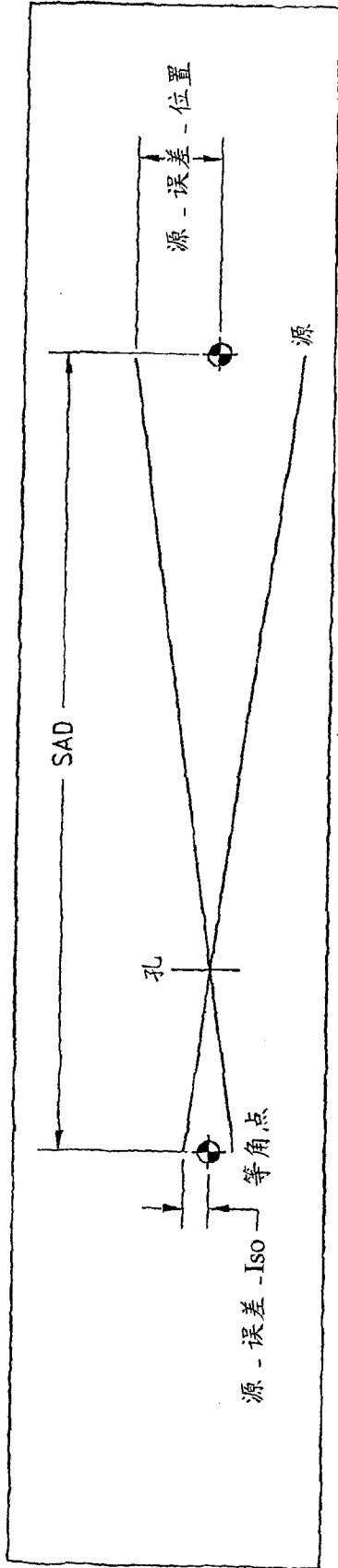
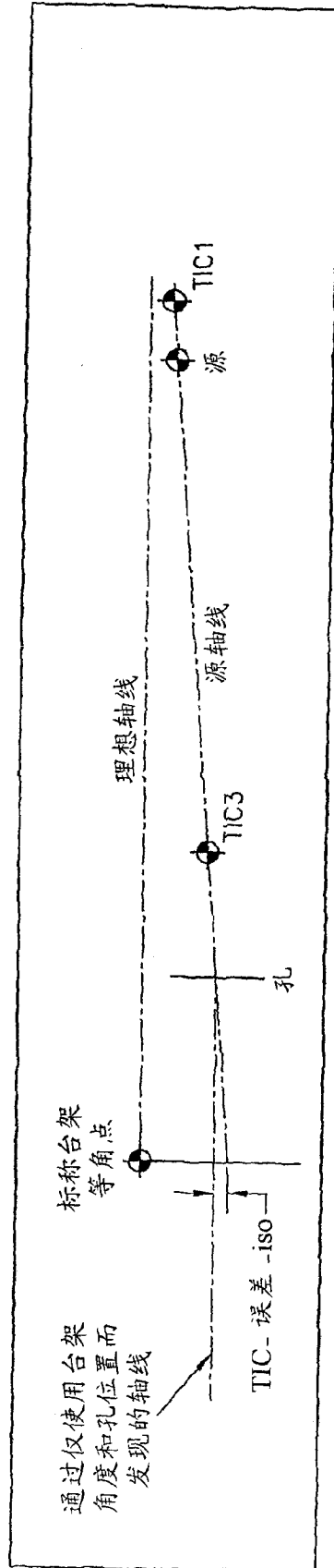


图 3



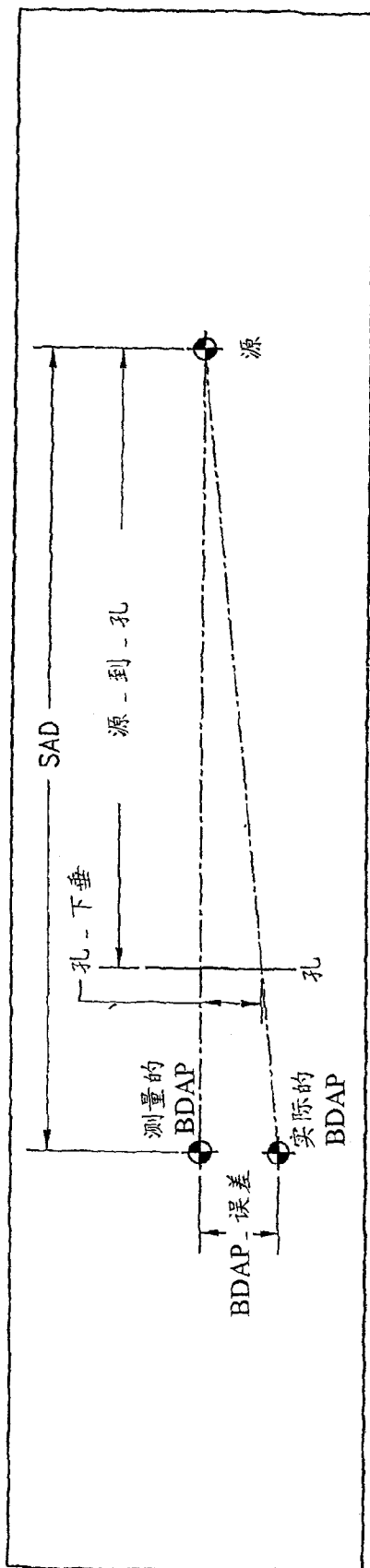
源误差

图 4A

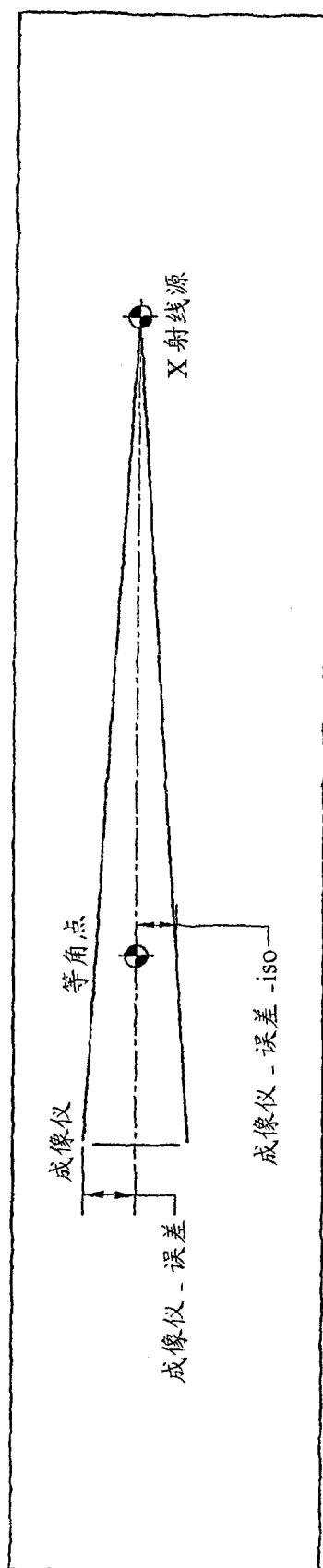


TIC 位置误差

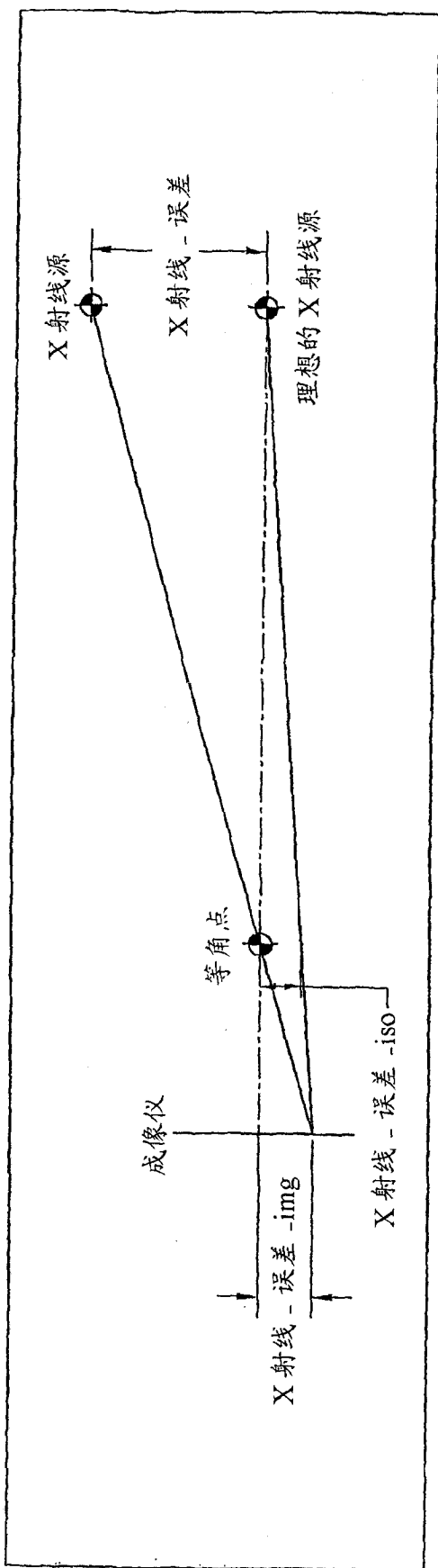
图 4B



孔误差  
图 4C



成像仪接收器误差  
图 4D



X射线源误差

图 4E

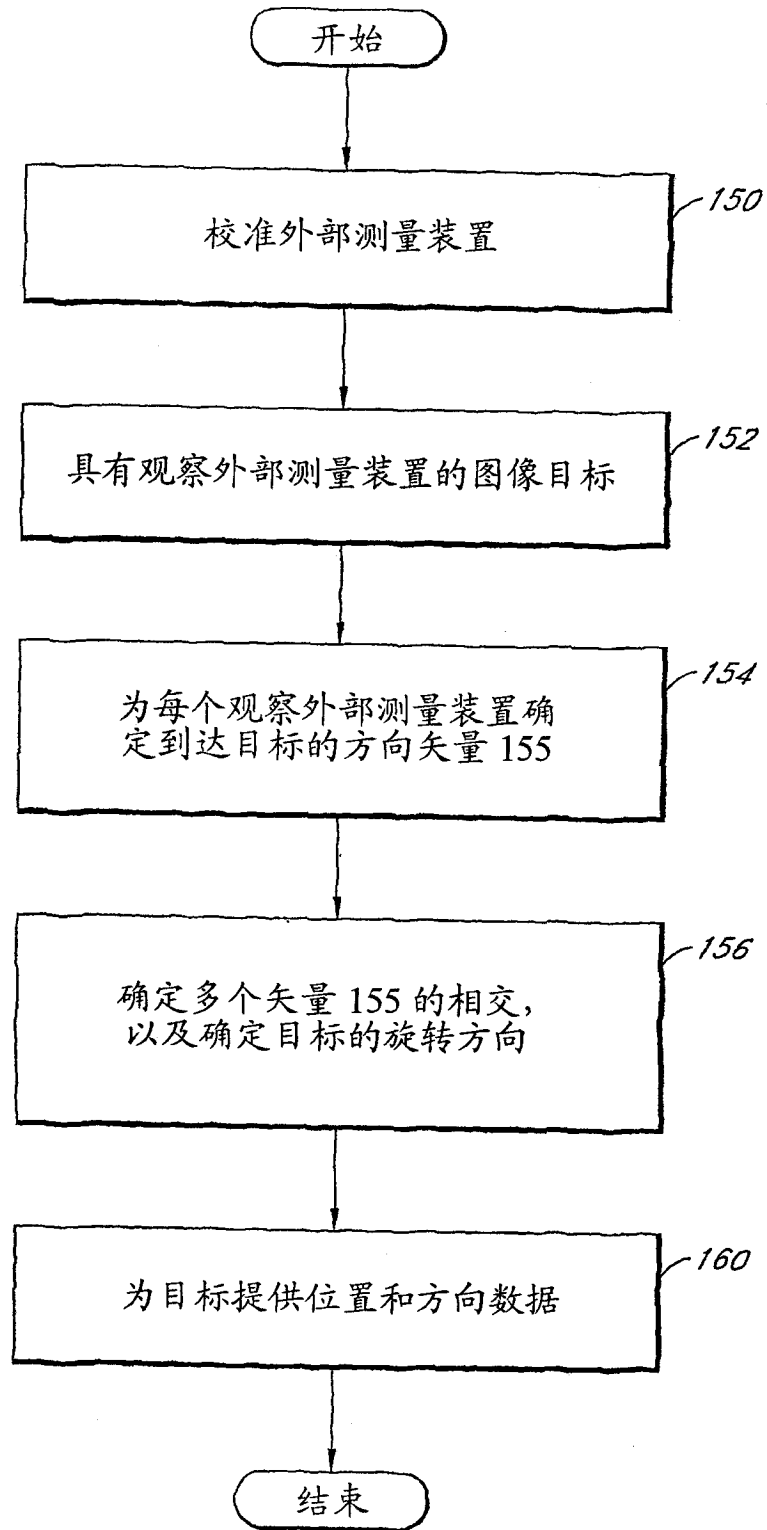


图 5

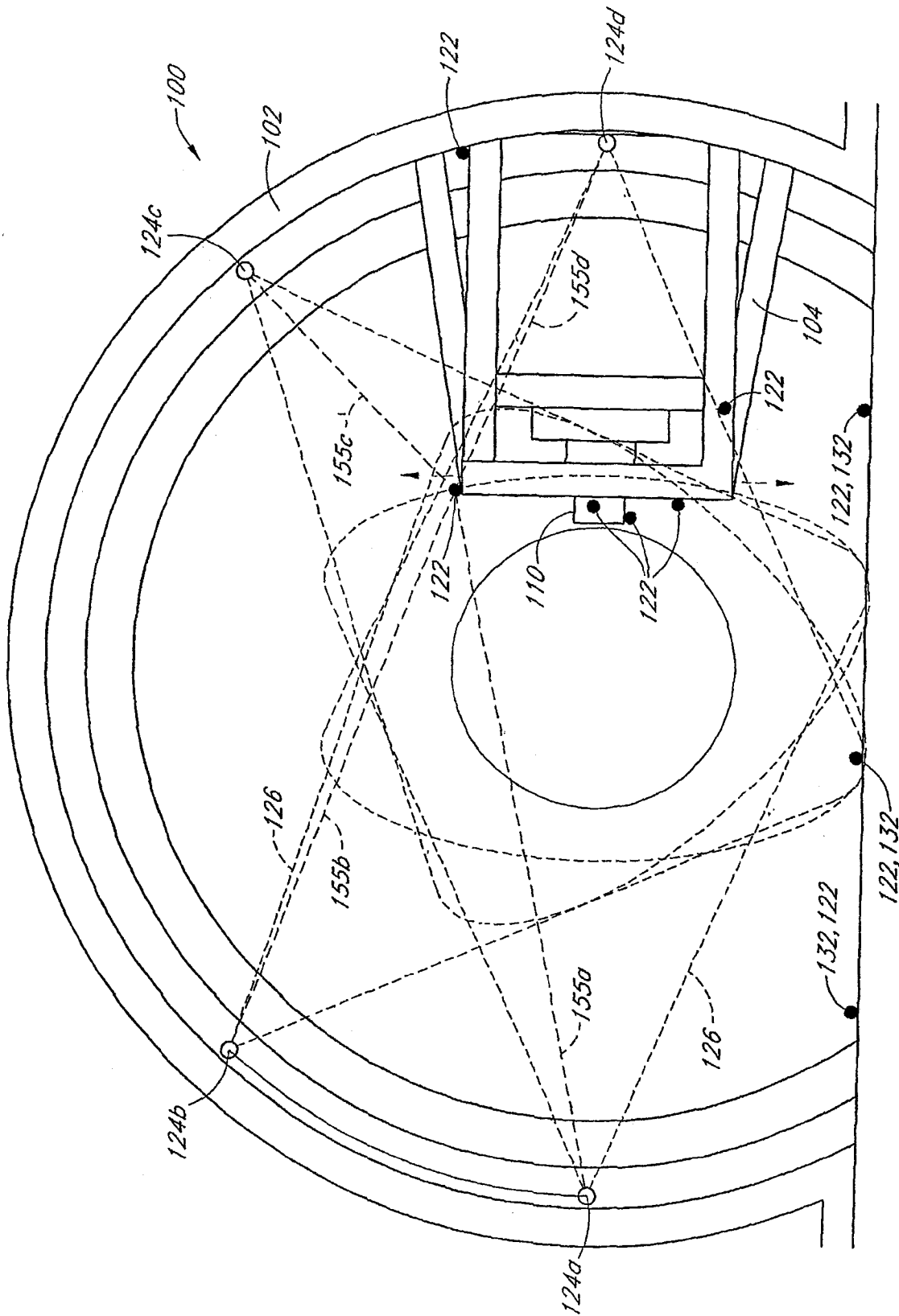


图 6

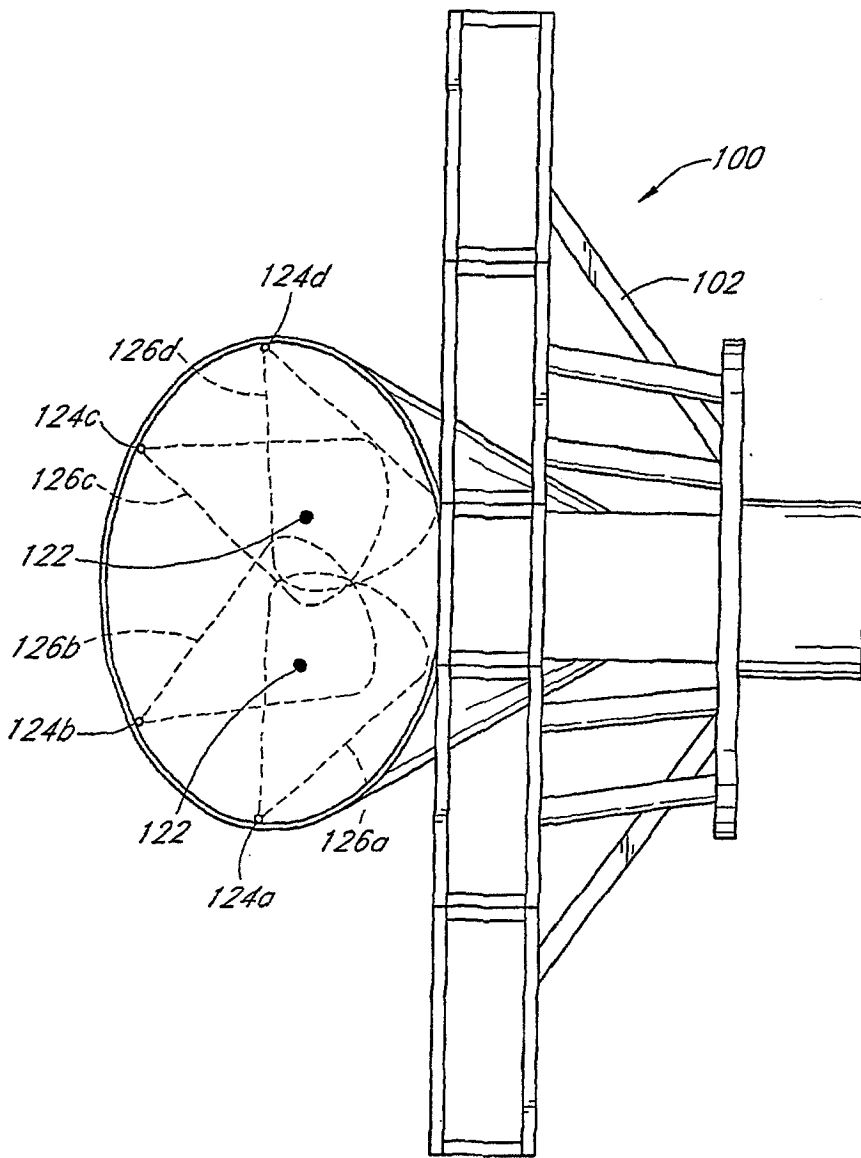


图 7



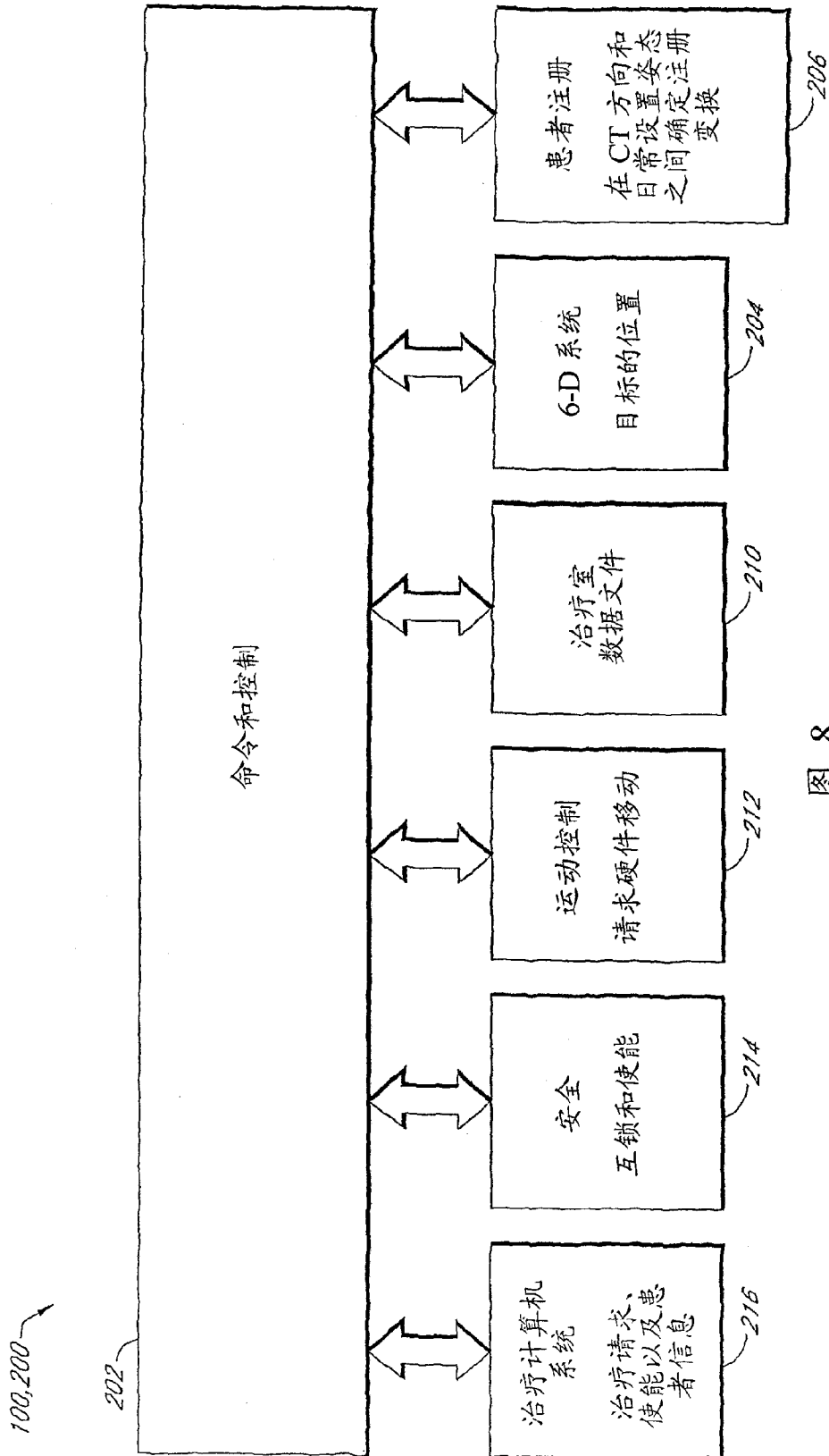
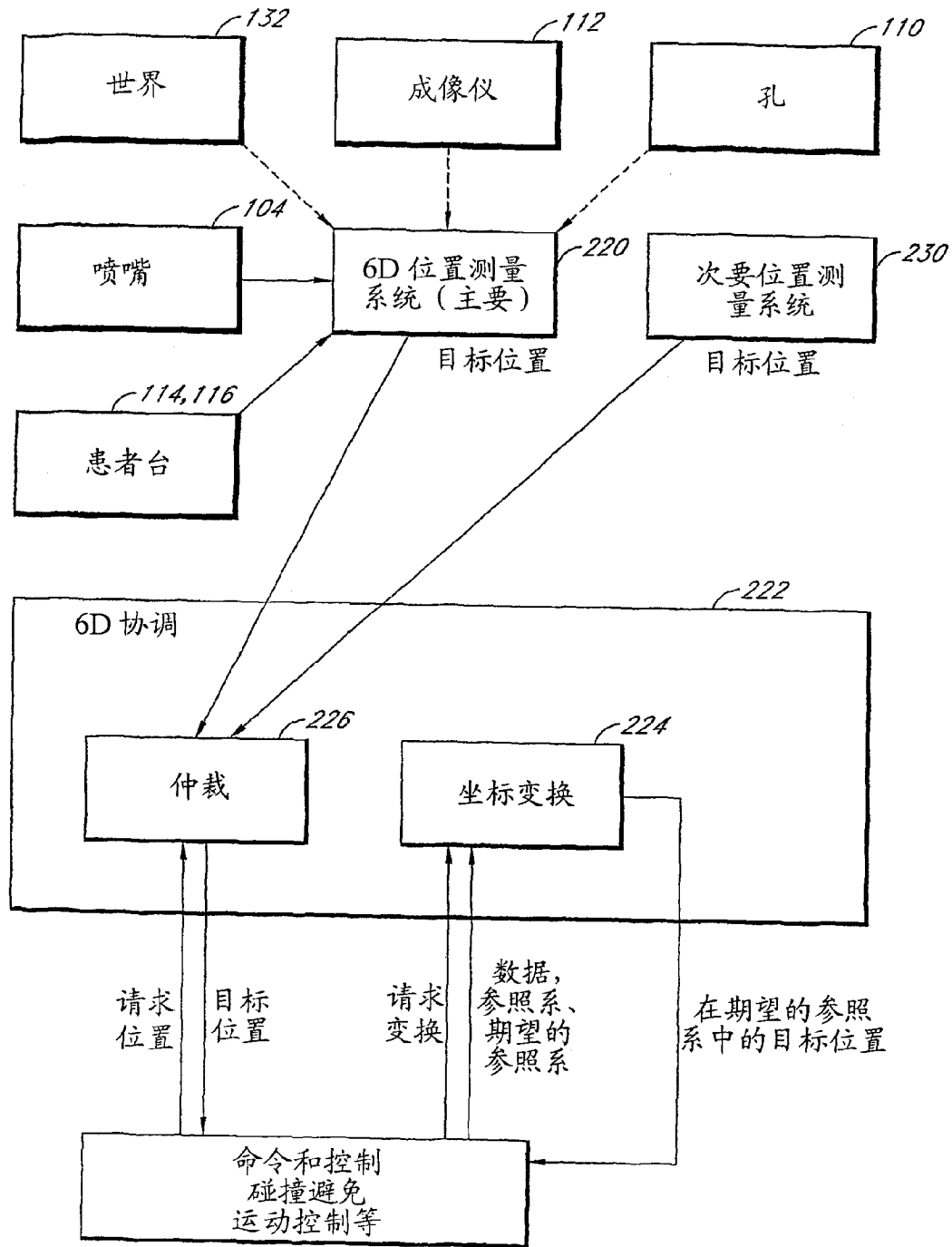


图 8



200, 204

图 9

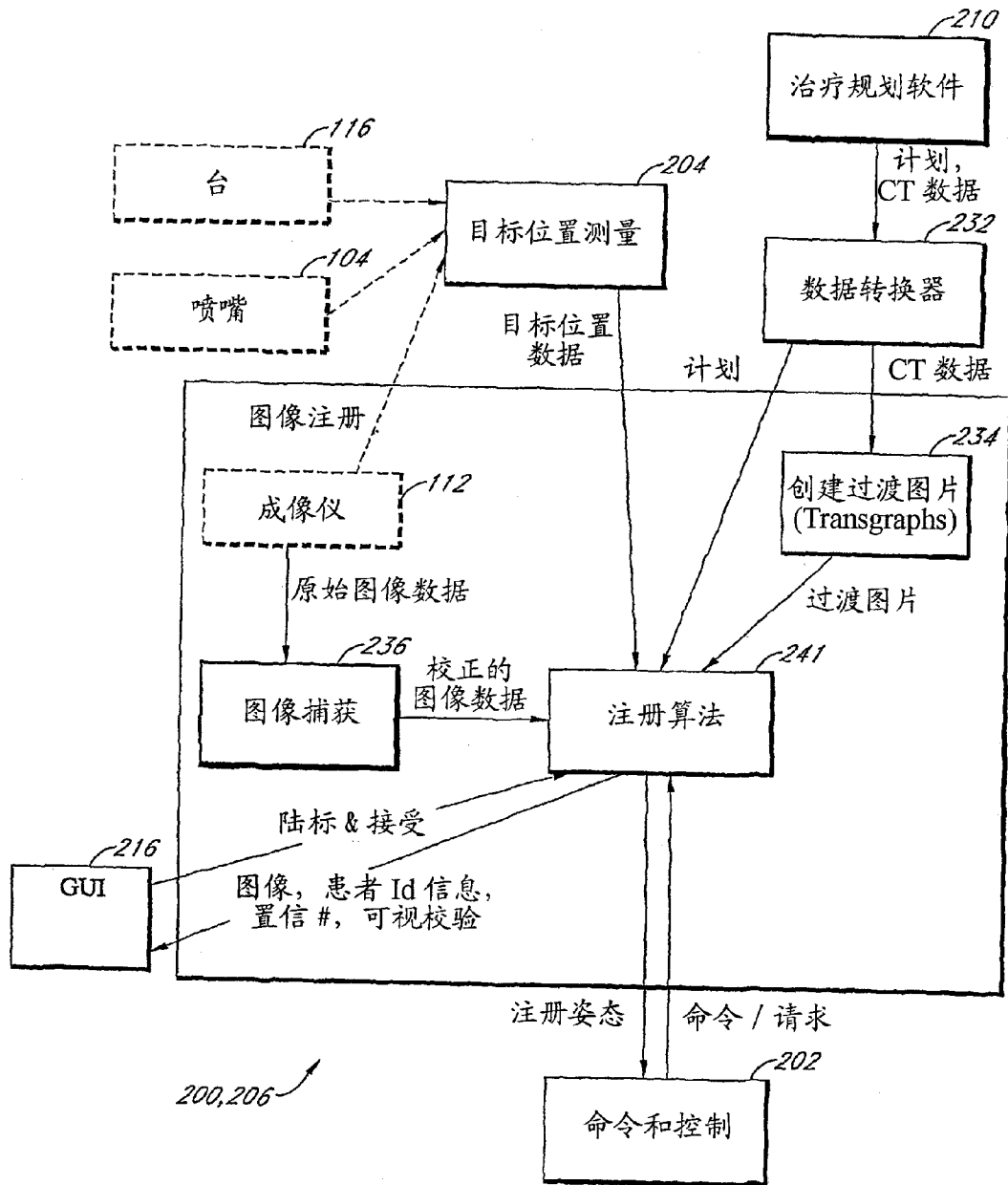


图 10

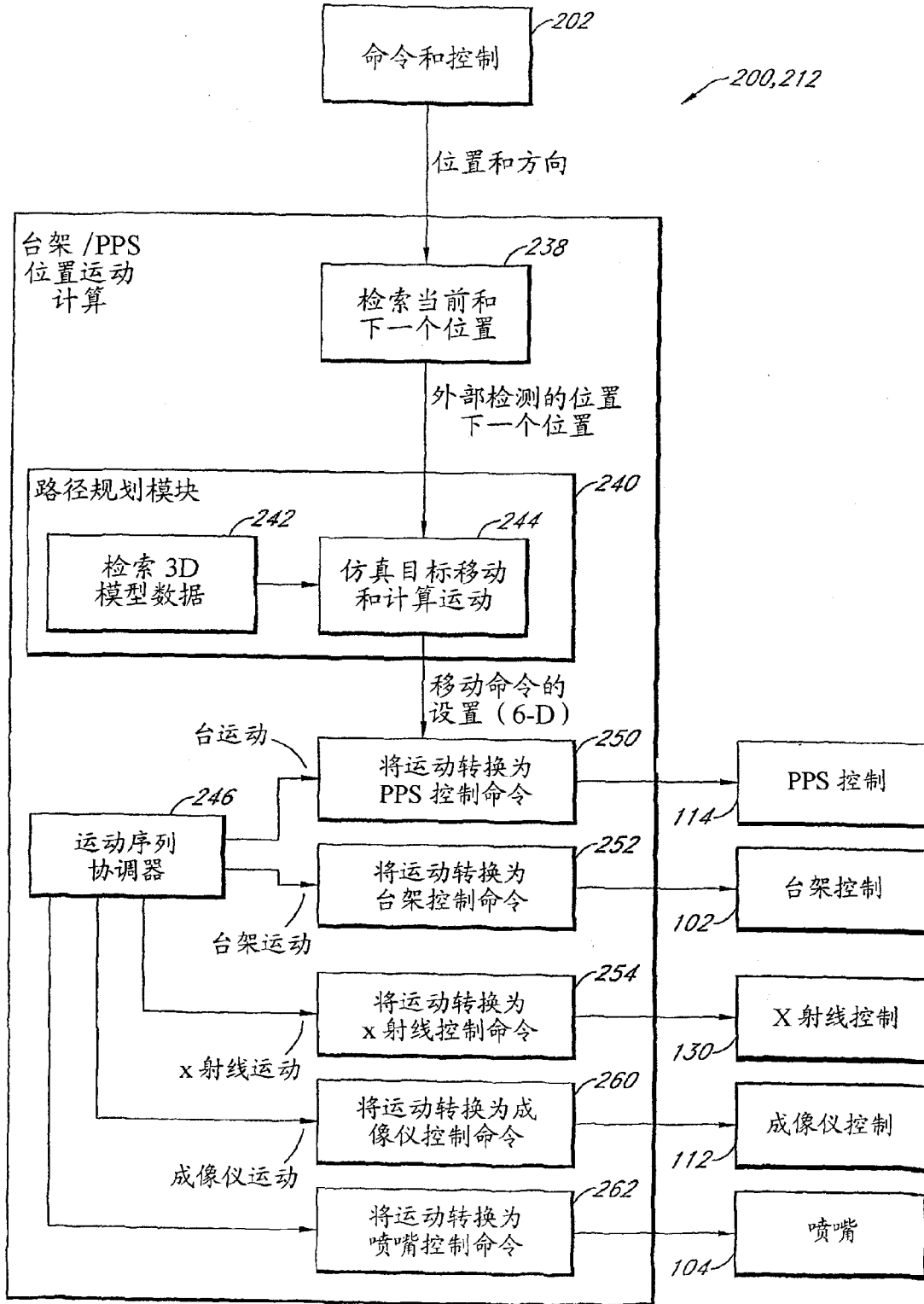


图 11

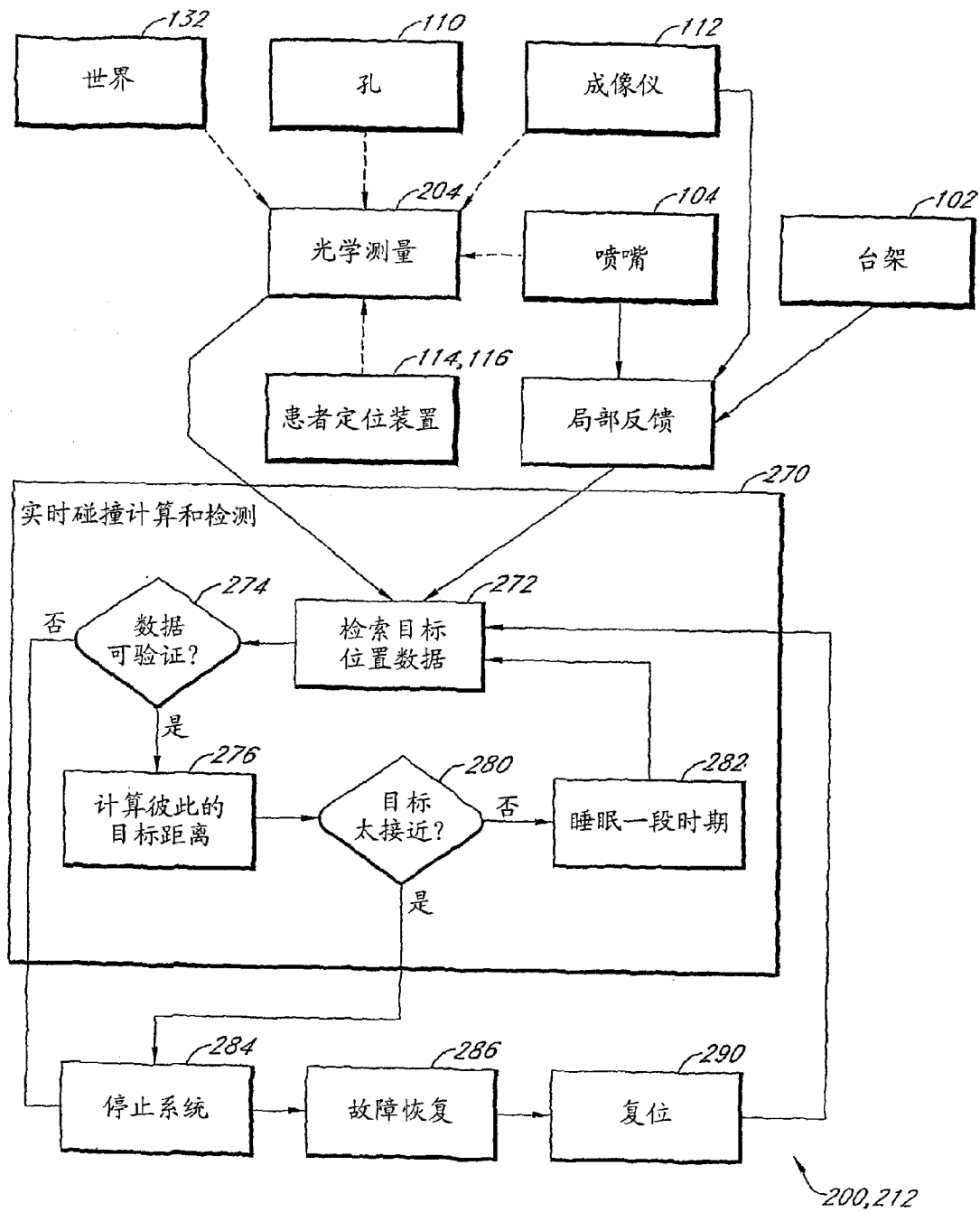


图 12

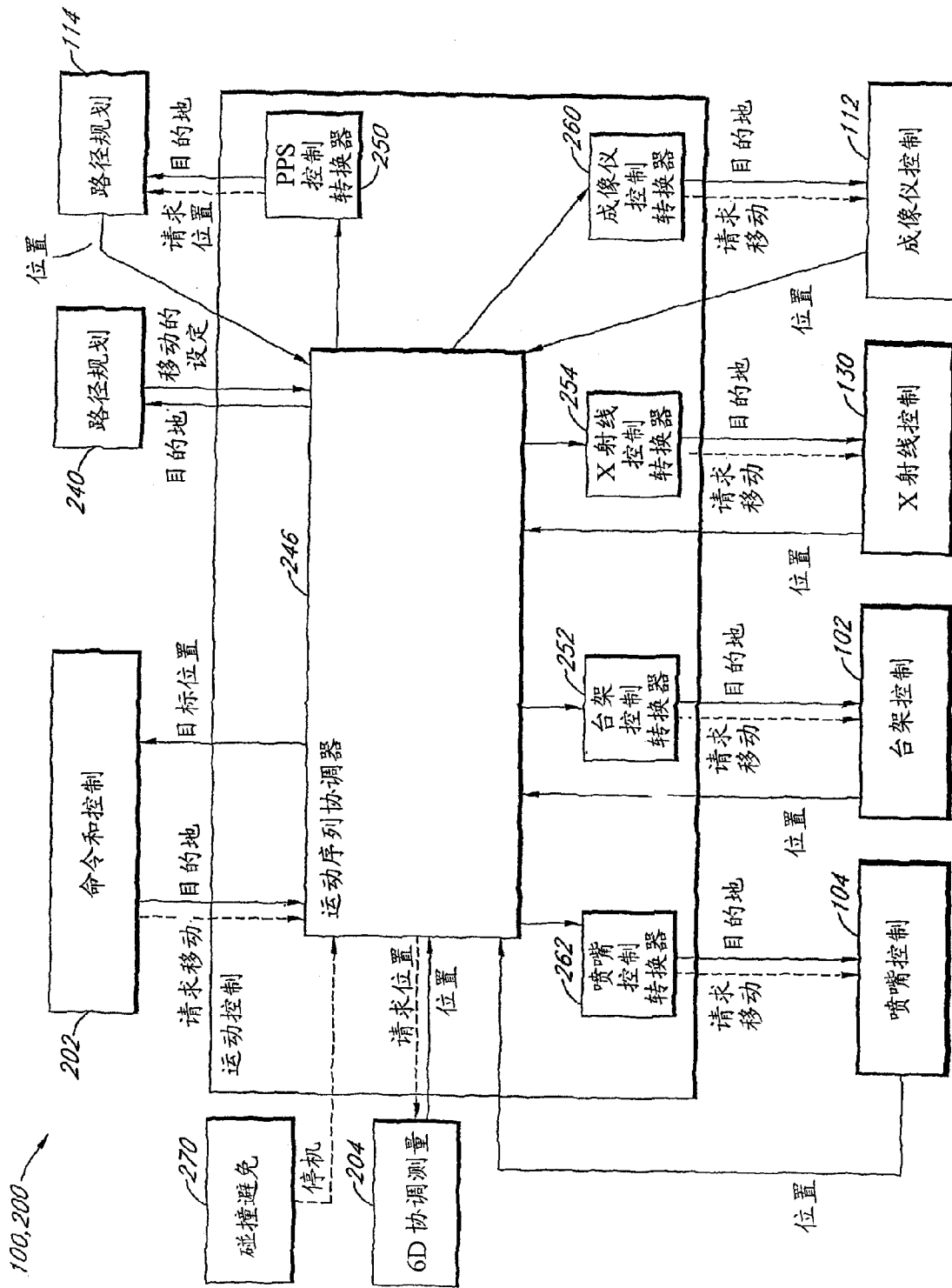


图 13

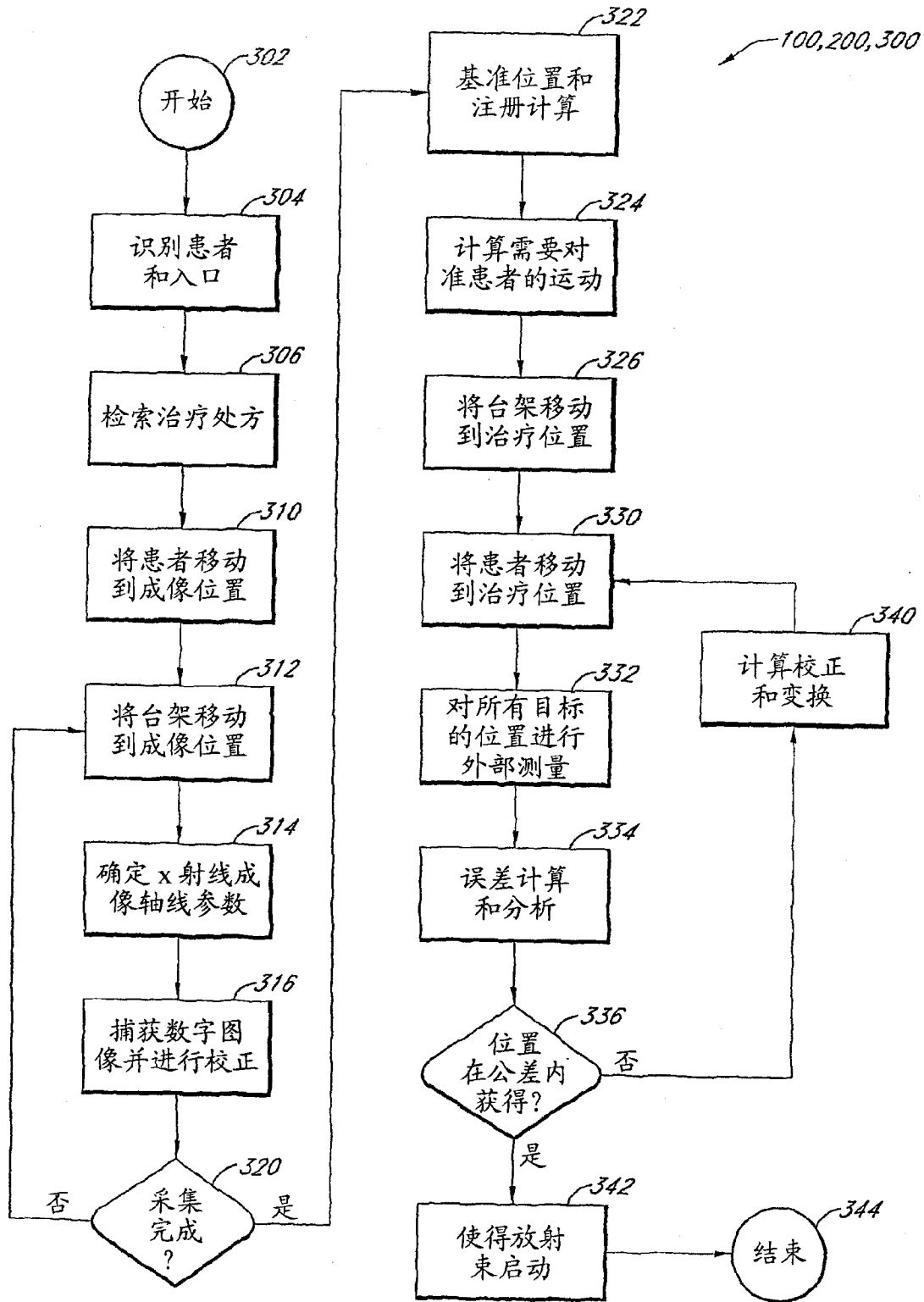


图 14