



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113271863 B

(45) 授权公告日 2025. 07. 08

(21) 申请号 201980078488.0
(22) 申请日 2019.11.25
(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113271863 A
(43) 申请公布日 2021.08.17
(30) 优先权数据
62/773,700 2018.11.30 US
62/773,712 2018.11.30 US
62/796,831 2019.01.25 US
62/800,287 2019.02.01 US
62/801,260 2019.02.05 US
62/813,335 2019.03.04 US
62/821,116 2019.03.20 US
62/836,352 2019.04.19 US
62/836,357 2019.04.19 US
62/843,796 2019.05.06 US
62/878,364 2019.07.25 US
(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.05.28

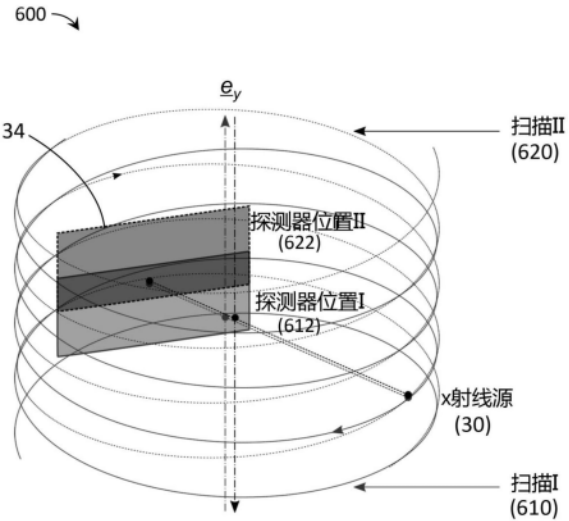
(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2019/063086 2019.11.25
(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/112684 EN 2020.06.04
(73) 专利权人 爱可瑞公司
地址 美国威斯康星州
(72) 发明人 D·加农 C·白 喻智聪
(74) 专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司 11283
专利代理师 肖冰滨 王晓晓
(51) Int.Cl.
A61B 6/03 (2006.01)
A61B 6/06 (2006.01)
A61N 5/10 (2006.01)
(56) 对比文件
CN 1708256 A, 2005.12.14
CN 108135551 A, 2018.06.08
CN 105973917 A, 2016.09.28
审查员 吕玉超
权利要求书3页 说明书21页 附图14页

(54) 发明名称

用于改进的工作流程和性能的多程计算机断层摄影扫描

(57) 摘要

提供了一种x射线成像装置和相关方法,以执行多程成像扫描,从而提高质量和工作流程。成像扫描可以被分割成比全成像扫描更快的多个程。由初始扫描程接收的数据可以在工作流程的早期被利用,并且具有用于治疗设置的足够质量,包括当执行另一扫描程以生成较高质量图像所需的数据时,其可能是治疗规划所需的。在一个实施例中,当探测器在多程期间在通道和/或轴向上偏移以用于大FOV时,使用数据采集和重建技术。



1. 一种用于多程扫描的x射线成像装置,包括:
可旋转台架系统,其至少部分地围绕患者支撑件被定位;
第一放射源,其被耦合到所述可旋转台架系统,所述第一放射源被配置为成像放射源;
放射探测器,其被耦合到所述可旋转台架系统并且被定位成在成像扫描期间接收来自所述第一放射源的放射;
控制器,其被配置为:
在所述成像扫描的第一程期间相对于所述可旋转台架系统移动所述患者支撑件;
在所述成像扫描的第二程期间相对于所述可旋转台架系统移动所述患者支撑件;
数据处理系统,其被配置为:
接收在所述第一程期间由所述放射探测器测量的第一成像数据;
接收在所述第二程期间由所述放射探测器测量的第二成像数据;
将第一成像数据和第二成像数据组合成组合成像数据集;以及
使用所述组合成像数据集,重建第二患者图像;
其中,所述第一放射源和所述放射探测器的相对轴向位置在所述第二程期间相对于所述第一程被移位,并且其中所述第一成像数据和所述第二成像数据在所述第二患者图像的重建期间被联合使用。
2. 根据权利要求1所述的装置,其中所述数据处理系统还被配置为基于所述第一成像数据来重建第一患者图像,其中所述第一患者图像是在所述第二程期间被重建的。
3. 根据权利要求1所述的装置,其中针对所述第二程的扫描参数基于所述第一成像数据被确定。
4. 根据权利要求3所述的装置,其中所述数据处理系统还被配置为基于所述第一成像数据来重建第一患者图像,并且其中所述第一患者图像与规划图像被配准以确定所述扫描参数。
5. 根据权利要求3所述的装置,其中所述扫描参数包括以下中的至少一者:节距、能级、管电势、管电流、脉冲宽度、束滤波器或速度。
6. 根据权利要求1所述的装置,其中所述第一程包括所述第一放射源的第一管能量,并且所述第二程包括所述第一放射源的第二管能量,并且其中所述第二患者图像包括谱患者图像。
7. 根据权利要求1所述的装置,其中所述数据处理系统还被配置为基于所述第一成像数据重建第一患者图像,其中所述第一患者图像和所述第二患者图像被用于基于图像的预递送步骤,其中所述预递送步骤包括治疗设置和治疗规划,并且其中所述治疗设置基于所述第一患者图像,并且所述治疗规划基于所述第二患者图像。
8. 根据权利要求7所述的装置,其中所述治疗设置包括将所述第一患者图像与规划图像进行配准。
9. 根据权利要求1所述的装置,其中所述患者支撑件在所述第一程期间沿第一纵向方向移动,并且在所述第二程期间沿第二纵向方向移动,并且其中所述第二纵向方向与所述第一纵向方向相反。
10. 根据权利要求1所述的装置,其中所述患者支撑件在所述第一程期间以第一速度移动,并且在所述第二程期间以第二速度移动,并且其中所述第一速度比所述第二速度快。

11. 根据权利要求1所述的装置,其中所述第一程及所述第二程包括螺旋扫描。

12. 根据权利要求1所述的装置,其中所述第一程在第一时间内完成,且所述第二程在第二时间内完成,并且其中所述第二时间长于所述第一时间。

13. 根据权利要求1所述的装置,其中所述第二程包括比所述第一程多的视图。

14. 根据权利要求1所述的装置,其中所述放射探测器在所述第一程期间在一个横轴方向上偏移,并且在所述第二程期间在相反的横轴方向上偏移。

15. 根据权利要求1所述的装置,还包括被耦合到所述可旋转台架系统的第二放射源,所述第二放射源被配置为治疗放射源,其中所述第二放射源递送基于第二患者图像计算的一剂量的放射。

16. 一种在多程扫描期间收集成像数据的方法,包括:

在成像扫描的第一程期间相对于可旋转台架系统移动患者支撑件,其中,第一放射源和放射探测器被耦合到所述可旋转台架系统,该可旋转台架系统至少部分地围绕所述患者支撑件被定位;

接收在第一程期间由所述放射探测器测量的第一成像数据;

在所述成像扫描的第二程期间相对于所述可旋转台架系统移动所述患者支撑件;

接收在第二程期间由所述放射探测器测量的第二成像数据;

将第一成像数据和第二成像数据组合成组合成像数据集;以及

使用所述组合成像数据集,重建第二患者图像;

基于所述第一成像数据来重建第一患者图像;

将所述第一患者图像与规划图像进行配准以用于治疗设置;以及

基于所述第二患者图像来计算治疗放射剂量。

17. 根据权利要求16所述的方法,其中所述患者支撑件在所述第一程期间在第一纵向方向上移动,并且在所述第二程期间在第二纵向方向上移动,并且其中所述第二纵向方向与所述第一纵向方向相反。

18. 一种放射诊疗递送设备,包括:

可旋转台架系统,其至少部分地围绕患者支撑件被定位;

第一放射源,其被耦合到所述可旋转台架系统,所述第一放射源被配置为成像放射源;

第二放射源,其被耦合到所述可旋转台架系统,所述第二放射源被配置为治疗放射源;

放射探测器,其被耦合到所述可旋转台架系统并且被定位成在成像扫描期间接收来自所述第一放射源的放射;

控制器,其被配置为:

在所述成像扫描的第一程期间相对于所述可旋转台架系统移动所述患者支撑件;

在所述成像扫描的第二程期间相对于所述可旋转台架系统移动所述患者支撑件;

数据处理系统,被配置为:

接收在所述第一程期间由所述放射探测器测量的第一投影数据;

基于所述第一投影数据重建第一患者图像;

接收在所述第二程期间由所述放射探测器测量的第二投影数据;以及

基于所述第一投影数据和所述第二投影数据来重建第二患者图像;其中,治疗设置基于所述第一患者图像,并且其中所述第二放射源在自适应IGRT期间递送基于所述第二患者

图像计算的一剂量的放射。

用于改进的工作流程和性能的多程计算机断层摄影扫描

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求十一项美国临时专利申请的权益,包括:2018年11月30日提交的序列号62/773,712的申请(代理人案卷号38935/04001);2018年11月30日提交的序列号62/773,700的申请(代理人案卷号38935/04002);2019年1月25日提交的序列号62/796,831的申请(代理人案卷号38935/04004);2019年2月1日提交的序列号62/800,287的申请(代理人案卷号38935/04003);2019年2月5日提交的序列号62/801,260的申请(代理人案卷号38935/04006);2019年3月4日提交的序列号62/813,335的申请(代理人案卷号38935/04007);2019年3月20日提交的序列号62/821,116的申请(代理人案卷号38935/04009);2019年4月19日提交的序列号62/836,357的申请(代理人案卷号38935/04016);2019年4月19日提交的序列号62/836,352的申请(代理人案卷号38935/04017);2019年5月6日提交的序列号62/843,796的申请(代理人案卷号38935/04005);以及2019年7月25日提交的序列号62/878,364的申请(代理人案卷号38935/04008)。本申请还涉及在同一天提交的十个非临时美国专利申请,包括:代理人案卷号38935/04019,题为“MULTIMODAL RADIATION APPARATUS AND METHODS”的申请;代理人案卷号38935/04020,题为“APPARATUS AND METHODS FOR SCALABLE FIELD OF VIEW IMAGING USING A MULTI-SOURCE SYSTEM”的申请;代理人案卷号38935/04011,题为“INTEGRATED HELICAL FAN-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY IN IMAGE-GUIDED RADIATION TREATMENT DEVICE”的申请;代理人案卷号38935/04010,题为“COMPUTED TOMOGRAPHY SYSTEM AND METHOD FOR IMAGE IMPROVEMENT USING PRIOR IMAGE”的申请;代理人案卷号38935/04013,题为“OPTIMIZED SCANNING METHODS AND TOMOGRAPHY SYSTEM USING REGION OF INTEREST DATA”的申请;代理人案卷号38935/04015,题为“HELICAL CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGING WITH AN OFF-CENTERED DETECTOR”的申请;代理人案卷号38935/04012,题为“METHOD AND APPARATUS FOR SCATTER ESTIMATION IN CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY”的申请;代理人案卷号38935/04014,题为“ASYMMETRIC SCATTER FITTING FOR OPTIMAL PANEL READOUT IN CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY”的申请;代理人案卷号38935/04018,题为“METHOD AND APPARATUS FOR IMPROVING SCATTER ESTIMATION AND CORRECTION IN IMAGING”的申请;以及代理人案卷号38935/04022,题为“METHOD AND APPARATUS FOR IMAGE RECONSTRUCTION AND CORRECTION USING INTER-FRACTIONAL INFORMATION”的申请。所有上述(一个或多个)专利申请和(一个或多个)专利的内容通过引用全部并入本文。

技术领域

[0003] 所公开的技术的方面涉及计算机断层摄影成像,并且更具体地涉及用于与成像、数据重建和工作流程相关联的多程(multi-pass)扫描的装置和方法,包括当在锥束计算机断层摄影螺旋扫描期间利用偏心(偏移)探测器时。

背景技术

[0004] 计算机断层摄影(CT)成像,包括锥束计算机断层摄影(CBCT),是放射诊疗中有价值的工具。它可以用于患者定位和剂量计算。它还具有允许医生执行自适应放射诊疗的潜力,包括在图像引导放射诊疗(IGRT)的背景下。IGRT可以利用诸如CT的医学成像技术来收集患者在治疗之前、期间和/或之后的图像。

[0005] 一种流行的数据采集形式是圆形扫描,其中中心探测器用于小物体扫描(例如,头部),并且在通道方向上偏离中心(偏移或移位)的探测器用于大物体扫描(例如,腹部)。对于大多数放射诊疗系统,圆形扫描可能是唯一的实际选择,因为台架仅可以在一个方向上旋转有限的度数,从而防止这些机器使用螺旋源轨迹。与圆形扫描相比,螺旋扫描可以提供具有较少伪影、减少的散射和更快扫描的更高质量的图像,但是视图完成复杂得多。

[0006] 在IGRT系统上采集的CT图像具有两个主要应用:(a)与规划CT图像配准以用于患者治疗设置;以及(b)自适应规划和剂量计算。对于两种应用的CT图像的要求可以不同。对于配准和治疗设置,CT定量中的绝对精度(例如CT数)不如自适应规划和剂量计算那样关键,然而相对大的轴向视场(FOV)被允许用于配准和设置精度。

发明内容

[0007] 在一个实施例中,一种在多程扫描期间收集成像数据的方法包括:在成像扫描的第一程期间相对于可旋转台架系统移动患者支撑件,其中第一放射源和放射探测器被耦合到至少部分地围绕患者支撑件定位的可旋转台架系统;接收在第一程期间由放射探测器测量的第一投影数据;在成像扫描的第二程期间相对于可旋转台架系统移动患者支撑件;接收在第二程期间由放射探测器测量的第二投影数据;以及基于第一投影数据和第二投影数据重建患者图像。

[0008] 关于一个实施例描述和/或示出的特征可以以相同的方式或类似的方式用于一个或多个其他实施例和/或与其他实施例的特征组合或代替其他实施例的特征。

[0009] 本发明的描述不以任何方式限制权利要求中使用的词语或权利要求或发明的范围。权利要求中使用的词语具有其全部普通含义。

附图说明

[0010] 在并入说明书并构成说明书的一部分的附图中,示出了本发明的实施例,其与上面给出的本发明的一般描述和下面给出的详细描述一起用于例证本发明的实施例。将理解的是,附图中所示的元素边界(例如,框、框组或其他形状)表示边界的一个实施例。在一些实施例中,一个元素可以被设计为多个元素,或者多个元素可以被设计为一个元素。在一些实施例中,被示为另一元素的内部部件的元素可以被实现为外部部件,反之亦然。此外,元素可以不按比例绘制。

[0011] 图1是根据所公开技术的一个方面的示例性x射线成像装置的透视图;

[0012] 图2是示出根据所公开技术的一个方面的集成在示例性放射诊疗设备中的x射线成像装置的示意图;

[0013] 图3是用定义的世界坐标系示出的示例性x射线成像装置的图示。

[0014] 图4是示例性x射线成像装置的图示,其示出了在一程扫描期间患者支撑件移动到

台架中。

[0015] 图5是示例性x射线成像装置的图示,其示出了在另一程扫描期间患者支撑件移出台架。

[0016] 图6是在具有用于快速扫描的大节距(pitch)的双程螺旋扫描协议期间与两次交错扫描相关联的示例性轨迹的图示。

[0017] 图7是示例性数据采集系统的3D几何形状的图示。

[0018] 图8是在示例性(x,z)平面中的数据采集系统的几何形状的图示。

[0019] 图9A是在左手螺旋期间的示例性扫描轨迹和偏移探测器位置的图示。

[0020] 图9B是在右手螺旋期间的示例性扫描轨迹和偏移探测器位置的图示。

[0021] 图10是在示例性横平面中在图9A和9B所示的扫描期间的数据可用性的图示。

[0022] 图11示出了使用图9A和9B所示的扫描的胸廓体模(phantom)的示例性重建。

[0023] 图12是示例性多程成像过程的流程图。

[0024] 图13是另一示例性多程成像过程的流程图。

[0025] 图14是另一示例性多程成像过程的流程图。

[0026] 图15是另一示例性多程成像过程的流程图。

[0027] 图16是描绘使用放射诊疗设备的IGRT的示例性方法的流程图。

[0028] 图17是描绘示例性的基于图像的预递送步骤的框图。

[0029] 图18是描绘在成像或基于图像的预递送步骤期间可以利用的示例性数据源的框图。

具体实施方式

[0030] 以下包括在整个公开中可以使用的示例性术语的定义。所有术语的单数和复数形式都落入每个含义内。

[0031] 如本文所使用的“部件”可以被定义为硬件的一部分、软件的一部分或其组合。硬件的一部分可以至少包括处理器和存储器的一部分,其中存储器包括要执行的指令。部件可以与设备相关联。

[0032] 如本文所使用的“逻辑”与“电路”同义,包括但不限于硬件、固件、软件和/或执行(一个或多个)功能或(一个或多个)动作的每个的组合。例如,基于期望的应用或需要,逻辑可以包括软件控制的微处理器、诸如专用集成电路(ASIC)的离散逻辑、或其他编程的逻辑设备和/或控制器。逻辑也可完全体现为软件。

[0033] 如本文所使用的“处理器”包括但不限于实际上任何数量的处理器系统或独立处理器中的一个或多个,例如任何组合的微处理器、微控制器、中央处理单元(CPU)和数字信号处理器(DSP)。处理器可以与支持处理器的操作的各种其他电路相关联,例如随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可编程只读存储器(PROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、时钟、解码器、存储器控制器或中断控制器等。这些支持电路可以在处理器或其相关联的电子封装的内部或外部。支持电路与处理器操作地通信。支持电路不一定在框图或其他附图中与处理器分开示出。

[0034] 如本文所使用的“信号”包括但不限于一个或多个电信号,包括模拟或数字信号、一个或多个计算机指令、比特或比特流等。

[0035] 如本文所使用的“软件”包括但不限于一个或多个计算机可读和/或可执行指令，其使得计算机、处理器、逻辑和/或其他电子设备以期望的方式执行功能、动作和/或行为。指令可以以各种形式体现，诸如例程、算法、模块或包括来自动态链接源或库的单独应用或代码的程序。

[0036] 虽然已经提供了上述示例性定义，但申请人的意图是，与本说明书一致的最宽的合理解释被用于这些和其他术语。

[0037] 如下面更详细地讨论的，所公开的技术的实施例涉及一种用于改进的工作流程和/或性能的多程扫描。在一些实施例中，放射诊疗递送设备和方法可利用用于CT的集成低能量放射源，以与IGRT结合使用或作为IGRT的一部分。特别地，例如，放射诊疗递送设备和方法可以将用于使用旋转图像采集在台架中成像的低能量准直放射源与用于诊疗性治疗的高能量放射源组合。在各种实施例中，与经由使用高能量放射源（例如MV）进行成像相比，低能量放射源（例如kV）可以产生更高质量的图像。用kV能量生成的图像可以具有比用MV能量生成的图像更好的组织对比度。针对靶（target）和高危器官（OARS）的可视化、针对自适应诊疗监测以及对于治疗规划/重新规划，可能需要高质量容积成像。在一些实施例中，kV成像系统还可用于定位、运动跟踪和/或表征或校正能力。

[0038] 图像采集方法可以包括或以其他方式利用多旋转扫描，其可以是例如连续扫描（例如，具有围绕中心轴的螺旋源轨迹以及患者支撑件通过台架孔的纵向移动）、具有患者支撑件的增量纵向移动的非连续圆形停止并反向（stop-and-reverse）扫描等。

[0039] 根据各种实施例，x射线成像装置使用例如波束成形器将放射源准直为包括例如锥束或扇束。在一个实施例中，准直束可以与在患者移动时连续旋转的台架组合，从而导致螺旋图像采集。

[0040] 在一些实施例中，与为完成高质量容积图像而增加的扫描旋转相关联的时间可以通过高台架速率/速度（例如，使用快速滑环旋转，包括例如高达10转每分钟（rpm）、高达20rpm、高达60rpm或更高rpm）、高kV帧速率和/或稀疏数据重建技术来减轻，以在放射诊疗递送平台上提供kV CT成像。探测器（具有各种行/切片尺寸、配置、动态范围等）、扫描节距和/或动态准直是各种实施例中的附加特征，包括选择性地暴露探测器的部分以及选择性地定义有效读出区。

[0041] 螺旋扫描轨迹相对于圆形扫描具有几个优点。例如，由于螺旋扫描可以提供用于图像重建的更完整的投影数据，因此减少了锥束伪影。而且，螺旋扫描可以采集具有窄轴向开口的大纵向覆盖的投影数据，这可以基本上减少投影数据中的散射污染。重建图像可以在低频伪影方面具有显著改进的图像质量，并且导致软组织对比度的极大增强。此外，螺旋扫描可以以大节距提高扫描速度。

[0042] 参考图1和图2，示出了一种x射线成像装置10。将理解的是，x射线成像装置10可与放射诊疗设备相关联和/或集成至放射诊疗设备中（如图2所示），该放射诊疗设备可以用于各种应用，包括但不限于IGRT。x射线成像装置10包括可旋转台架系统，称为台架12，由支撑单元或壳体14支撑或以其他方式容纳在其中。本文的台架指的是包括一个或多个台架（例如，环或C形臂）的台架系统，当一个或多个放射源和/或相关联的探测器围绕靶旋转时，台架能够支撑该一个或多个放射源和/或相关联的探测器。例如，在一个实施例中，第一放射源及其相关联的探测器可以安装到台架系统的第一台架，且第二放射源及其相关联的探测

器可以安装到台架系统的第二台架。在另一个实施例中,多于一个的放射源和相关联的(一个或多个)探测器可以被安装到台架系统的同一台架,包括例如,其中台架系统仅包括一个台架。台架、放射源和放射探测器的各种组合可以被组合到各种台架系统配置中,以在相同的装置内对相同的容积进行成像和/或治疗。例如,kV和MV放射源可以安装在台架系统的相同或不同台架上,并且作为IGRT系统的一部分选择性地用于成像和/或治疗。如果安装到不同的台架,放射源能够独立地旋转,但是仍然能够同时对相同(或几乎相同)的容积成像。如上所述,可旋转环形台架12能够达到10rpm或更高。可旋转台架12定义台架孔16,患者可以移动进入并通过该台架孔,并且被定位用于成像和/或治疗。根据一个实施例,可旋转台架12被配置为滑环台架,以提供成像放射源(例如x射线)和相关联的放射探测器的连续旋转,同时为探测器接收的高质量成像数据提供足够的带宽。滑环台架可以消除在交替方向上的台架旋转,以便卷绕和解开承载与设备相关联的电力和信号的线缆。即使当集成到IGRT系统中时,这样的配置也将允许连续的螺旋(例如,扇束、锥束等)计算机断层摄影。

[0043] 患者支撑件18或床/卧榻相邻于可旋转台架12被定位,并被配置为通常在水平位置支撑患者,以纵向移动到可旋转台架12中或在其中移动。患者支撑件18可以例如在垂直于台架12的旋转平面的方向上(沿着或平行于台架12的旋转轴)移动患者。患者支撑件18可以可操作地耦合到患者支撑件控制器,用于控制患者和患者支撑件18的移动。患者支撑件控制器可以与可旋转台架12和安装到旋转台架的放射源同步,用于根据命令的成像和/或治疗规划围绕患者纵轴旋转。在一些实施例中,一旦患者支撑件处于孔16中,患者支撑件也可以在有限范围内上下、左右移动,以调整患者位置用于最佳治疗。

[0044] 如图2所示,x射线成像装置10包括耦合到可旋转台架12或以其他方式由其支撑的成像放射源30。成像放射源30发射用于生成高质量图像的放射束(一般表示为32)。在该实施例中,成像放射源是x射线源30,其被配置为千伏(kV)源(例如,具有在大约20kV到大约150kV范围内的能级的临床x射线源)。在一个实施例中,kV放射源包括高达150keV的千电子伏峰值光子能量(keV)。成像放射源可以是适于成像的任何类型的传输源。例如,成像放射源可以是例如x射线生成源(包括用于CT)或产生具有足够能量和通量(flux)的光子的任何其他方式(例如,伽马源(例如,钴-57,122keV处的能量峰值)、x射线荧光源(例如通过Pb k线的荧光源,两个约70keV和约82keV的峰)等)。本文对x射线、x射线成像、x射线成像源等的引用针对特定实施例是示例性的。在各种其他实施例中,可以互换地使用其他成像传输源。x射线探测器34(例如二维平面探测器或曲面探测器)可以耦合到可旋转台架12或以其他方式由其支撑。x射线探测器34被定位成接收来自第二x射线源30的放射且可以沿着x射线源30旋转。探测器34可以探测或以其他方式测量未衰减的放射量,且因此推断实际上被患者或相关联的患者ROI衰减的放射(通过与最初生成的放射相比较)。当x射线放射源30围绕患者旋转并向患者发射放射时,探测器34可以探测或以其他方式收集来自不同角度的衰减数据。

[0045] 将理解的是,在不背离所公开的技术的范围的情况下,x射线探测器34可以采用多种配置。如图2所示,x射线探测器34可以被配置为平板探测器(例如,多行平板探测器)。根据另一示例性实施例,x射线探测器34可以被配置为曲面探测器。探测器34可以被调整到通道和/或轴向上的偏移(即,移位)位置。

[0046] 尽管图1和2描绘了具有安装到环形台架12上的放射源30的x射线成像装置10,但

是其他实施例可以包括其他类型的可旋转成像装置,例如包括C形臂台架和基于机器人臂的系统。在基于台架的系统中,台架使成像放射源30围绕穿过等中心点(isocenter)的轴旋转。基于台架的系统包括C形臂台架,其中成像放射源30以悬臂方式安装在穿过等中心点的轴上并绕该轴旋转。基于台架的系统还包括环形台架,例如具有大致圈(toroid)形状的可旋转台架12,其中患者的身体延伸穿过环/圈的孔,并且成像放射源30安装在环的周边上并围绕穿过等中心点的轴旋转。在一些实施例中,台架12连续旋转。在其他实施例中,台架12利用基于线缆的系统,该系统重复地旋转和反向。

[0047] 准直器或波束成形器组件(通常表示为36)相对于x射线源30被定位,以选择性地控制和调整由x射线源30发射的放射束32的形状,以选择性地暴露x射线探测器34的有效区的一部分或区域。波束成形器36还可以控制放射束32如何被定位在x射线探测器34上。在一个实施例中,波束成形器36可以具有一个度/维度的运动(例如,以形成更薄或更厚的狭缝(slit))。在另一个实施例中,波束成形器36可以具有两个度/维度的运动(例如,以形成各种尺寸的矩形)。在其他实施例中,波束成形器36可以具有各种其他动态控制的形状,包括例如平行四边形。所有这些形状都可以在扫描期间动态地调整。在一些实施例中,波束成形器的阻挡部分可以旋转和平移。

[0048] 波束成形器36可以被控制以动态地以数种几何形状调整由x射线源30发射的放射束32的形状,包括但不限于具有低至一个探测器行宽的束厚度(宽度)或包括多个探测器行的扇束或锥束,其将仅是探测器的有效区的一部分。在各种实施例中,束的厚度可以暴露几厘米的较大探测器有效区。例如,5-6厘米的探测器的3-4厘米(在探测器平面的纵向测量)可以选择性地暴露于成像放射32。在该实施例中,3-4厘米的投影图像数据可以在每次读出时被捕获,在一侧或每侧上具有大约1-2厘米的未暴露探测器区,其可以用于捕获散射数据,如下所述。

[0049] 在其他实施例中,有效探测器34的部分的更多或更少可以选择性地暴露于成像放射。例如,在一些实施例中,束厚度可以被减小到大约两厘米、一厘米、小于一厘米、或类似尺寸的范围,包括使用更小的探测器。在其他实施例中,束厚度可以增加到大约4厘米、5厘米、大于5厘米或类似尺寸的范围,包括更大的探测器。在各种实施例中,暴露的探测器区与有效探测器区的比率可以是30-90%或50-75%。在其他实施例中,暴露的探测器区与有效探测器区的比率可以是60-70%。然而,在其他实施例中,各种其他的暴露的区的尺寸和有效区尺寸或暴露的探测器区与有效探测器区的比率可以是合适的。可以配置束和探测器,使得探测器的阴影区域(有效的但未暴露于直接放射)足以捕获半影区域之外的散射数据。

[0050] 各种实施例可以包括对控制探测器34的选择性暴露(例如,束尺寸、束/孔径中心、准直、节距(pitch)、探测器读出范围、探测器读出中心等)的特征的优化,使得所测量的数据对于原发(暴露)区域和阴影区域是足够的,并且对于速度和剂量控制也是优化的。可以控制波束成形器36的形状/位置和x射线探测器34的读出范围,使得来自x射线源30的放射束32基于所执行的特定的成像任务覆盖尽可能多或尽可能少的x射线探测器34。束32可以成形为各种形状,包括例如平行四边形。波束成形器36可以被配置为通过波束成形器36的x射线衰减材料的旋转和/或平移来调整发射束32的形状。

[0051] 准直器/波束成形器36可以以多种方式配置,以允许其调整由x射线源30发射的放射束32的形状。例如,准直器36可以配置成包括一组钳口(jaw)或其他合适的构件,其定义

和选择性地调整来自x射线源30的放射束可以穿过的孔径的尺寸。根据一个示例性配置,准直器36可以包括上钳口和下钳口,其中上钳口和下钳口可在不同方向(例如,平行方向)上移动,以调整来自x射线源30的放射束穿过的孔径的尺寸,并且还调整束相对于患者的位置以仅照射待成像的患者部分,以用于优化成像和最小化患者剂量。

[0052] 根据一个实施例,来自x射线源30的放射束32的形状可以在图像采集期间改变。换句话说,根据一个示例性实现方式,可以在扫描之前或期间调整波束成形器36的叶片位置和/或孔径宽度。例如,根据一个实施例,波束成形器36可以在x射线源30的旋转期间被选择性地控制和动态地调整,使得放射束32具有带有足够的原发/阴影区域的形状,并且被调整为在成像期间仅包括感兴趣的对象(例如,前列腺)。由x射线源30发射的放射束32的形状可以在扫描期间或之后取决于期望的图像采集而改变,所述期望的图像采集可以基于成像和/或诊疗性反馈,如以下更详细地讨论的。

[0053] 如图2所示,x射线成像装置10可以与放射诊疗设备集成,该放射诊疗设备包括与可旋转台架12耦合或以其他方式由其支撑的诊疗性放射源20。根据一个实施例,诊疗性放射源20被配置为诊疗性放射的源,例如用于治疗患者体内感兴趣区域的肿瘤的高能量放射源。将理解的是,诊疗性放射的源可以是高能量x射线束(例如兆伏(MV)x射线束)和/或高能量粒子束(例如电子束、质子束或较重离子的束,例如碳)或其他合适形式的高能量放射。在一个实施例中,第一放射源20包括1MeV或更大的兆电子伏峰值光子能量(MeV)。在一个实施例中,高能量x射线束具有大于0.8MeV的平均能量。在另一个实施例中,高能量x射线束具有大于0.2MeV的平均能量。在另一个实施例中,高能量x射线束具有大于150keV的平均能量。通常,第一放射源20具有比第二放射源30更高的能级(峰值和/或平均值等)。

[0054] 在一个实施例中,诊疗性放射源20是产生诊疗性放射(例如MV源)的线性加速器(LINAC),并且成像系统包括产生相对低强度和低能量成像放射的独立的x射线成像放射源30(例如kV源)。在其他实施例中,诊疗性放射源20可以是放射性同位素,例如钴-60,其通常具有>1MeV的能量。诊疗性放射源20可以根据治疗规划向在患者支撑件18上被支撑的患者体内的感兴趣区域(ROI)发射一个或多个放射束(通常由22表示)。在一些实施例中,诊疗性放射源20可以用于成像。

[0055] 探测器24可以耦合到可旋转台架12或以其他方式由其支撑,并且被定位成接收来自诊疗性放射源20的放射22。探测器24可以探测或以其他方式测量未衰减的放射量,且因此推断实际上被患者或相关联的患者ROI衰减的放射(通过与最初生成的放射比较)。当诊疗性放射源20围绕患者旋转并向患者发射放射时,探测器24可以探测或以其他方式收集来自不同角度的衰减数据。

[0056] 还将理解的是,诊疗性放射源20可以包括准直器或以其他方式与准直器相关联。与诊疗性放射源20相关联的准直器可以以多种方式配置,类似于与成像源30相关联的准直器/波束成形器36。例如,准直器/波束成形器可以被配置为多叶准直器(MLC),其可以包括多个交错的叶片,所述多个交错的叶片可操作以移动到最小打开或关闭位置与最大打开位置之间的一个或多个位置。将理解的是,叶片可以移动到期望的位置以实现由放射源发射的放射束的期望形状。在一个实施例中,MLC能够具有亚毫米的靶定位精度。

[0057] 诊疗性放射源20可以被安装、配置和/或移动到与成像源30相同的平面或不同的平面(偏移)中。在一些实施例中,通过偏移放射平面可以逐渐地减少由放射源20、30的同时

激活引起的散射。

[0058] 当与放射诊疗设备集成时,x射线成像装置10可以提供用于设置(例如,对准和/或配准)、规划和/或引导放射递送过程(治疗)的图像。典型的设置是通过将当前(治疗中)图像与治疗前(pre-treatment)图像信息进行比较来完成的。治疗前图像信息可以包括例如计算机断层摄影(CT)数据、锥束CT数据、磁共振成像(MRI)数据、正电子发射断层摄影(PET)数据或3D旋转血管造影(3DRA)数据和/或从这些或其他成像模态获得的任何信息。在一些实施例中,x射线成像装置10可以跟踪治疗中的患者、靶或ROI运动。

[0059] 重建处理器40可以可操作地耦合到探测器24和/或x射线探测器34。在一个实施例中,重建处理器40被配置为基于由x射线探测器34从x射线源30接收的放射生成患者图像。将理解的是,重建处理器40可以被配置为用于执行下面更全面描述的方法。装置10还可以包括存储器44,其适于存储信息,包括但不限于处理和重建算法和软件、成像参数、来自先前或以其他方式先前采集的图像(例如,规划图像)的图像数据、治疗规划等。

[0060] x射线成像装置10可以包括操作者/用户界面48,其中x射线成像装置10的操作者可以与x射线成像装置10交互或以其他方式控制x射线成像装置,以提供与扫描或成像参数等相关的输入。操作员界面48可以包括任何合适的输入设备,例如键盘、鼠标、语音激活的控制器等。x射线成像装置10还可以包括显示器52或其他人类可读元件,以向x射线成像装置10的操作者提供输出。例如,显示器52可以允许操作者观察重建的患者图像和与x射线成像装置10的操作相关的其他信息,例如成像或扫描参数。

[0061] 如图2所示,x射线成像装置10包括可操作地耦合到装置10的一个或多个部件的控制器(通常表示为60)。控制器60控制装置10的整体功能和操作,包括向x射线源30和/或诊疗性放射源20提供功率和定时信号,以及控制可旋转台架12的旋转速度和位置的台架马达控制器。将理解的是,控制器60可以包括以下中的一个或多个:患者支撑件控制器、台架控制器、耦合到诊疗性放射源20和/或x射线源30的控制器、波束成形器36控制器、耦合到探测器24和/或x射线探测器34的控制器等。在一个实施例中,控制器60是可以控制其他部件、设备和/或控制器的系统控制器。

[0062] 在各种实施例中,重建处理器40、操作员界面48、显示器52、控制器60和/或其他部件可以组合成一个或多个部件或设备。

[0063] 装置10可以包括各种部件、逻辑和软件。在一个实施例中,控制器60包括处理器、存储器和软件。作为示例而非限制,x射线成像装置和/或放射诊疗系统可以包括各种其他设备和部件(例如,台架、放射源、准直器、探测器、控制器、电源、患者支撑件等),其可以实现与针对特定应用的成像和/或IGRT相关的一个或多个例程或步骤,其中例程可以包括成像、基于图像的预递送步骤和/或治疗递送,包括可以存储在存储器中的相应设备设置、配置和/或位置(例如,路径/轨迹)。此外,(一个或多个)控制器可以根据存储在存储器中的一个或多个例程或过程来直接或间接地控制一个或多个设备和/或部件。直接控制的示例是设置与成像或治疗相关的各种放射源或准直器参数(功率、速度、位置、定时、调制等)。间接控制的示例是将位置、路径、速度等传送到患者支撑件控制器或其他外围设备。可以以任何适当的方式布置可能与x射线成像装置相关联的各种控制器的层级,以将适当的命令和/或信息传送到期望的设备和部件。

[0064] 此外,本领域技术人员将理解,可以利用其他计算机系统配置来实现该系统和方

法。本发明的所示方面可以在分布式计算环境中实现,其中某些任务由通过通信网络链接的本地或远程处理设备来执行。例如,在一个实施例中,重建处理器40可以与单独的系统相关联。在分布式计算环境中,程序模块可以位于本地和远程存储器存储设备中。例如,可以与x射线成像装置10一起利用远程数据库、本地数据库、云计算平台、云数据库或其组合。

[0065] x射线成像装置10可以利用用于实现本发明的各个方面的示例性环境,包括计算机,其中,计算机包括控制器60(例如,包括处理器和存储器,其可以是存储器44)和系统总线。系统总线可以将包括但不限于存储器的系统部件耦合到处理器,并且可以与其他系统、控制器、部件、设备和处理器通信。存储器可以包括只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、硬盘驱动器、闪存驱动器和任何其他形式的计算机可读介质。存储器可以存储各种软件和数据,包括例程和参数,其可以包括例如治疗规划。

[0066] 诊疗性放射源20和/或x射线源30可以可操作地耦合到控制器60,该控制器60被配置成控制诊疗性放射源20和x射线源30的相对操作。例如,x射线源30可以与诊疗性放射源20同时控制和操作。另外,或者可替换地,x射线源30可以与诊疗性放射源20顺序控制和操作,这取决于所实现的具体治疗和/或成像规划。

[0067] 将理解的是,x射线源30和x射线探测器34可以被配置为在成像扫描期间以数种方式提供围绕患者的旋转。在一个实施例中,使x射线源30的运动和暴露与患者支撑件18的纵向运动同步可以在操作期间提供患者图像的连续螺旋采集。除了放射源20、30和(一个或多个)探测器24、34的连续旋转(例如,具有恒定患者运动速度的台架的连续和恒定旋转)之外,将理解的是,可以采用其他变化而不脱离所公开技术的范围。例如,可旋转台架12和患者支撑件可被控制,使得当支撑件被控制为相对于可旋转台架12移动(以恒定或可变的速度)时,台架12以“前后”方式(例如,交替的顺时针旋转和逆时针旋转)(如上所述,与“连续地”相反)围绕在患者支撑件上被支撑的患者旋转。在另一实施例中,通过连续的步进拍摄(step-and-shoot)的圆形扫描,患者支撑件18在纵向方向上的运动(步进)与可旋转台架12的扫描旋转交替(拍摄),直到捕获期望的容积。

[0068] 可以利用各种其他类型的放射源和/或患者支撑件移动来实现放射源和患者的相对运动以便生成投影数据。可以使用放射源和/或患者支撑件的非连续运动、连续但可变/非恒定(包括线性和非线性)的移动、速度和/或轨迹等及其组合,包括与上述放射诊疗设备10的各种实施例的组合。

[0069] 在一个实施例中,台架12旋转速度、患者支撑件18速度、波束成形器36形状和/或探测器34读出在一程或多程的图像采集期间可以全部是恒定的。在其他实施例中,这些变量中的一个或多个可以在一程图像采集期间或多程图像采集之间动态地改变。台架12旋转速度、患者支撑件18速度、波束成形器36形状和/或探测器34读出可以被改变以平衡不同的因素,包括例如图像质量和图像采集时间。

[0070] 在其他实施例中,这些特征可以与一个或多个其他基于图像的活动或过程相结合,包括例如患者设置、自适应诊疗监测、治疗规划等。

[0071] 在放射治疗期间的不同阶段通常需要图像。例如,在一个治疗分次中,它们用于在早期阶段的患者定位以及用于在后期阶段的剂量计算。对患者定位的图像质量要求比对剂量计算的要求低。如上所述,在IGRT系统上采集的图像具有两个主要用途:治疗设置(例如,与用于患者设置的规划CT图像配准);以及治疗规划(例如,自适应规划和/或剂量计算)。这

两种应用对图像的要求可以不同。对于治疗设置,图像定量(例如CT数)的精度不如治疗规划那样关键。例如,相对大的轴向视场(FOV)成像对于治疗设置可能是足够的,但对于治疗规划则不是。

[0072] 对于典型的治疗,每个递送分次的总治疗时间可以包括CT扫描时间、CT重建时间、CT图像与规划CT图像的配准时间以及治疗规划设置时间。传统的IGRT系统通常采集CT图像集合用于治疗设置和治疗规划两者。以这种方式,患者治疗的工作流程可能不是最佳的,因为治疗设置的图像要求可能较少。

[0073] 大多数具有CT扫描能力的IGRT系统使用具有圆形扫描的CBCT扫描。当需要扫描相对大的轴向范围时,可以执行多个圆形扫描,其中相邻扫描之间具有一定重叠。如果图像也用于剂量计算,则对于每次圆形扫描需要足够的扫描时间以使图像对于剂量计算是准确的。该工作流程包括等待直到所有的圆形扫描完成,并且在使用图像以规划CT图像和治疗设置配准之前重建所得到的图像。为了改进整个治疗工作流程(最小化总治疗时间),一种方法包括减少圆形扫描的数量或减少每次圆形扫描的扫描时间,以在CT扫描范围、扫描时间、图像质量和总配准/设置时间之间实现令人满意的折衷。

[0074] 具有螺旋CT扫描能力的IGRT系统可以在轴向方向上进行连续扫描。然而,整个工作流程优化可能还需要在CT扫描范围、节距、总扫描时间、图像质量和总配准/设置时间之间进行折衷。

[0075] 如本文所述,多程成像扫描可以用于优化工作流程,包括例如减少预递送步骤所需的时间。可以经由使用具有圆形和/或螺旋CT扫描能力的IGRT系统来应用该优化。通常,通过将成像扫描划分或分割成多程,每程采集/生成可以在工作流程的不同步骤使用的不同和/或补充数据,可以改进预递送(和总体治疗)工作流程。数据可以单独使用(例如,用于重建)或与较早的数据结合使用。至少一程在比完成整个成像扫描所花费的时间更少的时间内完成和被利用。第一程可以被优化以生成工作流程的初始步骤所需的数据,其可以包括治疗设置(例如,配准)和/或任何其他治疗预规划活动。一旦完成第一程,工作流程的初始步骤可以基于第一程数据开始,同时执行成像扫描的第二程。第二程(以及任何其它后续程)可以生成剩余工作流步骤所需的剩余数据。在一些方式中,第二程可以被认为是空闲时间,因为无论如何患者支撑件必须被移出台架-在该移动期间推迟一些扫描可以是更好的时间利用。

[0076] 以这种方式,工作流程的初始步骤可以在工作流程中更早地开始和完成(即,而不是等待完整的扫描)。此外,在各种实施例,总剂量可经由优化来维持或甚至减少。第一程数据可以用于确定后续程的扫描参数,进一步优化时间、图像质量、剂量等。在一些实施例中,对于具有不同改进的各种组合和工作流程,可以利用多于两程。

[0077] 多程技术的不同扫描可具有不同的扫描设计(例如,不同的参数)。例如,剂量、谱(双能量)、视图采样、探测器位置、探测器分辨率、准直(例如,第一次窄和第二次宽)、能量、扫描速度(包括例如节距)和/或类型(例如,螺旋、步进拍摄等)等可以在扫描之间变化。这些参数的各种组合在各种实施例中不同。

[0078] 实现成像扫描的系统可以包括放射源,该放射源可以是kV或MV,包括具有相应的kV或MV探测器,如上所述。放射源还可以包括不同的谱,其可以是例如使用先进准直器设计的分段或双束状设置。在一些示例性实施例中,系统可以以高达10rpm操作以用于成像,并

且以6rpm操作以用于治疗。传统CT太快(例如,大约200rpm)而不能实现这些技术。可以使用各种波束形状,包括扇束和锥束。

[0079] 在一些实施例中,第一程以相对短的扫描时间执行,但是具有足够的图像质量用于配准/治疗设置。然后,在第一程之后并且在处理(例如,重建和配准)第一程数据的同时,可以执行第二程,以用于治疗设置,从而减少工作流程时间。可以利用快速重建算法和重建参数(例如图像尺寸)来重建第一程数据,以最小化重建时间。来自所有扫描程的数据可以用于使用用于治疗规划(例如,剂量计算和自适应规划)的高级重建算法来重建最终图像。

[0080] 例如,在一个实施例中,第一程使用稀疏扫描协议,该协议采集比传统单扫描更少的数据视图,而第二程采集与来自第一程的视图交错的另一视图集合中的数据。来自两程的联合数据将具有组合(例如,全)视图,这些视图可以等于或大于传统扫描。在另一实施例中,第二程可以使用与第一程不同的能量,并且两程的联合数据不仅提供足够的角分辨率,而且还提供谱数据。在另一实施例中,第一程和第二程采集不同数量的视图,使得联合数据具有角度上均匀分布的视图或者具有在一些角区域中比其它角度区域更密集的视图。

[0081] 在一些实施例中,第一程图像和规划图像在被配准和分析时可以提供用于第二程扫描的优化的扫描参数。例如,扫描参数可以针对患者支撑件的移动速度、俯仰(pitch)、准直、成像放射的脉冲率、能级(例如,“颜色”)、mA(例如,x射线的数量)和/或台架旋转速度进行优化。这些参数也可以在同一程期间针对不同的轴向区域而变化。

[0082] 在各种实施例中,成像放射源30和放射探测器34经由台架12的移动可以与患者支撑件18的移动协调,以利用多个扫描程实现各种成像扫描设计。这些移动可以根据各种扫描协议来控制,并且所生成的投影数据被处理(例如,包括经由控制器60和处理器40)以执行治疗工作流程的各种步骤,包括例如在IGRT系统内的图像重建、配准、相关数据处理、存储、通信等,以用于治疗设置、治疗规划和/或治疗递送。例如,在一个实施例中,可以使用步进-拍摄圆形扫描。在另一实施例中,患者支撑件18和台架12的移动可以以恒定速度协调以执行螺旋扫描。在另一实施例中,患者支撑件18和/或台架12相对于彼此以可变速度移动。患者支撑件18和台架12的速度可以变化,使得完成第一程所需的时间小于完成第二程所需的时间,包括创建螺旋扫描的各种节距或圆形扫描的步进距离。

[0083] 例如,在一个实施例中,成像扫描的第一程是快速螺旋CT扫描,并且以足够的图像质量重建所得图像以用于治疗设置(例如配准)。当图像被发送到工作站用于治疗设置时,成像扫描的第二程是通过反转患者台移动方向而执行的另一螺旋CT扫描。在该实施例中,配准/治疗设置和成像扫描的第二程可以同时发生,与采集用于治疗设置和治疗规划(针对每个治疗分次)的高质量CT图像集合的传统方法相比,减少了总工作流程时间。

[0084] 在该实施例中,第二程扫描可以具有与第一程扫描相同的扫描范围,并且总患者剂量可以与在一程期间采集CT图像集合的传统方法相同或更低。

[0085] 在一些实施例中,根据使用第一程数据的配准和/或设置结果,可以调整第二程扫描参数,包括例如限于仅扫描感兴趣的轴向范围,其可以是一个段或多个段。

[0086] 在其他实施例中,第一程还可以用于在第二程期间调整不同轴向区域处的成像剂量,从而优化扫描范围中的剂量分布以便在衰减更大的区域中获得最佳图像质量,同时总患者剂量保持相同。

[0087] 在一些实施例中,根据与规划CT的配准结果和/或使用第一程数据的治疗预规划

结果,当需要在某些轴向范围中的更高分辨率时,第二程可以使用不同的扫描参数,包括例如在第二程的不同轴向范围中的不同或变化的节距尺寸。

[0088] 在其他实施例中,即使直到成像扫描完成才开始治疗设置,多程成像扫描也能够用于更快地生成高质量图像,包括例如通过在第二程期间开始第一程数据的重建。

[0089] 例如,该技术可以用于生成谱图像。不同管(tube)能量的两个或多个螺旋扫描程可以从多个CT程产生数据/图像,其可以用于生成谱图像,包括电子密度图像、材料分解图像等。在一个实施例中,第二程可以使用与第一程不同的kV能量,使得两次扫描可以允许谱CT重建。然后,所得到的谱CT可以用于改进剂量计算和自适应规划。

[0090] 参考图3,示出了具有所定义的世界坐标系310的x射线成像装置10的图示300。原点(表示为0)是台架12的等中心,并且与x、y和z轴相关联的单位矢量分别示为 $\underline{e}_x$ 、 $\underline{e}_y$ 和 $\underline{e}_z$ 。从台架12的前面观察,x轴 $\underline{e}_x$ 是水平的并指向右,y轴 $\underline{e}_y$ 指向台架平面,并且z轴 $\underline{e}_z$ 是垂直的并指向顶部。x、y和z轴遵循右手定则。

[0091] 在示例性实施例中,当从台架12的前方观察时,x射线源30顺时针旋转。图4-5示出了在成像扫描的示例性扫描程期间台架12和患者支撑件18的移动。特别地,在双螺旋扫描的第一程期间,当向台架12中看时,患者支撑件18移动到台架12中(沿着y轴 $\underline{e}_y$),同时台架在示例性顺时针方向上旋转(围绕y轴 $\underline{e}_y$)。在双螺旋扫描的第二程期间,患者支撑件18移出台架12,同时台架以相同的示例性顺时针方向旋转。在成像扫描期间,如以下更详细讨论的,可以偏移在轴向方向上的数据采集。在其他实施例中,可以使用任何数量的程来完成成像扫描。

[0092] 在一个实施例中,为了改进的工作流程,可以在具有螺旋扫描能力的IGRT系统上使用双程螺旋扫描协议。特别地,在患者被定位在患者支撑件18上之后,在患者支撑件18移动到台架12中的同时执行第一程螺旋扫描(例如,如图4中所示),生成第一程投影数据。将第一程投影数据重建为第一患者图像可以与第一程同时发生。在第一程之后,通过反转患者支撑件18的移动方向,执行第二程螺旋扫描,使得患者支撑件18移出台架12(例如,如图5所示),例如,同时其他扫描参数可以保持相同,生成第二程投影数据。来自第一程螺旋扫描的第一患者图像可以用于与规划图像和治疗设置配准,同时执行第二程螺旋扫描,减少了成像扫描和治疗设置的总时间,并且进而改进了整体治疗工作流程。

[0093] 在另一实施例中,双程螺旋扫描协议可以用在具有螺旋扫描能力的IGRT系统上,以便进行差分轴向扫描优化。特别地,当患者支撑件18移动到台架12中时(例如,如图4所示),执行第一程螺旋扫描,生成第一程投影数据。将第一程投影数据重建为第一患者图像可以与第一程同时发生。在第一次扫描之后,将第一患者图像与规划CT配准,并且识别轴向区域以获得更好的分辨率或改进的统计数据。当患者支撑件18移出台架12时(例如,如图5所示),该信息可以用于设置或调整第二程螺旋扫描的扫描参数。所识别的区域可以具有期望的分辨率和统计数据,以提高治疗规划的精度,该治疗规划包括例如剂量计算和自适应规划。

[0094] 在另一实施例中,多程螺旋扫描协议可以在具有螺旋扫描能力的IGRT系统上用于谱CT成像。特别地,当患者支撑件18移动到台架12中时(例如,如图4所示),使用一个管能量执行第一程螺旋CT扫描,而当患者支撑件18移出台架12时(例如,如图5所示),使用不同的管能量执行螺旋CT扫描的另一程。所述多程提供用于谱CT图像重建的数据。所得到的谱CT

图像可以用于治疗规划,包括例如精确的剂量计算和自适应规划。

[0095] 在另一实施例中,另外参考图6,可以利用具有大节距的双程螺旋扫描协议来进行快速扫描。在该实施例中,波束成形器开口和探测器有效区可以以非常大的节距位于一侧,使得在第二程期间,波束成形器开口和探测器有效区相对于的第一程以相同节距位于另一侧。示例性成像扫描设计600示出了在成像扫描的两个程期间放射源30和放射探测器34的相对位置。特别地,在患者支撑件18移动到台架12中(例如,如图4所示)从而暴露在第一探测器位置612(探测器位置I)处示出的探测器34的同时,执行成像扫描的第一程螺旋CT扫描610(扫描I)。在患者支撑件18移出台架12(例如,如图5所示)从而暴露在第二探测器位置622(探测器位置II)处示出的探测器34的同时,执行成像扫描的第二程螺旋CT扫描620(扫描II)。对于成像扫描的两个程610、620中的每一个使用大的节距,但是在第二程620期间,探测器34和源30相对于第一程610在轴向方向上(沿y轴 e_y)移动,因此来自两个程的数据可以交错。当联合使用双程610、620的数据时,与双程610、620中的每个相比,提高了完整成像扫描的数据充足性,从而允许高质量图像重建。然而,具有大节距的第一程610允许更快(和更早)的扫描和重建,这可以改进工作流程,例如,当第一程610数据用于第二程620期间的治疗设置时,由此减少工作流程和总治疗时间。在不同的实施例中,CT扫描系统可以是具有平板CT探测器的锥束CT系统、传统的多探测器CT系统、单行CT系统等。

[0096] 在另一实施例中,成像扫描的两个程可在扫描设计中包括偏移探测器。锥束CT(CBCT)是用于IGRT的普遍的成像工具。典型的CBCT系统采用平板探测器34,其通常不够大以包围患者的整个横截面。偏心或偏移探测器可用于具有大FOV的圆形扫描。在螺旋扫描期间使用偏心探测器配置包括基本上更多的横向数据截断。由于这种严重的横向数据截断,图像质量很大程度上取决于螺旋节距。与没有横向数据截断的螺旋扫描相比,横向截断的螺旋扫描的最大可行节距显著下降,并且扫描速度也显著下降。

[0097] 在该实施例中,用于数据采集的两程成像扫描由两个螺旋组成。在第一程中,患者支撑件18移动到台架12中(例如,如图4所示),其中探测器34移位到一个横向侧。在第二程中,患者支撑件18移出台架12(例如,如图5所示),同时探测器34移位到相对侧。两个螺旋之间的横向探测器平移被设计用于改进图像重建的数据可用性。从第一程采集的数据可以被重建用于患者定位,而来自两程的数据可以用于有资格进行剂量计算的改进的图像重建。在各种实施例中,这种类型的双程螺旋成像扫描设计可以被称为双螺旋轨迹。然而,这种双螺旋轨迹需要专用的图像重建算法。

[0098] 图7和8中示出了用于该实施例的示例性数据采集系统的几何形状。如图3中所介绍的,世界坐标系310被(x,y,z)轴跨越。图7示出了示例性数据采集系统的3D几何形状的图示700。图8示出了数据采集系统在示例性(x,z)平面中的几何形状的图示800。在一个示例性实施例中,当从台架12的前面看时,x射线源30顺时针旋转,视角 λ 被定义为当从台架12的前面看时,以顺时针方式从x轴 e_x 到连接源30和旋转轴的虚拟线702的角距离,其矢量位置表示为 $a(\lambda)$ 。旋转轴沿着世界坐标y轴 e_y 。探测器34被定位成使得其垂直于由源30和旋转轴限定的平面,其通道平行于旋转轴,并且其行垂直于旋转轴。将探测器34处连接源30与的等中心O的线702的穿孔点定义为探测器坐标系710的原点,其由 O_d 表示。

[0099] 如图7所示,示例性数据采集系统涉及两个坐标系。特别地,数据采集参考原点在O的世界坐标系310和原点在 O_d 的探测器坐标系710。如上所述,探测器坐标系710由基向量 e_u

(在通道方向上)、在探测器34平面中的 $\underline{e}_v$ (在行方向上) 和 $\underline{e}_w$ (垂直于探测器34平面并且从 0_d 指向 $\underline{a}$) 定义。这里, 0_d 被定义为沿着 $\underline{e}_w$ 将源30 (具有矢量位置 $\underline{a}(\lambda)$) 和0相连接并延伸到探测器34的线702在该探测器34上的穿孔点。而 $\underline{\alpha}(\lambda, u, v)$ 是从源30矢量位置 $\underline{a}(\lambda)$ 指向位于探测器坐标系710中的坐标 $[u, v]$ 处的探测器34单元的单位矢量704。

[0100] 图8示出了数据采集系统在示例性 (x, z) 平面中的几何形状800。 x 射线源30位于 (x, z) 平面中,并且围绕 y 轴顺时针旋转,源到等中心的距离(SID)由 R 表示。视角或旋转角度由 λ 表示,其被定义为距 x 轴的顺时针角距离。 x 射线源30由 $\underline{a}(\lambda)$ 表示。探测器34相对于旋转轴与 x 射线源间隔 180° 放置,源到探测器的距离(SDD)由 D 表示。探测器34垂直于连接源30和 y 轴的平面,其通道平行于 y 轴。探测器平面由 (u, v) 坐标系索引,其中 u 针对探测器通道位置, v 针对探测器行位置。

[0101] 在该系统中, x 射线探测器34是示例性平板探测器,并且基本向量 $\underline{e}_u$ 和 $\underline{e}_v$ 跨越2D面板,其中 $\underline{e}_u$ 针对通道方向, $\underline{e}_v$ 针对行方向。 v 轴指向与 y 轴相同的方向,并且 u 轴指向与旋转角速度相同的方向。为了将探测器坐标系扩展到3D,可以引入 w 轴,使得 (v, u, w) 轴遵循右手定则。

[0102] 如上所述,双螺旋扫描设计包括具有螺旋轨迹的两个互补的程(passes)。图9A示出了示例性左手旋螺旋线(LHH)910的轨迹,且图9B示出了示例性右手旋螺旋线(RHH)920的轨迹,两者都被示出具有探测器34偏移。LHH 910是通过将患者支撑件(未示出)移动到台架中并使探测器34移位到 $+u$ 轴来形成的,而RHH 920是通过将患者支撑件移出台架并使探测器34移位到 $-u$ 轴来形成的。如该实施例所示,偏心探测器34足够大,使得中心 x 射线(通过 y 轴)被探测,并且到偏移方向末端的投影不被截断。两个螺旋线910、920的节距通常可以不同,但是在这里被示出为相同。

[0103] 关于图像重建,可以示出对于螺旋的凸包(convex hull)内的点仅有一个 π 线可用,并且如果该点沿着整个 π 线段可见,则沿着 π 线的点的精确图像重建是可能的。对于在横向方向上没有数据截断的典型螺旋扫描,只要探测器足够大以在轴向方向上包含Tam-Danielsson(TD)窗口,就满足该条件。对于具有偏心探测器的螺旋扫描的扫描视场(SFOV)中的大量点,不满足该条件。

[0104] 考虑具有图9A和9B所示的轨迹910、920的示例性双螺旋扫描设计,图10示出了在示例性横平面中的数据可用性的图示1000。示出了在示例性左手螺旋(LHH)910程(pass)和示例性右手螺旋(RHH)920程(pass)期间的探测器34的描述被叠加在相同的横 (x, z) 平面1010中。SFOV由完全照射区域1020和部分照射区域1030组成。通过构造,仅完全照射区域1020在所有方位角上是完全可见的,而部分照射区域1030仅在一些方位角上是可见的。对于具有偏心探测器的单个螺旋扫描,可以示出,部分照射区域1030中的大量点沿着它们唯一的 π 线段可能不是完全可见的,因此不能准确且稳定地恢复。还可以示出,对于具有大节距的这种轨迹,一些点甚至没有 180° 的数据(相对于点本身)用于反投影,由于有限的角度问题,这可能在重建任务中造成甚至更大的困难。

[0105] 在双螺旋轨迹中可以避免有限角度问题,因此与单螺旋的情况相比,放松了节距要求。双螺旋轨迹的节距选择的一个标准是,对于ROI中的任何点,总是存在足够大的方位角范围,使得 180° 的数据可用于反投影。

[0106] 基于上述观察,在本实施例中,重建算法包括利用加权机制反投影所有可用数据,

使得在相同方位角和共轭方位角的所有反投影加权被归一化为1。这种加权机制可以经由分别用 w^L 和 w^R 表示的LHH和RHH的一对加权函数来实现。重建算法基于通用滤波反投影 (FBP) 框架。令 $\hat{f}^L(\underline{x})$ 和 $\hat{f}^R(\underline{x})$ 分别是使用来自LHH和RHH的数据重建的图像。令 $\hat{f}(\underline{x})$ 是最终的重建结果。

[0107] LHH重建在以下等式1中描述：

$$[0108] \quad \hat{f}^L(\underline{x}) = \int_{\Lambda(\underline{x})} d\lambda \frac{1}{(\underline{a}(\lambda) - \underline{x}) \cdot \underline{e}_w} w^L(\lambda, \underline{x}) g_H^L(\lambda, u^*, v^*), \quad (1)$$

[0109] 其中 (u^*, v^*) 是在探测器34处通过 $\underline{x}$ 的x射线的拼接点。等式1中的项 g_H^L 被定义为如下在等式2中：

$$[0110] \quad g_H^L(\lambda, u, v) = h_H(u) * g_{CB}^{L'}(\lambda, u, v), \quad (2)$$

[0111] 其中 $h_H(u)$ 是希尔伯特 (Hilbert) 变换, 并且根据等式3:

$$[0112] \quad g_{CB}^{L'}(\lambda, u, v) = \frac{D}{\sqrt{D^2 + u^2 + v^2}} \frac{\partial \hat{g}^L(\lambda, u, v)}{\partial \lambda} \Big|_{\underline{\alpha} \text{ 固定}} \quad (3)$$

[0113] 这里 $\underline{\alpha}(\lambda, u, v)$ 是指从源 $a(\lambda)$ 到探测器点 (u, v) 的单位矢量, 而 $\hat{g}^L(\lambda, u, v)$ 是具有横向截断数据的投影数据, 该横向截断数据是利用已知方法的相邻旋转估计的, 并且 $g_{CB}^{L'}$ 是可以利用已知方案实现的视图相关的微分。

[0114] 使用R代替上标L的相等等式 (1、2、3) 可以获得根据RHH进行的重建。根据等式4, 双螺旋轨迹 $\hat{f}(\underline{x})$ 的最终图像重建可以作为 $\hat{f}^L(\underline{x})$ 和 $\hat{f}^R(\underline{x})$ 的和来获得:

$$[0115] \quad \hat{f}(\underline{x}) = \hat{f}^L(\underline{x}) + \hat{f}^R(\underline{x}) \quad (4)$$

[0116] 图11示出了使用双螺旋扫描设计的胸廓体模的示例性重建1100和使用计算机模拟的上述重建技术。特别地, 1110是左手螺旋 (LHH) 的重建, 1120是右手螺旋 (RHH) 的重建, 且1130是双螺旋的重建。1140是无噪声数据, 而1150是噪声数据。显示窗口为1000HU。在该示例性实施例中, 使用FORBILD胸廓体模的修改版本进行计算机模拟。SID和SDD分别为1080mm和1620mm。探测器34由480个通道和120行组成, 像素尺寸为 $[0.9\text{mm}, 0.9\text{mm}]$ 。探测器34关于 u 轴对称, 并且沿着 u 轴偏心。对于RHH和LHH, 通道偏移分别被设置为49.75和429.75。LHH和RHH的起始视角分别为0和 π 。两个螺旋由3个旋转组成, 纵向范围为216mm。对于每个探测器像素, 线积分被计算为通过其角的四条射线的平均值。LHH和RHH两者都使用节距为1的每转480个视图。泊松噪声 (使用55k光子计数) 和电子噪声 (使用5个计数) 被添加到投影数据。对于图像重建, 分辨率参数 ϵ 被设置为0.05。图像体素 (voxel) 是各向同性的, 边缘尺寸为1mm。这些重建结果表明重建算法能够以令人满意的图像质量恢复FORBILD胸廓体模。

[0117] 以这种方式, 可以重建用于成像的双螺旋轨迹, 包括IGRT期间的CBCT。与具有横向偏心探测器的单螺旋相比, 双螺旋轨迹可以提高数据可用性, 提高扫描速度, 并且降低图像噪声。两个螺旋之间的配置关系可以显著影响数据可用性, 并且应当被优化。

[0118] 所包括的流程图和框图示出了根据本文所述的系统的与多程成像扫描相关联的

示例性配置和方法。示例性方法可以在逻辑、软件、硬件或其组合中执行。另外,尽管以一定顺序呈现了过程和方法,但是可以以不同的顺序执行方框,包括串行和/或并行。此外,可以使用附加步骤或更少步骤。

[0119] 图12是示例性多程成像过程1200的流程图。过程1200可以利用上述成像系统和扫描设计。工作流程的示例性预递送步骤被示为1202。在该实施例中,成像扫描包括至少两程,其中每一程采集全成像扫描所需的数据的一部分。每程可以比全扫描更快地执行。在步骤1210,系统执行成像扫描的第一程(例如,在将患者支撑件移动到台架中时),生成第一程数据1215。在步骤1220,系统执行成像扫描的第二程(例如,在将患者支撑件移出台架时),生成第二程数据1225。

[0120] 在该实施例中,系统可以处理(例如,重建)在第一程1210期间生成/接收的第一程数据1215,同时系统执行第二程1220。接下来,在步骤1230,系统可以继续各种数据/图像处理 and 基于图像的预递送步骤(例如,参见下面的图16-18),包括治疗设置(例如,重建、配准、对准等)和治疗规划(例如,剂量计算、自适应规划等)。以这种方式,由于第一程数据1215的图像处理可以在第二程1220期间发生,并且由于与从台架内部返回患者支撑件相关联的时间可以在1220中被用作扫描时间,所以可以利用多程成像扫描(相对于单程扫描)更快地完成预递送步骤1202。在治疗设置/规划1230完成之后,该过程可以继续到步骤1240处的治疗递送,包括作为IGRT的一部分。

[0121] 在一个实施例中,第一程1210可以包括成像放射源的第一管能量,并且第二程1220可以包括成像放射源的第二管能量。第一程数据1215可以被重建为第一患者图像,且第二程数据1225可以被重建为第二患者图像,使得组合重建的第一和第二患者图像产生可用于如上所述的各种治疗设置和治疗规划任务的谱患者图像。

[0122] 在其他实施例中,成像扫描包括多于两个程1210、1220。可选的附加程1222和附加的关联程数据1227在图12中示出,以表示在这些实施例中的成像扫描可以包括任何数量的扫描程。

[0123] 图13是另一示例性多程成像过程1300的流程图。过程1300可以利用上述成像系统和扫描设计。工作流程的示例性预递送步骤被示为1302。在该实施例中,成像扫描包括至少两个程,其中每个程采集全成像扫描所需的数据的一部分。每程可以比全扫描更快地执行。在步骤1310,系统执行成像扫描的第一程(例如,在将患者支撑件移动到台架中时),生成第一程数据1315。在该实施例中,系统可以在系统执行第二程1320之前或同时,利用在第一程1310期间生成/接收的第一程数据1315。

[0124] 在各种实施例中,原始的和/或处理过的(例如,重建的)第一程数据1315可以在系统执行第二程1320之前或同时使用,以确定/调整与第二程1320相关联的扫描参数(如上所述)并且用于各种数据/图像处理和基于图像的预递送步骤(参见例如下面的图16-18),包括治疗设置1330(例如,如上所述的重建、配准、对准等)和/或治疗预规划1335(例如,可以开始和/或基于第一程数据1315的任何治疗规划活动)。

[0125] 在步骤1320,系统执行成像扫描的第二程(例如,在将患者支撑件移出台架时),生成第二程数据1325。在该实施例中,系统可以开始和/或继续处理在第一程1310期间生成/接收的第一程数据1315,同时系统执行第二程1320。

[0126] 接下来,在步骤1340,系统可以利用第一程数据1315和/或第二程数据1325(分别

在第一程1310和第二程1320期间生成/接收)来继续进行各种数据/图像处理和基于图像的预递送步骤(参见例如下面的图16-18),包括治疗规划(例如,剂量计算、自适应规划等)。在一些实施例中,系统可在步骤1340处完成在步骤1330和/或1335处开始的任务,包括例如需要用于最终治疗规划1340的第二程数据1325的治疗预规划1335。

[0127] 以这种方式,由于图像处理和第一程数据1315的利用可以在第二程1320之前和/或期间发生,并且由于与患者支撑件从台架内部返回相关联的时间可以用作1320中的扫描时间,所以可以利用多程成像扫描(相对于单程扫描)更快地完成预递送步骤1302。在治疗规划1340完成之后,该过程可以继续到步骤1350处的治疗递送,包括作为IGRT的一部分。

[0128] 在一个实施例中,第一程数据1315具有足够的质量用于治疗设置1330,使得在第二程1320期间,患者图像(基于第一程数据1315)与先前数据的重建和配准正在进行和/或已完成。在第二程1320完成之后,工作流程可以基于第一程数据1315和第二程数据1325直接进行到治疗规划1340。

[0129] 在其它实施例中,成像扫描由多于两程1310、1320组成。在图13中示出了可选的附加(一或多)程1312、1322和附加的关联程数据1317、1327,以表示在这些实施例中的成像扫描可以包括在工作程序序列中的不同点处的任意数量的扫描程。此外,在各种实施例中,来自这些程中的一个或多个的原始和/或处理过的数据可以在系统执行后续程之前或同时被使用,以确定/调整与后续程和/或各种数据/图像处理和基于图像的预递送步骤相关联的扫描参数,其中基于图像的预递送步骤包括治疗设置1330和/或治疗预规划1335。例如,可以执行两个程,生成程数据,其可以用于确定用于后续程的扫描参数,然后下一程可以生成程数据,其然后与先前程数据组合以用于治疗设置。如可以理解的,任何数量的扫描程可以生成可以以各种组合用于任何工作流程步骤的程数据。

[0130] 图14是另一示例性多程成像过程1400的流程图。过程1400可以利用上述成像系统和扫描设计。在该实施例中,成像扫描包括至少两程,其中每程采集全成像扫描所需的数据的一部分。每程可以比全扫描更快地执行。在步骤1410,系统执行成像扫描的第一程(例如,在将患者支撑件移动到台架中时),生成第一程数据1415。在该实施例中,系统可以在系统执行第二程1420之前或同时,利用在第一程1410期间生成/接收的第一程数据1415。

[0131] 在该实施例中,在系统执行第二程1420之前或同时,原始和/或处理过(例如,重建)的第一程数据1415用于治疗设置1430(例如,将第一患者图像(基于第一程数据1415)与先前数据1405配准)。任选地(在图14中由虚线描绘),在一些实施例中,原始和/或处理过的第一程数据1415还可在系统执行第二程1420之前,用于确定/调整与第二程1320相关联的扫描参数(如上文所论述)。

[0132] 在步骤1420,系统执行成像扫描的第二程(例如,在将患者支撑件移出台架时),生成第二程数据1425。在该实施例中,系统可以使用在第一程1410期间生成/接收的第一程数据1415开始和/或继续治疗设置1430,同时系统执行第二程1420。

[0133] 接下来,在步骤1440,系统利用第一程数据1415和第二程数据1425用于治疗规划(例如,剂量计算、自适应规划等)。在一些实施例中,先前数据1405也用于治疗规划1440任务。

[0134] 以这种方式,由于治疗设置1430在第二程1420之前和/或期间利用第一程数据1415,并且由于与从台架内部返回患者支撑件相关联的时间可以用作1420中的扫描时间,

所以利用多程成像扫描(1410+1420)比单程扫描更快地完成预递送工作流程步骤治疗设置1430和治疗规划1440。在治疗规划1440完成之后,该过程可以继续治疗递送,包括作为IGRT的一部分。

[0135] 图15是另一示例性多程成像过程1500的流程图。过程1500可以利用上述成像系统和扫描设计。在该实施例中,成像扫描包括至少两程,其中每程采集全成像扫描所需的数据的一部分。每程可以比全扫描更快地执行。在步骤1510,系统执行成像扫描的第一程(例如,在将患者支撑件移动到台架中时),生成第一程数据1515。在该实施例中,系统可以在系统执行第二程1520之前或同时,利用在第一程1510期间生成/接收的第一程数据1515。

[0136] 在该实施例中,在步骤1520,使用适合于投影数据1515的重建技术重建第一程数据1515,生成患者图像1525。接下来,在步骤1530,在系统执行第二程1540之前或同时,将患者图像1525与用于治疗设置的先前图像数据1505配准。可选地(在图15中由虚线描绘),在一些实施例中,在系统执行第二程1540之前,也可以使用投影数据1515、患者图像1525和/或来自1530的配准图像,以确定/调整与第二程1540相关联的扫描参数(如上所述)。

[0137] 在步骤1540,系统执行成像扫描的第二程(例如,在将患者支撑件移出台架时),生成第二程数据1545。在该实施例中,系统可以使用在第一程1510期间生成/接收的第一程数据1515来开始和/或继续重建1520和/或配准1530,同时系统执行第二程1540。

[0138] 接下来,在步骤1550,系统利用第一程数据1515和第二程数据1545来重建患者图像1555。在步骤1560,利用患者图像1555来计算治疗剂量。在一些实施例中,先前数据1505也用于剂量计算1560。

[0139] 以这种方式,由于重建1520和配准1530步骤在第二程1540之前和/或期间利用第一程数据1515,并且由于与从台架内部返回患者支撑件相关联的时间可以用作1540中的扫描时间,所以利用多程成像扫描(1510+1540)比利用单程扫描更快地完成预递送工作流程步骤1520、1530、1550、1560。在剂量计算1560完成之后,该过程可以继续到治疗递送,包括作为IGRT的一部分。

[0140] 在所有这些实施例中,可以使用各种扫描设计,包括用于包括成像扫描的程的各种设计。例如,如上所述,患者支撑件18可以在第一程期间在第一纵向方向上移动(例如,进入台架12)并且在第二程期间在第二纵向方向上移动(例如,移出台架12),其中第二方向与第一方向相反。然而,在其它实施例中,不同的程可以在相同的方向上。所述程可以包括不同的患者支撑件18和/或台架12速度,两者都可以是恒定的或可变的。这些程也可以在相同或不同的时间完成(例如,其中第一程在比第二程更少的时间内完成)。这些程也可以包括比其它程更多或更少的视图。程轨迹可以是螺旋形和/或圆形(例如,步进-拍摄,其中一系列步进/拍摄包括一程)。程可以包括成像放射源未激活的时间段,包括有效地跳过患者的部分。

[0141] 在一些实施例中,成像放射源30和探测器34的轴向位置在各程之间移位,包括在重建患者图像期间来自不同程的数据是互补的情况。在一个实施例中,探测器34在第一程期间在一个横轴方向上偏移,并且在第二程期间在相反的横轴方向上偏移,包括适应大的FOV。

[0142] 这些技术可以用于IGRT工作流程改进和优化以及CT图像质量和定量改进,以用于剂量计算和自适应规划。

[0143] 图16是描述使用放射诊疗设备(包括例如x射线成像装置10)的IGRT的示例性方法1600的流程图。先前数据1605可以包括患者的图像(例如,先前图像,其可以是先前采集的规划图像,包括先前CT图像,如上所述)、治疗规划、体模信息、模型、先验信息等。在一些实施例中,先前数据1605由相同的放射诊疗设备生成,但是在较早的时间生成。在步骤1610,使用低能量放射源(例如,来自x射线源30的kV放射)对患者进行成像(包括多程成像)。在各个实施例中,成像包括具有扇形或锥形几何形状的螺旋或圆形扫描。步骤1610可以使用上述技术产生高质量(HQ)(一个或多个)图像或成像数据1615。在一些实施例中,可以调整图像质量以优化图像质量/分辨率与剂量之间的平衡。换句话说,不是所有的图像都需要具有最高的质量,或者可以调整图像质量以优化或权衡图像质量/分辨率和图像采集时间之间的平衡。成像步骤1610还可以包括图像处理1620,以基于成像/扫描数据1615生成患者图像(例如,根据上述实施例)。尽管图像处理步骤1620作为成像步骤1610的部分示出,但在一些实施例中,图像处理步骤1620是单独的步骤,包括由单独的设备执行图像处理。

[0144] 接下来,在步骤1630,至少部分地基于来自步骤1610的成像数据1615来执行下面讨论的一个或多个基于图像的预递送步骤。如下面更详细地讨论的,步骤1630可以包括确定与诊疗性治疗和(后续)成像规划相关联的各种参数。在一些实施例中,基于图像的预递送步骤(1630)可能在治疗递送(1640)之前需要更多成像(1610)。步骤1630可以包括基于高质量成像数据1615调整治疗规划,作为自适应放射诊疗例程的一部分。在一些实施例中,基于图像的预递送步骤1630可以包括实时治疗规划。实施例还可以包括同时、重叠和/或交替激活成像和诊疗性放射源。实时治疗规划可以涉及这些类型的成像和诊疗性放射激活技术(同时、重叠和/或交替)中的任何或全部。

[0145] 接下来,在步骤1640,使用高能量放射源(例如,来自诊疗性放射源20的MV放射)执行诊疗性治疗递送。步骤1640根据治疗规划向患者递送治疗剂量1645。在一些实施例中,IGRT方法1600可以包括返回到步骤1610以便以各种间隔进行附加成像,之后是根据需要的基于图像的预递送步骤(1630)和/或治疗递送(1640)。以这种方式,可以使用能够进行自适应诊疗的一个装置10在IGRT期间产生和利用高质量的成像数据1615。如上所述,步骤1610、1630和/或1640可以同时、重叠和/或交替执行。

[0146] IGRT可以包括至少两个一般目标:(i)将高度适形的剂量分布递送至靶容积;以及(ii)在每个治疗分次中以高精度递送治疗束。第三个目标可以是在每分次尽可能少的时间内完成两个一般目标。精确地递送治疗束需要利用高质量图像来识别和/或跟踪靶容积分次内(intrafraction)的位置的能力。增加递送速度的能力需要这样的能力:准确、精确和快速地执行成像1610、基于图像的预递送步骤1630和治疗递送1640,包括根据治疗规划移动放射源。

[0147] 上述支持更快的预递送工作流程的成像和处理技术包括多程成像扫描、治疗设置、治疗预规划和治疗规划步骤,其被包括在本文所述的成像1610和基于图像的递送预递送步骤1630中,包括作为IGRT工作流程的一部分。

[0148] 图17是描述可以与上述步骤1630相关联的示例性的基于图像的预递送步骤/选项的框图1700。将理解的是,上述x射线成像装置10(例如,作为诊疗设备的部分)可以生成kV图像,其可以以多种方式使用,包括用于基于图像的预递送步骤(1630),而不脱离本发明的范围。例如,由放射诊疗设备生成的图像1615可以用于在治疗之前对准患者(1710)。患者对

准可以包括将当前成像数据1615与和包括治疗规划的较早的治疗前扫描和/或规划相关联的成像数据相关或配准。患者对准还可以包括关于患者相对于放射源的物理位置的反馈,以验证患者是否物理上在递送系统的范围内。如果需要,患者可以相应地调整。在一些实施例中,患者对准成像可以故意地具有较低的质量以最小化剂量,但是提供足够的对准信息。

[0149] 由x射线成像装置10生成的图像还可以用于治疗规划或重新规划(1720)。在各种实施例中,步骤1720可以包括确认治疗规划、修改治疗规划、生成新的治疗规划和/或从治疗规划集合(有时被称为“当日规划”)中选择治疗规划。例如,如果成像数据1615示出靶容积或ROI与当开发治疗规划时相同,则可以确认治疗规划。然而,如果靶容积或ROI不相同,则可能需要重新规划治疗性治疗。在重新规划的情况下,由于成像数据1615的高质量(由x射线成像装置10在步骤1610生成),成像数据1615可以用于治疗规划或重新规划(例如,生成新的或修改的治疗规划)。以这种方式,不需要经由不同设备的治疗前CT成像。在一些实施例中,确认和/或重新规划可以是在各种治疗之前和/或之后正在进行的流程。

[0150] 根据另一示例性用例,由x射线成像装置10生成的图像能够用于计算成像剂量(1730),其可以用于正在进行的对患者的总剂量的确定和/或用于随后的成像规划。随后成像的质量也可以作为治疗规划的一部分来确定,例如,以平衡质量和剂量。根据另一示例性用例,由x射线成像装置10生成的图像可以用于计算治疗剂量(1740),其可以用于正在进行的对患者的总剂量的确定和/或可以被包括作为治疗规划或重新规划的一部分。

[0151] 根据其他示例性用例,由x射线成像装置10生成的图像可以与规划或调整其他成像(1750)和/或其他治疗(1760)参数或规划结合使用,包括例如作为自适应诊疗和/或治疗规划生成的部分。根据另一示例性用例,由x射线成像装置10生成的图像能够与自适应诊疗监测(1770)结合使用,所述自适应诊疗监测能够包括监测治疗递送并且根据需要进行适配。

[0152] 应当理解,基于图像的预递送步骤(1630)不是相互排斥的。例如,在各种实施例中,计算治疗剂量(1740)可以是单独的步骤和/或可以是自适应诊疗监测(1770)和/或治疗规划(1720)的一部分。在各种实施例中,基于图像的预递送步骤(1620)可以自动地和/或在人工参与的情况下手动地执行。

[0153] 上述包括偏移探测器和数据处理技术的设备和方法可以提供改进的具有比传统治疗中成像系统更高的质量的kV生成的图像。

[0154] 图18是描述在成像(1610)和/或随后的基于图像的预递送步骤(1630)期间可以利用的示例性数据源的框图1800。探测器数据1810表示由图像放射探测器34接收的所有数据。投影数据1820是由入射到准直束区中的放射生成的数据。半影数据1830是由入射到半影区的放射生成的数据。散射数据1840是由入射在半影区之外的外围区中的放射生成的数据,其可以被称为(一个或多个)阴影区域。

[0155] 在一个实施例中,半影数据1830可以用于分离或识别投影和/或散射数据。在一些实施例中,散射数据1840可以用于估计投影数据1820中的散射放射。在另一个实施例中,当两个源20、30被同时操作或以交错方式操作时,散射数据1840可以用于确定来自治疗性放射源20(例如MV)的散射的残余效应。

[0156] 以这种方式,半影数据1830和/或散射数据1840可以被利用以提高由成像步骤1610生成的图像的质量。在一些实施例中,半影数据1830和/或散射数据1840可以与投影数

据1820组合和/或考虑到可应用的成像设置1850、治疗设置1860 (例如,如果同时成像和治疗放射)和在成像探测器34处收集数据时与x射线成像装置10相关联的任何其他数据1870而进行分析。在其他实施例中,数据可用于治疗规划步骤1630。

[0157] 尽管已经关于特定方面、实施例或多个实施例示出和描述了所公开的技术,但是显然,本领域技术人员在阅读和理解本说明书和附图之后将想到等效的变更和修改。特别地,关于由上述元件(部件、组件、设备、构件、组成等)执行的各种功能,除非另外指出,否则用于描述这些元件的术语(包括对“手段(means)”的引用)旨在对应于执行所描述的元件的指定功能的任何元件(即,功能上等同),即使结构上不等同于执行本文所公开的技术的本文所示的示例性方面、一个或多个实施例中的功能的所公开的结构。另外,虽然上文可能已相对于若干所说明方面或实施例中的仅一者或多者描述所揭示技术的特定特征,但此特征可与其他实施例的一个或多个其他特征组合,如对于任何给定或特定应用可能需要且有利。

[0158] 虽然本文所讨论的实施例涉及上文所讨论的系统和方法,但是这些实施例旨在是示例性的,并且不旨在将这些实施例的适用性限制为仅本文所阐述的那些讨论。虽然已经通过对本发明的实施例的描述对本发明进行了说明,并且虽然已经相当详细地描述了实施例,但是申请人的意图不是将所附权利要求的范围限制或以任何方式限制到这样的细节。本领域技术人员将容易地想到附加的优点和修改。因此,本发明在其更广泛的方面不限于所示出和描述的具体细节、代表性装置和方法以及说明性示例。因此,在不脱离申请人的总体发明构思的精神或范围的情况下,可以偏离这些细节。

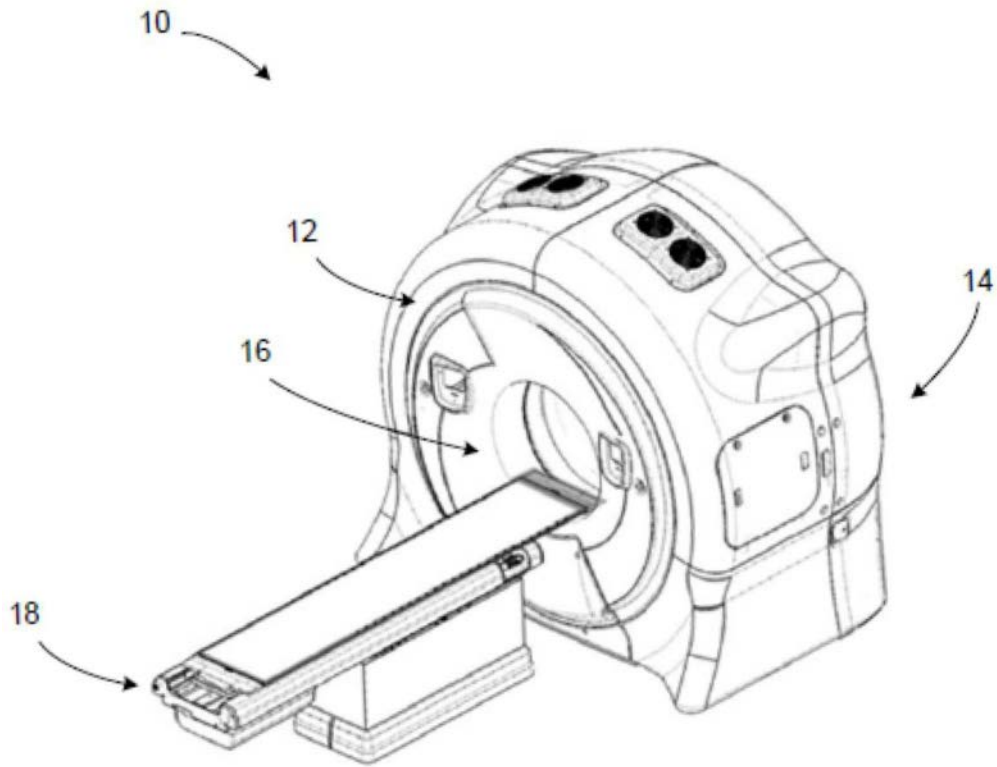


图1

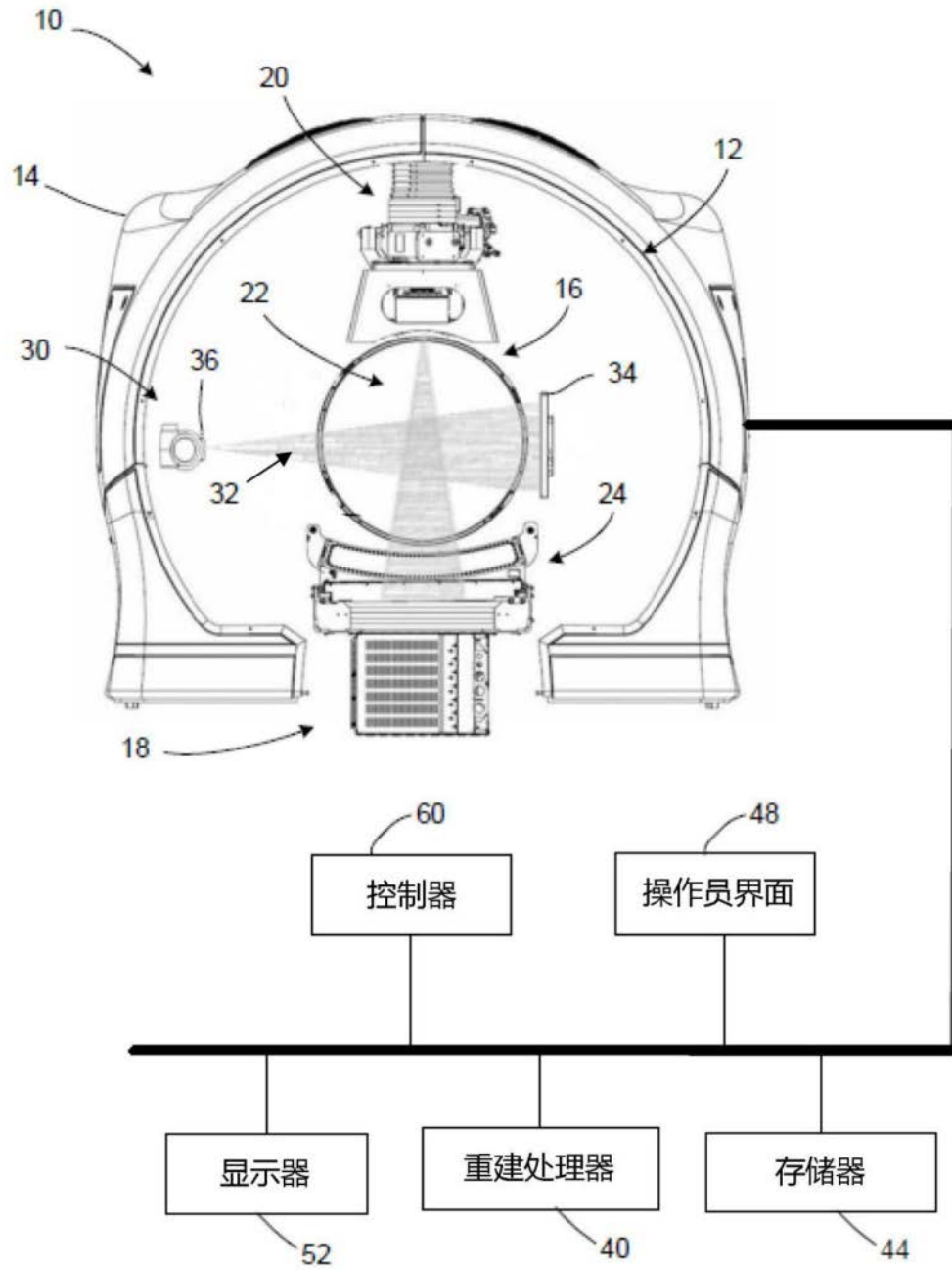


图2

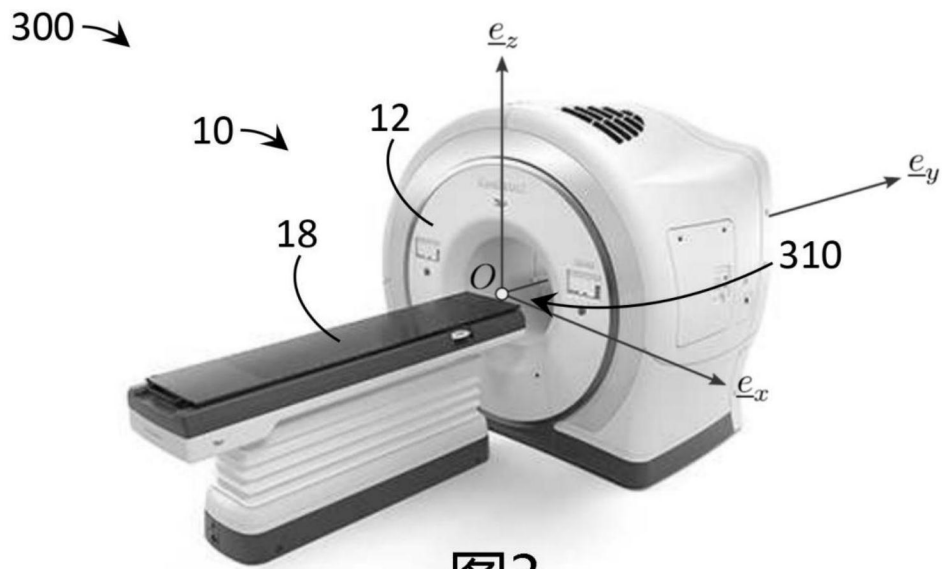


图3

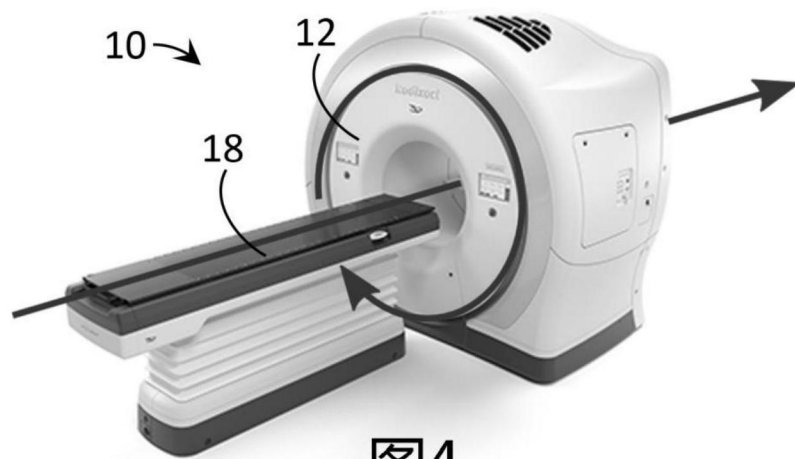


图4

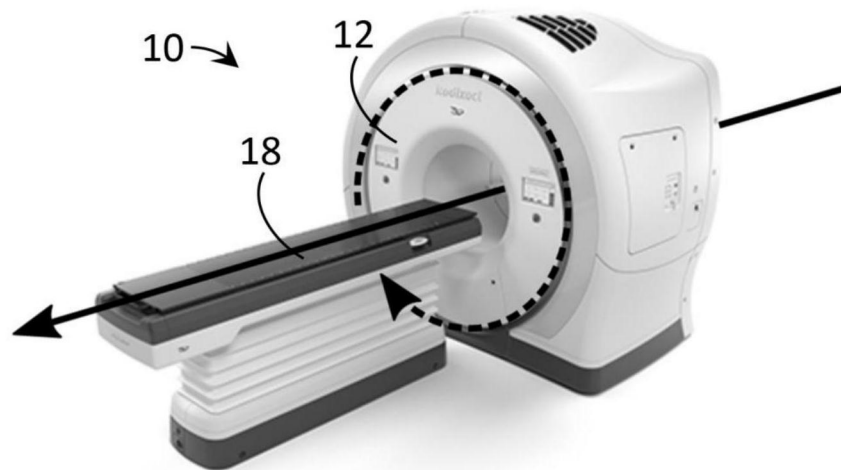


图5

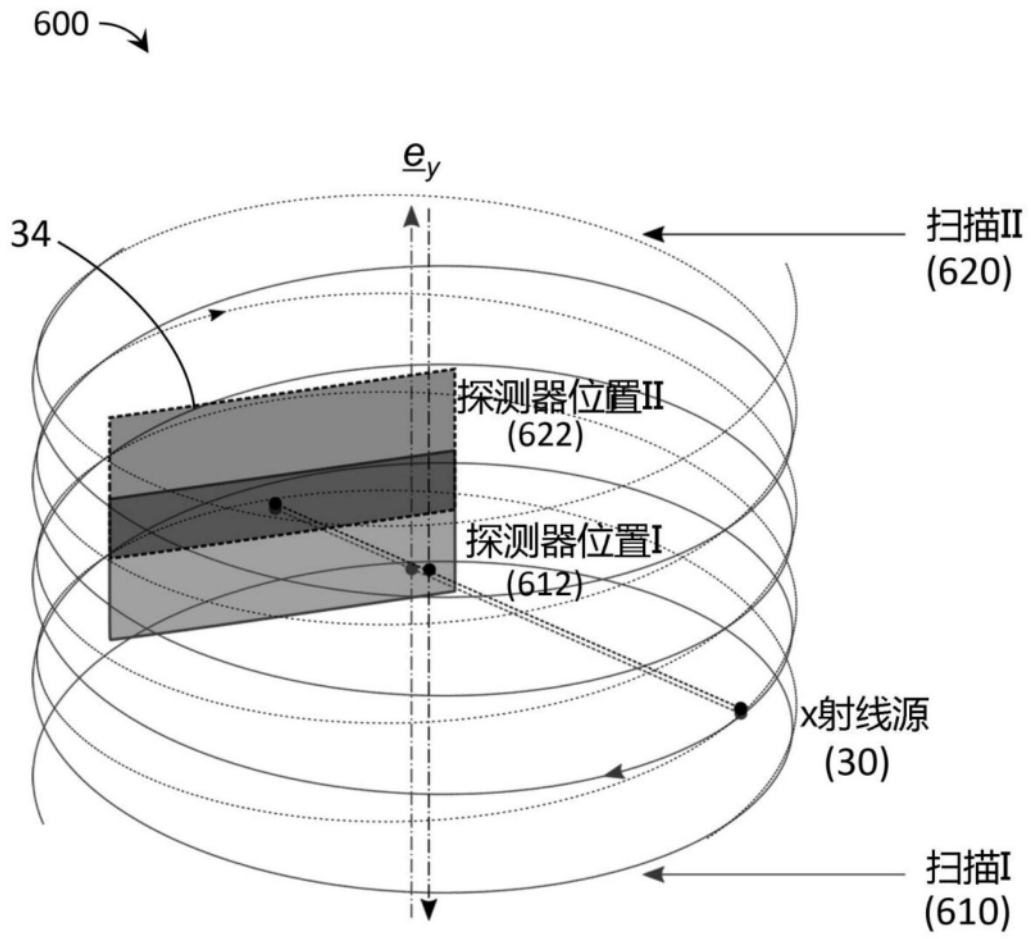


图6

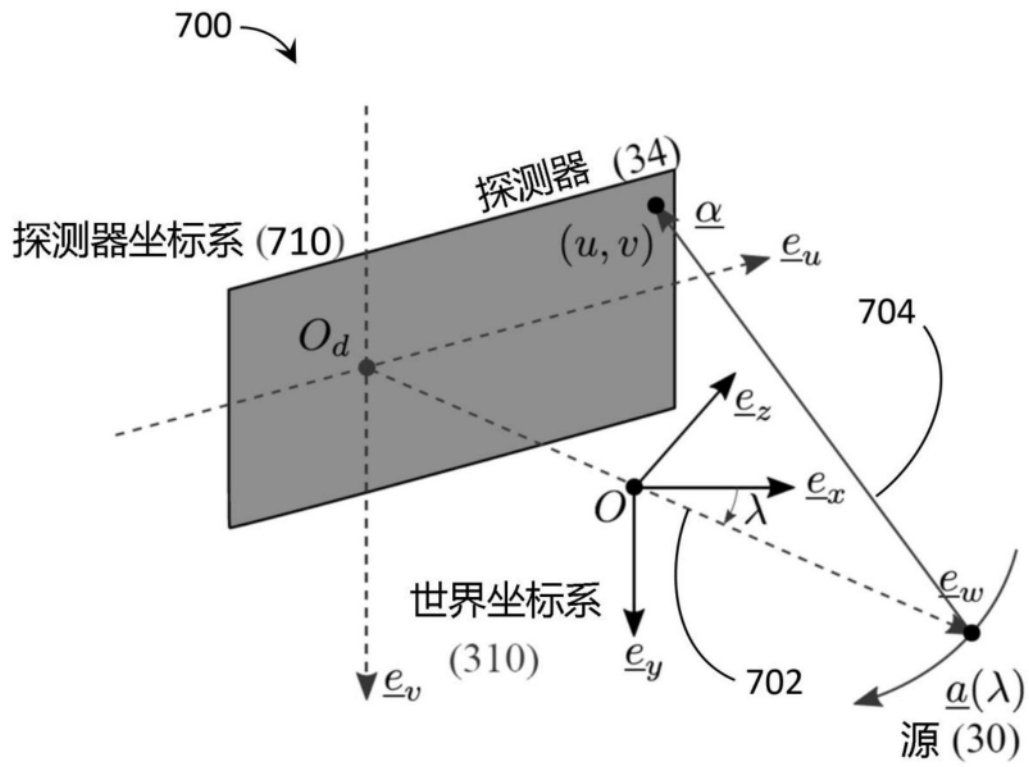


图7

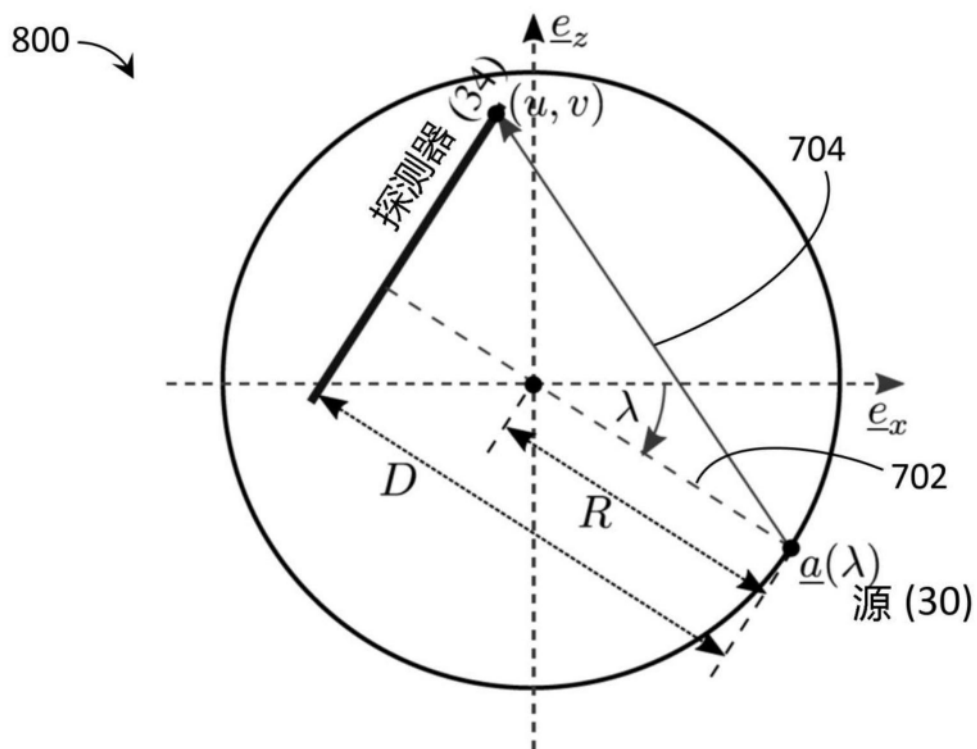


图8

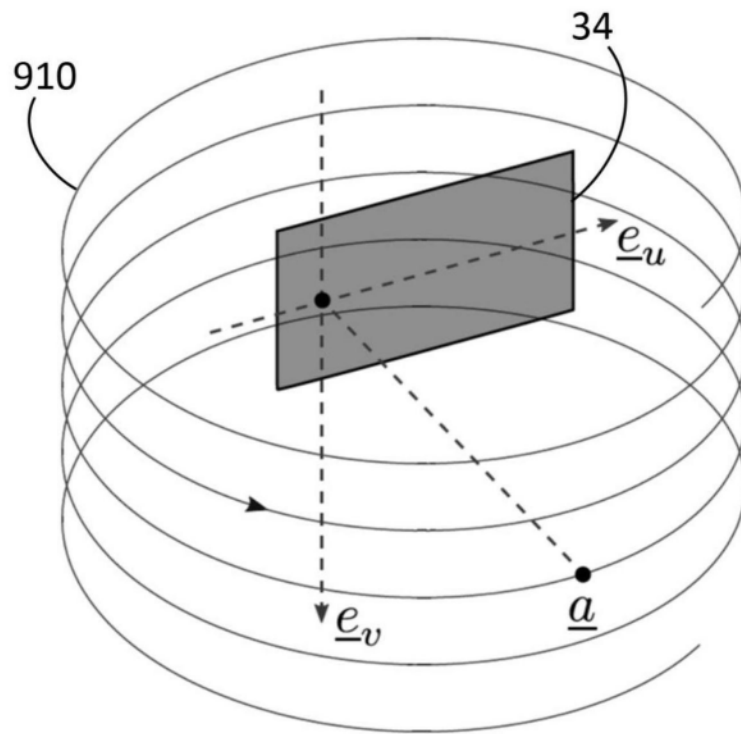


图9A

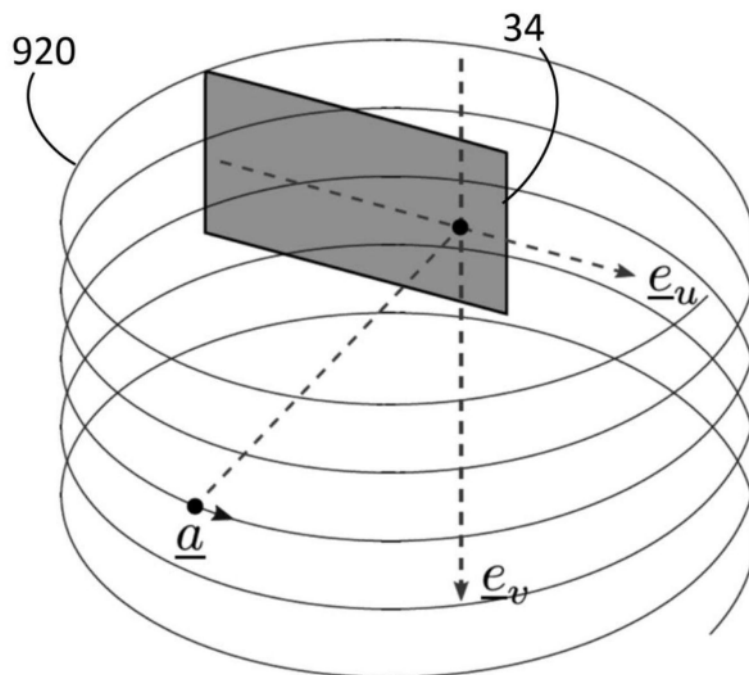


图9B

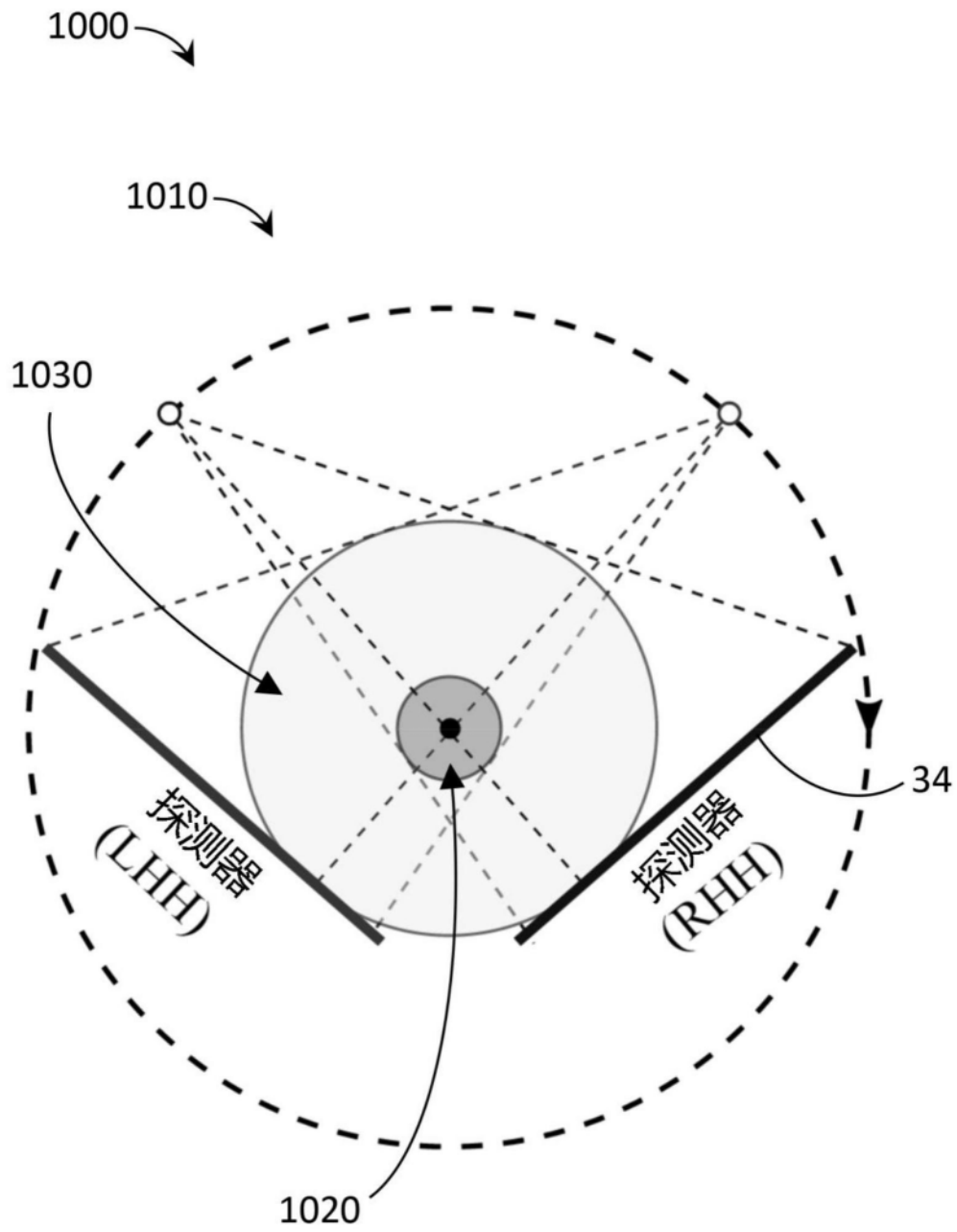


图10

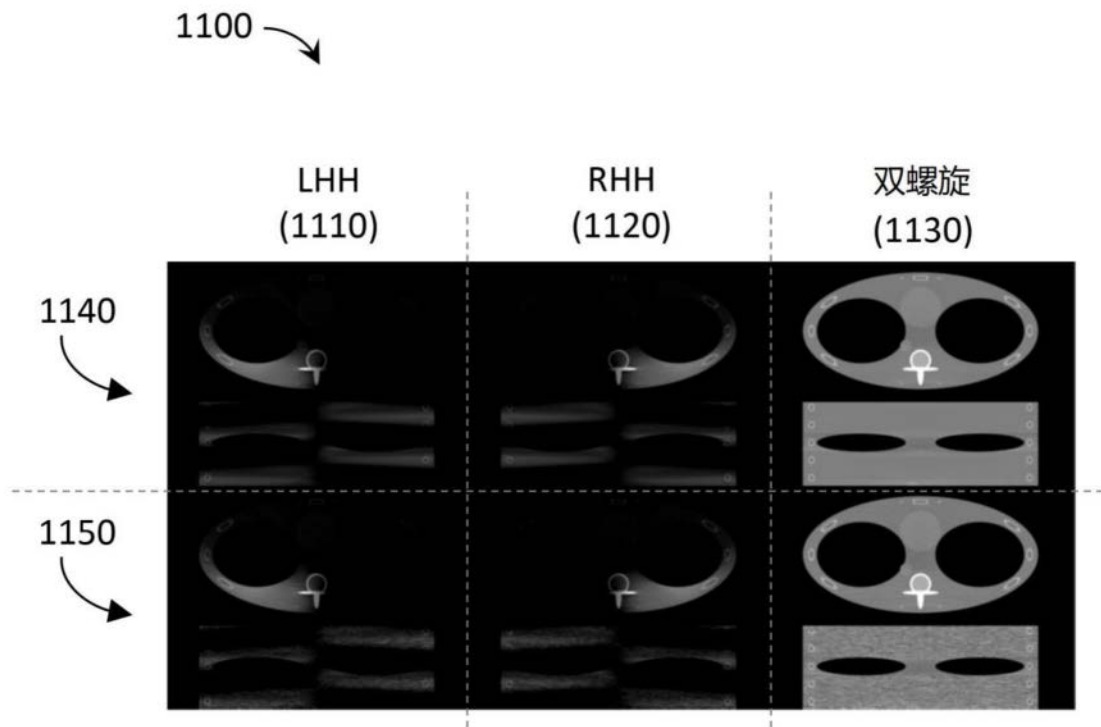


图11

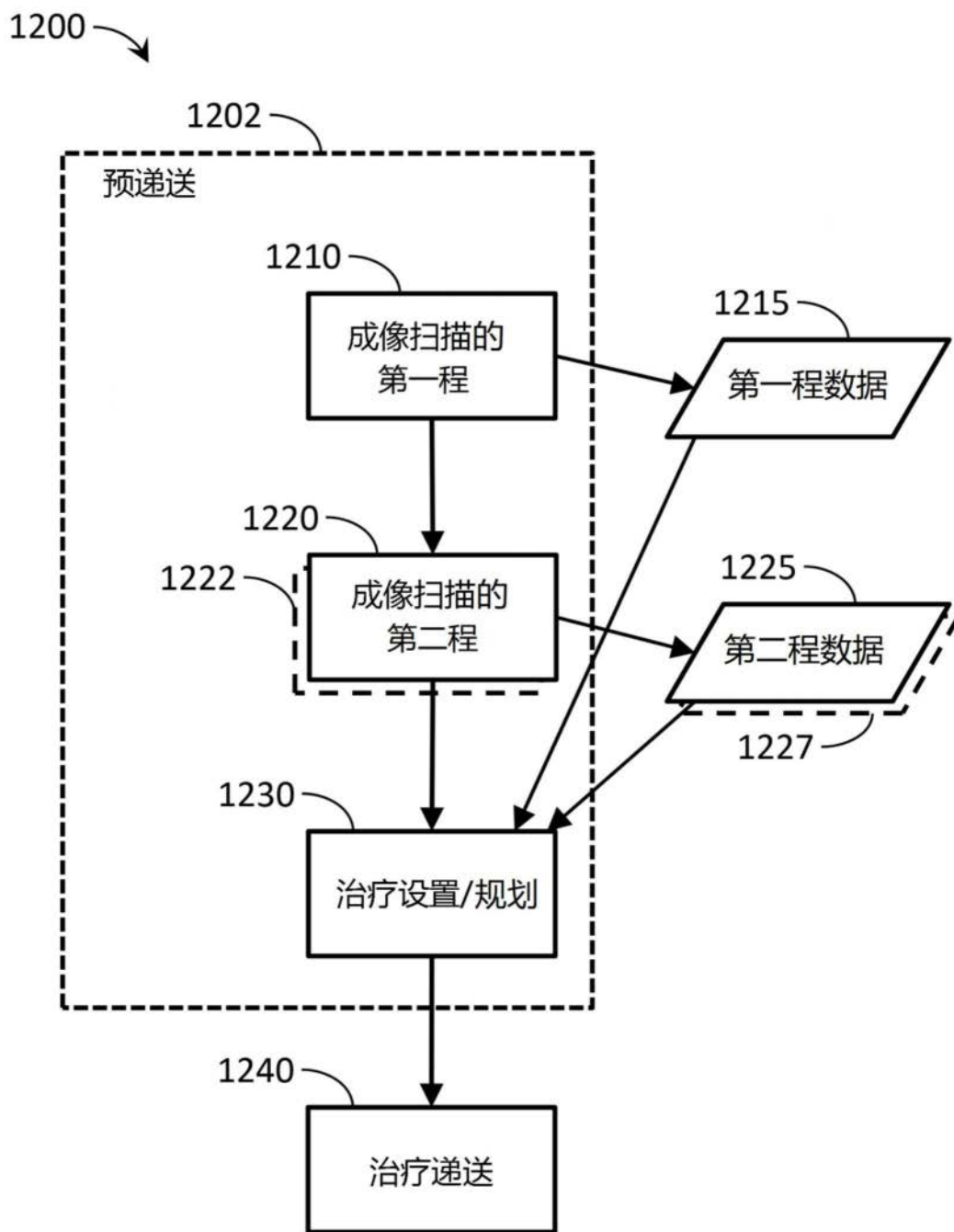


图12

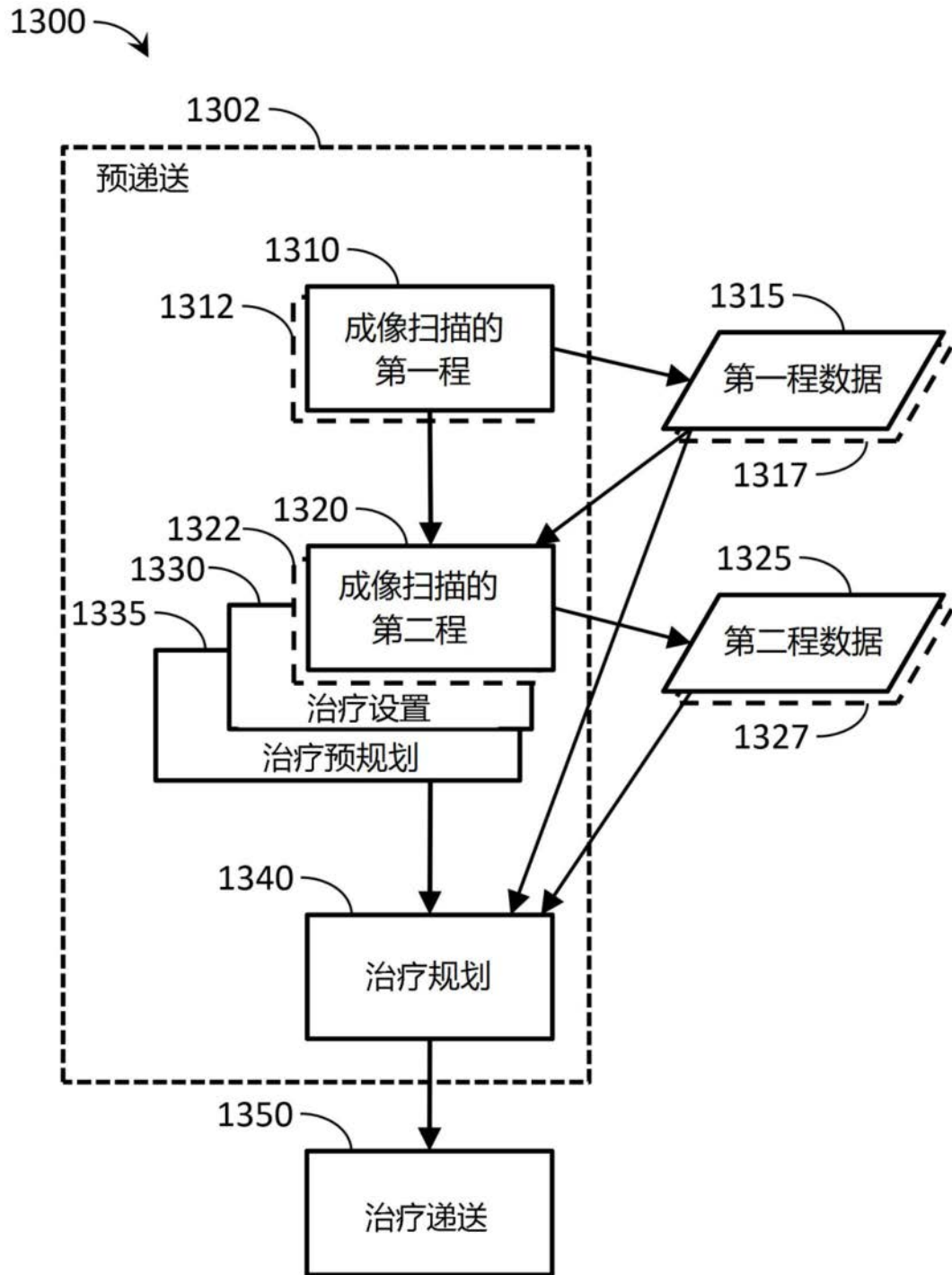


图13

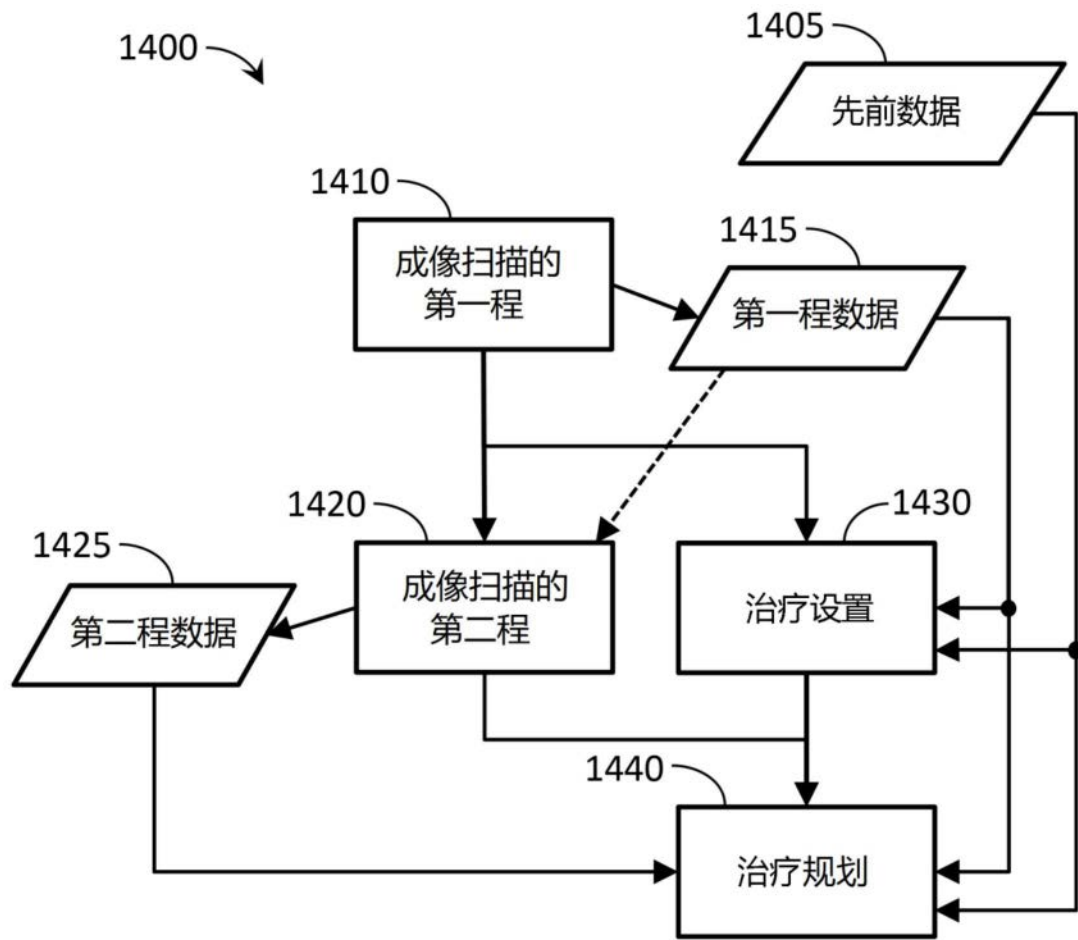


图14

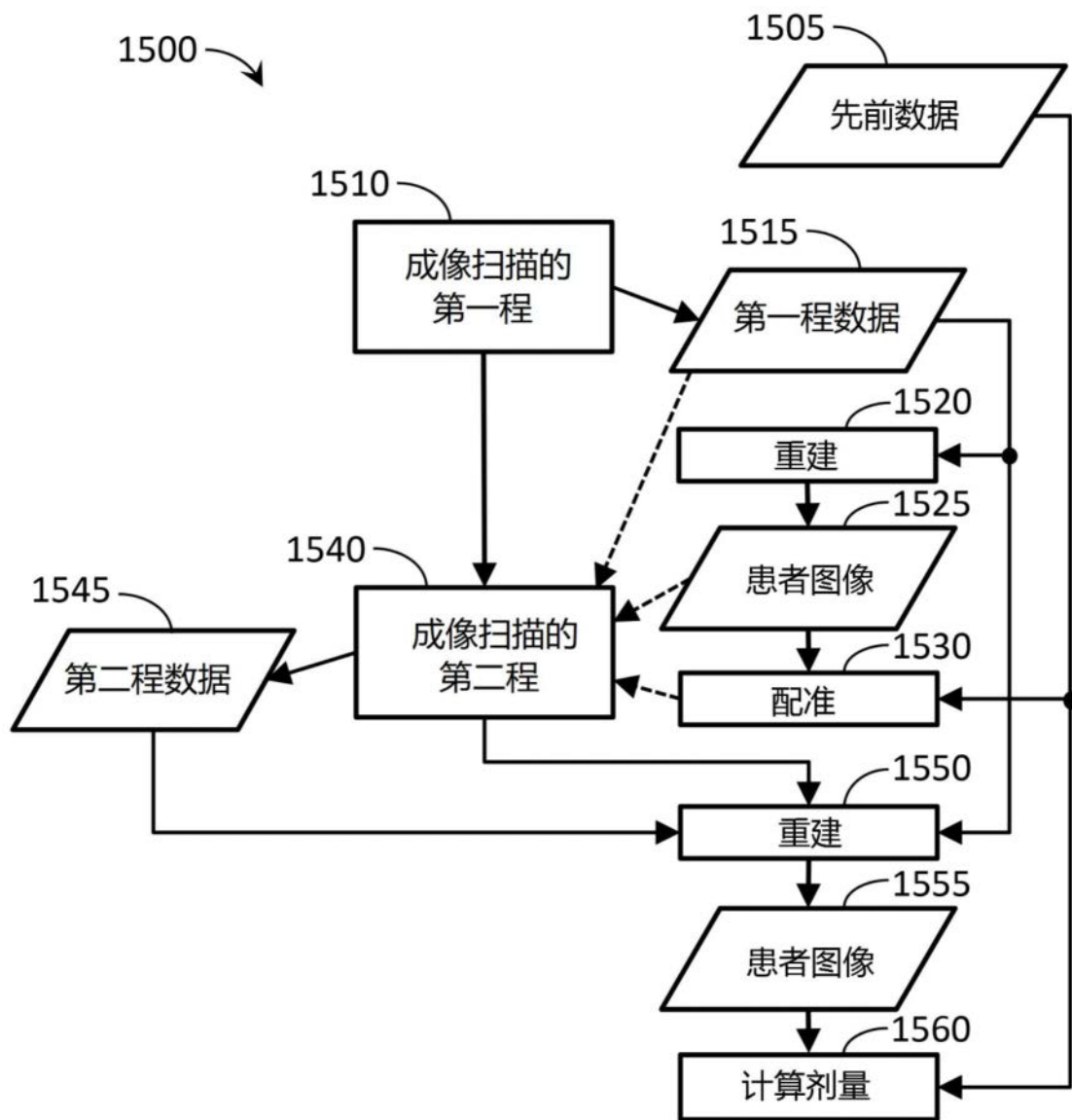


图15

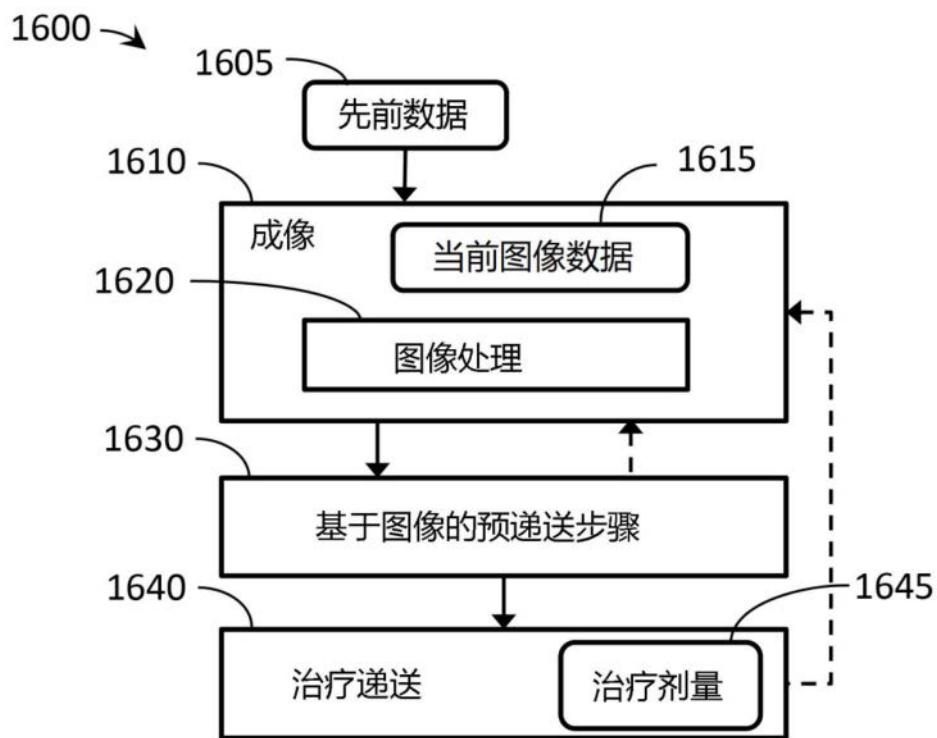


图16

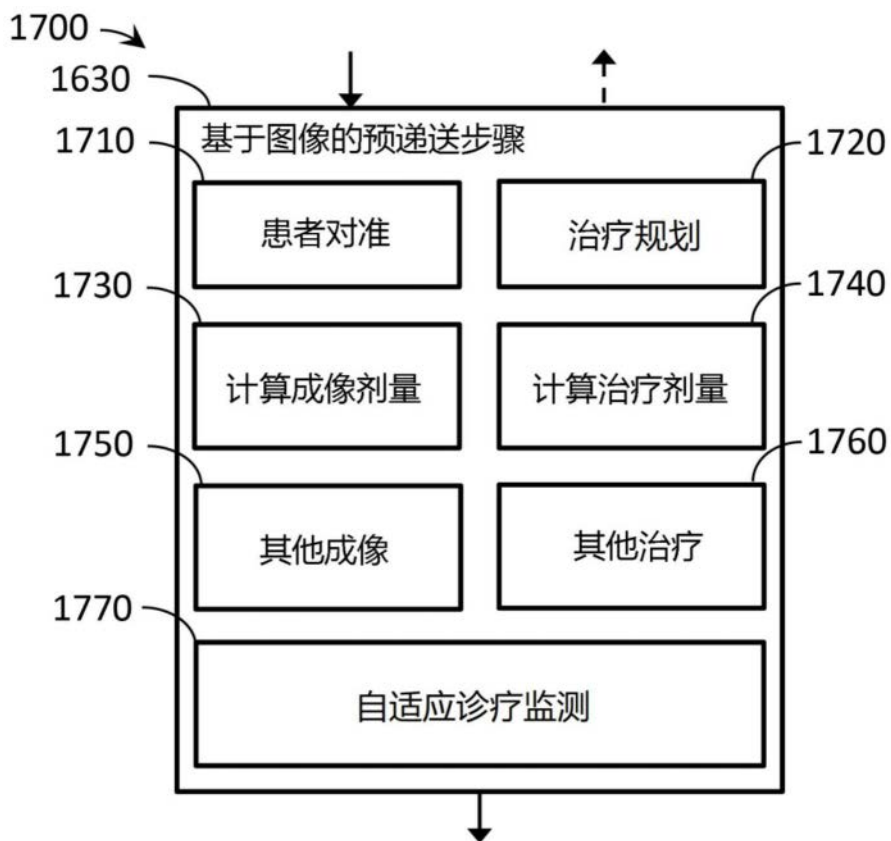


图17

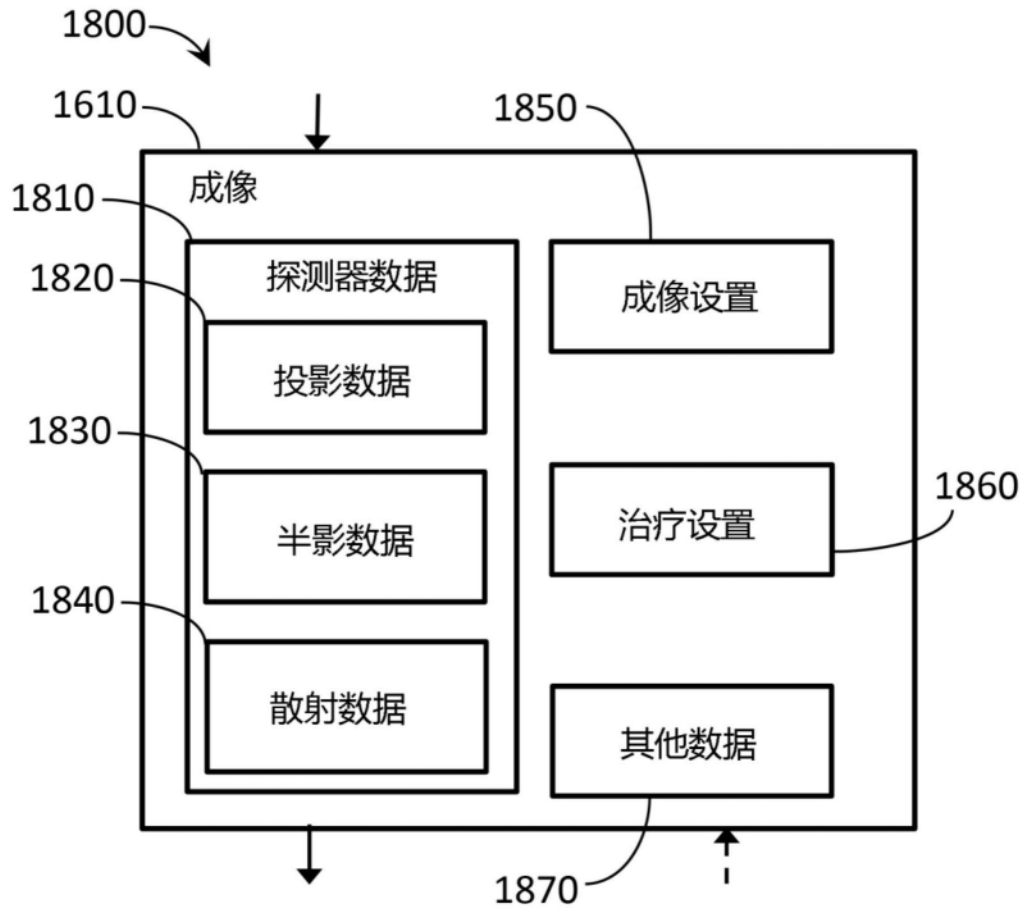


图18