(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 113164144 A
(43)申请公布日 2021.07.23

(21)申请号 201980078487.6

(22)申请日 2019.11.25

(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/US2019/063078 2019.11.25

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2020/112677 EN 2020.06.04

(71)申请人 爱可瑞公司
地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 喻智聪 A·贾恩 D·加农 J·希雅

(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 肖冰滨 王晓晓

(51)Int.Cl.
A61B 6/03(2006.01)
A61B 3/00(2006.01)

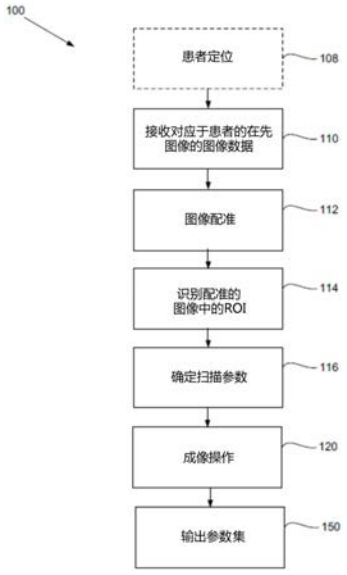
权利要求书2页 说明书17页 附图8页

(54)发明名称

使用感兴趣区数据的优化的扫描方法和断层摄影系统

(57)摘要

一种扫描参数优化的方法(该方法可以与图像引导放射诊疗(IGRT)一起使用),允许基于患者的感兴趣区的一个或多个参数来控制来自x射线源的波束的暴露和/或控制用于放射递送设备的成像放射的x射线检测器的检测机制。所述感兴趣区的所述一个或多个参数可以包括尺寸、外部轮廓、密度、相对于波束出口的位置、相对于等中心点的位置、相对于整个患者身体的位置等。患者在波束下的暴露可以通过调制用于控制射束和/或检测器的方面的一个或多个扫描参数而改变,以提供所述患者或所述患者的一部分的靶向和/或减少的放射暴露和/或用于改进引导图像的质量。所述调制可以根据所述感兴趣区相对于放射递送设备的一部分的视角而变化。



CN 113164144 A

1.一种用于与患者的图像引导放射诊疗(IGRT)一起使用的成像方法,所述方法包括:

接收对应于所述患者的在先图像的图像数据,其中所述图像数据包括对应于感兴趣区(ROI)的数据;

获得所述患者的投影图像数据;

基于所获得的所述患者的投影图像数据,执行图像重构以获得患者图像;

将所述在先图像与所获得的患者图像进行配准,以获得配准的图像;

识别所述配准的图像中的所述ROI;

基于所述在先图像投影ROI图像数据;

使用所投影的ROI图像数据来生成优化的参数集;以及

使用所述优化的参数集来执行所述患者的CT扫描。

2.根据权利要求1所述的方法,其中投影ROI图像数据的步骤还基于所述配准的图像。

3.根据权利要求1所述的方法,其中所述优化的参数集包括用于在对所述患者进行成像时对管电流进行调制的数据。

4.根据权利要求1所述的方法,其中所述优化的参数集包括用于在对所述患者进行成像时调整管电势的数据。

5.根据权利要求1所述的方法,其中所述优化的参数集包括对应于在对所述患者成像时的扫描速度的数据。

6.根据权利要求1所述的方法,其中所述优化的参数集包括对应于检测器增益的数据。

7.根据权利要求1所述的方法,其中所述优化的参数集包括对应于检测器像素合并的数据。

8.根据权利要求1所述的方法,其中所述优化的参数集包括对应于成像波束的焦斑、成像波束宽度、成像扫描的螺旋节距或成像期间的检测器读出部分大小中的至少一者的数据。

9.根据权利要求1所述的方法,其中所述优化的参数集包括对应于所述患者身体的各个区域的射线照相对比度的数据。

10.根据权利要求1所述的方法,其中所述优化的参数集包括对应于成像波束滤波器的厚度或材料的数据。

11.根据权利要求1所述的方法,其中所述优化的参数集包括对应于所述成像波束的x射线剂量的数据。

12.一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诊疗放射源;

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具有小于所述诊疗放射源的能级的成像放射源;

放射检测器,其被耦合到所述可旋转台架系统并且被定位成接收来自所述第二放射源的放射;

控制器,其投影患者的图像,所述患者的图像包括对应于ROI的所述位置的ROI数据;以及

其中所述控制器使所述第二放射源生成基于所述ROI数据而被优化的成像放射。

13.根据权利要求12所述的放射诊疗递送设备,其中所述患者支撑件的所述速度基于所述ROI数据而被优化。

14.根据权利要求12所述的放射诊疗递送设备,其中使用所述第二放射源的成像放射的扫描是螺旋形的。

15.根据权利要求14所述的放射诊疗递送设备,其中所述螺旋扫描的所述节距基于所述ROI数据而被优化。

16.根据权利要求12所述的放射诊疗递送设备,其中所述控制器基于所述ROI数据优化所述第一放射源生成的诊疗放射的所述剂量。

17.根据权利要求12所述的放射诊疗递送设备,其中使用所述第一放射源的诊疗放射的扫描是螺旋形的,其中所述螺旋形扫描的节距基于所述ROI数据而被优化。

18.根据权利要求12所述的放射诊疗递送设备,其中所述控制器基于规划图像生成所述ROI数据。

19.根据权利要求12所述的放射诊疗递送设备,其中所述控制器基于所述ROI数据优化所述第二放射源生成的成像放射的所述剂量。

20.一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诊疗放射源;

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具有小于所述诊疗放射源的能级的成像放射源;

放射检测器,其被耦合到所述可旋转台架系统并且被定位成接收来自所述第二放射源的放射;

数据处理系统,其被配置用于:

接收对应于患者的在先图像的图像数据,其中所述图像数据包括对应于感兴趣区(ROI)的数据;

获得所述患者的投影图像数据;

基于所获得的所述患者的投影图像数据,执行图像重构以获得患者图像;

将所述在先图像与所获得的患者图像进行配准,以获得配准的图像;

识别所述配准的图像中的所述ROI;

基于所述在先图像投影ROI图像数据;

使用所投影的ROI图像数据来生成优化的参数集;以及

使用所述优化的参数集来执行所述患者的CT扫描;以及

在自适应IGRT期间,基于所述CT扫描经由所述第一放射源向所述患者递送一剂量的诊疗放射。

使用感兴趣区数据的优化的扫描方法和断层摄影系统

相关申请的交叉引用

[0001] 本申请要求十一项美国临时专利申请的权益,其包括2018年11月30日提交的序列号62/773,712(代理人案卷号38935/04001);2018年11月30日提交的序列号62/773,700(代理人案卷号38935/04002);2019年1月25日提交的序列号62/796,831(代理人案卷号38935/04004);2019年2月1日提交的序列号62/800,287(代理人案卷号38935/04003);2019年2月5日提交的序列号62/801,260(代理人案卷号38935/04006);2019年3月4日提交的序列号62/813,335(代理人案卷号38935/04007);2019年3月20日提交的序列号62/821,116(代理人案卷号38935/04009);2019年4月19日提交的序列号62/836,357(代理人案卷号38935/04016);2019年4月19日提交的序列号62/836,352(代理人案卷号38935/04017);2019年5月6日提交的序列号62/843,796(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(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,其包括题为"MULTIMODAL RADIATION APPARATUS AND METHODS"的代理人案卷号38935/04019放射;题为"APPARATUS AND METHODS FOR SCALABLE FIELD OF VIEW IMAGING USING A MULTI-SOURCE SYSTEM"的代理人案卷号38935/04020;题为"INTEGRATED HELICAL FAN-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY IN IMAGE-GUIDED RADIATION TREATMENT DEVICE"的代理人案卷号38935/04011;题为"COMPUTED TOMOGRAPHY SYSTEM AND METHOD FOR IMAGE IMPROVEMENT USING PRIOR IMAGE"的代理人案卷号38935/04010;题为"HELICAL CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGING WITH AN OFF-CENTERED DETECTOR"的代理人案卷号38935/04015;题为"MULTI-PASS COMPUTED TOMOGRAPHY SCANS FOR IMPROVED WORKFLOW AND PERFORMANCE"的代理人案卷号38935/04021;题为"METHOD AND APPARATUS FOR SCATTER ESTIMATION IN CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY"的代理人案卷号38935/04012;题为"ASYMMETRIC SCATTER FITTING FOR OPTIMAL PANEL READOUT IN CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY"的代理人案卷号38935/04014;题为"METHOD AND APPARATUS FOR IMPROVING SCATTER ESTIMATION AND CORRECTION IN IMAGING"的代理人案卷号38935/04018;以及题为"METHOD AND APPARATUS FOR IMAGE RECONSTRUCTION AND CORRECTION USING INTER-FRACTIONAL INFORMATION"的代理人案卷号38935/04022。所有上述专利申请和专利的内容通过引用全部并入本文。

技术领域

[0002] 所公开的技术的方面涉及计算机断层摄影(CT)成像,并且更具体地涉及用于使用与感兴趣区(ROI)相关的数据来优化计算机断层摄影CT和图像引导放射治疗(IGRT)的系统和方法。

背景技术

[0003] 计算机断层摄影(CT)成像通常涉及将患者或患者的一部分暴露于放射源,并定位放射检测器以接收来自放射源的x射线放射。放射源和检测器被移动到患者周围的多个位

置,并且所接收的放射被用于生成患者的图像。

[0004] 放射诊疗是CT成像以更高频率被使用的一个区域(area)。放射诊疗通常通过将高能x射线束(例如,在兆伏范围内的能量水平)定向到肿瘤或患者体内的其他感兴趣区来执行。治疗的目标是将高能x射线束聚焦在感兴趣区上,同时使周围组织的暴露最小化。所谓的图像引导放射治疗(IGRT)可以利用CT成像来收集患者的图像,以用于基于图像的预递送步骤(其可以包括治疗规划)。CT图像采集还可以用于确认诊疗放射束被正确地引导到感兴趣区并对其进行治疗。

发明内容

[0005] 在一个实施例中,一种用于与患者的IGRT一起使用的成像方法包括:接收对应于患者的在先图像的图像数据,其中所述图像数据包括对应于感兴趣区的数据;获得患者的投影图像数据;基于所获得的患者的投影图像数据执行图像重构以获得患者图像;将在先图像与所获得的患者图像配准以获得配准的图像;识别所述配准的图像中的ROI;基于在先图像投影ROI图像数据;使用所投影的ROI图像数据生成优化的参数集;以及使用所述优化的参数集执行患者的CT扫描。

[0006] 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它实施例和/或与其它实施例的特征组合或代替其它实施例的特征。

[0007] 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

[0008] 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举例说明本发明的实施例。应当理解,附图中所示的元件边界(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,一个元件可以被设计为多个元件,或者多个元件可以被设计为一个元件。在一些实施例中,被示为另一元件的内部部件的元件可以被实现为外部部件,反之亦然。此外,元件可以不按比例绘制。

[0009] 图1是根据所公开技术的一个方面的放射诊疗递送设备的透视图;

[0010] 图2是根据所公开技术的一个方面的放射诊疗递送设备的示意图;

[0011] 图3是示例性显示器和操作者界面的示意图,其示出了与图1的放射诊疗递送设备结合使用的规划图像的切片。

[0012] 图4是根据所公开技术的一个方面的成像方法的图形表示。

[0013] 图5是图4的成像方法的一部分的图形表示。

[0014] 图6是图4的成像方法的一部分的另一图形表示。

[0015] 图7是描述使用放射诊疗设备的IGRT的示例性方法的流程图。

[0016] 图8是描述示例性的基于图像的预递送步骤的框图。

[0017] 图9是描述在成像或基于图像的预递送步骤期间可以使用的示例性数据的框图。

[0018] 应当注意,所有附图都是示意性的,并且未按比例绘制。为了附图的清楚和方便,这些图的各部分的相对尺寸和比例已经被放大或缩小地示出。相同的参考数字通常用于表

示不同实施例中的相应或类似特征。因此，附图(一个或多个)和说明书本质上应被认为是说明性的而非限制性的。

具体实施方式

[0019] 以下内容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。

[0020] 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。

[0021] 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)动作的每一者的组合。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、或其他编程的逻辑器件和/或控制器。逻辑也可完全体现为软件。

[0022] 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(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)的操作的各种其它电路相关联。这些支持电路可以在处理器或其相关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它附图中与处理器分开示出。

[0023] 如本文所使用的“信号”包括但不限于一个或多个电信号，其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。

[0024] 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(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)体现。

[0025] 如下面更详细讨论的，所公开的技术的各方面涉及CT成像系统和方法，或放射诊疗递送设备，以及允许基于患者的感兴趣区的一个或多个参数控制来自放射递送设备的成像放射源的波束的暴露的方法。结果，可以更好地实现患者或患者的感兴趣区的靶向的和/或减少的放射暴露。

[0026] 在打算放射诊疗的情况下，所公开的技术可以利用集成的千伏(kV)CT，以结合IGRT使用或作为IGRT的一部分。

[0027] 根据一个实施方案，图像采集方法包括或以其它方式在采用扇形或“厚扇形”kV波束准直的同时利用螺旋的源轨迹(例如，围绕中心轴的连续源旋转以及患者支撑件穿过台架孔的纵向移动)以及快速滑环旋转，以放射诊疗递送平台上提供kV CT成像。应当理解，这样的实现可以提供减少的散射和改进的散射估计，以使得kV图像具有比常规系统更高的质量。

[0028] 根据另一实施方式，图像采集方法包括或以其他方式利用轴向扫描，其中患者在连续扫描或台架移动之间移动。

[0029] 本公开认识到与使用感兴趣区(ROI)引导的放射递送设备和方法相关的益处,所述感兴趣区域引导用于基于患者的感兴趣区(ROI)的一个或多个参数或特性来控制来自放射递送设备的成像放射源的光束的暴露。这些益处可以包括但不限于:减少用于对解剖背景区(region)成像的扫描时间、减少x射线散射以提高图像质量、包括相对于ROI的靶向的剂量的放射剂量优化和/或减少对患者或患者ROI的放射暴露。另一个好处可以是ROI的靶向的部分更均匀地暴露于靶向的部分周围的多个视角中的每一者的放射,更好地考虑了多个视角的放射衰减的变化,并且因此更好地利用平板检测器的有限动态范围以改进图像质量。所公开的技术可以用于与IGRT相关联的kV CT成像或kV CT成像,诸如用于成像放射源或诊疗放射源的患者定位、运动跟踪或波束跟踪。这些益处可以通过使用在先图像来实现,该在先图像然后与被定位在患者支撑件上的患者配准以用于CT扫描和/或IGRT治疗。

[0030] 虽然将结合作为在先规划图像(例如,为了生成用于与IGRT流程结合使用的治疗规划而在治疗之前获取的图像)的在先或先前获取的图像来描述所公开的技术的各方面,但是应当理解,所公开的技术的各方面可以在一般成像环境中(例如,在与任何IGRT应用分离的标准CT成像环境中)被执行。

[0031] 例如,在一些实施例中,所公开的技术涉及与放射诊疗系统分离的CT系统。在其它实施例中,放射诊疗递送设备和方法可以利用用于CT的集成低能放射源,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在台架中成像的低能放射源与用于诊疗处理的高能放射源组合。在一个实施例中,低能放射源是作为CT系统的一部分的千伏(kV)放射源,而用于诊疗处理的高能放射源是兆伏(MV)放射源。以下提及kV放射源的实施例也可以利用其它低能放射源。

[0032] 如上所述,图像采集系统不需要与具有专用kV成像源的IGRT系统相关联。例如,所涉及的图像采集系统可以包括MV x射线管和MV x射线检测器、kV x射线管和kV x射线检测器、或两者的组合。如下面更详细讨论的,这些成像源和检测器可以以各种组合安装在CT状台架上(例如,具有滑环)、机器人臂上、两个机器人臂上和/或其它安装装置上。

[0033] 根据一个实施例,该方法可以在图1和图2所示的系统上被执行,并且其在下文中被描述。然而,应当理解,在不背离所公开的技术的范围的情况下,可以在不同的计算机断层摄影成像系统(例如,MV CT系统和/或kV CT系统,其中源和/或检测器可操作地耦合到一个或多个机器人臂(例如C形臂系统))上执行该成像方法。

[0034] 参考图1和图2,提供了一种放射诊疗设备10。应当理解,放射诊疗设备10可以用于各种应用(包括但不限于图像引导放射治疗或诊疗(IGRT))。放射诊疗设备10可以用于执行下面更全面描述的成像方法。放射诊疗设备10包括可旋转台架系统,其被称为台架12(该台架12可由支撑单元或壳体14支撑或以其他方式容纳在支撑单元或壳体14中)。这里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,当放射所述一个或多个台架围绕靶旋转时,所述一个或多个台架能够支撑一个或多个放射源和/或相关联的检测器。例如,在一个实施例中,第一放射源及其相关联的检测器可以安装到台架系统的第一台架,第二放射源及其相关联的检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)检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、放射源和放射检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体积进行成像和/或处理。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。如果被安装到不同的台架，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)的体积成像。可旋转环形台架12能够实现每分钟10转(rpm)或更高(例如，使用快速滑环旋转，包括例如高达10rpm、高达20rpm、高达60rpm或更高rpm)。可旋转台架12限定台架孔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，以提供成像放射源和相关联的放射检测器的连续旋转，同时为检测器接收的成像数据提供足够的带宽。滑环台架可以消除台架在交替方向上的旋转，以便卷绕和解开承载与设备相关联的电力和信号的线缆。如下面更全面地讨论的，即使当被集成到IGRT系统中时，这样的配置也能够允许连续的螺旋的(例如，扇形束、锥形束等)计算机断层摄影。

[0035] 患者支撑件18邻近可旋转台架12被定位，并且被配置成通常在水平位置支撑患者，以便纵向移动到可旋转台架12中和内部。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和被安装到旋转台架的放射源同步，以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。应当理解，在不脱离所公开的技术的范围的情况下，可以采用其它变型。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“前后移动的”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)围绕支撑在患者支撑件上的患者旋转。在另一实施例中，采用连续的步进拍摄(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)与可旋转机架12的扫描绕转(拍摄)交替，直到期望的体积被捕获。设备10能够进行基于体积和基于平面的成像采集。例如，在各种实施例中，设备10可以用于采集体积图像和/或平面图像并且执行下面描述的相关联的处理方法。

[0036] 可以利用各种其它类型的放射源和/或患者支撑件移动来实现放射源和患者的相对运动以便产生投影数据。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)线性移动、速度和/或轨迹等及其组合(包括与上述放射诊疗设备10的各种实施例组合)。可以基于台架旋转多快或患者支撑件移入和移出台架的速度来改变支撑件上的患者的扫描速度。

[0037] 如图2所示，放射诊疗设备10包括与可旋转台架12连接的第一放射源20或由可旋转台架12支撑的第一放射源20。根据一个实施例，第一放射源20被配置为诊疗放射源，例如用于治疗ROI患者体内肿瘤的高能放射源。应当理解，诊疗放射源可以是高能x射线束(例如兆伏(MV)x射线束)和/或高能粒子束(例如电子束、质子束或较重的离子束，例如碳)或其它合适形式的高能放射，而不脱离本公开技术的范围。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x射线束具有大于0.2MeV的平均能量。在另一实施例中，高能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)。

[0038] 下面详细描述的成像系统包括第二放射源30,其可以是产生相对低强度和低能量成像放射的独立x射线成像源。在一个实施例中,第二放射源30是x射线源,其被配置为千伏(kV)源(例如,具有在大约20kV到大约150kV范围内的能量水平的临床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透射源。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的光子的任何其它方式(例如,γ源(例如,钴-57,122keV处的能量峰)、x射线荧光源(例如通过Pb k线的荧光源,在约70keV处和在约82keV处的两个峰)等)。这里对x射线、x射线成像、x射线成像源等的引用是特定实施例的示例。在各种其它实施例中,可以互换地使用其它成像透射源。

[0039] 还应当理解,第一放射源20可以向被支撑在患者支撑件18上的患者体内的感兴趣区(ROI)发射一个或多个放射束(通常由22表示)。第一放射源可以根据治疗规划发射一个或多个放射束。还将理解,治疗规划可以包括关于源角位置、波束几何形状、波束强度、调制、暴露等的详细参数。还将理解,附加地或可替换地,根据下面详细描述的公开技术,可以相对于ROI的至少一部分的一个或多个参数自动地计算和/或选择性地调整(在此也被称为扫描参数或成像参数的)这样的参数。

[0040] 在一个实施例中,第一放射源20是产生诊疗放射(例如MV)的LINAC,并且成像系统包括产生相对低强度和低能量成像放射(例如kV)的独立的第二放射源30。在其它实施例中,第一放射源20可以是放射性同位素(例如Co-60,其通常具有>1MeV的能量)。第一放射源20可以根据治疗规划向被支撑在患者支撑件18上的患者体内的感兴趣区(ROI)发射一个或多个放射束(通常由22表示)。

[0041] 如下面详细讨论的,放射源20、30可以彼此结合使用,以提供更高质量和更好利用的图像。在其他实施例中,至少一个附加放射源可以耦合到可旋转台架12,并且被操作以在与放射源20、30的峰值光子能量不同的峰值光子能量处采集投影数据。

[0042] 尽管图1和2描述了具有被安装到环形台架12上的放射源20的放射诊疗设备10,但是其它实施例可以包括其它类型的可旋转成像设备(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(例如具有大致环形形状的可旋转台架12),其中患者的身体延伸穿过环/环形面的孔,并且成像放射源30被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。在其它实施例中,台架12利用基于线缆的系统,该系统反复地旋转和反转。

[0043] 第一检测器24可以耦合到可旋转台架12或由可旋转台架12支撑,并且被定位成接收来自第一放射源20的放射22。第一检测器24可以探测或测量未衰减的放射量,因此推断实际上被患者或相关联的患者ROI衰减的放射量(通过与最初产生的放射比较)。当第一放射源20旋转并向患者发射放射时,第一检测器24可以探测或以其他方式收集来自不同角度的衰减数据。所收集的衰减数据可以被处理和重构为患者身体的一个或多个图像。

[0044] 被集成在放射诊疗设备10内的成像系统可以提供用于设置(例如,对准和/或配准)、规划和/或引导放射递送流程(治疗)的当前图像。典型的设置是通过将当前(治疗中)图像与治疗前图像信息(例如,在先或以其他方式先前采集的图像信息)进行比较来完成

的。治疗前图像信息可以包括例如CT数据、CBCT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,成像系统可以跟踪治疗中的患者、靶或ROI运动。

[0045] 常规的治疗中图像通常包括CBCT或二维图像(通常为x射线)。可以在一个或多个不同的视点(例如,立体x射线图像)处采集x射线,可以将所采集的x射线与从三维治疗前图像信息中导出的二维数字重构射线照片(DRR)进行比较。CBCT可以直接从靶体积的2D投影中构建3D体积图像。如本领域所公知的,在一个实施例中,CBCT具有以更各向同性的空间分辨率从围绕靶体积的单次台架旋转形成3D图像体积的能力。在其它实施例中,CBCT可以利用螺旋扫描轨迹。

[0046] 如图2所示,被集成在放射诊疗设备10内的成像系统包括被耦合到可旋转台架12的第二放射源30或由可旋转台架12支撑的第二放射源30。如上所述,第二放射源30可被配置为用于具有低于第一诊疗放射源20的能级的高质量治疗中图像(通常表示为32)的成像放射源(例如kV)。

[0047] 第二检测器34(例如二维平板检测器或曲面检测器)可以被耦合到可旋转台架12或由可旋转台架12支撑。第二检测器34被定位成接收来自第二放射源30的放射。检测器34可以检测或以其他方式测量未衰减的放射量,并因此推断实际上被患者或相关联的患者ROI衰减的放射量(通过与最初生成的放射相比较)。当第二放射源30旋转并向患者发射放射时,检测器34可以检测或以其他方式收集来自不同角度的衰减数据。

[0048] 准直器或波束成形器组件(通常表示为36)相对于第二放射源30定位,以选择性地控制和调整由第二放射源30发射的放射束32的形状,以选择性地暴露第二放射检测器34的有效区域的一部分或一区。准直器36还可以控制放射束32如何被定位在检测器34上。在一个实施例中,准直器36可以具有一个运动度/维度(例如,以形成更细或更粗的狭缝)。在另一个实施例中,准直器36可以具有两个运动度/维度(例如,以形成各种大小的矩形)。在其它实施例中,准直器36可以具有各种其它动态控制的形状(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被调整。在一些实施例中,准直器的阻挡部分可以旋转和/或平移。

[0049] 准直器/波束成形器36可以以多种方式被配置,以允许其调整由第二放射源30发射的放射束32的形状。例如,准直器36可以被配置成包括一组钳口或其他合适的构件,其限定和选择性地调整(来自第二放射源30的放射束可以以准直方式穿过的)孔径的大小。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,以调整来自第二放射源30的放射束穿过的孔的大小,并且还调整射束32相对于患者的位置以仅照射患者的待成像部分,以用于优化成像和最小化患者剂量。例如,准直器可以被配置为多叶片准直器(MLC),该MLC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。应当理解,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。

[0050] 根据一个实施例,来自第二放射源30的放射束32的形状可以在图像采集期间改变。换句话说,根据一个示例性实施方式,可以在扫描之前或期间调整准直器36的叶片位置和/或孔径宽度。例如,根据一个实施例,准直器36可以在第二放射源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)。取决于期望的图像采集，由第二放射源30发射的放射束32的形状可以在扫描期间或之后被选择性地控制，所述期望的图像采集可以基于成像和/或诊疗反馈，如以下更详细地讨论的。

[0051] 还应当理解，第一放射源20可以包括波束成形器或准直器，或者与波束成形器或准直器相关联。与第一放射源20相关的准直器/波束成形器可以以多种方式被配置，其类似于与第二放射源30相关的准直器36。

[0052] 准直器组件36可以被控制以采用多种几何形状调节由第二放射源30发射的放射束32的形状，所述形状包括但不限于具有低至一个检测器行宽的波束厚度(宽度)或包括多个检测器行的扇形束、厚扇形束或锥形束，所述宽度或多个检测器行可以仅是检测器的有效区域的一部分。在各种实施例中，光束的厚度可以暴露几厘米的较大检测器有效区域。例如，5-6厘米检测器中的3-4厘米(在检测器平面的纵向上测量)可以被选择性地暴露于成像放射32，然而，在其他实施例中，各种其他暴露和有效区域大小或暴露与有效检测器区域的比率可以是合适的。

[0053] 根据一个示例性实施例，上文已经将放射诊疗设备10描述为包括第一放射源20、第二放射源30、被定位为接收来自第一放射源20的放射的第一放射检测器24和被定位为接收来自第二放射源30的放射的第二放射检测器34。然而，将理解到，在不脱离所公开技术的范围的情况下，放射诊疗设备10可以包括第一放射源20(例如，诊疗放射源)、第二放射源30(例如，kV放射源)和仅被定位为接收来自第二放射源30的放射检测器34。

[0054] 放射源20可以被安装、配置和/或移动到与放射源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。在其他实施例中，可以通过使激活交错来避免散射。例如，在同时进行多模式成像的情况下，可以同时进行采集，而不需要同时进行单独的脉冲。在另一个实施例中，基于阴影的散射校正的使用可用于(例如)解决kV检测器上的MV散射的问题。

[0055] 被集成作为放射诊疗设备，装置10可以提供用于设置(例如，对准和/或配准)、规划和/或引导放射递送流程(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CT数据、CBCT数据、MRI数据、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，设备10可以跟踪治疗中的患者、靶或ROI运动。

[0056] 重构处理器40可以可操作地耦合到第一检测器24和/或第二检测器34。在一个实施例中，重构处理器40被配置为基于由检测器24、34从放射源20、30接收的放射生成患者图像。重构处理器40可以包括处理器、存储器、软件、逻辑或其他部件，并且可以实现一个或多个例程或步骤以利用扫描数据和参数来创建患者图像。将理解，重构处理器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构算法和软件、成像参数、来自在先或以其他方式先前采集的图像(例如，规划图像)的图像数据、处置规划等)。

[0057] 放射诊疗设备10可以包括操作者/用户界面48，其中放射诊疗设备10的操作者可以与放射诊疗设备10交互或以其他方式控制放射诊疗设备，以提供与扫描或成像参数等相关的输入。操作者界面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。放射诊疗设备10还可以包括显示器52或其它的人可读元件，以向放射诊疗设备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构的患者图像和与放射诊疗设备10的操作相关的其它信息(例如成像或扫描参数)。

[0058] 应当理解，相对于第二放射源30定位的准直器组件36可以被配置为提供由第二放射源30发射的放射束的动态准直。

[0059] 可以控制准直器组件36，使得来自第二放射源30的波束32基于正在执行的特定成像任务覆盖第二检测器34的同样多或同样少的部分。例如，准直器36可以被选择性地控制以提供扇形束，该扇形束具有来自单个检测器行的扇形厚度，该扇形厚度可以是亚毫米(其可高达几厘米)(包括例如3-4厘米的波束厚度(在检测器平面中的纵向方向上测量))。根据所公开的技术的方面，这种波束配置可以用在连续的螺旋的扇形束成像模式中。在其它实施例中，可以使用圆形成像模式，其包括使用较大的扇形束或锥形束厚度。例如，对于任何模式，准直器36可以被选择性地控制以提供具有大约一厘米厚度的波束。根据另一示例性实施例，准直器36可以被选择性地控制以提供具有大于一厘米或几厘米的厚度的波束(其包括例如在大约两厘米和大约四厘米之间)。根据另一示例性实施例，准直器36可以被选择性地控制以提供具有在大约十五厘米和大约三十厘米之间的厚度的波束32。根据另一示例性实施例，准直器36可以被选择性地控制以提供具有在大约三十五厘米和大约四十厘米之间的厚度的波束32。通常，可以控制系统和波束几何形状以产生薄(例如，单行)、厚(例如，多行)或锥形的波束。

[0060] 根据一个实施方式，来自第二放射源30的波束32的几何形状可以在图像采集期间改变。换句话说，根据一个示例性实施方式，可以在扫描之前或期间准直器36的叶片位置和/或孔径宽度可被调整。例如，根据一个实施例，在第二放射源30的旋转期间准直器36可被选择性地控制和动态地调整，使得波束32具有仅包括成像期间的感兴趣对象(例如前列腺)的矩形几何形状。

[0061] 如图2所示，放射诊疗设备10包括可操作地连接到放射诊疗系统10的一个或多个部件的控制器(通常表示为60)，控制器60控制放射诊疗设备10的整体功能和操作，包括向第一放射源20和/或第二放射源30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提供功率和定时信号。应当理解，控制器60可以包括以下各项中的一个或多个：患者支撑件控制器、台架控制器、被耦合到第一放射源20和/或第二放射源30的控制器、准直器组件控制器、被耦合到第一检测器24和/或第二检测器34的控制器等。在一个实施例中，控制器60是可以控制其它部件、设备和/或控制器的系统控制器。

[0062] 在各种实施例中，重构处理器40、操作者界面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] 放射诊疗系统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，放射诊疗系统(例如，图1和图2中所示的放射诊疗系统10)可以包括各种其他设备和部件(例如，台架、放射源、准直器、检测器、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/或处置递送，其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)。其它例程包括与数据和图像处理相关联的过程和/或算法，其包括例如以下描述的过程。此外，控制器(一个或多个)

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。直接控制的一个例子是设置与成像或治疗相关联的各种放射源或准直器参数(功率、速度、位置、定时、调制等)。间接控制的一个例子是将位置、路径、速度等传达到患者支撑件控制器或其它外围设备。可以以任何适当的方式布置可能与放射诊疗设备10相关联的各种控制器的层级,以将适当的命令和/或信息传达到期望的设备和部件。

[0064] 此外,本领域技术人员将理解,可以利用其它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,重构处理器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,可以与放射诊疗设备10一起使用远程数据库、本地数据库、云计算平台、云数据库或其组合。

[0065] 放射诊疗设备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,所述计算机包括控制器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它形式的计算机可读介质。存储器可以存储各种软件和数据,其包括例程和参数(其可以包括例如治疗规划)。

[0066] 第一放射源20和/或第二放射源30可以可操作地连接到控制器60,该控制器被配置成控制第一放射源20和第二放射源30的相对操作。例如,第二放射源30可以与第一放射源20同时控制和操作。另外,或者可选地,第二放射源30可以与第一放射源20顺序控制和操作,这取决于所实施的具体治疗和成像规划。

[0067] 应当理解,第二检测器34可以采用多种配置,而不脱离所公开的技术的范围。如图2所示,第二检测器34可被配置为平板检测器(例如,多行平板检测器)。根据另一示例性实施例,第二检测器34可被配置为弯曲的检测器。

[0068] 在所示的实施例中,第二放射源30和相关联的第二检测器34围绕旋转台架彼此间隔大约180度被定位。应当理解,第二放射源30和相关联的第二检测器34可以以不同于180度偏移的不同取向被定位。例如,第二放射源和相关联的第二检测器可以相对于彼此定被位,以实现半扇形CT采集。在另一个示例性实施例中,第二检测器不必直接与第二放射源30成180度,如图2所示,而可以偏移到所示位置的任一侧。

[0069] 无论第二检测器34的配置或几何形状如何,应当理解,相对于第二放射源30被定位或以其它方式与其相关联的准直器组件36可以被选择性地控制,以控制由第二放射源30发射的放射束32的形状,从而选择性地暴露第二放射检测器34的部分或全部。例如,根据一个示例性实施例,来自第二放射源的波束可以被准直或以其它方式被控制,以提供成像放射的扇形或锥形束。应当理解,可以基于特定的期望的成像应用来控制波束的大小和几何形状。根据所公开的技术的一个示例,准直器组件36可以被选择性地控制,使得由第二放射源发射的放射束32是扇形束(其具有大于和小至大约一厘米的扇形束厚度)。如上所述,由第二放射源发射的放射束32的几何形状可以在扫描期间或之后改变,这取决于期望的图像采集(,其可以基于成像和/或诊疗反馈)。

[0070] 应当理解,第二放射源30和被定位成接收来自第二放射源30的放射的第二检测器34可以被配置成在成像扫描期间提供围绕患者的连续旋转。此外,使第二放射源30的运动

和暴露与患者支撑件的纵向运动同步可以在流程期间提供患者图像的连续的螺旋的扇形束采集。

[0071] 下面的流程图和框图示出了根据上述系统的与CT和/或IGRT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，其可以被包括作为控制器60的一部分，另外，尽管以一定顺序呈现流程和方法，但是可以以不同的顺序(包括串行和/或并行)执行方框。特别地，例如，第一放射源20和第二放射源30可以顺序地和/或同时地被激活。因此，尽管被顺序地示出，但是以下步骤(包括成像、图像处理、基于图像的预递送步骤和治疗递送)可以同时被执行(包括实时地被执行)。此外，可以使用附加步骤或更少步骤。

[0072] 还将理解，使用所公开的技术并且在下面更全面地描述的成像方法可以通过使用从第一放射源20连同第一放射检测器24和第二放射源30连同第二放射检测器34中的一个或两个的成像来被执行。

[0073] 现在转到图2和3，所公开的技术允许例如经由控制器60控制至少第二放射束32，以基于ROI的一个或多个参数(通常在70处示出)调制第二放射束32的扫描参数。在其他实施例中，取决于所公开技术的使用，可以基于ROI的一个或多个参数来调制与第一放射束22或第二放射束32中的一个或两个相关的扫描参数。

[0074] 参见图3，示例ROI 70可以包括胰腺72和肝脏74。在图3中，这些器官在扫描图像的切片76(例如矢状切片)中是可见的。切片76示出了来自规划图像(或其它在先或先前采集的图像，包括但不限于在IGRT过程中采集的图像)的一个示范性用户可选切片，其中特定的示范性图示视图平行于患者的矢状平面。针对患者78的ROI可以包括感兴趣体积(VOI)(例如靶要靶向的体积)，在这种情况下所述ROI靶可以是胰腺72。ROI还可包括危险器官(OAR)(或危险器官的一部分)，其在描述中可以是肝脏74的一部分或全部(例如胆囊(未示出)也可以是OAR)。这样，ROI可以包括扫描参数针对其根据视角而变化的多个部分。关于所描述的实施例，成像或放射诊疗规划可以包括靶向胰腺72(VOI)，同时尽可能多地减少或避免暴露于肝脏74(OAR)。ROI也可以包括规划靶体积(PTV)，其是在所描述的ROI 70中的可以包括胰腺72和肝74的部分的体积的几何概念。PTV的大小可以考虑放射递送中的典型变化、偏差或不确定性。在各种实施例中，ROI可以包括VOI、PTV和OAR中的一个或多个。ROI的这些方面中的每一个都可能对成像感兴趣，因为对图像质量的要求通常在这些区中更高，特别是在患者设置和自适应治疗方法的服务中。

[0075] 接下来转到图4，提供了根据实施例的示例性成像方法100。关于ROI(诸如ROI 70)，采集规划和扫描参数可以基于ROI或ROI的部分的一个或多个方面被初始地设置或进一步优化。这些方面可以包括体积、密度、轮廓、相对于等中心的位置、相对于放射递送设备的放射输出的位置、相对于患者全身的位置或各种其它尺寸。扫描参数的调制可以根据ROI的视角(例如相对于放射递送设备的一部分)而变化，目的在于提供靶向的暴露、在多个视角提供均匀干扰暴露、以及在可能或不必要的情况下减少暴露中的一个或多个。以ROI的VOI为例，其中VOI偏离等中心点。暴露调制可以用于在VOI未被照射时减少放射剂量或关闭放射源，基本上是具有大约360度旋转的旋转台架的完整旋转的一半。如将进一步详述的，虽然可以手动地确定和输入(诸如经由显示器52或操作者界面48)许多扫描参数或扫描参数的优化，但是可以经由成像方法100自动地提供其他扫描参数或已经确定/计算的扫描参数的优化。

[0076] 应当理解，成像方法可以包括与IGRT流程结合的CT成像方法，其中可以在治疗流程之前和/或期间捕获患者图像。在这种示例性情况下，在先或以其他方式先前采集的图像可以是规划图像。或者，结合图4描述的成像方法可以独立于IGRT应用而被执行。

[0077] 方法100由一系列框示出。然而，方法不受框的顺序限制，因为一些框可以以不同的顺序发生或与来自所示或所述的其他框同时发生，诸如与其他框并行或串行发生。此外，可能需要少于所有所说明的框来实施实例方法。此外，其它方法可以使用附加的或可替换的、未示出的框。

[0078] 成像方法100开始于框110，其中接收或获得对应于执行或以其他方式先前采集的患者的输入图像的图像数据。根据一个实施例，所接收的图像数据可以是在先CT图像，例如规划图像。或者，所接收的图像可以来自另一成像模态(例如，磁共振(MR)图像或超声图像)。根据一个实施例，所接收的图像数据可以是来自在先规划图像的CT图像数据，所述在先规划图像被收集以用于IGRT流程并与IGRT流程结合使用。在先图像也可以简单地是在任何先前执行的IGRT流程期间例如在紧接的前一天执行的IGRT流程期间)的患者和ROI的任何图像。无论是否结合IGRT流程收集，合适的规划图像可以是kV CT图像、x射线图像、MV CT图像和/或MR图像。

[0079] 所接收的输入图像包括至少一个ROI，进一步扫描或成像的参数将基于该ROI。ROI可包括VOI、PTV或OAR中的一个或多个。

[0080] 一旦包括ROI的接收的输入图像可用，在框112将接收的输入图像配准到患者。关于CT成像，配准通常发生在规划图像(接收到的输入图像)和当前患者以及患者在支撑件18上的位置之间。如上所述，患者可能要接受IGRT操作。配准可以包括比较两个或多个先前采集的图像，或者可以包括例如在患者当前在支撑件18上时采集患者的一个或多个附加侦查(scout)投影。因为扫描参数确定/计算/优化尚未完成，所以在一些实施例中，配准可以是粗略配准(其不是完全准确的)，但是至少适当地足以识别ROI及其在患者体内相对于患者支撑件18上的整个患者身体的位置。

[0081] 在配准之后，在下一个框114，识别配准图像中的ROI。所配准的图像可以是所配准的输入图像或另一所配准的图像。如本文所使用的，图像包括用于构建总图像的一个或多个切片或视图的数据，所述图像也可以被称为扫描。

[0082] 基于所配准的图像中的ROI(例如基于一个或多个上述ROI参数)，确定或生成至少一个扫描参数，以用于将优化成像操作120的当前成像操作120。在成像操作120期间使用的优化的参数集可以包括针对所确定或生成的扫描参数中的一个或多个的数据。这发生在框116中，并且基于可以在控制器60中设置或编程的软件或逻辑。所述确定可以包括手动和/或自动输入、计算和/或优化先前已经确定的参数。所确定的扫描参数(也可以称为成像参数或扫描参数)可以用于执行针对患者的前向投影。

[0083] 在一些实施例中，一个确定的扫描参数可以是暴露控制，或者更具体地，是计算的依赖于视角的准直的配置。另一个确定的扫描参数可以是在扫描操作120的各个部分期间改变支撑件18的速度，以便分别减少对敏感或非相关身体区域(诸如眼睛或肢体)的放射暴露。用于优化的实际扫描参数不具有优于任何其它扫描参数的权重或优先级，但本文中描述的参数中的任意者可被用于或被确定用于特定扫描的优化。此外，扫描可能已经处于最佳条件，并且对于特定扫描可能不需要或确定任何或所有参数的优化。

[0084] 另一个扫描参数是通过波束成形器的波束准直/滤波。可以针对一个或多个视角(诸如针对多个视角),计算依赖于视角的准直。该配置可以通过各种方法实现,例如使用患者前(pre-patient)滤波器(例如动态蝴蝶结滤波器、钳口式准直器组件或多叶片准直器组件中的一个或多个)。利用这种患者前滤波器,可以将射束的主要部分(例如由第二放射源30发射的放射束32)聚焦在ROI的一部分上。ROI之外的患者的外围部分可以被完全或部分地准直以帮助后续的重构处理。

[0085] 接下来,在框120,对患者执行成像操作,并使用输入图像(该输入图像可以是输入规划图像),并且还使用框116所确定的扫描参数,以提供患者的图像。因此,控制器60可以被配置为利用输入图像和确定的扫描参数来执行成像操作。

[0086] 如图5所示,执行成像操作(标识为框120A,可插入为图4的框120)可包括在框132处执行CT扫描(例如患者的连续的螺旋的扇形束CT扫描)。在一些实施例中,前向投影可以与IGRT流程相关联。CT扫描的执行可包括在框130处调整一个或多个成像参数。该调节可以是选择性的、自动的或其组合。可以基于相应ROI的一个或多个参数,针对一个或多个视角(诸如多个视角),来调整将在下面详细讨论的一个或多个成像参数。

[0087] 如图6中替代性地描绘的,执行成像操作(标识为框120B并且可插入为图4的框120)可以包括在框140处执行关于患者的前向投影。前向投影使用输入图像(其可以是输入规划图像),并且还使用框116所确定的扫描参数来提供患者的图像。针对ROI的至少一个视角执行前向投影,但是可替换地,可以针对ROI的多个视角执行前向投影,以形成针对ROI的参数数据的“曲线”。

[0088] 在框142处,对于对患者或对患者ROI的给定参考放射剂量,计算一个或多个扫描参数。计算所述一个或多个扫描参数可以包括初始计算或优化先前确定的参数。计算一个或多个扫描参数包括计算超出先前在框116处确定的参数的至少一个附加扫描参数。在一些实施例中,计算一个或多个扫描参数包括重新计算或优化先前在框116处确定的先前确定的参数。下面将详细讨论的一个或多个扫描参数针对ROI的至少一个视角被计算,但是可替换地,可以针对ROI的多个视角被执行以形成针对ROI的参数数据的“曲线”。对于不同的剂量水平,可以确定/计算与参考剂量的关系,并且相应地调整一个或多个参数。然后在框144中执行CT扫描。

[0089] 现在参考框116和132/142(在这些框处提供扫描参数),CT成像和/或前向投影可基于ROI在以下方面进行配置,但不限于管光谱、管电势、管电流、波束滤波器、检测器属性、焦斑、波束宽度、螺旋节距、检测器读出部分大小等。在框116和130/142处,通过确定、生成、计算或优化的扫描(或图像)参数(其被统称为扫描参数或优化的参数集),调整这些配置中的一个或多个,以使放射暴露于患者以能够最佳匹配相对于ROI和ROI参数的用户输入。

[0090] 所确定的扫描参数可以包括暴露控制,例如依赖于视角的准直或其他波束准直,如上所述。如本文所使用的,确定可以包括生成、计算和/或优化。如所指示的,可以使用患者前波束滤波器。可以结合管电势参数来选择波束滤波器,以便为ROI的一部分提供最佳射线照相对比度。

[0091] 与波束相关联的附加扫描参数可以包括波束的脉冲率和波束能量,其中波束能量例如可以在kV范围内。其它示例性扫描参数是管电流和管脉冲宽度。扫描的管电流乘以管脉冲宽度与扫描束中的光子数量成比例并由其决定。通过优化这些各种扫描参数,可以生

成并修改x射线管的光子输出曲线，该曲线在垂直轴上具有光子输出(水平轴指示特定时间的视角)。

[0092] 所确定的扫描参数可以包括患者支撑件18的速度，例如患者支撑件18相对于(例如通过)可旋转台架12的线速度的调整。所确定的扫描参数可以包括扫描节距(例如关于螺旋扫描)。扫描间距可相对于单个切片或多个切片CT被定义。所确定的扫描参数可以包括患者的移动距离，例如相对于起始位置(该起始位置相对于可旋转台架12)行进的线性距离。

[0093] 所确定的扫描参数可以与诸如检测器34的放射检测器相关联。这些扫描参数可以包括检测器增益和/或检测器像素合并。检测器读出部分的选择可以是考虑的另一参数。选择可以包括例如全平面读出、半平面读出、1/3平面读出、2/3平面读出等。检测器读出部分的选择可以取决于扫描速度、波束准直器、螺旋节距等。增益可以基于放射源管电势、放射源管电流、患者大小和/或扫描速度。管电势调整可以允许最佳的对比度、对比度-噪声比(CNR)和/或最小化患者剂量，例如，以获得最佳的软组织对比度或优化患者具有金属植入物的投影数据。管电流是可调节的，以用于优化灰度级和/或限制量子噪声。作为至少管电势和管电流调整的结果，可以调整灰度级，例如以限制或完全避免饱和或光子匮乏。像素合并可以允许来自相邻像素的电荷被组合，以便优化数据流速度和/或噪声。焦斑可以根据管电流、管电势和扫描速度中的一个或多个的变化而可调节。其它参数可以包括波束宽度(例如，从视图到视图被动态准直)、螺距(例如，从视图到视图的动态螺旋节距)和检测器读出部分大小(例如，从视图到视图的动态选择的检测器读出部分)。

[0094] 可以在针对一个或多个视角(例如多个视角)的患者移动的纵向上逐个切片地确定任何前述扫描参数。例如，逐个切片确定可应用于扇形束形状的放射源(例如就IGRT的实现而言)。

[0095] 现在返回图4，在框120处执行成像操作之后，在框150处输出一个或多个扫描参数集(例如，优化的参数集)。参考框116和130/142，该集合包括至少一个确定的或计算的扫描参数。优选地，该集合包括在框116和130/142中的每一者处确定和/或计算的扫描参数中的每一者。因此，该集合包括至少一个基于ROI或ROI的一部分(例如基于ROI或ROI的一部分的一个或多个参数)的依赖于视角的调制扫描参数。

[0096] 另外，如图4中的虚线框所示，一个或多个方法实施例可包括在框108处的患者定位的附加步骤。虽然被示为初始步骤，但是框108可以以其他方式被定位在框120之前。在框108处，将接受图像采集或IGRT的患者定位在患者支撑件/床(couch)上(例如患者支撑件18)，其被配置用于在可旋转台架(例如可旋转台架12)内纵向移动。可旋转台架将被耦合到放射源和(被定位成接收来自放射源的放射的)检测器。放射源可以是被配置成发射扇形束的kV源，诸如第二放射源30。

[0097] 总之，所公开的技术可以允许识别与使用ROI引导的放射递送设备和方法相关联的一个或多个益处，所述放射递送设备和方法用于基于患者ROI的一个或多个参数控制来自放射递送设备的成像放射源的波束的暴露。如前所述，这些益处可以包括但不限于减少扫描时间、靶向的剂量、相对均匀剂量和减少对患者或患者ROI的放射暴露和/或减少x射线散射与改进的软组织对比度中的一个或多个。减少的放射暴露将防止对敏感器官(例如眼睛和不涉及ROI的其他器官的损伤)。所公开的技术的另一个益处是，可以优化x射线剂量以增强图像质量，从而获得更好质量和更精确的图像以用于治疗扫描。

[0098] 进一步概括，提供了设备10，其可配置为基于患者ROI的一个或多个参数提供来自放射递送设备10的成像放射源20、30的波束22、32的受控暴露。应当理解，上述放射递送技术(设备和方法)可以生成可以以各种方式使用的低能(例如kV)图像，而不脱离所公开技术的范围。例如，由放射诊疗设备生成的图像可以在治疗之前用于对准患者。根据其他示例用例，由放射诊疗设备生成的图像可以用于计算成像剂量。根据另一示例用例，由放射诊疗设备生成的图像可以用于计算诊疗剂量。

[0099] 还提供了一种扫描参数优化的方法，该方法可用于IGRT，允许基于患者ROI的一个或多个参数控制来自放射递送设备的成像放射源的波束的暴露。ROI的一个或多个参数可以包括尺寸、外部轮廓、密度、相对于波束出口的位置、相对于等中心点的位置、以及相对于患者整个身体的相对位置。患者在波束下的暴露可以通过调制用于控制射束的一个方面的一个或多个扫描参数来改变，以提供患者或患者的一部分的靶向和或减少的放射暴露。调制可以根据ROI相对于放射递送设备的一部分的视角而变化，该视角可以根据ROI和/或设备的放射递送部分相对于彼此的移动而变化。

[0100] 图7是描述使用放射诊疗设备(例如，放射诊疗设备10)的IGRT的示例性方法1000的流程图。患者的在先图像数据1005可供使用(例如，在先图像，其可以是先前采集的规划图像，所述在先图像包括在先CT图像，如上所述)。在先数据1005还可以包括治疗规划、体模(phantom)信息、模型、在先信息等。在一些实施例中，所述在先图像数据1005由相同的放射诊疗设备生成，但是在更早的时间生成。在步骤1010，使用低能放射源(例如，来自第二放射源30的kV放射)对患者进行成像。步骤1010可以产生图像(一个或多个)或成像数据1015(例如，包括从可用源轨迹获取的原发数据的输入数据，如上所述)。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，并非所有图像都需要具有最高质量，或者可以调整图像质量以优化或权衡图像质量与图像采集时间之间的平衡。成像步骤1010还包括图像处理以基于成像数据生成患者图像(例如，根据上述方法100)。尽管图像处理步骤1020被示出为成像步骤1010的一部分，但是在一些实施例中，图像处理步骤1020是单独的步骤(包括其中图像处理由单独的设备执行)。

[0101] 接下来，在步骤1030，至少部分地基于来自步骤1010的成像数据1015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1030可以包括确定与诊疗处理和(后续)成像规划相关联的各种参数。步骤1030也可以包括基于上面参照图3-6讨论的ROI的数据优化过程，在一些实施例中，基于图像的预递送步骤1030可以在治疗递送1040之前需要更多的成像1010。步骤1030可以包括基于成像数据1015调整治疗规划，作为自适应放射疗法例程的部分。在一些实施例中，基于图像的预递送步骤1030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放射源。实时治疗规划可以涉及这些类型的成像和治疗放射激活技术(同时、重叠和/或交替)中的任何或全部。

[0102] 接下来，在步骤1040，使用高能放射源(例如，来自第一放射源20的MV放射)执行诊疗处理递送。步骤1040根据治疗规划向患者递送治疗剂量1045。在一些实施例中，IGRT方法1000可以包括返回到步骤1010，以便以各种间隔进行附加成像，随后是根据需要的基于图像的预递送步骤(1030)和/或治疗递送(1040)。以这种方式，可以在IGRT期间使用能够进行自适应诊疗的放射诊疗设备10来产生和利用成像数据1015。如上所述，步骤1010、1020、

1030和/或1040可以同时、重叠和/或交替执行。

[0103] 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所述靶体积；以及(ii)在每个治疗分次(fraction)中以高精度递送治疗波束。第三个目标可以是在每分次用尽可能少的时间内完成两个一般目标。精确地递送治疗波束需要利用高质量图像来识别和/或跟踪分次内的靶体积的位置的能力。增加递送速度的能力需要根据治疗规划准确、精确和快速地移动放射源的能力。

[0104] 图8是描述可以与上述步骤1030相关联的示例性的基于图像的预递送步骤/选项的框图1100。应当理解，上述放射诊疗设备(例如，放射诊疗设备10)可以生成kV图像，所述图像可以以多种方式被使用(包括用于基于图像的预递送步骤(1030))，而不脱离本发明的范围。例如，由放射诊疗设备生成的图像1015可以用于在治疗之前对准患者(1110)。患者对准可以包括将当前成像数据1015与较早治疗前扫描和/或规划(其包括处置规划)相关联的成像数据相关联或配准。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，患者可以相应地被调整。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。

[0105] 由放射诊疗设备生成的图像还能够用于治疗规划或重新规划(1120)。治疗规划的优化也可以由上面图2-6中描述的过程来提供。例如，在使用患者支撑件18和放射源20的治疗期间，优化的数据可以被用于确定暴露位置和速度，在这种情况下，扫描时间可以被优化，以便通过患者支撑件的速度或射波的更宽的准直，身体的某些部分被排除在治疗之外。通过在螺旋的环境中改变扫描的部分可以获得类似的优点。在各种实施例中，步骤1120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/或从一组治疗规划(有时被称为“当日规划”)中选择治疗规划。例如，如果成像数据1015显示靶体积或ROI与当开发治疗规划时相同，则可以确认治疗规划。然而，如果靶体积或ROI不相同，则可能需要重新规划诊疗处理。在重新规划的情况下，由于(在步骤1010由x射线成像设备10生成的)成像数据1015的高质量，成像数据1015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，不需要通过不同设备的治疗前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。

[0106] 根据另一示范性使用范例，由放射诊疗设备10生成的图像能够用于计算成像剂量(1130)，其可以用于对患者的总剂量的持续确定和/或用于随后的成像规划。步骤1130还可以包括上面参照图3-6讨论的基于ROI的数据优化方法。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，由放射诊疗设备10生成的图像可以用于计算治疗剂量(1140)，其可以用于对患者的总剂量的持续确定和/或可以被包括作为治疗规划或重新规划的一部分。

[0107] 根据其他示例性用例，由放射诊疗设备10生成的图像可以与规划或调整其他成像(1150)和/或其他治疗(1160)参数或规划结合使用，其包括例如作为自适应治疗和/或治疗规划生成的部分。根据另一示例性用例，由放射诊疗设备10生成的图像可以与自适应治疗监视(1170)结合使用，其可以包括监视治疗递送并且根据需要进行适配。

[0108] 应当理解，基于图像的预递送步骤(1030)不是相互排斥的。例如，在各种实施例中，计算治疗剂量(1140)可以是单独的步骤和/或可以是自适应诊疗监视(1170)和/或治疗

规划(1120)的一部分。在各种实施例中,基于图像的预递送步骤(1030)可以自动地和/或在人工参与的情况下手动地执行。

[0109] 图9是描述可以在成像(1010)和/或随后的治疗规划(1020)期间利用的示例性数据源(除了先前数据1005之外)的框图1200。检测器数据1210表示由图像放射检测器34接收的数据。投影数据1220是由入射到准直束区域中的放射产生的数据,该准直束区域可以被称为原发区。半影数据1230是由入射到半影区或区域中的放射产生的数据。散射数据1240是由入射在外围或散射(仅)区或区域中的放射生成的数据。

[0110] 半影数据1230和/或散射数据1240可以用于提高由成像步骤1010产生的图像的质量。在一些实施例中,半影数据1230和/或散射数据1240可以与投影数据1220组合和/或鉴于可应用的成像设置1250、治疗设置1260(例如,如果同时成像和治疗放射)以及在成像检测器34处的数据收集时与放射诊疗设备10相关联的任何其他数据1270(包括如上文所讨论的)而被分析。在其他实施例中,数据可以用于治疗规划步骤1020。

[0111] 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”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一者以上描述所揭示技术的特定特征,但此特征可与其它实施例的一个或一个以上其它特征组合,如对于任何给定或特定应用可能需要且有利。

[0112] 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实质或范围的情况下,可以偏离这些细节。

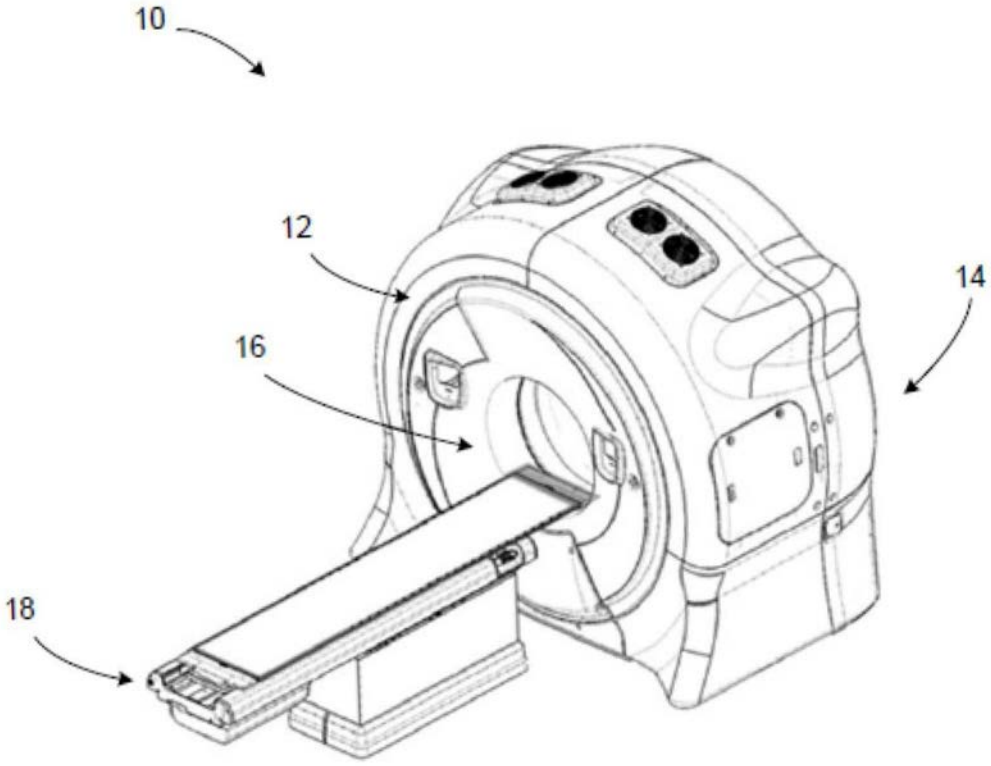


图1

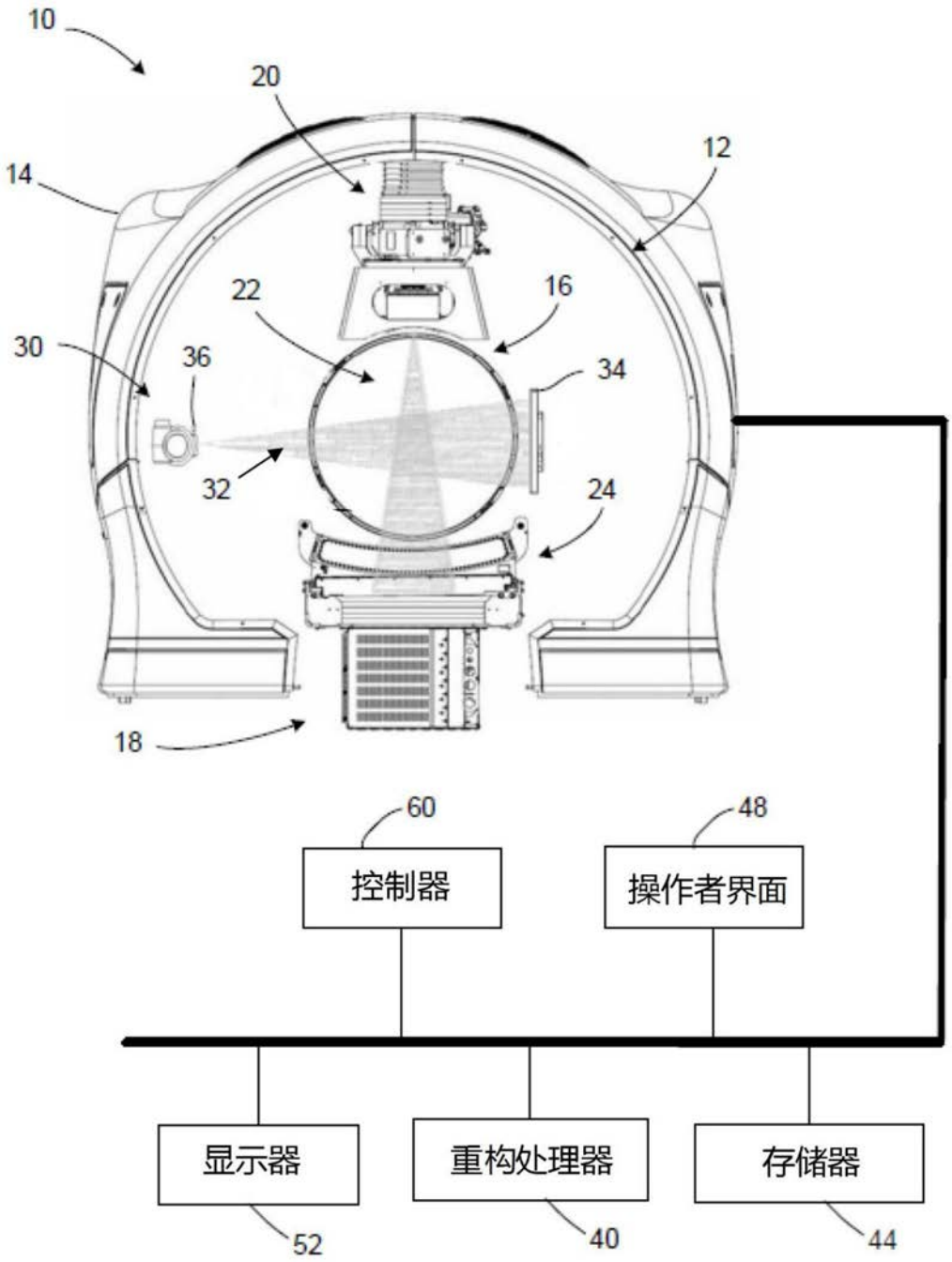

10
20
12
14
22
16
30
36
34
32
24
18
60
48
控制器
操作者界面
显示器
重构处理器
存储器
52
40
44

图2

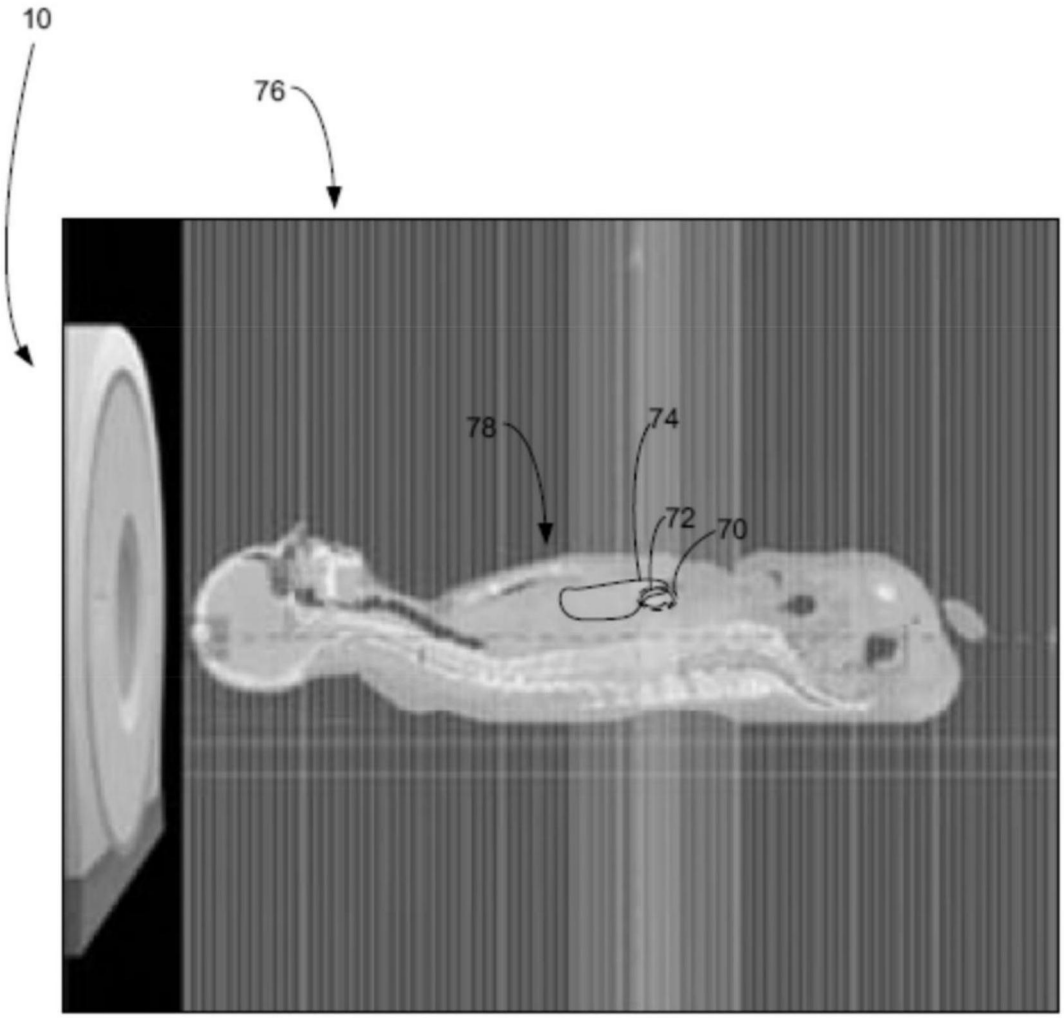


图3

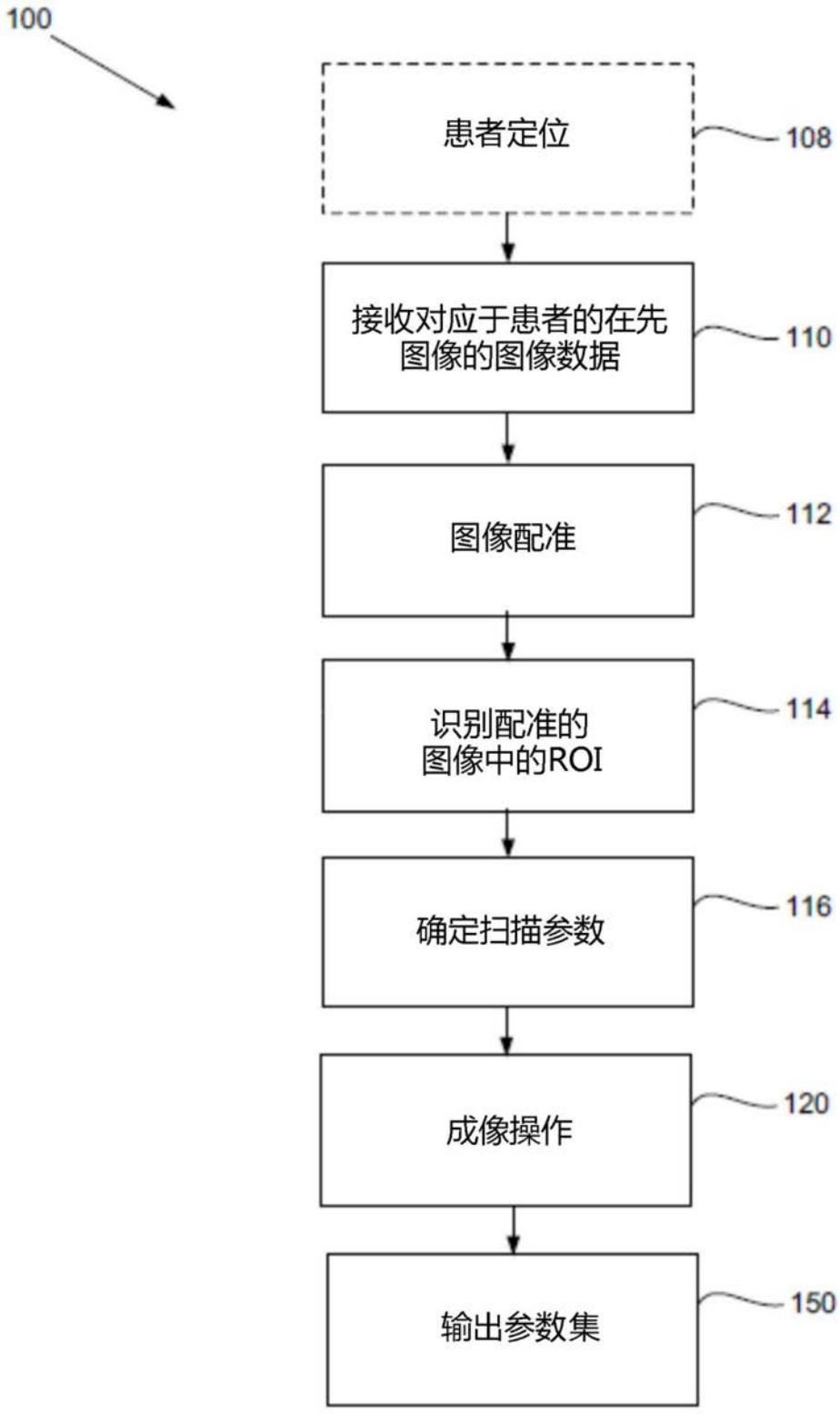

100
患者定位
108
接收对应于患者的在先图像的图像数据
110
图像配准
112
识别配准的图像中的ROI
114
确定扫描参数
116
成像操作
120
输出参数集
150

图4

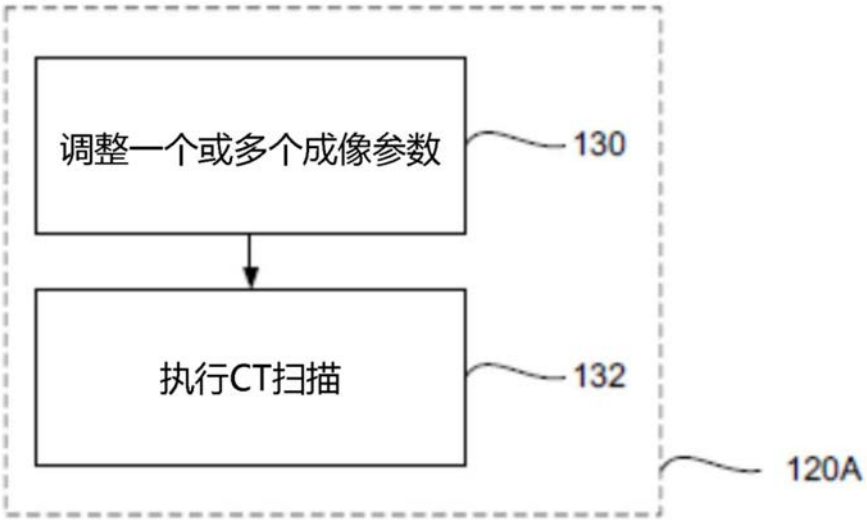

调整一个或多个成像参数
130
执行CT扫描
132
120A

图5

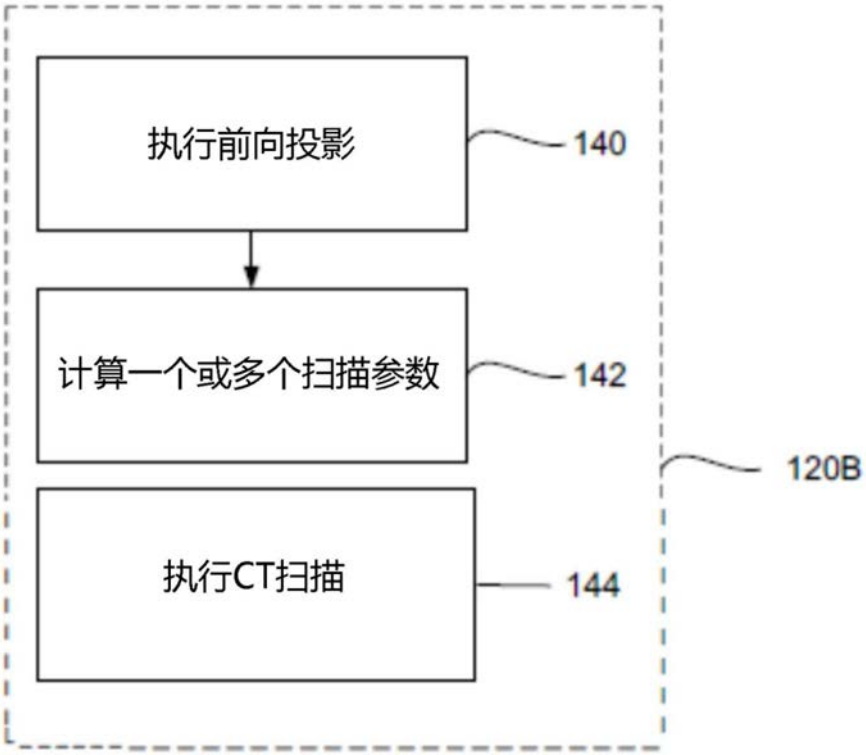

执行前向投影
140
计算一个或多个扫描参数
142
120B
执行CT扫描
144

图6

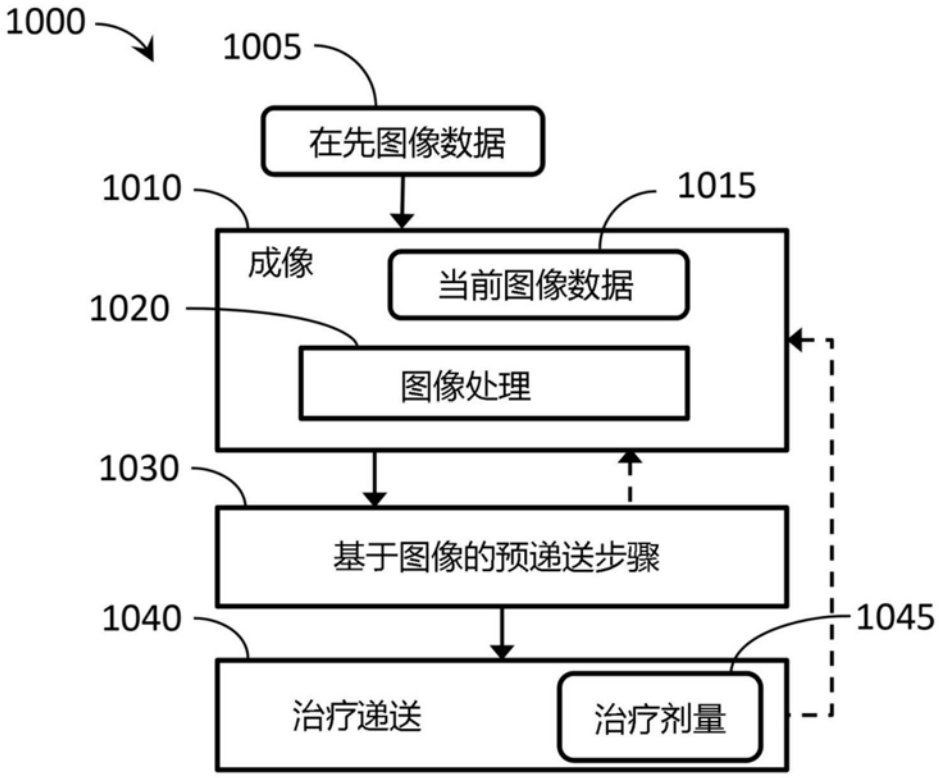

1000
1005
在先图像数据
1010
1015
成像
当前图像数据
1020
图像处理
1030
基于图像的预递送步骤
1040
1045
治疗递送
治疗剂量

图7

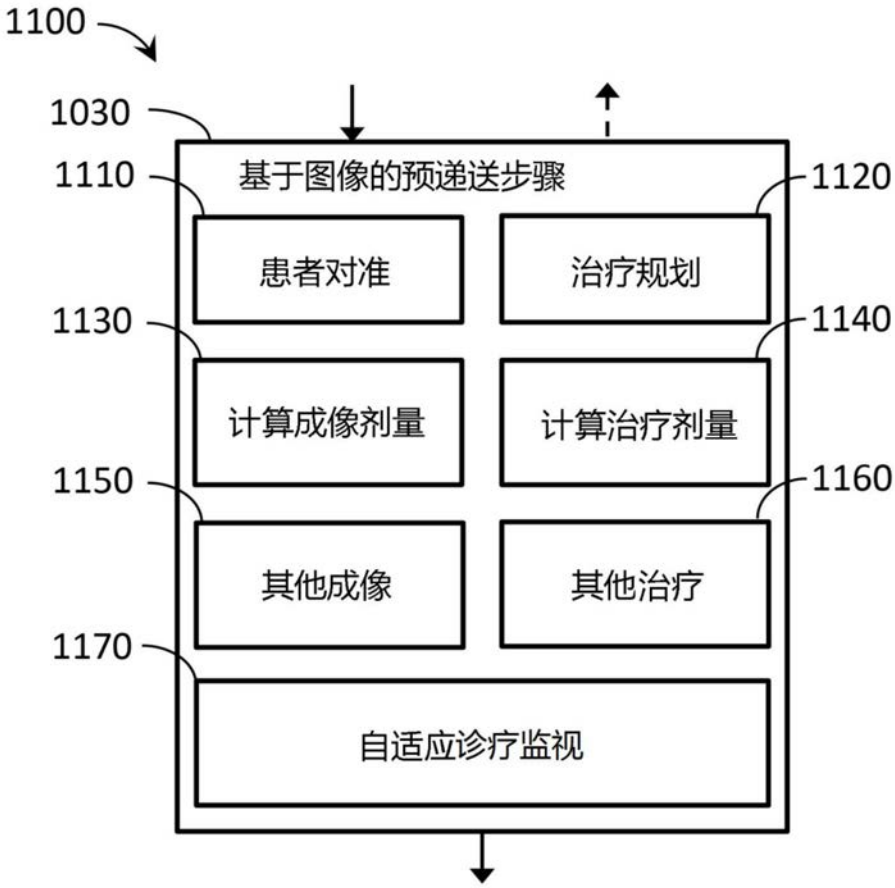

1100
1030
基于图像的预递送步骤
1110
1120
患者对准
治疗规划
1130
1140
计算成像剂量
计算治疗剂量
1150
1160
其他成像
其他治疗
1170
自适应诊疗监视

图8

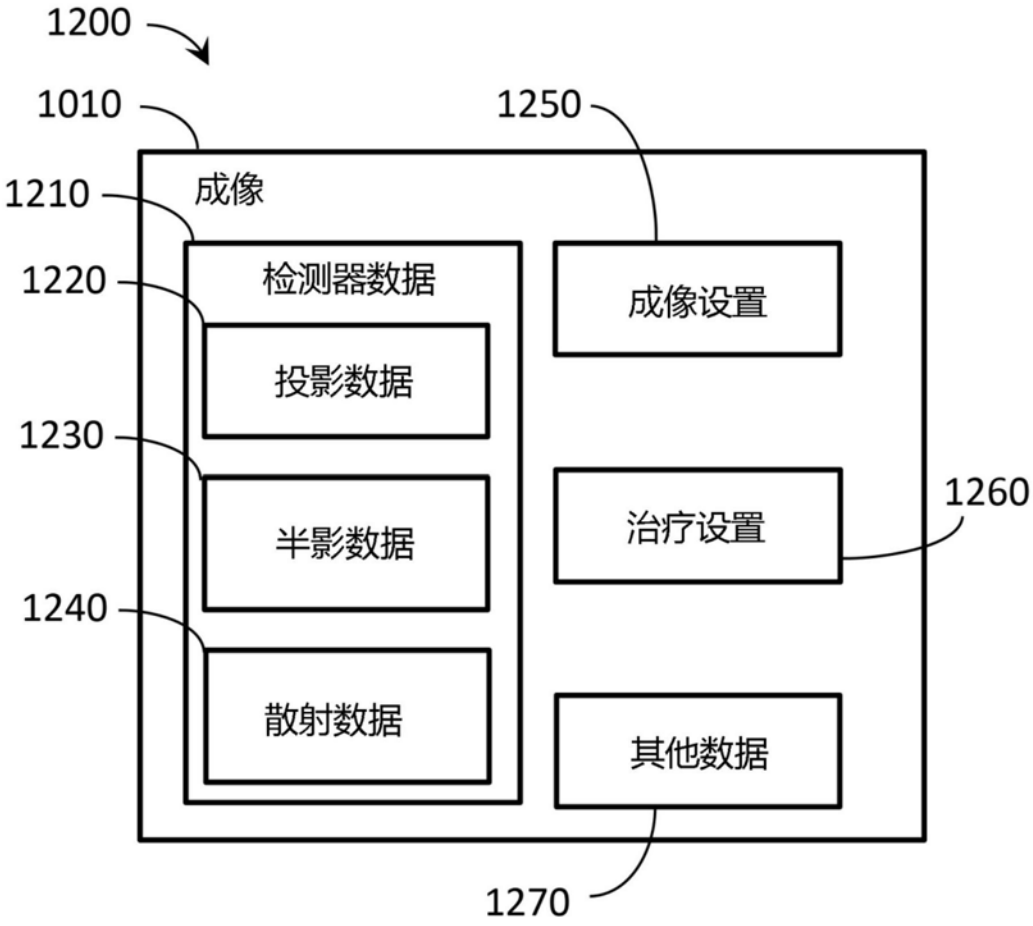

1200
1010
1250
成像
1210
检测器数据
1220
成像设置
投影数据
1230
半影数据
治疗设置
1260
1240
散射数据
其他数据
1270

图9