



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113289274 B

(45) 授权公告日 2022. 10. 21

(21) 申请号 202110723229.8

(22) 申请日 2021.06.28

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113289274 A

(43) 申请公布日 2021.08.24

(30) 优先权数据
16/914,361 2020.06.27 US

(73) 专利权人 上海联影医疗科技股份有限公司
地址 201807 上海市嘉定区城北路2258号

(72) 发明人 J·墨子

(74) 专利代理机构 成都七星天知识产权代理有限公司 51253
专利代理师 戴勇灵

(51) Int.Cl.

A61N 5/10 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 110582328 A, 2019.12.17

CN 111001161 A, 2020.04.14

审查员 金星

权利要求书2页 说明书22页 附图7页

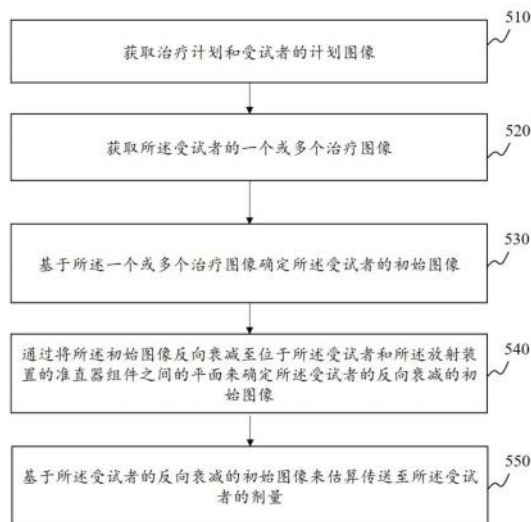
(54) 发明名称

放射治疗剂量测量的系统和方法

(57) 摘要

本公开提供了一种用于医学成像的系统和方法,具体为放射治疗剂量测量的系统和方法。该方法可以包括获得受试者的治疗计划,计划图像和一个或多个治疗图像,其中一个或多个治疗图像通过执行至少一部分治疗计划生成,至少一部分治疗计划包括使用放射装置向受试者放射至少一个放射束。该方法还包括基于一个或多个治疗图像确定受试者的初始图像,并通过将初始图像反向衰减至位于受试者和放射装置的准直器组件之间的平面来确定受试者的反向衰减的初始图像。该方法还可以包括估算与反向衰减的初始图像相对应的放射装置的机器参数。

500



1. 一种系统,包括:
 - 至少一个存储设备,包括一组指令集;以及
 - 至少一个处理器,被配置成与所述至少一个存储设备通信,其中,当执行所述指令集时,所述至少一个处理器被配置为指示所述系统执行操作,所述操作包括:
 - 获取治疗计划和受试者的计划图像;
 - 获取所述受试者的一个或多个治疗图像,其中,所述一个或多个治疗图像通过执行至少一部分所述治疗计划生成,所述至少一部分治疗计划包括使用放射装置向所述受试者放射至少一个放射束;
 - 基于所述一个或多个治疗图像确定所述受试者的初始图像;
 - 通过将所述初始图像反向衰减至位于所述受试者和所述放射装置的准直器组件之间的平面来确定所述受试者的反向衰减的初始图像;以及
 - 估算与所述反向衰减的初始图像相对应的所述放射装置的机器参数。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述一个或多个治疗图像包括电子射野影像装置采集的图像。
3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述通过将所述初始图像反向衰减至位于所述受试者和所述放射装置的准直器组件之间的平面来确定所述受试者的反向衰减的初始图像包括:
 - 获取与所述准直器组件边缘的半影特性相关联的半影模型;以及
 - 通过至少部分地基于半影模型将所述初始图像反向衰减至所述平面,以确定所述受试者的反向衰减的初始图像。
4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述准直器组件边缘的半影特性基于查找表确定,其中,所述查找表涉及所述受试者的等效介质厚度、一个或多个所述准直器组件的元件,至少一个所述准直器组件的元件中的每个元件的位置,或所述放射装置的光束质量中的至少一个。
5. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述查找表还涉及至少两个组织类型和所述受试者的所述至少两个组织类型中的至少一个组织类型的每个组织类型的尺寸。
6. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述准直器组件边缘的半影特性基于治疗区域通过所述受试者的正向传输确定。
7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述正向传输包括蒙特卡罗模拟或玻耳兹曼输运算法。
8. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述正向传输具有与所述一个或多个治疗图像中的半影区域相关联的扰动范围。
9. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述正向传输中的散射根据基于核的算法确定。
10. 根据权利要求1所述的系统,所述操作还包括:
 - 基于所述受试者的反向衰减的初始图像确定输入注量图;以及
 - 通过将所述输入注量图输入正向剂量计算算法,确定传送至所述受试者的估算剂量。
11. 根据权利要求1所述的系统,其中所述机器参数与待传送至所述受试者的计划剂量相对应。
12. 一种系统,包括:

至少一个存储设备,包括一组指令集;以及

至少一个处理器,被配置成与所述至少一个存储设备通信,其中,当执行所述指令集时,所述至少一个处理器被配置成指示所述系统执行操作,所述操作包括:

获取治疗计划和受试者的计划图像;

获取所述受试者的一个或多个治疗图像,其中,所述一个或多个治疗图像通过执行至少一部分所述治疗计划生成,所述至少一部分治疗计划包括使用放射装置向所述受试者放射至少一个放射束;

基于所述一个或多个治疗图像确定所述受试者的初始图像;

通过至少部分地基于与准直器组件边缘的半影特性相关联的半影模型,将所述初始图像反向衰减到位于所述受试者和所述放射装置的准直器组件之间的平面,以确定所述受试者的反向衰减的初始图像;以及

基于所述受试者的反向衰减的初始图像确定输入注量图;以及

通过将所述输入注量图输入到正向剂量计算算法中以估算传送至所述受试者的剂量。

13. 一种在具有处理器和计算机可读存储设备的计算设备上实现的方法,所述方法包括权利要求1-12任一项所述的系统所执行的操作。

放射治疗剂量测量的系统和方法

[0001] 交叉引用

[0002] 本公开要求2020年6月27日提交的申请号为16/914,361的美国专利申请的优先权,其内容通过引用的方式整体并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及放射治疗,更具体地,涉及用于放射治疗中的放射剂量测定的系统和方法。

背景技术

[0004] 放射治疗广泛应用于癌症治疗和其他一些健康状况。通常,在开始治疗之前,为患者生成放射治疗计划(也称为治疗计划)。根据治疗计划,放射剂量可分几个治疗阶段传送至患者。在此过程中,由于包括例如由准直器组件定义的治疗区域边缘周围的半影区域等因素,传送至患者的实际剂量可能不同于计划剂量。因此,可能希望开发用于测量放射治疗期间传送的实际剂量的系统和方法。

发明内容

[0005] 根据本公开的一个方面,提供了一种系统。该系统可以包括有包括一组指令集的至少一个存储设备,以及被配置为与至少一个存储设备通信的至少一个处理器。当执行所述指令集时,所述至少一个处理器可被配置为指示系统执行以下操作。以下操作可以包括获取治疗计划和受试者的计划图像;获取受试者的一个或多个治疗图像,其中,所述一个或多个治疗图像通过执行至少一部分所述治疗计划生成,所述至少一部分治疗计划包括使用放射装置向所述受试者放射至少一个放射束;基于所述一个或多个治疗图像确定所述受试者的初始图像;通过将所述初始图像反向衰减至位于所述受试者和所述放射装置的准直器组件之间的平面来确定所述受试者的反向衰减的初始图像;并估算与所述反向衰减的初始图像相对应的所述放射装置的机器参数。

[0006] 在一些实施例中,所述一个或多个治疗图像包括电子射野影像装置(EPID)图像。

[0007] 在一些实施例中,所述通过将所述初始图像反向衰减至位于所述受试者和所述放射装置的准直器组件之间的平面来确定所述受试者的反向衰减的初始图像包括获取与所述准直器组件边缘的半影特性相关联的半影模型;并通过至少部分地基于半影模型将初始图像反向衰减至所述平面,以确定所述受试者的反向衰减的初始图像。

[0008] 在一些实施例中,所述准直器组件边缘的半影特性基于查找表确定,其中,所述查找表涉及所述受试者的等效介质厚度、一个或多个所述准直器组件的元件,至少一个所述准直器组件的元件中的每个元件的位置,或所述放射装置的光束质量中的至少一个。

[0009] 在一些实施例中,所述查找表还涉及至少两个组织类型和所述受试者的所述至少两个组织类型中的至少一个组织类型的每个组织类型的尺寸。

[0010] 在一些实施例中,所述准直器组件边缘的半影特性基于治疗区域通过受试者的正

向传输确定。

[0011] 在一些实施例中,所述正向传输包括蒙特卡罗模拟或玻耳兹曼输运算法。

[0012] 在一些实施例中,所述正向传输具有与所述一个或多个治疗图像中的半影区域相关联的扰动范围。

[0013] 在一些实施例中,所述正向传输中的散射根据基于核的算法确定。

[0014] 在一些实施例中,所述操作还包括基于所述受试者的反向衰减的初始图像确定输入注量图;通过将所述输入注量图输入正向剂量计算算法,确定传送至所述受试者的估算剂量。

[0015] 在一些实施例中,所述机器参数与待传送至所述受试者的计划剂量相对应。

[0016] 根据本公开的另一方面,提供了一种系统。该系统可以包括有包括一组指令集的至少一个存储设备,并且至少一个处理器被配置为与所述至少一个存储设备通信。当执行所述指令集时,所述至少一个处理器被配置成指示所述系统执行以下操作。以下操作可以包括获取治疗计划和受试者的计划图像;获取受试者的一个或多个治疗图像,其中,所述一个或多个治疗图像通过执行至少一部分所述治疗计划生成,所述至少一部分治疗计划包括使用放射装置向所述受试者放射至少一个放射束;基于所述一个或多个治疗图像确定所述受试者的初始图像;通过至少部分地基于与准直器组件边缘的半影特性相关联的半影模型,将所述初始图像反向衰减到位于所述受试者和所述放射装置的准直器组件之间的平面,以确定所述受试者的反向衰减的初始图像。基于所述受试者的反向衰减的初始图像确定输入注量图;并通过将所述输入注量图输入到正向剂量计算算法中以估算传送至所述受试者的剂量。

[0017] 根据本发明的另一方面,提供了一种在具有处理器和计算机可读存储设备的计算设备上实现的方法。所述方法可以包括获取治疗计划和受试者的计划图像;获取受试者的一个或多个治疗图像,其中,所述一个或多个治疗图像通过执行至少一部分所述治疗计划生成,所述至少一部分治疗计划包括使用放射装置向所述受试者放射至少一个放射束;基于所述一个或多个治疗图像确定所述受试者的初始图像;通过将所述初始图像反向衰减至位于所述受试者和所述放射装置的准直器组件之间的平面来确定所述受试者的反向衰减的初始图像;并估算与所述反向衰减的初始图像相对应的所述放射装置的机器参数。

[0018] 本申请的一部分附加特性可以在以下描述中进行说明。通过对以下描述和相应附图的研究或者对实施例的生产或操作的了解,本申请的一部分附加特性对于本领域技术人员是明显的。本公开的特征可以通过实践或使用下文讨论的详细示例中阐述的方法、工具和组合的各个方面来实现和实现。

附图说明

[0019] 本申请将通过示例性实施例进行进一步描述。这些示例性实施例将通过附图进行详细描述。这些实施例是非限制性的示例性实施例,在这些实施例中,各图中相同的编号表示相似的结构,其中:

[0020] 图1是示出根据本公开的一些实施例的示例性放射治疗(RT)系统的示意图;

[0021] 图2是示出根据本公开的一些实施例的计算设备的示例性硬件和/或软件组件的示意图;

[0022] 图3是示出根据本公开的一些实施例的示例性移动设备的硬件和/或软件组件的示意图；

[0023] 图4是示出根据本公开的一些实施例的示例性处理设备的框图；

[0024] 图5包括示出根据本公开的一些实施例的用于确定传送至受试者的剂量估算的示例性流程的流程图；

[0025] 图6示出了根据本公开的一些实施例的治疗区域的区域边缘处的半影区域的宽度与通过受试者的相应放射束的路径长度之间的示例性关系；

[0026] 图7A和7B示出了根据本公开的一些实施例的由两对顎式准直器和MLC准直的示例性治疗区域；以及

[0027] 图8包括示出根据本公开的一些实施例的用于估算放射装置的机器参数的示例性流程的流程图。

具体实施方式

[0028] 为了更清楚地说明本申请实施例的技术方案，下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单的介绍。然而，本领域技术人员应该明白，可以在没有这些细节的情况下实施本申请。在其它情况下，为了避免不必要地使本申请的各方面变得晦涩难懂，已经在较高的层次上描述了众所周知的方法、流程、系统、组件和/或电路。对于本领域的普通技术人员来讲，显然可以对所披露的实施例作出各种改变，并且在不偏离本申请的原则和范围的情况下，本申请中所定义的普遍原则可以适用于其他实施例和应用场景。因此，本申请不限于所示的实施例，而是符合与申请专利范围一致的最广泛范围。

[0029] 本申请中所使用的术语仅出于描述特定示例实施例的目的，而非限制性的。如本申请使用的单数形式“一”、“一个”及“该”同样可以包括复数形式，除非上下文明确提示例外情形。还应当理解，如在本申请说明书中使用的术语“包括”、“包含”仅提示存在所述特征、整数、步骤、操作、组件和/或部件，但并不排除存在或添加一个或以上其它特征、整数、步骤、操作、组件、部件和/或其组合的情况。

[0030] 应当理解，本文中使用的术语“系统”、“引擎”、“单元”、“模块”和/或“块”是以升序区分不同级别的不同组件、元件、部件、部分或组件的一种方法。然而，如果可以达到相同的目的，这些术语也可以被其他表达替换。

[0031] 通常，这里使用的词语“模块”、“单元”或“块”是指体现在硬件或固件中的逻辑，或者是软件指令的集合。本文中描述的模块、单元或块可以实现为软件和/或硬件，并且可以存储在任何类型的非暂时性计算机可读介质或另一存储设备中。在一些实施例中，可以编译软件模块/单元/块并将其链接到可执行程序中。应当理解，软件模块可以从其他模块/单元/块或从它们自身调用，和/或可以响应检测到的事件或中断来调用。可以在计算机可读介质（例如，光盘、数字视频盘、闪存驱动器、磁盘或任何其他有形介质）上提供配置为在计算设备（例如，图2中所示的处理器210）上执行的软件模块/单元/块，或者作为数字下载（最初可以以压缩或可安装的格式存储，在执行之前需要安装、解压缩或解密）。这里的软件代码可以被部分的或全部的储存在执行操作的计算设备的存储设备中，并应用在计算设备的操作之中。软件指令可以嵌入固件中，例如EPROM。还应当理解，硬件模块/单元/块可以包括在连接的逻辑组件中，例如门和触发器，和/或可以包括可编程单元，例如可编程门阵列或

处理器。这里描述的模块/单元/块或计算设备功能可以实现为软件模块/单元/块,但是可以用硬件或固件表示。通常,这里描述的模块/单元/块指的是逻辑模块/单元/块,其可以与其他模块/单元/块组合或者分成子模块/子单元/子块,尽管它们是物理组织或存储器件。该描述可适用于系统、引擎或其一部分。

[0032] 可以理解的是,除非上下文另有明确说明,当单元、引擎、模块或块被称为在另一单元、引擎、模块或块“上”、“连接”或“耦合至”另一单元、引擎、模块或块时,其可以直接在其它单元、引擎、模块或块上,与其连接或耦合或与之通信,或者可能存在于中间单元、引擎、模块或块。在本申请中,术语“和/或”可包括任何一个或以上相关所列条目或其组合。

[0033] 本公开中的术语“图像”用于统称图像数据(例如,扫描数据、投影数据)和/或各种形式的图像,包括二维(2D)图像、三维(3D)图像、四维(4D)图像等。本公开中的术语“像素”和“体素”可互换地用于指代图像的元素。本公开中的术语“解剖结构”可指气体(例如,空气)、液体(例如,水)、固体(例如,石头)、细胞、组织、受试者器官或其任意组合,其可在图像(例如,第二图像或第一图像等)中显示并且真实存在于受试者身体内或身体上。本公开中的术语“区域”、“位置”和“区域”可指图像中所示的解剖结构的位置或存在于受试者身体内或身体上的解剖结构的实际位置,因为图像可能表明存在于受试者身体内或身体上的特定解剖结构的实际位置。

[0034] 根据以下对附图的描述,本申请的这些和其它的特征、特点以及相关结构元件的功能和操作方法,以及部件组合和制造经济性,可以变得更加显而易见,这些附图都构成本申请说明书的一部分。然而,应当理解的是,附图仅仅是为了说明和描述的目的,并不旨在限制本申请的范围。应当理解的是,附图并不是按比例绘制的。

[0035] 本申请使用的流程图示出了根据本申请公开的一些实施例所示的系统所执行的操作。应明确理解,流程图的操作可以不按顺序执行。相反,这些操作可以倒序实现,或者同时实现。同时,也可以将一个或以上其他操作添加到这些流程图中。也可以从流程图中删除一个或以上操作。

[0036] 本文提供用于非侵入成像和/或治疗的系统和组件,例如用于疾病诊断、治疗或研究目的。在一些实施例中,系统可包括放射治疗(RT)系统、计算机断层扫描(CT)系统、发射计算机断层扫描(ECT)系统、X射线摄影系统、正电子发射断层扫描(PET)系统、磁共振成像(MRI)系统等或其任意组合。出于说明目的,本公开描述了用于放射治疗的系统和方法。本公开中使用的术语“图像”可指2D图像、3D图像或4D图像。在一些实施例中,术语“图像”可指患者的区域,例如,感兴趣区域(ROI),的图像。本公开中使用的术语“感兴趣区域”或“ROI”可以指沿着一条线、在两个空间维度中、在三个空间维度中或作为时间函数演变的任意过程中的图像的一部分。该图像可以是电子射野影像装置(EPID)图像、CT图像、荧光透视图像、超声图像、PET图像或MR图像。这并不旨在限制本公开的范围。对于本领域的普通技术人员,在本公开的指导下可以推断出一定数量的变化、改变和/或修改。这些变化、改变和/或修改不脱离本公开的范围。

[0037] 本公开的一个方面涉及RT系统。RT系统可以获取受试者的治疗计划、计划图像和一个或多个治疗图像,基于所述一个或多个治疗图像确定受试者的初始图像,以及通过将所述初始图像反向衰减至位于所述受试者和所述放射装置的准直器组件之间的平面来确定所述受试者的反向衰减的初始图像。患者的投影图像通常由通过患者的非散射的主放射

和由于患者内部放射散射而产生的散射分量构成。术语“初始图像”是指由主放射产生的图像的组成部分。通常，估算的初始图像可以通过从图像中去除估算的散射分量贡献来确定。RT系统可进一步确定传送至受试者的剂量并估算与反向衰减的初始图像相对应的放射装置的机器参数。为了确定受试者的反向衰减的初始图像，半影模型描述了关于由准直器组件定义的治疗区域的边缘的半影特性（例如，半影区域的宽度）。基于半影模型，可以提高反向衰减的初始图像的精度，可以估算传送至受试者的实际剂量，并且可以获取与计划放射剂量相对应的机器参数。

[0038] 图1是示出根据本公开的一些实施例的示例性RT系统100的示意图。RT系统100可以包括RT设备110、网络120、一个或多个终端130、处理设备140和存储设备150。在一些实施例中，RT系统100的两个或多个组件可以通过无线连接（例如，网络120）、有线连接或其组合来彼此连接和/或通信。RT系统100的组件之间的连接可以是可变的。仅作为示例，RT设备110可以通过网络120或直接连接到处理设备140。作为另一示例，存储设备150可以通过网络120或直接连接到处理设备140。

[0039] RT设备110可被配置为向受试者传送放射治疗的剂量。例如，治疗设备可以将一个或多个放射束传送至受试者的治疗区域（例如，肿瘤），以减缓受试者的症状。放射束可以包括至少两个放射小束。在本公开中，“受试者”和“试验者”可以互换使用。受试者可以包括任何生物受试者（例如，人、动物、植物或其一部分）和/或非生物受试者（例如，模体）。例如，受试者可以包括身体的特定部分，例如受试者的头部、胸部、腹部等或其组合。在一些实施例中，治疗设备可以是图像引导放射治疗（IGRT）设备、适形放射治疗设备、强度调制放射治疗（IMRT）设备、强度调制电弧治疗（IMAT）设备、发射引导放射治疗（EGRT）设备等。

[0040] 在一些实施例中，RT设备110可以是IGRT设备，其被配置成获取与受试者有关的图像数据，并对受试者执行放射治疗。例如，如图1所示，RT设备110可以包括成像组件113、治疗组件116、工作台（或称为床）114等。成像组件113可以被配置成在放射治疗之前、放射治疗期间和/或放射治疗之后获取受试者的图像。在一些实施例中，成像组件113可以包括计算机断层扫描（CT）设备（例如，锥束CT（CBCT）设备、扇束CT（FBCT）设备、多层CT（MSCT）设备等）、磁共振成像（MRI）设备、超声成像设备、荧光透视成像设备、单光子发射计算机断层扫描（SPECT）装置、正电子发射断层扫描（PET）装置、X射线成像装置等或其任意组合。

[0041] 在一些实施例中，成像组件113可以包括成像放射源115、探测器112、机架111等。成像放射源115和探测器112可以安装在机架111上。成像放射源115可以向受试者发射放射线。探测器112可以探测从成像组件113的成像区域发射的放射事件（例如，X射线光子、伽马射线光子）。在一些实施例中，探测器112可以包括一个或多个探测器单元。探测器单元可包括闪烁探测器（例如，碘化铯探测器、硫化钷探测器）、气体探测器等。探测器单元可以包括单行探测器和/或多行探测器。

[0042] 治疗组件116可被配置为向受试者传送放射剂量。治疗组件116可包括治疗放射源117、机架118和准直器组件119。治疗放射源117可以被配置成向受试者发射治疗放射物。在一些实施例中，治疗放射源117可以包括直线加速器（LINAC）。准直器组件119可被配置为控制由治疗放射源117产生的治疗辐射的形状。

[0043] 在一些实施例中，成像组件113可以与治疗组件116间隔一定距离。在一些实施例中，成像组件113的机架111和治疗组件116的机架118的旋转轴可以相同或不同。可以将受

试者放置在工作台114上的不同位置以进行成像和治疗。在一些实施例中,成像放射源115和治疗放射源117可以集成为一个放射源以对受试者成像和/或治疗。在一些实施例中,成像组件113和治疗组件116可以共享同一机架。例如,治疗放射源117可以安装在成像组件113的机架111上。可将受试者放置在工作台114上以进行治疗和/或成像。

[0044] 工作台114可以被配置为支撑要治疗和/或成像的受试者。在一些实施例中,如图1所示,工作台114可以沿着坐标系160的Y轴方向在治疗组件116和成像组件113之间移动。在一些实施例中,工作台114可被配置成沿不同方向旋转和/或平移以将受试者移动到所需位置(例如,用于成像的成像组件113下的成像位置、用于治疗的治疗组件116下的治疗位置等)。

[0045] 网络120可以包括任意合适的网络,其可以促进RT系统100的信息和/或数据交换。在一些实施例中,RT系统100的一个或多个组件(例如,RT设备110、终端130、处理设备140、存储设备150等)可以经由网络120与RT系统100的一个或多个其他组件传达信息和/或数据。例如,处理设备140可以通过网络120从RT设备110获得图像数据。作为另一示例,处理设备140可以通过网络120从终端130获得用户(例如,医生、放射科医生)指令。网络120可以是或包括公用网络(例如,因特网)、专用网络(例如,局域网(LAN))、有线网络、无线网络(例如,802.11网络、Wi-Fi网络)、帧中继网络、虚拟专用网络(VPN)、卫星网、电话网、路由器、集线器、交换机、服务器计算机和/或其任意组合。例如,网络120可以包括电缆网络、有线网络、光纤网络、电信网络、内部网、无线局域网(WLAN)、城域网(MAN)、公共电话交换网(PSTN)、蓝牙网络、紫蜂网络、近场通信(NFC)网络等或其任意组合。在一些实施例中,网络120可以包括一个或以上网络接入点。例如,网络120可包括有线和/或无线网络接入点,例如基站和/或因特网交换点,RT系统100的一个或多个组件可通过其连接到网络120以交换数据和/或信息。

[0046] 终端130可以使用户与RT系统100之间进行交互。在一些实施例中,终端130可以与RT设备110、处理设备140和/或存储设备150连接和/或通信。例如,终端130可以显示从处理设备140获取的受试者的治疗图像。在一些实施例中,终端130可包括移动设备131、平板计算机132、膝上型计算机133等或其任意组合。在一些实施例中,移动设备131可包括智能家居设备、可穿戴设备、移动设备、虚拟现实设备、增强现实设备等或其任意组合。仅作为示例,终端130可以包括如图3所示的移动设备。在一些实施例中,智能家居设备可以包括智能照明设备、智能电器控制设备、智能监控设备、智能电视、智能摄像机、对讲机等,或其任意组合。在一些实施例中,可穿戴设备可包括手镯、鞋类、眼镜、头盔、手表、衣服、背包、智能配件等或其任意组合。在一些实施例中,移动设备可包括移动电话、个人数字助理(PDA)、游戏设备、导航设备、销售点(POS)设备、膝上型计算机、平板计算机、台式机等或其任意组合。在一些实施例中,虚拟现实设备和/或增强现实设备可以包括虚拟现实头盔、虚拟现实眼镜、虚拟现实眼罩、增强现实头盔、增强现实眼镜、增强现实眼罩等,或其任意组合。例如,虚拟现实设备和/或增强现实设备可以包括谷歌眼镜™、虚拟现实眼镜™、全息透镜™、虚拟现实头盔™等。在一些实施例中,终端130可以是处理设备140的一部分。

[0047] 处理设备140可以处理从RT设备110、终端130和/或存储设备150获取的信息。例如,处理设备140可以从RT系统100的一个或多个组件(例如,RT设备110(例如,成像组件113)、终端130、存储设备150)获取受试者的一个或多个治疗图像。处理设备140可以将一个

或多个资料图像转换为初始图像(通常通过去除估算的散射贡献以估算),以及通过将初始图像反向衰减到受试者和RT设备110的治疗放射源117的准直器组件之间的平面以确定受试者的反向衰减的初始图像。此外,处理设备140可以至少部分地基于反向衰减的初始图像来确定传送至受试者的剂量的估算。

[0048] 在一些实施例中,处理设备140可以是单个服务器或服务器组。服务器组可以是集中式的,也可以是分布式的。在一些实施例中,处理设备140可以是本地的或远程的。例如,处理设备140可以通过网络120访问RT设备110、终端130和/或存储设备150中存储的信息。作为另一示例,处理设备140可以直接连接到RT设备110、终端130和/或存储设备150以访问存储的信息。在一些实施例中,处理设备140可以在云平台上实现。仅作为示例,该云平台可以包括私有云、公共云、混合云、社区云、分布云、内部云、多层云等或其任意组合。在一些实施例中,处理设备140可以由图2所示的具有一个或多个组件的计算设备200实现。

[0049] 存储设备150可以存储数据、指令和/或任意其他信息。在一些实施例中,存储设备150可以存储从RT设备110、终端130和/或处理设备140获取的数据。例如,存储设备150可以存储受试者的扫描数据、治疗图像、治疗计划等。在一些实施例中,存储设备150可以存储数据和/或指令,处理设备140可以执行或使用这些数据和/或指令来执行本公开中描述的示例性方法。在一些实施例中,存储设备150可以包括大容量存储设备、可移动存储设备、易失性读写存储器、只读存储器(ROM)等或其任意组合。示例性大容量存储设备可以包括磁盘、光盘、固态驱动器等。示例性可移动存储设备可以包括闪存驱动器、软盘、光盘、存储卡、压缩盘、磁带等。示例性易失性读写内存可以包括随机存取内存(RAM)。示例性RAM可包括动态随机存取内存(DRAM)、双倍数据速率同步动态随机存取内存(DDRSDRAM)、静态随机存取内存(SRAM)、晶闸管随机存取内存(T-RAM)和零电容随机存取内存(Z-RAM)等。示例性ROM可以包括掩模ROM(MROM)、可编程ROM(PROM)、可擦除可编程ROM(EPROM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)、光盘ROM(CD-ROM)和数字多功能磁盘ROM等。在一些实施例中,存储设备150可以在云平台上实现。仅作为示例,该云平台可以包括私有云、公共云、混合云、社区云、分布云、内部云、多层云等或其任意组合。

[0050] 在一些实施例中,存储设备150可以连接到网络120以与RT系统100的一个或多个其他组件(例如,RT设备110、处理设备140、终端130)通信。RT系统100的一个或多个组件可以通过网络120访问存储设备150中存储的数据和/或指令。在一些实施例中,存储设备150可以直接与RT系统100的一个或多个其他组件(例如RT设备110、处理设备140、终端130)连接或通信。在一些实施例中,存储设备150可以是处理设备140的一部分。

[0051] 出于说明目的,在图1中提供了坐标系160。坐标系160可以是包括X轴、Y轴和Z轴的笛卡尔坐标系。图1所示的X轴和Y轴可以是水平的,Z轴可以是垂直的。如图所示,沿X轴的正X方向可以是可以从RT设备110正面观察,从工作台114左侧看至右侧;如图1所示的沿Y轴的正Y方向可以是从小台114的底部到顶部;如图1所示的沿Z轴的正Z方向可以是从小台110的下部到上部。

[0052] 应当注意,关于RT系统100的上述描述仅出于说明的目的而提供,并且不旨在限制本公开的范围。对于本领域的普通技术人员来说,可以根据本申请的描述,做出各种各样的变化和修改。然而,这些变化和修改不脱离本申请的范围。在一些实施例中,RT系统100可以包括一个或多个附加组件和/或可以省略上述RT系统100的一个或多个组件。在一些实施例

中,RT系统100的组件可以在两个或多个子组件上实现。RT系统100的两个或多个组件可以集成到单个组件中。例如,RT设备110中的治疗组件116可以集成到成像组件113中。

[0053] 在一些实施例中,本文公开的放射剂量测定方法可在单模态RT系统上实施,该系统可以包括RT设备(例如,与治疗组件116相同或类似的设备)、网络120、存储设备150、处理设备140、终端130等或其任何组合。出于说明目的,下文描述RT系统100上的放射剂量测定方法的实现,并不旨在限制。

[0054] 图2是示出根据本公开的一些实施例的计算设备200的示例性硬件和/或软件组件的示意图。计算设备200可用于实现如本文所述的RT系统100的任何组件。例如,处理设备140和/或终端130可分别通过其硬件、软件程序、固件或其组合在计算设备200上实现。尽管为方便起见仅示出了一个这样的计算设备,但是,如本文所述的与RT系统100有关的计算机功能可以在多个类似平台上以分布式方式实现,以分配处理负荷。如图2所示,计算设备200可以包括处理器210、存储设备220、输入/输出(I/O) 230和通信端口240。

[0055] 处理器210可以执行计算机指令(例如,程序代码),并按照本文描述的技术执行处理设备140的功能。计算机指令可以包括例如例程、程序、主题、组件、数据结构、过程、模块和功能,它们执行本文描述的特定功能。例如,处理器210可以处理从RT设备110、终端130、存储设备150和/或RT系统100的其他任意组件获取的图像数据。在一些实施例中,处理器210可以包括一个或多个硬件处理器,例如微控制器、微处理器、精简指令集计算机(RISC)、专用集成电路(ASICs)、专用指令集处理器(ASIP)、中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)、物理处理单元(PPU)、微控制器单元、数字信号处理器(DSP)、现场可编程门阵列(FPGA)、高级RISC机器(ARM)、可编程逻辑器件(PLD)、能够执行一个或多个功能的任何电路或处理器等或其任意组合。

[0056] 仅仅为了说明,在计算设备200中仅描述了一个处理器。然而,应当注意,本公开中的计算设备200还可以包括多个处理器,因此本公开中由一个处理器执行的操作和/或方法操作也可以由多个处理器联合或单独执行。例如,如果在本公开中,计算设备200的处理器同时执行操作A和操作B,则应当理解,操作A和操作B也可以由计算设备200中的两个或多个不同的处理器共同或单独地执行(例如,第一处理器执行操作A,第二处理器执行操作B,或者第一和第二处理器联合执行操作A和B)。

[0057] 存储设备220可以存储从RT系统100的一个或多个组件获取的数据。在一些实施例中,存储设备220可包括大容量存储设备、可移动存储设备、易失性读写存储器、只读存储器(ROM)等或其任意组合。在一些实施例中,存储设备220可以存储一个或多个程序和/或指令以执行本公开中描述的示例性方法。例如,存储设备220可以存储由处理设备140执行的程序,以估算传送至受试者的放射剂量。作为另一示例,存储设备220可以存储由处理设备140执行的程序,以使治疗放射源117调整其机器参数,包括例如颞式准直器的位置。

[0058] I/O230可以输入和/或输出信号、数据、信息等。在一些实施例中,I/O230可以使用户与处理设备140交互。在一些实施例中,I/O230可以包括输入设备和输出设备。输入设备可以包括字母数字键和其它按键,这些字母数字键和其它按键可以通过键盘、触摸屏(例如,具有触觉或触觉反馈)、语音输入、眼睛跟踪输入、大脑监控系统或其他任意类似的输入机制输入。通过输入设备接收的输入信息可以通过例如总线发送到另一组件(例如,处理设备140)以进行进一步处理。其他类型的输入设备可以包括光标控制设备,例如鼠标、轨迹球

或光标方向键等。输出设备可以包括显示器(例如,液晶显示器(LCD)、基于发光二极管(LED)的显示器、平板显示器、曲面屏幕、电视装置、阴极射线管(CRT)、触摸屏)、扬声器、打印机等或其组合。

[0059] 通信端口240可以连接到网络(例如,网络120)以便于数据通信。通信端口240可以在处理设备140和RT设备110、终端130和/或存储设备150之间建立连接。该连接可以是有线连接、无线连接、其他任意能够实现数据传输和/或接收的通信连接和/或这些连接的任意组合。有线连接可包括例如电缆、光缆、电话线等或其任意组合。无线连接可以包括例如蓝牙™连接,Wi-Fi™连接,WiMax™连接,WLAN连接、紫蜂网络™连接、移动网络连接(例如3G、4G、5G)等或其组合。在一些实施例中,通信端口240可以是和/或包括标准化的通信端口,例如RS232、RS485等。在一些实施例中,通信端口240可以是特别设计的通信端口。例如,可以根据数字成像和医学通信(DICOM)协议来设计通信端口240。

[0060] 图3是示出根据本公开的一些实施例的示例性移动设备300的示例性硬件和/或软件组件的示意图。在一些实施例中,可以在移动设备300上分别实现一个或多个终端130和/或处理设备140。

[0061] 如图3所示,移动设备300可以包括通信平台310、显示器320、图形处理单元(GPU)330、中央处理单元(CPU)340、I/O350、内存360和存储器390。在一些实施例中,任何其他合适的组件,包括但不限于系统总线或控制器(未示出),也可包括在移动设备300内。在一些实施例中,移动操作系统370(例如,iOS™,Android™,WindowsPhone™)和一个或多个应用程序380可以从存储器390加载到内存360中,以便由CPU340执行。应用程序380可以包括用于接收和呈现与RT系统100有关的信息的浏览器或其他任意合适的移动应用。用户与信息流的交互可以通过I/O350实现,并且通过网络120提供给处理设备140和/或RT系统100的其他组件。

[0062] 为了实施本申请描述的各种模块、单元及其功能,计算机硬件平台可用作本文中描述的一个或以上组件的硬件平台。具有用户接口元素的计算机可用于实施个人计算机(PC)或任何其他类型的工作站或终端设备。若计算机被适当的程序化,计算机亦可用作服务器。

[0063] 图4是示出根据本公开的一些实施例的示例性处理设备140的框图。如图4所示,处理设备140可以包括获取模块410、处理模块420、剂量估算模块430和机器参数确定模块440。

[0064] 获取模块410可以获取数据和/或信息。获取模块410可以从RT设备110、终端130、处理设备140、存储设备150或能够通过网络120存储数据的任意设备或组件中获取数据和/或信息。例如,获取模块410可以通过网络120从医疗云数据中心(未示出)获取数据和/或信息。获取的数据和/或信息可以包括受试者的治疗计划、受试者的计划图像、受试者的一个或多个治疗图像、用户指令、算法、参数(例如RT设备110的参数)、程序代码、受试者的信息等或其组合。在一些实施例中,获取模块510可以获取受试者的治疗计划、计划图像和一个或多个治疗图像。在一些实施例中,获取模块510可以将获取的数据和/或信息发送至计算设备(例如,包括处理模块420、剂量估算模块430、机器参数确定模块440等)以进行处理。

[0065] 处理模块420可以处理获取的数据/信息。在一些实施例中,处理模块420可以基于一个或多个治疗图像来确定受试者的初始图像。可以通过从一个或多个治疗图像中去除放

射的散射分量来获取初始图像。在一些实施例中,可以通过对治疗图像执行散射校正来确定初始图像。在一些实施例中,处理模块420还可以通过将初始图像反向衰减到受试者和发射放射线的放射装置的准直器组件(例如,RT设备110的治疗组件116)之间的平面来确定受试者的反向衰减的初始图像。所述初始图像基于所述放射线确定。可以使用受试者的至少一个体积图像将一个或多个初始图像反向衰减到该平面。受试者的至少一个体积图像可以包括受试者体积中表示的解剖结构。示例性体积图像可包括CT图像、MR图像、超声图像等或其任意组合。在一些实施例中,至少一个体积图像可以是或包括计划图像。在一些实施例中,至少一个体积图像可以是或包括一个或多个治疗图像中的至少一个。

[0066] 剂量估算模块430可以基于受试者的反向衰减的初始图像来估算传送至受试者的剂量。剂量估算模块430可以基于受试者的反向衰减的初始图像来确定输入注量图。输入注量图可以表示通过空间区域的放射量。在一些实施例中,基于受试者的反向衰减的初始图像确定的输入注量图可以以覆盖空间区域(例如,输入注量平面)的矩阵的形式呈现。对于输入注量平面中的每个点,输入注量图可以定义通过该点的放射量。剂量估算模块430可以通过将输入注量图输入到正向剂量计算算法中来估算传送至受试者的剂量。

[0067] 机器参数确定模块440可以估算与反向衰减的初始图像相对应的放射装置的机器参数。放射装置(例如,RT设备)的机器参数可包括放射装置的机架(例如,治疗组件116的机架118)的位置、放射装置(例如,RT设备110)的准直器组件的形状,准直器组件的至少一个元件的几何形状和/或位置等或其任意组合。在一些实施例中,机器参数确定模块440可根据优化函数确定放射装置的机器参数。优化函数的解可以用于通过迭代地合成机器参数的不同值的向量的图像来估计算机器参数,目的是最小化从合成图像估算的输入放射和治疗图像之间的差异。在一些实施例中,可以执行至少两个迭代以减少差异。

[0068] 应当注意,提供对处理设备140的上述描述是为了说明的目的,而不是旨在限制本公开的范围。对于本领域的普通技术人员,在不脱离本公开的原理的情况下,可以对上述方法和系统的应用的形式和细节进行各种修改和改变。在一些实施例中,处理设备140可以包括一个或多个其他模块和/或可以省略上述一个或多个模块。例如,处理设备140还可以包括传输模块,该传输模块被配置为向RT系统100的一个或多个组件(例如RT设备110、终端130、存储设备150)传输信号(例如,电信号、电磁信号)。作为另一示例,处理设备140可以包括用于存储与放射剂量测定相关的信息和/或数据(例如,治疗计划、治疗图像、处理结果等)的存储模块(未示出)。另外或可选地,两个或多个模块可以集成到单个模块中和/或一个模块可以被划分为两个或多个单元。例如,剂量估算模块430、机器参数确定模块440可以组合到处理模块420中,处理模块420可以进一步估算传送至受试者的放射剂量,并确定与计划放射剂量相对应的机器参数。然而,这些变化和修改也属于本公开的范围。

[0069] 图5包括示出根据本公开的一些实施例的用于确定传送至受试者的剂量估算的示例性流程的流程图。在一些实施例中,流程500可由RT系统100执行。例如,流程500可以实现为存储在存储设备(例如,存储设备150、存储设备220和/或存储器390)中的一组指令集(例如,应用程序)。在一些实施例中,处理设备140(例如,计算设备200的处理器210、移动设备300的CPU340和/或图4所示的一个或多个模块)可以执行该指令集,并且可以相应地被指示执行流程500。

[0070] 在510中,处理设备140(例如,获取模块410)可以获取受试者的治疗计划和计划图

像。

[0071] 受试者可包括生物受试者(例如,人、动物)、非生物受试者(例如,模体)等或其组合。例如,受试者可以包括患者。作为另一示例,受试者可包括特定部分,例如患者的胸部、乳房和/或腹部。

[0072] 计划图像可以是指根据其制定治疗计划的受试者的图像。计划图像可用于识别和定位受试者的一个或多个辐射目标。辐射目标可以是解剖结构,例如受试者的器官、组织、血管等或其组合。计划图像可以在放射治疗的计划阶段生成。例如,在对受试者进行放射治疗之前(例如,治疗开始之前的几天或几周),可以使用成像设备(例如,RT设备110的成像组件113或除成像组件113之外的成像设备)获取受试者的计划图像。

[0073] 在一些实施例中,计划图像可以包括二维(2D)图像,三维(3D)图像等。计划图像可以是CT图像、EPID图像、荧光透视图像、超声图像、PET图像、SPECT图像、MR图像等。在一些实施例中,计划图像可以是通过使用CT扫描仪扫描受试者而生成的CT图像。在一些实施例中,CT扫描器可以是CBCT扫描器和/或MSCT扫描器。CBCT扫描器可以对受试者执行CBCT扫描。MSCT扫描器可以对受试者执行MSCT扫描。基于CBCT扫描或MSCT扫描生成的图像可以存储在与RT系统100相关联的用于放射治疗计划的存储设备(例如,存储设备150、存储设备220或外部存储设备)中。

[0074] 在一些实施例中,在生成受试者的计划图像之后,RT系统100可以将计划图像存储在与RT系统100相关联的用于放射治疗计划的存储设备(例如,存储设备150、存储设备220或外部存储设备)中。如果需要,处理设备140可以从存储设备获取计划图像。在获取受试者的计划图像之后,可以基于计划图像为受试者设计治疗计划。

[0075] 治疗计划可以描述至少一个应用于受试者的放射区域(也称为治疗区域)。每个治疗区域可与放射输出量相关联,例如与该区域相关联的传送系统放射输出机器跳数(MU)的数目(或计数)和MU速率(每单位时间MU)。治疗计划可在对受试者进行放射治疗前制定。放射治疗可以是基于光子的放射治疗、近距离治疗、电子束治疗、质子治疗、中子治疗等或其任意组合。

[0076] 治疗计划可包括一个或多个治疗分次。对于一个或多个治疗分次中的每一个治疗分次,治疗计划可以包括至少两个治疗参数,例如计划的治疗分次的持续时间、计划放射剂量、计划放射能量传递方向、放射束的计划射束形状、放射束的计划横截面积,放射的感兴趣区域(ROI)(例如,受试者中的放射目标)等。例如,治疗计划可提供总剂量(例如,0.1Gy、10Gy、50Gy、100Gy等)和辐射目标内的剂量分布。在一些实施例中,可以基于计划图像来制定治疗计划。例如,可以基于计划图像来估算受试者的组织衰减系数。估算的组织衰减系数可转换为电子密度,并用于估算要施加在辐射目标上的计划放射剂量。

[0077] 在520中,处理设备140(例如,获取模块410)可以获取受试者的一个或多个治疗图像。

[0078] 治疗图像也可以被称为测量图像。在一些实施例中,可以从与RT系统100相关联的存储设备(例如,存储设备150、存储设备220或外部存储设备)获取受试者的一个或多个治疗图像。在一些实施例中,可以通过在一个或多个治疗分次的至少一个(例如,每个)治疗分次期间使用放射装置(例如,RT设备110)执行治疗计划的至少一部分来生成一个或多个治疗图像。在治疗阶段,至少可以向受试者(例如,辐射目标)发射一束放射束。放射束可以包

括粒子射线或光子射线束。典型的粒子射线可以包括中子、质子、电子、 μ -介子、重离子、 α -射线或类似物或其任意组合。示例性光子射线可以包括X射线， γ -射线、紫外线、激光等或其任意组合。

[0079] 在一些实施例中，可以获取来自受试者的一个或多个扫描的扫描数据。在一些实施例中，可以在一个或多个治疗分次的每个治疗分次期间对受试者执行扫描。可以基于获取的扫描数据生成一个或多个治疗图像。

[0080] 在一些实施例中，一个或多个治疗图像可以是EPID图像。EPID图像可以由EPID生成。在放射治疗中，可将EPID定位在放射束的路径中。可以基于沉积在EPID中的能量来生成EPID图像。在一些实施例中，可在EPID的像素级中测量沉积能量。

[0081] 在530中，处理设备140（例如，处理模块420）可以基于一个或多个治疗图像来确定受试者的初始图像。

[0082] 在一些实施例中，在治疗期间，沉积在受试者中的放射可包括主放射和散射放射。主放射也可以指放射的初始成分。散射放射也可称为放射的散射分量。可以通过从一个或多个治疗图像中移除散射分量来获得初始图像。在一些实施例中，可以通过对治疗图像执行散射校正来确定初始图像。示例性散射校正技术可包括卷积技术、反卷积技术、有序子集凸技术、射束停止测量技术等或其任意组合。

[0083] 在一些实施例中，可以通过从一个或多个治疗图像中减去散射分量来确定初始图像。在一些实施例中，可以根据散射模拟技术或算法来估算散射分量，例如蒙特卡罗（MC）模拟、基于核的算法、散射与初始比（SPR）等。例如，可以使用MC模拟或基于治疗计划、射束模型和探测器模型使用玻尔兹曼传输计算（或其近似）来估算散射分量。在确定散射分量之后，可以通过从一个或多个治疗图像中减去散射分量来确定初始图像。或者，可以通过将测量图像除以 $(1+SPR)$ 来获得初始分量，其中SPR是估算的散射分量与估算的初始分量的比率。

[0084] 在540中，处理设备140（例如，处理模块420）可以通过将初始图像反向衰减至受试者和发射放射物的放射装置（例如，RT设备110的治疗组件116）的准直器组件之间的平面来确定受试者的反向衰减的初始图像，基于该辐射确定初始图像。

[0085] 放射装置的准直器组件（例如，RT设备110的治疗组件116的准直器组件）可以对发射到受试者的放射束进行束形，从而定义治疗区域的形状。放射装置的准直器组件可包括至少两个元件，例如多叶准直器（MLC）、至少一个顎式准直器等或其组合。准直器组件的元件的不同位置和形状（例如，MLC的叶片和至少一个顎式准直器）可以形成不同形状的治疗区域。例如，如果准直器组件的元件形成具有圆形形状的孔，则治疗区域可以具有圆形或大致圆形的形状。

[0086] 在一些实施例中，放射装置的准直器组件可包括位于MLC平面内的多叶准直器（MLC）和位于MLC平面外的至少一个顎式准直器（jaw）。MLC可包括彼此相对的至少一个第一组叶片和至少一个第二组叶片，并且可移动至少一个第一组叶片和至少一个第二组叶片以通过阻挡治疗区域内放射束的第一部分的路径来形成与治疗区域相对应的孔径。在一些实施例中，MLC可以是多层MLC。多层MLC可以由基本上沿射束方向分离的若干层组成。放射束的第二部分可撞击位于治疗区域中的辐射目标或辐射目标的一部分。在一些实施例中，在沿着放射束方向的至少一个顎式准直器的投影和治疗区域之间可以存在间隙。至少一个顎

式准直器可以屏蔽或阻挡放射束的第一部分的一部分。MLC和/或至少一个顎式准直器可由防辐射材料制成。示范性辐射不可渗透材料可包括钨、铅、钢等,或其合金或其组合。在一些实施例中,所述至少一个顎式准直器沿放射束方向的投影可以部分地与所述治疗区域重叠,即与MLC一起形成对应于治疗区域的孔径,从而提高治疗区域的精度和可调节性。

[0087] 受试者的反向衰减的初始图像投影到的平面可以位于受试者和准直器组件(例如,准直器组件119)之间。由于估算了该平面内放射束的输入注量,因此该平面也可以称为输入注量平面。在一些实施例中,输入注量平面可以平行于或基本平行于MLC所在的MLC平面和/或至少一个顎式准直器所在的顎式准直器平面。MLC平面和顎式准直器平面可以(基本上)彼此平行。MLC平面和/或顎式准直器平面可以(基本上)垂直于放射束从放射装置(例如,RT设备110的治疗组件116)到受试者的方向。在一些实施例中,输入注量平面可位于受试者与MLC平面和顎式准直器平面中更靠近患者的一个。例如,如果MLC平面比顎式准直器平面更接近受试者,则输入注量平面可位于受试者和MLC平面之间。因此,沿着从放射装置(例如,RT设备110的治疗组件116)到受试者的方向,输入注量平面可以位于MLC平面和受试者之间,而顎式准直器平面可以位于输入注量平面的上游。

[0088] 在一些实施例中,输入注量平面可以位于距受试者(例如,如图1所示,参照坐标系160,在X-Z平面中受试者横截面轮廓的中心或上边缘)的特定距离处。在一些实施例中,输入注量平面可以靠近受试者。例如,输入注量平面可位于距离受试者20厘米、30厘米、40厘米、50厘米等的特定距离处。在一些实施例中,所述距离可以由用户(例如,技术人员、医生等)确定,根据RT系统100的默认设置来确定等。在一些实施例中,输入注量平面与受试者之间的距离可以与基本信息相关,例如受试者的年龄、体重、身高、头围、胸围、身体厚度等。

[0089] 可以使用受试者的至少一个体积图像将一个或多个初始图像反向衰减到平面。受试者的至少一个体积图像可以包括受试者体积中解剖结构的表示。示范性体积图像可包括CT图像、MR图像、超声图像等或其任意组合。在一些实施例中,至少一个体积图像可以是或包括计划图像。在一些实施例中,至少一个体积图像可以是或包括一个或多个治疗图像中的至少一个。

[0090] 在实际情况中,治疗区域可能被半影区域和本影区域包围。本影区域可以是其中放射束被准直器组件(例如,至少一个准直器元件)完全遮蔽的区域。半影区域可以是其中一部分放射束被准直器组件遮蔽的区域。半影区域可以沿着治疗区域的一个或多个边缘(也称为区域边缘)分布,形成治疗区域和半影区域之间的过渡。半影区域可以在区域边缘的每个点(例如,像素、体素)上都有宽度。在一些实施例中,半影区域的宽度可定义为治疗区域边缘的区域值(例如,相对剂量)沿其从80%过渡到20%或从20%过渡到80%的距离。在一些实施例中,半影区域的宽度可以沿区域边缘变化。

[0091] 在一些实施例中,治疗区域可以在受试者的一个或多个图像(例如,治疗图像,如EPID图像)中示出。一个或多个图像中的区域边缘的锐度可能与半影区域的宽度有关。在一些实施例中,区域边缘的锐度可以取决于例如准直器组件的至少一个元件的几何形状和位置、在受试者内发生的放射束的散射等或其组合。准直器组件的至少一个元件的几何形状可以包括MLC的每个叶片和/或至少一个顎式准直器的每个顎式准直器的形状、MLC的每个叶片和/或至少一个顎式准直器的每个顎式准直器的厚度、MLC的每个叶片和/或至少一个顎式准直器的每个顎式准直器的末端的倒角/形状(例如,圆形、扁平等)等。一般而言,由于

放射束在受试者内的散射,放射束中穿过受试者较厚解剖结构的放射射线可能对应于治疗区域的较模糊边缘,从而导致治疗区域和阴影区域之间的较宽半影区域和较低对比度。

[0092] 图6示出了根据本公开的一些实施例的治疗区域的区域边缘处的半影区域的宽度与通过受试者的相应放射束的路径长度之间的示例性关系。放射源602产生的放射束可由准直器组件604束形,并向受试者610发射。如图6所示,放射束的不同方向上的放射射线可穿过受试者610内不同厚度和/或不同材料成分的解剖结构。诸如射线612的放射射线可以在受试者内穿过较长的(实际的或有效的)路径,并且诸如射线614的放射射线可以在受试者内穿过较短的路径。如本公开的其他部分所述,可根据一种介质的介质等效厚度或多种介质的介质等效厚度的组合来评估射线612在受试者内所经过的路径长度。例如,参见图7A和7B及其相关描述。穿过受试者610的放射射线可由探测器(例如,EPID)620探测,并且可以产生表示探测到的放射射线强度的强度轮廓622。

[0093] 强度轮廓622可以具有拱的形状,包括强度轮廓622的左侧中的上升侧624和强度轮廓622的右侧中的下降侧626。上升侧624可对应于射线612,射线612在受试者内穿过较长路径,而下降侧626可对应于射线614,射线614在受试者内穿过较短路径。根据强度轮廓622,上升侧624可以具有更小的陡度(即,强度轮廓622的振幅过渡更平滑)。因此,治疗区域的边缘616的区域内值过渡特定量(例如,从20%到80%)的距离可以更长,并且半影区域的相应宽度可以更大。相反,下降侧626可以具有更大的陡度(即,强度轮廓622的振幅过渡更急剧)。因此,治疗区域的边缘618的区域内值过渡相同量(例如,从80%到20%)的距离可以更短,并且半影区域的相应宽度可以更小。

[0094] 可以提供真实强度轮廓608,该轮廓表示入射放射射线在初始图像的反向衰减的平面606上的真实强度。根据真实强度轮廓608,真实强度轮廓608的左部分中的上升侧和真实强度轮廓608的右部分中的下降侧可以基本对称。因此,可以推断,如射线612的在受试者内穿过较长路径的放射射线可以与较宽的半影区域相关,并且如射线614的在受试者内穿过较短路径的放射射线可以与较窄的半影区域相关。

[0095] 由于沿区域边缘的半影区域与一些因素有关,例如,准直器中至少一个元件的几何形状和位置,以及发生在受试者内部的放射束的散射等,为了获得精确的反向衰减的初始图像,特别是区域边缘附近的初始图像,可能需要对半影区域的影响进行量化。

[0096] 在一些实施例中,可以确定关于准直器组件的一个或多个元件的边缘的半影特性。关于准直器组件的一个或多个元件的边缘的半影特性可以指治疗区域边缘的半影区域的特性,与准直器组件的一个或多个元件的边缘相对应(准直器组件的一个或多个元件的边缘可构成区域边缘)。半影区域的特性可以包括例如半影区域的宽度。

[0097] 处理设备140可以使用各种技术或算法来确定关于准直器组件的一个或多个元件的边缘的半影特性(也称为关于准直器组件的边缘的半影特性)。在一些实施例中,关于准直器组件的边缘的半影特性可以基于治疗区域通过受试者的正向传输来确定(为简洁起见,也称为正向传输模拟)。正向传输模拟可以模拟粒子射线或射线束的粒子或光子射线或射线束的光子在从放射源到探测器的方向上通过受试者的传输。正向传输模拟可以基于各种类型的技术或算法来实现。在一些实施例中,正向传输模拟可以通过MC模拟、玻尔兹曼传输算法等或其组合来实现。在一些实施例中,正向传输模拟可以包括其他模拟算法,例如康普顿散射模型。

[0098] 在一些实施例中,高能级的粒子或光子可以沿至少一个元件的厚度方向穿过准直器组件的至少一个元件(例如,MLC的至少一片叶片和/或至少一个颚式准直器),这可以被称为准直器穿透效应。穿过准直器组件的至少一个元件的粒子或光子可进入计划的本影区域(假定为本影区域)和/或半影区域,穿过本影区域和/或半影区域中的受试者的解剖结构,并由探测器探测。在这种情况下,可以增加受试者的图像背景,并且可以相应地降低治疗区域和阴影区域之间的对比度。在一些实施例中,准直器穿透效应可以在治疗区域通过受试者的正向传输中被模拟。在一些实施例中,还可以在治疗区域通过受试者的正向传输中模拟粒子或光子在受试者中的散射。例如,散射可以根据散射与初始比(SPR)算法、MC模拟等来估算。

[0099] 在一些实施例中,治疗区域通过受试者的正向传输可与准直器组件的至少一个元件的特定位置相关联。在一些实施例中,准直器组件的至少一个元件的特定位置可以在特定范围内(例如,扰动范围)。仅作为示例,特定位置可以是被扰动的位置或偏离具有扰动幅度的至少一个计划位置的位置。在一些实施例中,至少一个计划位置和/或扰动幅度可由用户(例如,技术人员、医生等)确定,根据RT系统100的默认设置来确定等。在一些实施例中,可以配置至少一个计划位置和/或扰动幅度,使得与特定位置相对应的半影区域的范围可以覆盖探测图像中的区域边缘周围的特定模糊范围。

[0100] 在一些实施例中,可以基于简化的正向传输模拟来确定关于准直器组件的边缘的半影特性。在一些实施例中,简化正向传输模拟可以与上面例示的正向传输模拟类似或相同,只是简化正向传输模拟中的散射估算可以简化。在一些实施例中,简化正向传输模拟中的散射估算可以通过基于核的算法来实现。基于核的示例性算法可包括散射核叠加(SKS)、自适应散射核叠加(ASKS)、快速自适应散射核叠加(fASKS)、具有非对称核的SKS等或其任意组合。在一些实施例中,可以在基于核的算法中使用非平稳核,以便在实际应用中近似散射传输。仅作为示例,基于核的算法中的核的形状可以根据靠近准直器组件边缘的放射射线的局部厚度(例如,等效水厚度(WET))来调整。

[0101] 在一些实施例中,可以基于查找表来确定关于准直器组件的边缘的半影特性。在一些实施例中,可通过在一个或多个条件下获得关于准直器组件的边缘的半影特性并将获得的半影特性和相应条件记录在查找表中来确定查找表。一个或多个条件可涉及准直器组件的至少一个元件(例如,MLC的叶片、X方向、Y方向等)、准直器组件的边缘(例如,前边缘、侧边缘等)、准直器组件的至少一个元件的端边缘位置(例如,MLC叶片的端边缘位置,X方向的位置)、沿边缘的位置(例如,沿X方向的Y位置)、模体或受试者的厚度、光束质量(例如,放射束的能谱、噪声过滤等)、探测器响应函数、区域大小(例如,不规则形状的治疗区域的平均尺寸)等或其任意组合。如本文所用,准直器组件的元件(例如,MLC的叶、颚式准直器等)的前边缘可以指元件的更靠近放射束的中心轴的边缘。如本文所用,元件的侧边缘可以指连接到元件的前边缘的元件的边缘。如本文所用,端部边缘可以指与元件的前边缘相对的元件的边缘。准直器组件的至少一个元件的端部边缘位置(例如,MLC叶片的端部边缘位置,X方向的位置)可指准直器组件的至少一个元件的端部边缘位置。

[0102] 仅出于说明目的,可以将包括MLC和至少一个颚式准直器的准直器组件作为示例。在放射束每次穿过至少两个模体中的不同模体的条件下,可以基于至少两个模体中的每个模体的图像(例如EPID图像)来确定对应于叶片的端部边缘的半影区域的宽度。在一些实施

例中,该模体可以是水模体。至少两个模体的厚度可以在一定范围内变化,例如,从5厘米到50厘米。可以获得半影区域的宽度和至少两个模体的相应厚度之间的对应关系。该对应关系可以记录在查找表中。查找表可以存储在RT系统100的存储设备(例如,存储设备150、存储设备220等)中。在一些实施例中,可以在查找表的子表中记录该对应关系。子表也可以称为关于准直器组件的特定叶片的端部边缘的半影表。此外,可以生成关于准直器组件的特定叶片的侧边缘的半影表。类似地,可以生成关于MLC的其他叶片的端部边缘和侧边缘的半影表。在一些实施例中,可以生成关于在叶片位于不同位置的条件下MLC的叶片的端部边缘和端部边缘的半影表。类似地,可以生成在至少一个顎式准直器位于不同位置的条件下关于至少一个顎式准直器(例如,X方向和Y方向中的至少一个)的半影表。顎式准直器的位置可以包括顎式准直器的端部边缘的位置和相对于MLC叶片的边缘的顎式准直器位置(例如,基于中心或顎式准直器的中心、顎式准直器的侧边缘等评估的顎式准直器位置)。

[0103] 例如,厚度为2厘米的水模体可对应于MLC的叶片的宽度为4毫米的端部边缘的半影区域,另一个厚度为20厘米的水模体可以对应于MLC的同一片叶片的宽度为7毫米的端部边缘的半影区域。半影特性与水模厚度之间的对应关系可在查找表中记录。

[0104] 通常,一个或多个条件还可以与治疗区域的大小和形状有关。半影特性与治疗区域的大小和/或形状之间的对应关系可以通过例如治疗区域的平均区域直径(例如,治疗区域具有圆或粗糙圆的形状)、平均长度、平均宽度或其组合来近似。

[0105] 在一些实施例中,可以确定在一个或多个条件的至少一部分下关于准直器组件的边缘的半影特性。在一些实施例中,如上文所例示,在一个或多个条件的至少一部分下确定关于准直器组件的边缘的半影特性的方式可以类似于关于具有不同厚度的至少两个模体的示例的方式。

[0106] 应当注意,查找表是为了说明目的而提供,而不是限制性的。在一些实施例中,半影区域的宽度和至少两个模体的相应厚度之间的对应关系可以以一条或多条曲线的形式记录在RT系统100的存储设备(例如,存储设备150、存储设备220等)中。这种曲线也可称为关于准直器组件的MLC叶片的端部边缘的半影曲线。此外,可以生成关于准直器组件的MLC其他叶片的端部边缘和侧边缘的半影曲线。在一些实施例中,还可以生成在叶片位于不同位置的条件下关于MLC叶片的端部边缘和侧边缘的半影曲线。类似地,还可以生成在至少一个顎式准直器位于不同位置的条件下关于至少一个顎式准直器(例如,X方向和Y方向中的至少一个)的半影曲线。

[0107] 在一些实施例中,如果受试者是生物受试者(例如,人、动物),则放射射线需要穿过的受试者(例如,患者)的解剖结构的厚度可以由介质等效厚度表示,例如等效水厚度(WET)值。示例性介质可包括水、骨、软组织等或其任意组合。在一些实施例中,WET值还可用作查找表的条件或索引。关于沿着治疗区域边缘的受试者的WET值的更多细节可以在本公开的其他部分找到。例如,参见图7A和7B及其描述。

[0108] 在一些实施例中,在确定至少一个或多个条件下关于准直器组件边缘的半影特性之后,处理设备140可以基于在一个或多个条件中的至少一个条件下关于准直器组件的边缘的半影特性来建立半影模型。在一些实施例中,半影模型可由例如正向传输模拟和/或简化正向传输模拟的结果、查找表等或其任意组合构成。在建立半影模型之后,可以至少部分地基于半影模型来确定受试者的反向衰减的初始图像。

[0109] 在一些实施例中,还可以记录一个或多个用户在各种条件下对准直器组件的边缘的半影特性的模拟和/或先前的测量值,并可以作为半影模型的一部分。例如,第一用户在“软组织厚度:20厘米,骨厚度:5厘米,平均区域尺寸:5厘米,射束能量:6毫伏”条件下的先前测量值可以记录在查找表中。如果第二用户分析软组织厚度22厘米和骨骼厚度4厘米的射线路径,并将这两个值输入到半影模型中,如果与查找表中的其他条目相比,来自第一用户的先前测量中的软组织厚度和骨厚度最接近第二用户的输入,则处理设备140可以从第一用户检索先前的测量值。然后,可以检索来自第一用户的先前测量值中的相应半影特性并将其提供给第二用户。

[0110] 在550中,处理设备140(例如,剂量估算模块430)可以基于所述受试者的反向衰减的初始图像来估算传送至所述受试者的剂量。

[0111] 在一些实施例中,处理设备140可以基于受试者的反向衰减的初始图像来确定输入注量图。输入注量图可以表示通过空间区域的放射量。在一些实施例中,基于受试者的反向衰减的初始图像确定的输入注量图可以以覆盖空间区域(例如,输入注量平面)的矩阵的形式呈现。对于输入注量平面中的每个点,输入注量图可以定义通过该点的放射量。

[0112] 处理设备140可以通过将输入注量图输入到正向剂量计算算法中来估算传送至受试者的剂量。在一些实施例中,正向剂量计算算法可以考虑与放射治疗相关联的因素,例如放射束的特性(例如,光束质量、射束形状等)、准直器组件的至少一个元件的几何形状和位置、受试者(例如,受试者中的不均匀性)、散射,剂量泄漏等。可根据正向剂量计算算法来估算传送至受试者的实际剂量。

[0113] 应当注意,关于流程500的上述描述仅仅是为了说明的目的而提供的,并不意在限制本公开的范围。对于本领域的普通技术人员来说,可以根据本申请的描述,做出各种各样的变化和修改。在一些实施例中,流程500可以用一个或多个未描述的附加操作和/或不用上述讨论的一个或多个操作来完成。然而,这些变化和修改不脱离本申请的范围。

[0114] 在一些实施例中,处理设备140可以基于受试者的CT图像(例如,计划图像)和输入能谱来确定放射束中的子射束沿射束路径的衰减。本文中使用的子射束可以通过将放射束细分为至少两个部分而获得的至少两个子射束(例如,数百个子射束)中的任意一个。在一些实施例中,子射束可以包括一条或多条放射射线。在一些实施例中,子射束的衰减可依赖于能量(例如,作为能量的函数)。由于放射束中的放射射线对于传输和探测器探测效能期间的衰减而言是多色的,因此如果多色放射射线的传输和探测被折叠成探测器的能量响应函数,则可以获得有效的衰减因子。通过将多色放射射线的传输和探测折叠成探测器的能量响应函数,可以消除或减小探测器在传输和探测效率期间的衰减的影响。有效衰减因子可用于将测量图像的强度映射到输入注量值。在一些实施例中,输入通量值可以等于 \hat{w}_k ,这表示区域k中的输入放射。

[0115] 在一些实施例中,可以基于放射束的射束模型、治疗区域的形状和特定受试者的图像(例如,计划图像或治疗图像)来计算穿过特定受试者的特定治疗区域边缘的半影特性。半影特性可以与限定受试者治疗区域的准直器组件的边缘相关联。在一些实施例中,可能需要为每个治疗区域计算一次半影特性。在一些实施例中,可以在制定治疗计划之后的任何时候预先计算半影特性。

[0116] 图7A和7B示出了根据本公开的一些实施例的由两对顎式准直器和MLC准直的示例

性治疗区域。如图7A和7B所示的治疗区域可以投影到等中心平面上,该等中心平面穿过系统等中心(例如,RT设备110的等中心,其可位于成像组件113的机架111的旋转轴上)。可以确定治疗区域中靠近准直器组件的一个或多个元件的边缘的受试者的WET值。仅出于说明目的,如图7B所示,其中WET值显示接近准直器组件的相应元件附近,受试者靠近区域边缘对应Y方向的WET值为15.2厘米,受试者靠近区域边缘对应MLC的三片左侧叶片的WET值分别为20.2厘米、20.4厘米和22.4厘米。受试者靠近区域边缘的WET值分别为6.7厘米和3.7厘米。WET值可以根据靠近准直器组件相应元件边缘的放射射线路径来确定。

[0117] 应注意的是,所提供的受试者WET值仅用于说明目的,并非旨在限制。在一些实施例中,可以基于受试者的CT图像将受试者内的放射射线的路径长度划分为一个或多个段。每段可包括穿过特定组织类型(例如,软组织、肺组织、骨、空气等)的路径长度。例如,在受试者内路径长度为25厘米的射线可以被分成两段。两段可包括第一段15.2厘米的WET和第二段8.1厘米的骨等效厚度。在一些实施例中,可以基于HU值(例如,受试者CT图像HU值与电子密度的校准曲线)来识别不同的组织类型。在一些实施例中,与不同类型的组织相对应的一个或多个段的尺寸或长度也可用作查找表中的参数。例如,查找表可以包括等效水厚度和等效皮质骨厚度的尺寸或指数。在一些实施例中,与具有特定厚度的骨对应的半影区域的宽度可以大于与具有相同厚度的软组织对应的半影区域的宽度。

[0118] 图8包括示出根据本公开的一些实施例的用于估算放射装置的机器参数的示例性流程的流程图。在一些实施例中,流程800可由RT系统100执行。例如,流程800可以实现为存储在存储设备(例如,存储设备150、存储设备220和/或存储器390)中的一组指令集(例如,应用程序)。在一些实施例中,处理设备140(例如,计算设备200的处理器210、移动设备300的CPU340和/或图4所示的一个或多个模块)可以执行指令集,并且可以相应地被指示执行流程800。

[0119] 在810中,处理设备140(例如,获取模块410)可以获取受试者的治疗计划和计划图像。在一些实施例中,操作810可以与如图5所示的流程500的操作510类似或相同,这里不重复其描述。

[0120] 计划图像可以在放射治疗的计划阶段生成。例如,在对受试者进行放射治疗之前(例如,治疗开始之前的几天或几周),可以使用成像设备(例如,RT设备110的成像组件113或除成像组件113之外的成像设备)获取受试者的计划图像。

[0121] 在一些实施例中,计划图像可以是通过使用CT扫描仪扫描受试者而生成的CT图像。在一些实施例中,CT扫描器可以是CBCT扫描器和/或MSCT扫描器。CBCT扫描器可以执行受试者的CBCT扫描。MSCT扫描仪可以执行受试者的MSCT扫描。基于CBCT扫描或MSCT扫描生成的图像可以存储在与RT系统100相关联的用于放射治疗计划的存储设备(例如,存储设备150、存储设备220或外部存储设备)中。

[0122] 治疗计划可在对受试者进行放射治疗前制定。在一些实施例中,可以基于计划图像来制定治疗计划。例如,可以基于计划图像来估算受试者的组织衰减。估算的组织衰减可转换为电子密度,并用于估算要施加在辐射目标上的计划放射剂量。

[0123] 在820中,处理设备140(例如,获取模块410)可以获取受试者的一个或多个治疗图像。在一些实施例中,操作820可以与如图5所示的流程500的操作520类似或相同,这里不重复其描述。

[0124] 在一些实施例中,可以获取来自受试者的一个或多个扫描的扫描数据。在一些实施方案中,可以在一个或多个治疗分次期间对受试者进行一个或多个扫描。可以基于获取的扫描数据生成一个或多个治疗图像。

[0125] 在一些实施例中,一个或多个治疗图像可以是EPID图像。EPID图像可以由EPID生成。在放射治疗中,可将EPID定位在放射束的路径中。

[0126] 在830中,处理设备140(例如,处理模块420)可以基于一个或多个治疗图像来确定受试者的初始图像。在一些实施例中,操作830可以与如图5所示的流程500的操作530类似或相同,这里不重复其描述。

[0127] 可以通过从一个或多个治疗图像中移除散射分量的至少一部分来获取初始图像。在一些实施例中,可以通过对治疗图像执行散射校正来确定初始图像。示例性散射校正技术可包括卷积技术、反卷积技术、有序子集凸技术、射束停止测量技术等或其任意组合。

[0128] 在一些实施例中,可以通过从一个或多个治疗图像中减去散射分量来确定初始图像。在一些实施例中,可以根据散射模拟技术或算法来估算散射分量,例如蒙特卡罗(MC)模拟、基于核的算法、散射与初始比(SPR)等。

[0129] 在840中,处理设备140(例如,处理模块420)可以通过将初始图像反向衰减到受试者和放射装置的准直器组件之间的平面来确定受试者的反向衰减的初始图像。在一些实施例中,操作840可以与如图5所示的流程500的操作540类似或相同,这里不重复其描述。

[0130] 可以确定关于准直器组件的一个或多个元件的边缘的半影特性。在一些实施例中,关于准直器组件边缘的半影特性可以基于治疗区域通过的前向传输来确定(为简洁起见,也称为前向传输模拟)。在一些实施例中,前向传输模拟可以通过MC模拟、玻尔兹曼传输算法等或其组合来实现。在一些实施例中,可以基于简化的正向传输模拟来确定关于准直器组件边缘的半影特性。在一些实施例中,除了简化正向传输模拟中的散射估算可以简化之外,简化正向传输模拟可以与上面例示的正向传输模拟类似或相同。在一些实施例中,简化正向传输模拟中的散射估算可以通过基于核的算法来实现。在一些实施例中,可以基于查找表来确定关于准直器组件边缘的半影特性。在一些实施例中,可以通过在一个或多个条件下获得关于准直器组件边缘的半影特性并将获取的半影特性和相应条件记录在查找表中来确定查找表。

[0131] 在确定在一个或多个条件中的至少一个条件下关于准直器组件边缘的半影特性之后,处理设备140可以基于在一个或多个条件中的至少一个条件下关于准直器组件边缘的半影特性建立半影模型。在一些实施例中,半影模型可由例如正向传输模拟和/或简化正向传输模拟的结果、查找表等或其任意组合构成。在建立半影模型之后,可以至少部分地基于半影模型来确定受试者的反向衰减的初始图像。

[0132] 在850中,处理设备140(例如,机器参数确定模块440)可以估算与反向衰减的初始图像相对应的放射装置的机器参数。

[0133] 放射装置(例如,RT设备)的机器参数可包括放射装置的机架(例如,治疗组件116的机架118)的位置、放射装置(例如,RT设备110)的准直器组件的形状,准直器组件的至少一个元件的几何形状和/或位置等或其任意组合。在一些实施例中,放射装置的机器参数可根据优化函数来确定,例如等式(1):

$$[0134] \quad \hat{C}_r^n = \underset{C}{\operatorname{argmin}} \int d\mathbf{u} \left[\kappa \int dE d(E) \Phi_{r^n}(\mathbf{u}, E; C)_{\text{ent}} - \hat{M}_{\text{primary_entrance}}^{\text{pa}} \right]^2, \quad (1)$$

[0135] 其中,C可以表示机器参数, Γ_n 可以表示治疗计划的第n部分的射束形状,u可以表示具有平面内坐标(u,v)和沿放射束中心轴的法向坐标w的平面, κ 可以表示测量图像和合成图像之间的比例因子,E可以表示放射束中粒子或光子的能量,d(E)可以表示探测器模型, $\Phi_{r^n}(\mathbf{u}, E; C)_{\text{ent}}$ 可以表示入口注量空间处的射束模型,并且 $\hat{M}_{\text{primary_entrance}}^{\text{pa}}$ 表示从治疗图像(例如,EPID图像)估算的通过受试者(例如,患者、模体等)的反向衰减后的估算的初始图像。在一些实施例中,机器参数可以是向量C,包括如上所述的RT设备110的参数的各种组合。测量图像和合成图像之间的比例因子 κ 可以等于基于真实探测器探测到的信号的测量图像中的像素的值(或测量图像中的多个像素的平均值)和基于模拟探测器来估算的合成图像中的对应像素的值(或合成图像中多个像素的平均值)的比值。合成图像可以描述沉积在模拟探测器平面上的放射能量。探测器模型d(E)可用于粗略估算探测器对入射粒子或光子的响应,忽略(在此简化示例中)粒子相对于探测器(例如,探测器平面)的不同入射角的影响以及粒子或光子撞击探测器平面的位置。一般来说,粒子入射角和探测器中的光散射(眩光)的影响可以包括在这个模型中。入射注量空间可以是位于射束进入被受试者处或之前位置的平面,该平面垂直于射束中心轴。在一些实施例中,可以基于半影模型来确定射束模型 $\Phi_{r^n}(\mathbf{u}, E; C)_{\text{ent}}$ 。在一些实施例中, $\hat{M}_{\text{primary_entrance}}^{\text{pa}}$ 可以是正方形像素的值。

[0136] 在一些离散实施例中, $\hat{M}_{\text{primary_entrance}}^{\text{pa}}[k]$ 可以表示经处理的测量图像中的第k区域的值,并且 $\Phi_{r^n}^k(E; C)_{\text{ent}}$ 可以表示贡献于或对应于区域k的输入注量。可根据等式(2)确定放射装置的机器参数:

$$[0137] \quad \hat{C}_r^n = \underset{C}{\operatorname{argmin}} \sum \left[\kappa \int dE d(E) \Phi_{r^n}^k(E; C)_{\text{ent}} - \hat{M}_{\text{primary_entrance}}^{\text{pa}}[k] \right]^2. \quad (2)$$

[0138] 关于等式(1)和(2)中的参数的更多细节可在例如于2019年10月18日提交的第16/615,004号美国专利申请中找到,其内容在此通过引用并入。

[0139] 可以利用等式(1)的解对机器参数C不同值的向量迭代合成图像来估计算机器参数,其目的是最小化从合成图像估算的输入放射和治疗图像之间的差异。在一些实施例中,可以执行至少两个迭代以减少差异。在一些实施例中,在至少两个迭代的每个迭代期间,可以调度机架118的机架位置。机架位置可与MLC形状、顎式准直器位置、准直器角度等的序列相关联。在执行至少两个迭代之后,可以确定与在至少两个迭代中确定的最小差异相对应的优化机架位置。然后可以确定与优化机架位置相关联的其他机器参数。所估算的机器参数可对应于可在治疗计划中提供的要传送至受试者的计划放射剂量。

[0140] 应当注意,关于流程500的上述描述仅仅是为了说明的目的而提供的,并不意在限制本公开的范围。对于本领域的普通技术人员来说,可以根据本申请的描述,做出各种各样的变化和修改。在一些实施例中,流程500可以用一个或多个未描述的附加操作和/或不用上述讨论的一个或多个操作来完成。然而,这些变化和修改不脱离本申请的范围。例如,在半影区域的宽度不受受试者(例如,患者或模体)影响的理想情况下,射束形状模型

$\Phi_{I^n}(\mathbf{u}, E; C)_{ent}$ 可以从 $\hat{M}_{\text{primary_entrance}}^{pa}[k]$ 中导出, 并且在放射束进入受试者之前, 放射束的强度分布可以表现出射束的形状。

[0141] 上文已对基本概念做了描述, 显然, 对于阅读此申请后的本领域的普通技术人员来说, 上述发明披露仅作为示例, 并不构成对本申请的限制。虽然此处并未明确说明, 但本领域的普通技术人员可能会对本申请进行各种修改、改进和修正。该类修改、改进和修正在本申请中被建议, 所以该类修改、改进、修正仍属于本申请示范实施例的精神和范围。

[0142] 同时, 本申请使用了特定词语来描述本申请的实施例。例如“一个实施例”、“一实施例”、和/或“一些实施例”意指与本申请至少一个实施例相关的某一特征、结构或特性。因此, 应当强调并注意的是, 本说明书中在不同位置两次或以上提及的“一实施例”或“一个实施例”或“一替代性实施例”并不一定是指同一实施例。此外, 本申请的一个或以上实施例中的某些特征、结构或特点可以进行适当的组合。

[0143] 此外, 本领域的普通技术人员可以理解, 本申请的各方面可以通过若干具有可专利性的种类或情况进行说明和描述, 包括任何新的和有用的过程、机器、产品或物质的组合, 或对其任何新的和有用的改进。因此, 本公开的各个方面可以全部由硬件、全部由软件(包括固件、驻留软件、微代码等)或结合软件和硬件实现来实现, 这些软件和硬件实现在本文中通常被称为“单元”、“模块”或“系统”。此外, 本公开的各方面可以采取计算机程序产品的形式, 该计算机程序产品包含在一个或多个计算机可读介质中, 该计算机可读介质中包含有计算机可读程序代码。

[0144] 计算机可读信号介质可以包含一个内含有计算机程序代码的传播数据信号, 例如, 在基带上或作为载波的一部分。此类传播信号可以有多种形式, 包括电磁形式、光形式等或任何合适的组合。计算机可读信号介质可以是除计算机可读存储介质之外的任何计算机可读介质, 该介质可以通过连接至一个指令执行系统、装置或设备以实现通信、传播或传输供使用的程序。位于计算机可读信号介质上的程序代码可以通过任何合适的介质进行传播, 包括无线电、电缆、光纤电缆、RF等, 或任何上述介质的组合。

[0145] 用于执行本公开的方面的操作的计算机程序代码可以以一种或多种编程语言的任何组合来编写, 包括面向对象的编程语言, 如Java、Scala、Smalltalk、Eiffel、JADE、Emerald、C++、C#、VB.NET、Python等, 传统的过程编程语言, 例如C语言、VisualBasic、Fortran2003、Perl、COBOL2002、PHP、ABAP, 动态编程语言, 例如Python、Ruby和Groovy, 或者其他编程语言。该程序代码可以完全在用户计算机上运行、或作为独立的软件包在用户计算机上运行、或部分在用户计算机上运行部分在远程计算机运行、或完全在远程计算机或服务器上运行。在后一种情况下, 远程计算机可以通过任何类型的网络(包括局域网(LAN)或广域网(WAN))连接到用户计算机, 或者可以与外部计算机建立连接(例如, 通过使用网络服务提供商的网络)或在云计算环境中或作为服务提供, 例如, 软件服务(SaaS)。

[0146] 此外, 除非权利要求中明确说明, 本申请所述处理元素和序列的顺序、数字字母的使用、或其它名称的使用, 并非用于限定本申请流程和方法的顺序。尽管上述披露中通过各种示例讨论了一些目前认为有用的发明实施例, 但应当理解的是, 该类细节仅起到说明的目的, 附加的权利要求并不仅限于披露的实施例, 相反, 权利要求旨在覆盖所有符合本申请实施例实质和范围的修正和等价组合。例如, 尽管上述各种组件的实现可以体现在硬件设备中, 但也可以实现为纯软件解决方案, 例如, 在现有服务器或移动设备上的安装。

[0147] 同理,应当注意的是,为了简化本申请披露的表述,从而帮助对一个或以上发明实施例的理解,前文对本申请的实施例的描述中,有时会将多种特征归并至一个实施例、附图或对其的描述中。然而,本申请的该方法不应被解释为反映所声称的待扫描受试者物质需要比每个权利要求中明确记载的更多特征的意图。实际上,实施例的特征要少于上述披露的单个实施例的全部特征。

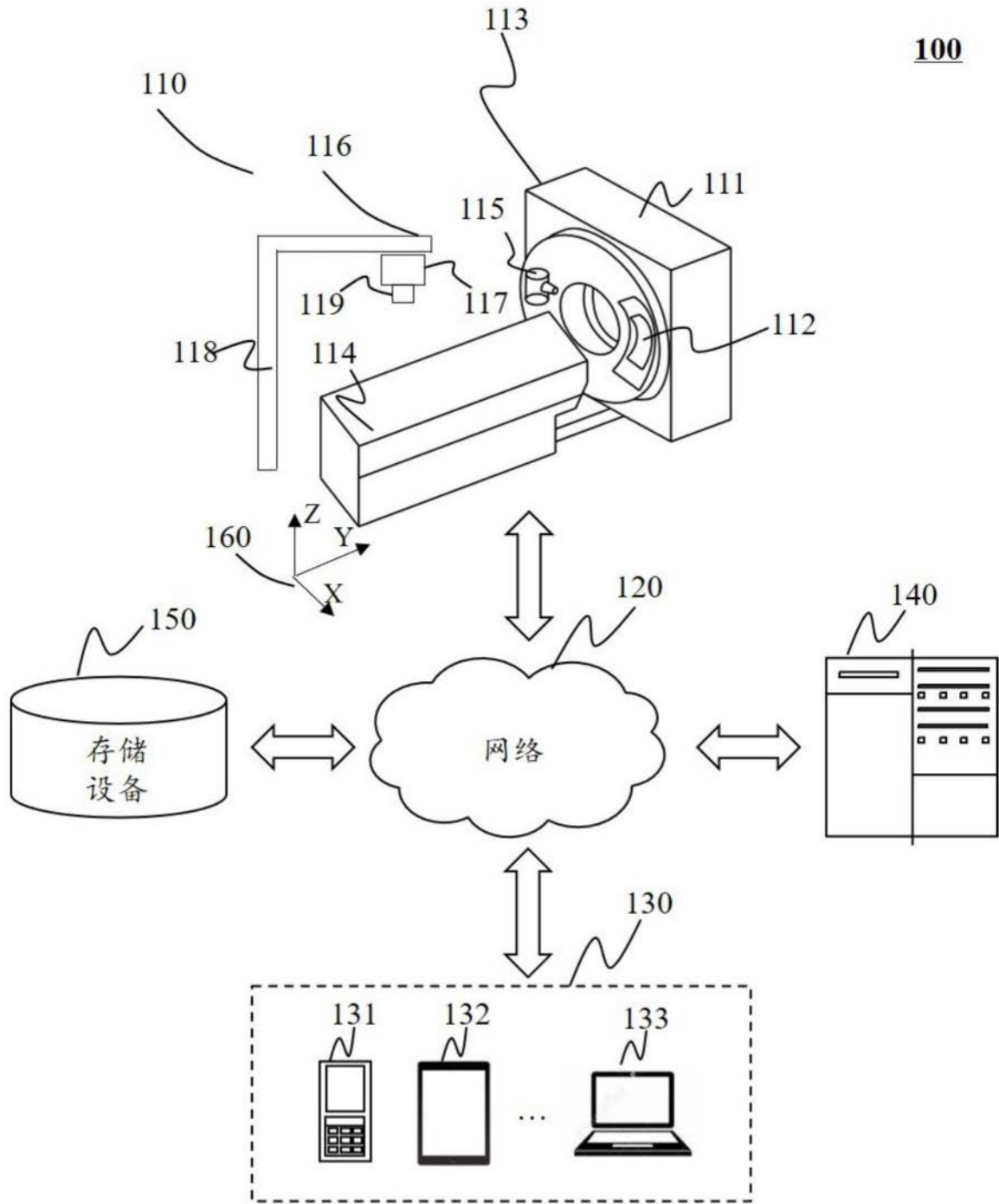


图1

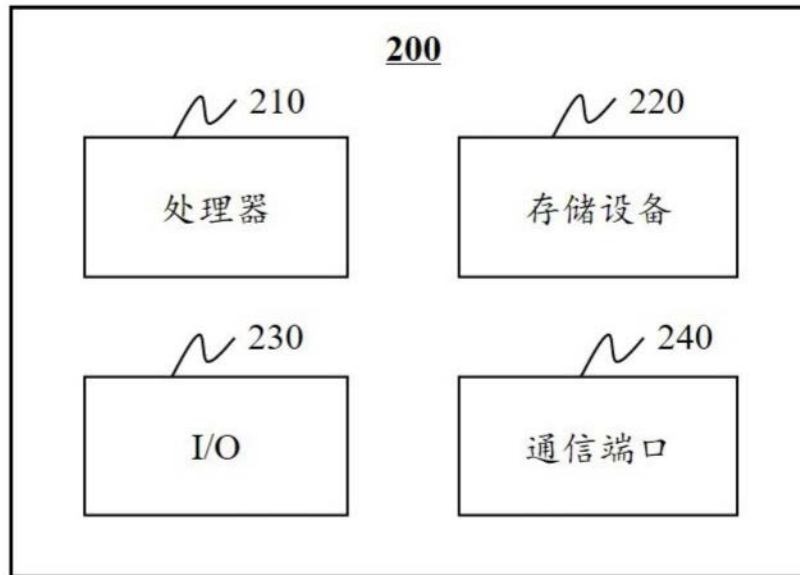


图2

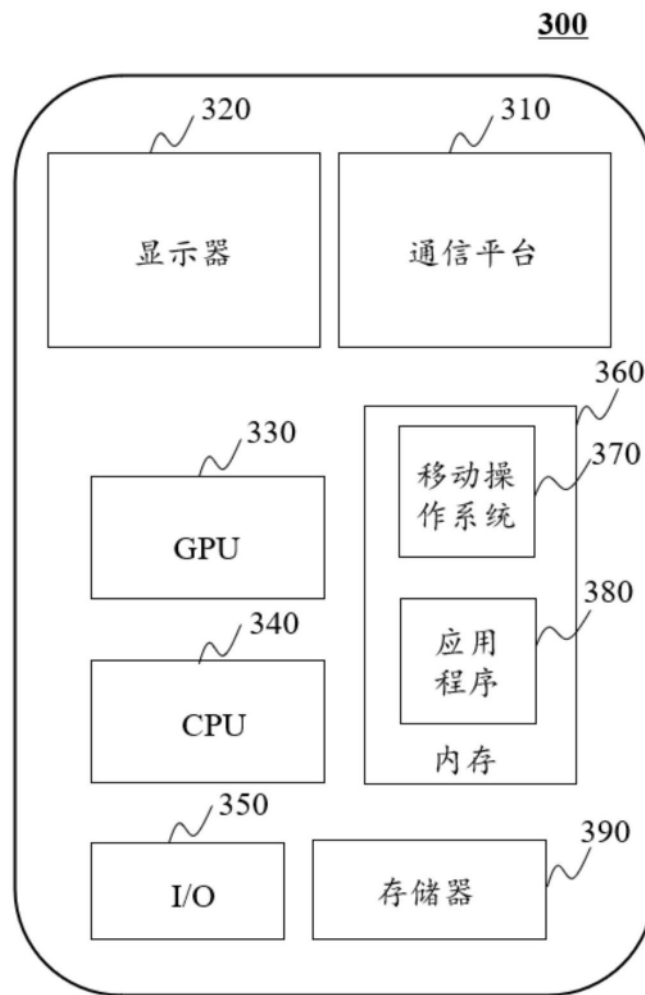


图3

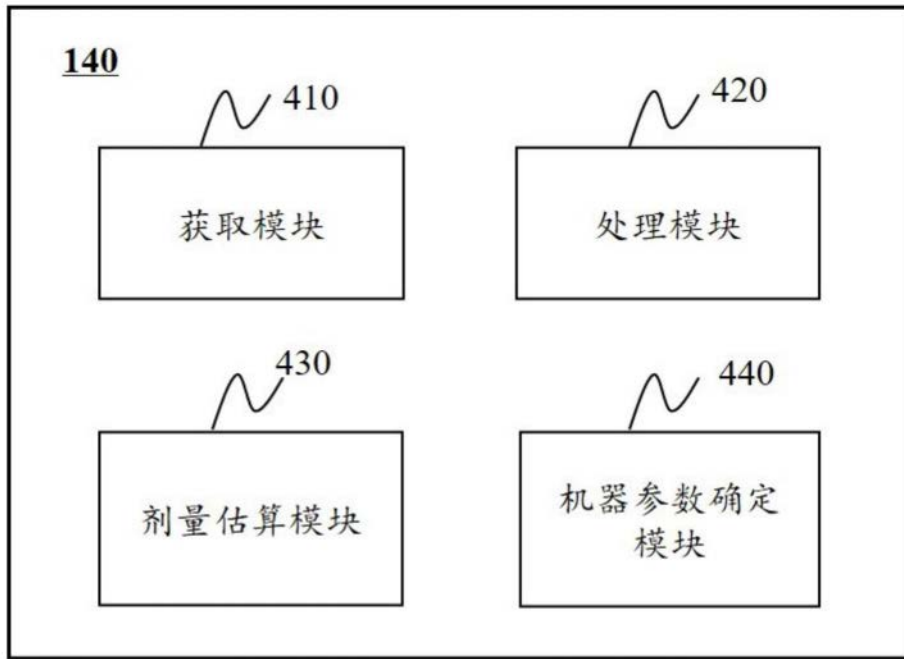


图4

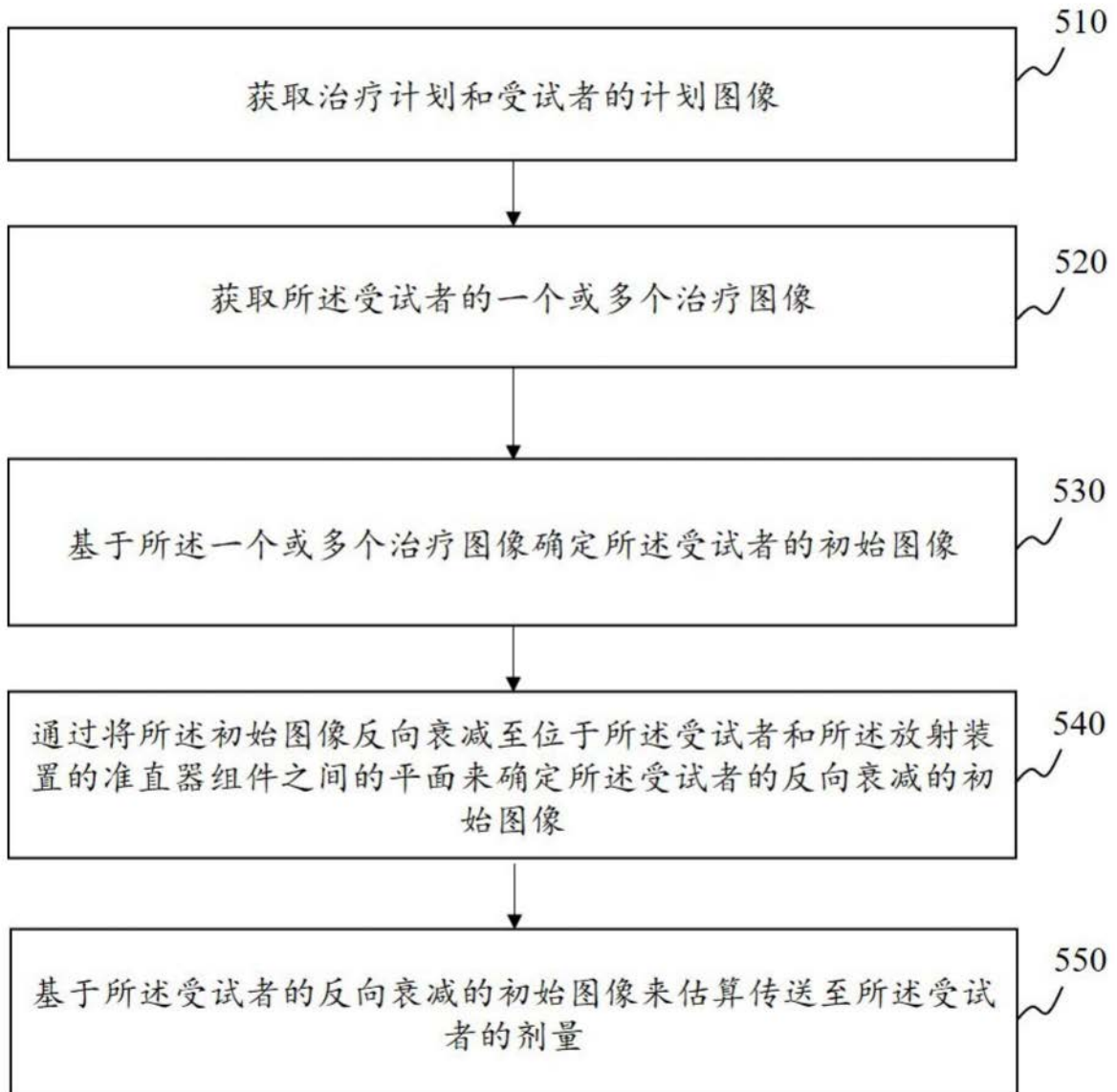
500

图5

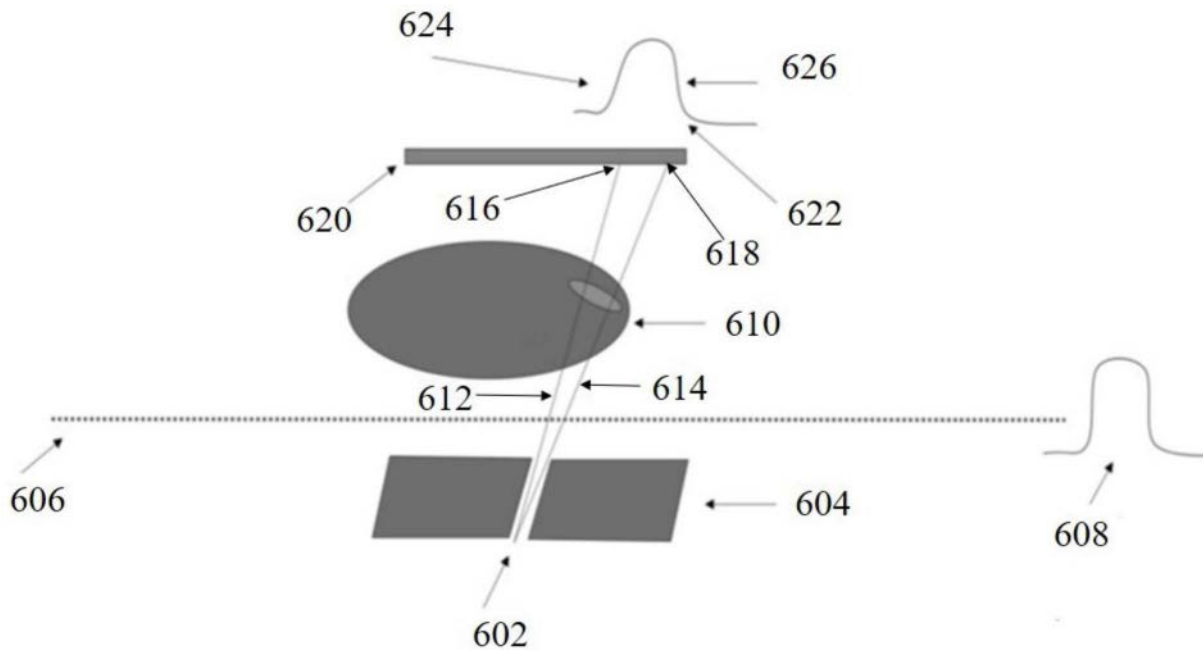


图6

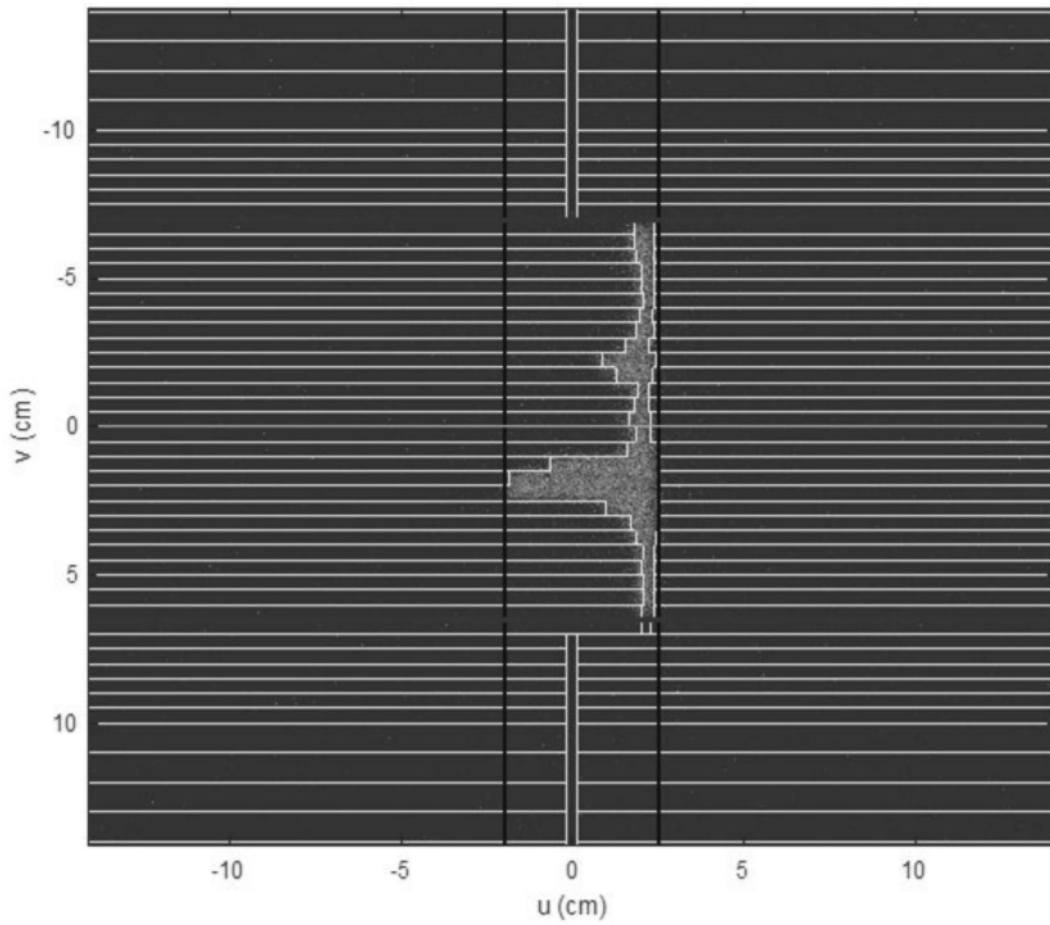


图7A

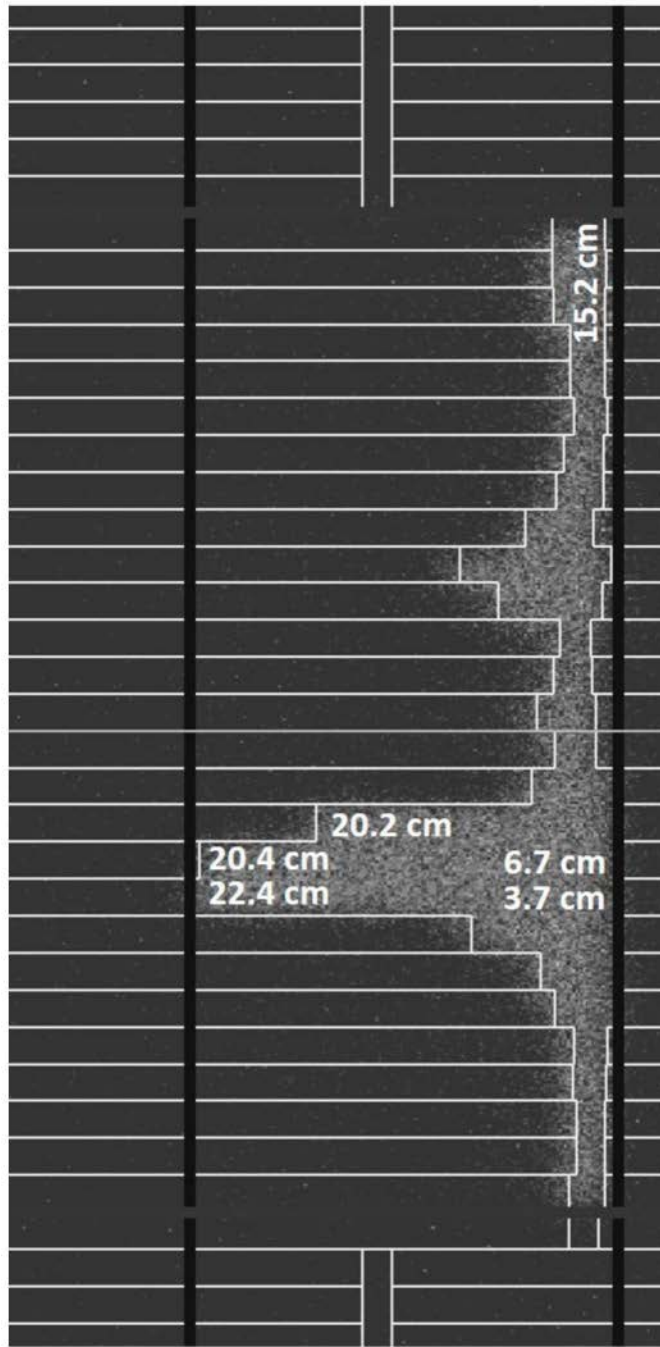


图7B

800

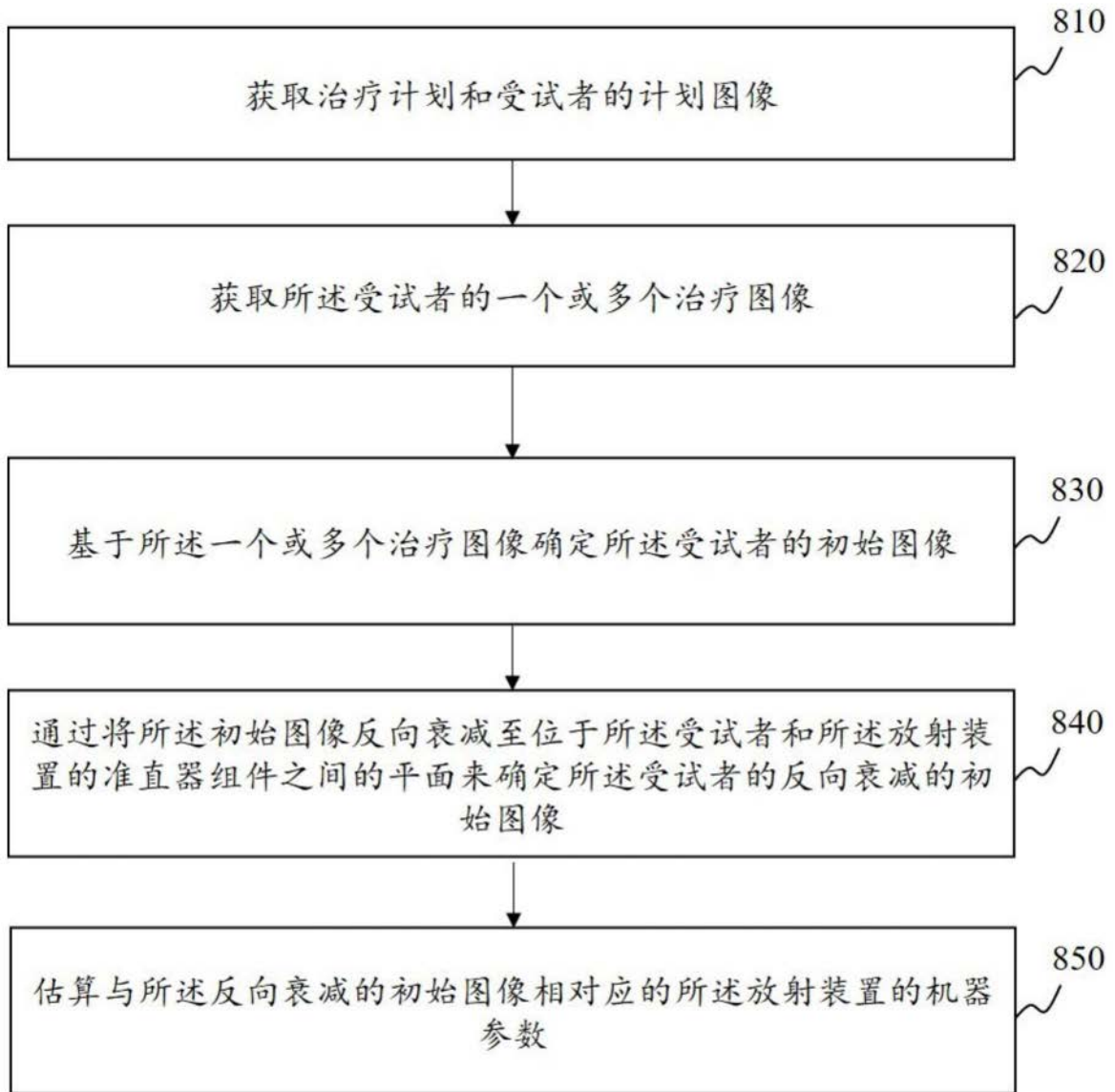


图8