



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111417435 B

(45) 授权公告日 2021.11.19

(21) 申请号 201880072734.7

(22) 申请日 2018.09.12

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 111417435 A

(43) 申请公布日 2020.07.14

(30) 优先权数据  
15/702,981 2017.09.13 US(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2020.05.09(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2018/050628 2018.09.12(87) PCT国际申请的公布数据  
WO2019/055491 EN 2019.03.21(73) 专利权人 医科达有限公司  
地址 美国佐治亚州(72) 发明人 维吉尔·马修·威尔卡特  
斯潘塞·马歇尔

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 王萍 王鹏

(51) Int.Cl.  
A61N 5/10 (2006.01)(56) 对比文件  
US 2012123184 A1, 2012.05.17  
CN 101120871 A, 2008.02.13  
CN 103380441 A, 2013.10.30  
CN 105120949 A, 2015.12.02  
CN 105637512 A, 2016.06.01  
CN 104866928 A, 2015.08.26  
CN 102316930 A, 2012.01.11  
CN 105473182 A, 2016.04.06  
EP 2323732 B1, 2014.06.04  
US 8913717 B2, 2014.12.16  
EP 3075416 A1, 2016.10.05  
US 2013077752 A1, 2013.03.28  
US 2017004267 A1, 2017.01.05  
WO 2010067188 A1, 2010.06.17

审查员 纪莉莉

权利要求书3页 说明书19页 附图14页

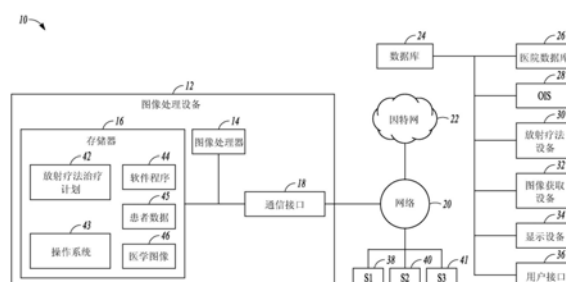
## (54) 发明名称

放射疗法治疗计划优化工作流程

## (57) 摘要

提供了用于执行放射治疗规划的系统和方法。示例性系统可以包括处理设备,该处理设备通信地耦接至存储器设备并且被配置成在执行存储在存储器设备中的指令时执行操作。所述操作可以包括接收包括一个或多个剂量约束的参考治疗计划,以及基于参考治疗计划确定多个放射束的分段信息。所述操作还可以包括使用注量图优化算法基于一个或多个剂量约束来确定多个放射束中的每一个的注量图。所述操作还可以包括基于多个放射束的注量图来确定剂量分布。所述操作还可以包括基于分段信息和剂量分布使用热启动优化算法来确定新治疗计

划的至少一个束调制特性。



1. 一种放射疗法治疗规划系统,包括:  
存储器设备,其存储计算机可执行指令;以及  
通信地耦接至所述存储器设备的至少一个处理器设备,其中,所述计算机可执行指令在被所述至少一个处理器设备执行时使得所述处理器设备执行以下操作,包括:  
接收参考治疗计划,所述参考治疗计划包括一个或更多个剂量约束和控制点信息;  
接收未包括在接收到的参考治疗计划中的至少一个医学图像和结构集;  
基于接收到的至少一个医学图像和结构集来确定新治疗计划;  
基于所述参考治疗计划确定多个放射束的控制点信息,并且将所述多个放射束配准到接收到的至少一个医学图像;  
使用注量图优化算法以及接收到的至少一个医学图像和结构集,基于包括在所述参考治疗计划中的一个或更多个剂量约束来确定所述多个放射束中的每一个的优化的注量图;  
基于所述多个放射束的优化的注量图来确定优化的剂量分布;以及  
通过优化所述控制点的形状和/或所述控制点的权重和/或所述多个放射束的权重以实现所述优化的剂量分布,基于所述参考治疗计划中包括的控制点信息使用热启动优化算法确定所述新治疗计划的至少一个束调制特性。
2. 根据权利要求1所述的放射疗法治疗规划系统,其中,所述新治疗计划用于被执行所述参考治疗计划的同一患者。
3. 根据权利要求1所述的放射疗法治疗规划系统,其中,所述新治疗计划用于与被执行所述参考治疗计划的患者不同的患者。
4. 根据权利要求1所述的放射疗法治疗规划系统,其中,所述操作还包括:  
接收至少一个更新的医学图像;  
确定用于更新的医学图像的更新的结构集或接收更新的结构集;  
确定更新的结构集与所述参考治疗计划中包括的结构集之间的差异;以及  
使用分段孔径变形算法基于所述差异确定经修改的控制点信息并且使用所述经修改的控制点信息用于所述热启动优化。
5. 根据权利要求4所述的放射疗法治疗规划系统,其中,接收更新的医学图像包括从被执行所述参考治疗计划的同一患者接收更新的医学图像。
6. 根据权利要求4所述的放射疗法治疗规划系统,其中,接收更新的医学图像包括接收与被执行所述参考治疗计划的患者不同的患者的更新的医学图像。
7. 根据权利要求1所述的放射疗法治疗规划系统,其中,所述参考治疗计划基于预定计划模板,并且所述新治疗计划用于与被执行所述参考治疗计划的患者不同的患者。
8. 根据权利要求1所述的放射疗法治疗规划系统,其中,所述控制点信息包括一组多叶准直器孔径的形状,通过所述一组多叶准直器孔径调制所述多个放射束。
9. 根据权利要求1所述的放射疗法治疗规划系统,其中,所述一个或更多个剂量约束包括对一个或更多个危及器官(OAR)接收的放射剂量的限制。
10. 根据权利要求1所述的放射疗法治疗规划系统,其中,所述新治疗计划的至少一个束调制特性包括一组优化的多叶准直器孔径的形状,通过所述一组优化的多叶准直器孔径调制所述多个放射束。
11. 根据权利要求10所述的放射疗法治疗规划系统,其中,所述新治疗计划的至少一个

束调制特性包括分别与所述一组优化的多叶准直器孔径中的优化的多叶准直器孔径相关联的加权因子,所述加权因子指示通过相应的优化的多叶准直器孔径要递送的放射剂量的相对比例。

12. 一种存储一组指令的非暂态计算机可读介质,所述一组指令能够由设备的至少一个处理器执行以使所述设备执行用于放射疗法治疗规划的方法,所述方法包括:

接收参考治疗计划,所述参考治疗计划包括一个或更多个剂量约束和控制点信息;

接收未包括在接收到的参考治疗计划中的至少一个医学图像和结构集;

基于接收到的至少一个医学图像和结构集来确定新治疗计划;

基于所述参考治疗计划确定多个放射束的控制点信息,并且将所述多个放射束配准到接收到的至少一个医学图像;

使用注量图优化算法和接收到的至少一个医学图像和结构集,基于包括在所述参考治疗计划中的一个或更多个剂量约束来确定所述多个放射束中的每一个的优化的注量图;

基于所述多个放射束的优化的注量图来确定优化的剂量分布;以及

通过优化所述控制点的形状和/或所述控制点的权重和/或所述多个放射束的权重以实现所述优化的剂量分布,基于所述参考治疗计划中包括的控制点信息使用热启动优化算法来确定所述新治疗计划的至少一个束调制特性。

13. 根据权利要求12所述的计算机可读介质,其中,所述新治疗计划用于被执行所述参考治疗计划的同一患者。

14. 根据权利要求12所述的计算机可读介质,其中,所述新治疗计划用于与被执行所述参考治疗计划的患者不同的患者。

15. 根据权利要求12所述的计算机可读介质,其中,能够由所述设备的至少一个处理器执行的所述一组指令使所述设备还执行:

接收至少一个更新的医学图像;

确定用于更新的医学图像的更新的结构集或接收更新的结构集;

确定更新的结构集与所述参考治疗计划中包括的结构集之间的差异;以及

使用分段孔径变形算法基于所述差异来确定经修改的控制点信息并且使用所述经修改的控制点信息用于所述热启动优化。

16. 根据权利要求15的所述的计算机可读介质,其中,接收更新的医学图像包括从被执行所述参考治疗计划的同一患者接收更新的医学图像。

17. 根据权利要求15的所述的计算机可读介质,其中,接收更新的医学图像包括接收与被执行所述参考治疗计划的患者不同的患者的更新的医学图像。

18. 一种用于执行放射疗法治疗规划的装置,所述装置包括:

用于接收参考治疗计划的单元,所述参考治疗计划包括一个或更多个剂量约束和控制点信息;

用于接收未包括在接收到的参考治疗计划中的至少一个医学图像和结构集的单元;

用于基于接收到的至少一个医学图像和结构集来确定新治疗计划的单元;

用于基于所述参考治疗计划来确定多个放射束的控制点信息,并且将所述多个放射束配准到接收到的至少一个医学图像的单元;

用于使用注量图优化算法以及接收到的至少一个医学图像和结构集,基于包括在所述

参考治疗计划中的一个或多个剂量约束确定所述多个放射束中的每一个的优化的注量图的单元；

用于基于所述多个放射束的优化的注量图来确定优化的剂量分布的单元；以及

用于通过优化所述控制点的形状和/或所述控制点的权重和/或所述多个放射束的权重以实现所述优化的剂量分布，基于所述参考治疗计划中包括的控制点信息使用热启动优化算法确定所述新治疗计划的至少一个束调制特性的单元。

19. 根据权利要求18所述的装置，其中，所述新治疗计划用于被执行所述参考治疗计划的同一患者。

20. 根据权利要求18所述的装置，其中，所述新治疗计划用于与被执行所述参考治疗计划的患者不同的患者。

21. 根据权利要求18所述的装置，包括：

用于接收至少一个更新的医学图像的单元；

用于确定用于更新的医学图像的更新的结构集或接收更新的结构集的单元；

用于确定更新的结构集与所述参考治疗计划中包括的结构集之间的差异的单元；以及

用于使用分段孔径变形算法基于所述差异确定经修改的控制点信息并且使用所述经修改的控制点信息用于所述热启动优化的单元。

22. 根据权利要求21所述的装置，其中，用于接收更新的医学图像的单元从被执行所述参考治疗计划的同一患者接收更新的医学图像。

23. 根据权利要求21所述的装置，其中，用于接收更新的医学图像的单元接收与被执行所述参考治疗计划的患者不同的患者的更新的医学图像。

24. 根据权利要求21所述的装置，其中，所述参考治疗计划基于预定计划模板，并且所述新治疗计划用于与被执行所述参考治疗计划的患者不同的患者。

25. 根据权利要求18所述的装置，其中，所述控制点信息包括一组多叶准直器孔径的形状，通过所述一组多叶准直器孔径调制所述多个放射束。

26. 根据权利要求18所述的装置，其中，所述一个或多个剂量约束包括对一个或多个危及器官 (OAR) 接收的放射剂量的限制。

27. 根据权利要求18所述的装置，其中，所述新治疗计划的至少一个束调制特性包括一组优化的多叶准直器孔径的形状，通过所述一组优化的多叶准直器孔径调制所述多个放射束。

28. 根据权利要求27所述的装置，其中，所述新治疗计划的至少一个束调制特性包括分别与所述一组优化的多叶准直器孔径中的优化的多叶准直器孔径相关联的加权因子，所述加权因子指示通过相应的优化的多叶准直器孔径要递送的放射剂量的相对比例。

## 放射疗法治疗计划优化工作流程

[0001] 优先权要求

[0002] 本申请要求于2017年9月13日提交的美国申请序列号15/702,981的优先权的权益,其全部内容由此通过引用并入本文中。

### 技术领域

[0003] 本公开内容总体上涉及放射疗法或放射疗法。更具体地,本公开内容涉及用于优化放射疗法治疗计划的系统和方法。

### 背景技术

[0004] 放射疗法用于治疗哺乳动物(例如,人和动物)组织中的癌症和其他疾病。提供了一种使用线性加速器(LINAC)的示例性放射疗法,由此通过高能粒子(例如,电子、质子、离子等)照射靶(例如,肿瘤)。在典型的基于LINAC的放射治疗中,多个放射束从不同的角度指向靶。

[0005] 周围正常组织通常称为危及器官(OAR)。为了防止OAR受到由放射束引起的严重附带损伤,由这些OAR接收到的剂量应当被限制到特定水平。在治疗规划期间需要满足对由OAR接收的剂量的这种限制,通常称为约束。

[0006] 治疗规划是涉及确定用于在约束下实现治疗目标的特定放射疗法参数(例如,放射束角度、每个角度的放射强度水平等)的过程。治疗规划操作的结果是放射疗法治疗计划,在下文中也被称为治疗计划或被简称为计划。典型的治疗规划过程包括根据患者的医学图像区分一个或更多个靶和一个或更多个OAR、在弧计划的情况下指定放射束角度或角度范围,以及确定一个或多个孔径形状以及在每个束角度处的每个形状的放射强度水平。在每个台架角度处的形状、强度、准直器角度和钳口设置的组合被称为控制点,并且该信息被传送到递送设备以命令机器递送。通常针对一个或更多个计划参数来执行优化,以减少束开启时间、改善剂量均匀性等。

[0007] 治疗计划的创建可能是耗时的过程,其中计划者考虑到各种治疗目标或约束对产生临床上可接受的治疗计划的个体重要性而试图遵守他们。因此,期望利用改进的放射疗法治疗计划工作流程来减少规划时间。

### 发明内容

[0008] 本公开内容的某些实施方式涉及一种放射疗法规划系统。该系统可以包括存储计算机可执行指令的存储器设备。该系统还可以包括通信地耦接至存储器设备的至少一个处理设备。计算机可执行指令在由至少一个处理设备执行时可以使处理设备执行用于放射疗法治疗规划的各种操作。该操作可以包括接收参考治疗计划。参考治疗计划可以包括针对靶和/或OAR的一个或更多个剂量约束和控制点信息。该操作还可以包括接收未包括在接收到的参考治疗计划中的至少一个医学图像和结构集。该操作还可以包括基于接收到的至少一个医学图像和结构集来确定新治疗计划。该操作还可以包括诸如基于参考治疗计

划确定多个放射束的控制点信息,并且将多个放射束配准到接收到的至少一个医学图像。该操作还可以包括诸如通过使用注量图优化算法和接收到的至少一个医学图像和结构集,诸如基于包括在参考治疗计划中的一个或多个剂量约束,确定针对多个放射束中的每一个的优化的注量图。该操作还可以包括诸如基于多个放射束的优化的注量图确定优化的剂量分布。该操作还可以包括诸如通过使用热启动优化算法确定新治疗计划的至少一个束调制特性,例如可以通过优化控制点的形状和/或权重和/或多个放射束的权重诸如以实现优化的剂量分布来基于参考治疗计划中包括的控制点信息。新治疗计划可以用于被执行参考计划的同一患者。新治疗计划可以用于与被执行参考计划的患者不同的患者。该操作还可以包括接收至少一个更新的医学图像、确定用于更新的医学图像的更新的结构集或接收更新的结构集、确定更新的结构集与包括在参考治疗计划中的结构集之间的差异,以及使用分段孔径变形算法基于该差异来确定经修改的控制点信息并且使用经修改的控制点信息用于热启动优化。接收更新的医学图像可以包括从被执行参考计划的同一患者接收更新的医学图像。接收更新的医学图像可以包括接收针对与被执行参考计划的患者不同的患者的更新的医学图像。参考治疗计划可以基于预定计划模板,并且新治疗计划可以用于与被执行参考计划的患者不同的患者。控制点信息可以包括籍其调制多个放射束的一组多叶准直器孔径的形状。一个或多个剂量约束可以包括对由一个或多个危及器官(OAR)接收的放射剂量的限制。新治疗计划的至少一个束调制特性可以包括籍其调制多个放射束的一组优化的多叶准直器孔径的形状。新治疗计划的至少一个束调制特性可以包括分别与该一组优化的多叶准直器孔径中的优化的多叶准直器孔径相关联的加权因子,并且加权因子可以指示诸如要通过相应的优化的多叶准直器孔径递送的放射剂量的相对比例。

[0009] 本公开内容的某些实施方式涉及一种用于执行放射疗法治疗规划的方法。该方法可以由执行计算机可执行指令的至少一个处理器设备来实现。该方法可以包括接收可以包括一个或多个剂量约束和控制点信息的参考治疗计划。该方法还可以包括接收未包括在接收到的参考治疗计划中的至少一个医学图像和结构集。该方法还可以包括诸如基于接收到的至少一个医学图像和结构集来确定新治疗计划。该方法还可以包括诸如基于参考治疗计划确定多个放射束的控制点信息,并且将多个放射束配准到接收到的至少一个医学图像。该方法还可以包括诸如通过使用注量图优化算法和接收到的至少一个医学图像和结构集,诸如基于可以在参考治疗计划中包括的一个或多个剂量约束确定针对多个放射束中的每一个的优化的注量图。该方法还可以包括诸如基于多个放射束的优化的注量图确定优化的剂量分布。该方法还可以包括诸如通过使用热启动优化算法确定新治疗计划的至少一个束调制特性,例如通过优化控制点的形状和/或权重和/或多个放射束的权重诸如以实现优化的剂量分布来基于可以在参考治疗计划中包括的控制点信息。新治疗计划可以用于被执行参考计划的同一患者。新治疗计划可以用于与被执行参考计划的患者不同的患者。该方法还可以包括接收至少一个更新的医学图像、确定用于更新的医学图像的更新的结构集或接收更新的结构集、确定更新的结构集与可以包括在参考治疗计划中的结构集之间的差异,以及使用分段孔径变形算法基于该差异来确定经修改的控制点信息并且使用经修改的控制点信息用于热启动优化。更新的医学图像可以包括从被执行参考计划的同一患者接收更新的医学图像。接收更新的医学图像可以包括接收针对与被执行参考计划的患者不同的患者的更新的医学图像。参考治疗计划可以基于预定模板,并且新治疗计划可以用于与被

执行参考计划的患者不同的患者。控制点信息可以包括籍其调制多个放射束的一组多叶准直器孔径的形状。一个或更多个剂量约束可以包括对由一个或更多个危及器官 (OAR) 接收的放射剂量的限制。新治疗计划的至少一个束调制特性可以包括籍其调制多个放射束的一组优化的多叶准直器孔径的形状。新治疗计划的至少一个束调制特性可以包括分别与该一组优化的多叶准直器孔径中的优化的多叶准直器孔径相关联的加权因子, 加权因子可以指示诸如可以通过相应的优化的多叶准直器孔径递送的放射剂量的相对比例。

[0010] 本公开内容的某些实施方式涉及一种存储一组指令的非暂态计算机可读介质, 所述一组指令可由设备的至少一个处理器执行以使设备执行用于放射疗法治疗规划的方法。该方法可以包括接收参考治疗计划。参考治疗计划可以包括一个或更多个剂量约束和控制点信息。该方法还可以包括接收未包括在接收到的参考治疗计划中的至少一个医学图像和结构集。该方法还可以包括诸如基于接收到的至少一个医学图像和结构集来确定新治疗计划。该方法还可以包括诸如基于参考治疗计划确定多个放射束的控制点信息, 并且将多个放射束配准到接收到的至少一个医学图像。该方法还可以包括诸如通过使用注量图优化算法和接收到的至少一个医学图像和结构集基于参考治疗计划中包括的一个或更多个剂量约束来确定针对多个放射束中的每一个的优化的注量图。该方法还可以包括诸如基于多个放射束的优化的注量图确定优化的剂量分布。该方法还可以包括诸如通过优化控制点的形状和/或权重和/或多个放射束的权重诸如以实现优化的剂量分布来诸如基于参考治疗计划中包括的控制点信息使用热启动优化算法确定新治疗计划的至少一个束调制特性。新治疗计划可以是用于被执行参考计划的同一患者。新治疗计划可以用于与被执行参考计划的患者不同的患者。该方法还可以包括接收至少一个更新的医学图像、确定用于更新的医学图像的更新的结构集或接收更新的结构集、确定更新的结构集与包括在参考治疗计划中的结构集之间的差异, 以及使用分段孔径变形算法基于该差异来确定经修改的控制点信息并使用经修改的控制点信息用于热启动优化。接收更新的医学图像可以包括从被执行参考计划的同一患者接收更新的医学图像。接收更新的医学图像包括接收与被执行参考计划的患者不同的患者的更新的医学图像。

[0011] 本公开内容的某些实施方式涉及一种放射疗法系统。该放射疗法系统可以包括存储计算机可执行指令的存储器设备。该放射疗法系统还可以包括通信地耦接至存储器设备的至少一个处理器设备。计算机可执行指令在由至少一个处理器设备执行时可以使处理器设备执行用于放射疗法规划的各种操作。该操作可以包括接收包括针对靶和/或OAR的一个或更多个剂量约束的参考治疗计划信息, 以及基于参考治疗计划接收针对多个放射束的初始控制点信息。参考治疗计划可以基于在先前治疗阶段中获得的患者的医学图像。该操作还可以包括接收在先前治疗阶段之后获得的患者的更新的医学图像。该操作还可以包括确定更新的医学图像与在先前治疗阶段中获得的医学图像之间的差异。该操作还可以包括使用孔径变形算法基于该差异来确定经修改的控制点信息。该操作还可以包括使用注量图优化算法基于一个或更多个剂量约束来确定多个放射束中的每一个的注量图。该操作还可以包括基于多个放射束的注量图来确定剂量分布。此外, 该操作还可以包括修改至少一个控制点特性, 并且基于该经修改的控制点信息和注量图剂量分布使用热启动优化算法来获得新治疗计划。此外, 该放射治疗系统可以包括放射疗法设备, 所述放射疗法设备包括被配置成根据新的放射治疗计划向患者递送放射的线性加速器。

[0012] 本公开内容的另外的目的和优点将部分地在以下详细描述中阐述,并且部分地将根据描述而变得明显,或者可以通过实践本公开内容而得知。借助于所附权利要求书中特别指出的元素和组合将会实现和达到本公开内容的目的和优点。

[0013] 前面的总体描述和以下详细描述仅是示例性和说明性的,而并非限制性的。

## 附图说明

[0014] 构成本说明书的一部分的附图示出了若干实施方式并且与描述一起用于解释所公开的原理。

[0015] 图1A示出了根据本公开内容的一些实施方式的示例性放射疗法系统。

[0016] 图1B示出了根据本公开内容的一些实施方式的示例性放射疗法系统。

[0017] 图2A示出了根据本公开内容的一些实施方式的示例性放射疗法设备。

[0018] 图2B示出了根据本公开内容的一些实施方式的另一示例性放射疗法设备。

[0019] 图2C示出了包括组合的放射治疗系统和例如计算机断层扫描(CT)成像系统的成像系统的示例性系统。

[0020] 图2D和图2E描绘了示例性MRI图像与对应的CT图像之间的差异。

[0021] 图2F示出了用于对放射疗法束进行成形、引导或对放射疗法束的强度进行调制的示例性准直器配置。

[0022] 图2G示出了示例性伽玛刀放射疗法系统。

[0023] 图3示出了图1A中所示的示例性控制台的框图。

[0024] 图4是根据本公开内容的一些实施方式的示例性放射治疗规划方法的流程图。

[0025] 图5示出了根据本公开内容的一些实施方式的示例性弧/子弧布置。

[0026] 图6A至图6B示出了根据本公开内容的一些实施方式的示例性多叶准直孔径。

[0027] 图7示出了根据本公开内容的一些实施方式的确定剂量分布的示例性方法。

[0028] 图8是根据本公开内容的一些实施方式的针对新患者创建新放射治疗计划的示例性方法的流程图。

[0029] 图9是用于基于参考治疗计划创建用于患者的治疗计划的示例性方法的流程图。

## 具体实施方式

[0030] 参照附图来描述示例性实施方式。在任何方便的情况下,在整个附图中使用相同的附图标记来指代相同或相似的部分。尽管本文中描述了所公开的原理的示例和特征,但是在不偏离所公开的实施方式的精神和范围的情况下,修改、调整和其他实现是可行的。此外,词语“包括(comprising)”、“具有(having)”、“包含(containing)”和“包括(including)”以及其他类似形式旨在含义等同并且被解释为开放式的,原因在于:在这些词语中的任何一个之后跟随着一项或多项并不意味着是对这样的一项或多项的穷举式罗列,也并不意味着仅限于所列出的一项或多项。而且,除非上下文另有明确规定,否则单数形式(“a”、“an”和“the”)旨在包括复数含义。

[0031] 与本公开内容一致的系统和方法涉及放射疗法或放射治疗。如本文中所使用的,术语“放射疗法”、“放射治疗”和“放射肿瘤学”可互换使用。特别地,本公开内容的实施方式可以应用于若干特定的放射疗法技术,例如强度调制放射疗法(IMRT)和图像引导放射疗法



(IGRT)。

[0032] IMRT是一种通过“经调制的”放射束递送放射剂量的方法。该调制是通过一种被称为多叶准直器(MLC)的设备来实现的,该多叶准直器被附接至放射源或放射头(例如,LINAC的放射头)。MLC具有用作以计算机控制的精确方式阻挡或允许放射通过的过滤器的可调节的叶片(通常由重金属材料制成),以便在使相邻OAR的暴露最小化的同时将束形状调整到目标体积的形状。

[0033] IGRT是指在放射治疗过程中(例如,部位间或部位内)使用频繁的2D或3D成像来指导放射疗法的技术。IGRT技术可以用于提高放射场布置的准确度并且用于减少放射治疗期间健康组织的暴露。

[0034] 在一些实施方式中,放射疗法系统可以采用IMRT或IGRT技术。在其他实施方式中,放射疗法系统可以采用这两种技术。

[0035] 图1A示出了根据本公开内容的一些实施方式的示例性放射疗法系统100。放射疗法系统100可以包括IMRT系统、IGRT系统或两者。如图1A所示,放射疗法系统100可以包括控制台110、数据库120、放射疗法设备130和医学成像设备140。在一些实施方式中,如图1A中的虚线框150所示,放射疗法设备130和医学成像设备140可以集成到单个图像引导的放射疗法设备150中。在一些实施方式中,放射疗法设备130和医学成像设备140可以是单独的设。在一些实施方式中,如图1A中的放射疗法设备130与医学成像设备140之间的点划线所示,放射疗法设备130和医学成像设备140可以物理地或通信地相互连接。

[0036] 控制台110可以包括用于控制放射疗法设备130和/或医学成像设备140,以及/或者用于执行诸如治疗规划、治疗执行、医学图像获取、图像处理、运动跟踪、运动管理或放射疗法过程中涉及的其他任务的功能或操作的硬件和软件部件。硬件部件可以包括一个或更多个计算机(例如,通用计算机、工作站、服务器、终端、便携式/移动设备等);处理器设备(例如,中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)、微处理器、数字信号处理器(DSP)、现场可编程门阵列(FPGA)、专用或专门设计的处理器等);存储器/存储设备(例如,只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、闪速存储器、硬盘驱动器、光盘、固态驱动器(SSD)等);输入设备(例如,键盘、鼠标、触摸屏、麦克风、按钮、旋钮、轨迹球、控制杆、手柄、操纵杆等);输出设备(例如,显示器、打印机、扬声器、振动设备等);电路系统;印刷电路板(PCB);或者其他合适的硬件。软件部件可以包括操作系统软件、应用软件等。例如,如图1A所示,控制台110可以包括治疗规划/优化软件115,其可以被存储在控制台110的存储器/存储设备中。软件115可以包括计算机可读且可执行的代码或指令。控制台110的处理器设备可以通信地连接至存储有软件115的存储器/存储设备以访问并执行代码或指令。代码或指令的执行可以使处理器设备执行操作以实现与所公开的实施方式一致的一个或更多个功能。

[0037] 控制台110可以通信地连接至数据库120以访问数据。在一些实施方式中,数据库120可以使用本地的硬件设备例如控制台110附近的一个或更多个硬盘驱动器、光盘和/或服务器来实现。在一些实施方式中,数据库120可以在相对于控制台110远程定位的数据中心或服务器中实现。控制台110可以通过有线或无线通信来访问存储在数据库120中的数据。

[0038] 数据库120可以包括患者数据122。患者数据可以包括下述信息,例如:与患者相关联的成像数据(例如,MRI、CT、X射线、PET、SPECT等);感兴趣的解剖区域、器官或体积分割数

据;功能性器官建模数据(例如,连续器官与平行器官,以及适当的剂量响应模型);放射剂量数据(例如,可以包括剂量体积直方图(DVH)信息);实验室数据(例如,血红蛋白、血小板、胆固醇、甘油三酯、肌酸酐、钠、葡萄糖、钙、重量);生命体征(血压、体温、呼吸频率等);基因组数据(例如,遗传图谱);人口统计学特征(年龄、性别、种族等);影响患者的其他疾病(例如,心血管疾病、呼吸系统疾病、糖尿病、放射超敏反应综合症等);药品和药物反应;饮食和生活方式(例如,吸烟还是不吸烟);环境风险因素;肿瘤特征(组织学类型、肿瘤分级、激素和其他受体状态、肿瘤大小、血管细胞类型、癌症分期、Gleason评分等);以前的治疗(例如,手术、放疗、化疗、激素治疗等);淋巴结和远处转移状态;遗传/蛋白质生物标志物(例如,MYC、GADD45A、PPM1D、BBC3、CDKN1A、PLK3、XPC、AKT1、RELA、BCL2L1、PTEN、CDK1、XIAP等);单核苷酸多态性(SNP)分析(例如,XRCC1、XRCC3、APEX1、MDM2、TNFR、MTHFR、MTRR、VEGF、TGF $\beta$ 、TNF $\alpha$ 等)等。

[0039] 数据库120还可以包括机器数据124。机器数据124可以包括与放射疗法设备130、医学成像设备140或与放射疗法相关的其他机器相关联的信息,例如放射束大小、弧布置、开/关持续时间、坐标系、多叶准直器(MLC)配置、MRI脉冲序列等。

[0040] 医学成像设备140可以提供有患者的医学图像。例如,医学成像设备140可以提供以下中的一个或多个: MRI图像(例如,2D MRI、3D MRI、2D流式MRI、4D体积MRI、4D电影MRI);计算机断层扫描(CT)图像;锥束CT图像;正电子发射断层扫描(PET)图像;功能性MRI图像(例如fMRI、DCE-MRI、扩散MRI);X射线图像;荧光透视图像;超声图像;放射疗法射野图像;单光子发射计算机断层扫描(SPECT)图像;等等。因此,医学成像设备140可以包括MRI成像设备、CT成像设备、PET成像设备、超声成像设备、荧光检查设备、SPECT成像设备或用于获得患者的医学图像的其他医学成像设备。如图1A所示,医学成像设备140可以与数据库120通信地连接以将医学图像存储到数据库120。

[0041] 放射疗法设备130可以包括LINAC或者能够以可控方式将放射递送至患者的感兴趣解剖区域的其他合适的设备。

[0042] 图1B示出了用于向患者提供放射疗法的示例性放射疗法系统10。放射疗法系统10包括图像处理设备12。图像处理设备12可以连接至网络20。网络20可以连接至因特网22。网络20可以将图像处理设备12与下述中的一个或多个相连接:数据库24、医院数据库26、肿瘤学信息系统(OIS)28、放射疗法设备30、图像获取设备32、显示设备34和用户接口36。图像处理设备12被配置成生成由放射疗法设备30使用的放射疗法治疗计划16。

[0043] 图像处理设备12可以包括存储器设备16、处理器14和通信接口18。存储器设备16可以存储计算机可执行指令,例如操作系统43、放射疗法治疗计划42(例如,原始治疗计划、适合的治疗计划等)、软件程序44(例如,人工智能、深度学习、神经网络、放射疗法计划软件)以及要由处理器14执行的任何其他计算机可执行指令。在实施方式中,软件程序44可以通过产生合成图像(例如伪CT图像)来将一种格式(例如,MRI)的医学图像转换为另一格式(例如,CT)。例如,软件程序44可以包括图像处理程序,该图像处理程序训练用于将一种模态的医学图像46(例如,MRI图像)转换为具有不同模态的合成图像(例如,伪CT图像)的预测模型;备选地,经训练的预测模型可以将CT图像转换为MRI图像。存储器设备16可以存储下述数据,包括医学图像46、患者数据45以及创建和实现放射疗法治疗计划42所需的其他数据。

[0044] 除了存储软件程序44的存储器16之外,还预期软件程序44可以存储在可移除计算机介质上,所述可移除计算机介质例如硬盘驱动器、计算机盘、CD-ROM、DVD、HD、蓝光DVD、USB闪存驱动器、SD卡、记忆棒或任何其他合适的介质;并且在软件程序44被下载至图像处理设备14时,可以由图像处理器14执行该软件程序44。

[0045] 处理器14可以通信地耦接至存储器设备16,并且处理器14可以被配置成执行其上存储的计算机可执行指令。处理器14可以向存储器16发送医学图像46或从其接收医学图像46。例如,处理器14可以经由通信接口18和网络18从图像获取设备32接收医学图像46以将其存储在存储器16中。处理器14还可以经由去往网络20的通信接口18发送存储器16中存储的医学图像46以将其存储在数据库24或医院数据库26中。

[0046] 此外,处理器14可以利用软件程序44(例如,治疗计划软件)以及医学图像46和患者数据45来创建放射疗法治疗计划42。医学图像46可以包括诸如与感兴趣的区域、器官或体积分割数据相关联的成像数据的信息。患者数据45可以包括下述信息,例如:(1)功能性器官建模数据(例如,串行器官与平行器官、适当的剂量响应模型等);(2)放射剂量数据(例如,剂量体积直方图(DVH)信息);或(3)关于患者和治疗疗程的其他临床信息(例如,其他手术、化学疗法、先前的放射疗法等)。

[0047] 此外,处理器14可以利用软件程序来生成中间数据,例如,将例如由神经网络模型使用的更新的参数;或者生成中间2D或3D图像,然后,该中间2D或3D图像可以随后被存储在存储器16中。然后,处理器14可以随后经由去往网络20的通信接口18将可执行的放射疗法治疗计划42发送至放射疗法设备30,其中,放射疗法计划将用于利用放射来治疗患者。此外,处理器14可以执行软件程序44以实现诸如图像转换、图像分割、深度学习、神经网络和人工智能的功能。例如,处理器14可以执行用于训练医学图像或塑造医学图像轮廓的软件程序44;这样的软件44在被执行时可以利用形状字典来训练边界检测器。

[0048] 处理器14可以是包括一个或更多个通用处理设备(例如,微处理器、中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)、加速处理单元(APU)等)的处理设备。更具体地,处理器14可以是复杂指令集计算(CISC)微处理器、精简指令集计算(RISC)微处理器、超长指令字(VLIW)微处理器、实现其他指令集的处理器的组合的处理器。处理器14还可以由一个或更多个专用处理设备(例如,专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、数字信号处理器(DSP)、片上系统(SoC)等)来实现。如本领域技术人员将理解的,在一些实施方式中,处理器14可以是专用处理器而不是通用处理器。处理器14可以包括一个或更多个已知的处理设备,例如来自Intel<sup>TM</sup>制造的Pentium<sup>TM</sup>、Core<sup>TM</sup>、Xeon<sup>TM</sup>或Itanium<sup>®</sup>系列的微处理器、来自AMD<sup>TM</sup>制造的Turion<sup>TM</sup>、Athlon<sup>TM</sup>、Sempron<sup>TM</sup>、Opteron<sup>TM</sup>、FX<sup>TM</sup>、Phenom<sup>TM</sup>系列的微处理器、或者由Sun Microsystems制造的各种处理器中的任何处理器。处理器14还可以包括图形处理单元,例如来自Nvidia<sup>TM</sup>制造的GeForce<sup>®</sup>、Quadro<sup>®</sup>、Tesla<sup>®</sup>系列、由Intel<sup>TM</sup>制造的GMA、Iris<sup>TM</sup>系列或者由AMD<sup>TM</sup>制造的Radeon<sup>TM</sup>系列的GPU。处理器14还可以包括加速处理单元,例如由AMD<sup>TM</sup>制造的Desktop A-4(6,8)系列、由Intel<sup>TM</sup>制造的Xeon Phi<sup>TM</sup>系列。所公开的实施方式不限于以其他方式被配置成满足识别、分析、维护、生成和/或提供大量数据或操纵这些数据以执行本文公开的方法的计算需求的任何类型的处理器。此外,术语“处理器”可以包括多于一个处理器,例如,多核设计或各自具有多核设计的多个处理

器。处理器14可以执行存储器16中存储的计算机程序指令的序列以执行下文将更详细说明的各种操作、处理、方法。

[0049] 存储器设备16可以存储医学图像46。在一些实施方式中,医学图像46可以包括一个或多个MRI图像(例如,2D MRI、3D MRI、2D流式MRI、4D MRI、4D体积MRI、4D电影MRI等)、功能性MRI图像(例如,fMRI、DCE-MRI、扩散MRI)、计算机断层扫描(CT)图像(例如,2D CT、锥形束CT、3D CT、4D CT)、超声图像(例如,2D超声、3D超声、4D超声)、正电子发射断层扫描(PET)图像、X射线图像、荧光透视图像、放射治疗射野图像、单光子发射计算机断层扫描(SPECT)图像、计算机生成的合成图像(例如,伪CT图像)等。此外,医学图像46还可以包括医学图像数据,例如,训练图像以及地面实况图像、轮廓图像。在实施方式中,可以从图像获取设备32接收医学图像46。因此,图像获取设备32可以包括MRI成像设备、CT成像设备、PET成像设备、超声成像设备、荧光透视设备、SPECT成像设备、集成的线性加速器和MRI成像设备、或者用于获得患者的医学图像的其他医学成像设备。可以以图像处理设备12可以用来执行与所公开的实施方式一致的操作的任何类型的数据或任何类型的格式来接收并存储医学图像46。存储器设备16可以是非暂态计算机可读介质,例如只读存储器(ROM)、相变随机存取存储器(PRAM)、静态随机存取存储器(SRAM)、闪速存储器、随机存取存储器(RAM)、动态随机存取存储器(DRAM)(例如同步DRAM(SDRAM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、静态存储器(例如,闪速存储器、闪存盘、静态随机存取存储器)以及其他类型的随机存取存储器、高速缓冲存储器、寄存器、致密盘只读存储器(CD-ROM)、数字通用盘(DVD)或其他光存储装置、盒式磁带、其他磁性存储设备、或者可以用来存储(例如以任何格式存储)信息(包括能够被处理器14或任何其他类型的计算机设备访问的图像、数据或计算机可执行指令)的任何其他非暂态介质。计算机程序指令可以被处理器14访问、从ROM或任何其他合适的存储器位置中读取并被加载到RAM中以供处理器14执行。例如,存储器16可以存储一个或多个软件应用。存储器16中存储的软件应用可以包括例如用于公共计算机系统以及用于受软件控制的设备的操作系统43。此外,存储器16可以存储可由处理器14执行的整个软件应用或者仅软件应用的一部分。例如,存储器设备16可以存储一个或多个放射疗法治疗计划42。

[0050] 图像处理设备12可以经由通信接口18与网络20进行通信,通信接口18通信地耦接至处理器14和存储器16。通信接口18可以提供图像处理设备12与放射疗法系统10部件之间的通信连接(例如,允许与外部设备交换数据)。例如,在一些实施方式中,通信接口18可以具有连接至用户接口36的适当的接口电路,其可以是用户可以通过其将信息输入至放射疗法系统10中的硬件键盘、小键盘或触摸屏。

[0051] 通信接口18可以包括例如,网络适配器、线缆连接器、串行连接器、USB连接器、并行连接器、高速数据传输适配器(例如,诸如光纤、USB3.0、雷电接口等)、无线网络适配器(例如,诸如WiFi适配器)、电信适配器(例如,3G、4G/LTE等),等等。通信接口18可以包括允许图像处理设备12经由网络20与其他机器和设备例如远程定位部件进行通信的一个或多个数字和/或模拟通信设备。

[0052] 网络20可以提供局域网(LAN)、无线网络、云计算环境(例如,软件即服务、平台即服务、基础设施即服务等)、客户端-服务器、广域网(WAN)等的功能。例如,网络20可以是LAN或WAN,其可以包括其他系统S1(38)、S2(40)和S3(41)。系统S1、S2和S3可以与图像处理设备12相同,或者可以是不同的系统。在一些实施方式中,网络20中的一个或多个系统可以形

成协作地执行本文中描述的实施方式的分布式计算/模拟环境。在一些实施方式中,一个或更多个系统S1、S2和S3可以包括获得CT图像(例如,医学图像46)的CT扫描仪。此外,网络20可以连接至互联网22以与远程驻留在互联网上的服务器和客户端进行通信。

[0053] 因此,网络20可以允许图像处理设备12与多个各种其他系统和设备(例如OIS 28、放射疗法设备30和图像获取设备32)之间的数据传输。此外,可以将由OIS 28和/或图像获取设备32生成的数据存储在存储器16、数据库24和/或医院数据库26中。根据需要,可以通过通信接口18经由网络20发送/接收数据以便由处理器14访问该数据。

[0054] 图像处理设备12可以通过网络20与数据库24进行通信以发送/接收数据库24上存储的多个各种类型的数据。例如,数据库24可以包括作为与放射疗法设备30、图像获取设备32或和与放射疗法有关的其他机器相关联的信息的机器数据。机器数据信息可以包括放射束大小、弧布置、束开启和关闭的持续时间、控制点、分割、多叶准直器(MLC)配置、台架速度、MRI脉冲序列等。数据库24可以是存储设备。本领域技术人员将理解,数据库24可以包括以中央式或者分布式方式定位的多个设备。

[0055] 在一些实施方式中,数据库24可以包括处理器可读存储介质(未示出)。虽然实施方式中的处理器可读存储介质可以是单个介质,但是术语“处理器可读存储介质”应被视为包括存储一组或更多组计算机可执行指令或数据的单个介质或多个介质(例如,集中式或分布式数据库,和/或相关联的高速缓存和服务)。术语“处理器可读存储介质”还应被视为包括能够对供处理器执行的一组指令进行存储和编码并且使处理器执行本公开内容中的任何一种或更多种方法的任何介质。因此,术语“处理器可读存储介质”应被视为包括但不限于固态存储器、光学介质和磁介质。例如,处理器可读存储介质可以是一个或更多个易失性、非暂态或者非易失性有形计算机可读介质。

[0056] 图像处理器14可以与数据库24进行通信以将图像读取到存储器16中或者将来自存储器16的图像存储到数据库24。例如,数据库24可以被配置成存储数据库24从图像获取设备32接收的多个图像(例如,3D MRI、4D MRI、2D MRI切片图像、CT图像、2D荧光透视图像、X射线图像、来自MR扫描或CT扫描的原始数据、医学数字成像与通信(DIMCOM)数据等)。数据库24可以存储由图像处理器14在执行软件程序44时或者在创建放射疗法治疗计划42时要使用的数据。图像处理设备12可以接收来自数据库24、放射疗法设备30(例如,MRI-Linac)和/或图像获取设备32的成像数据46(例如,2D MRI切片图像、CT图像、2D荧光透视图像、X射线图像、3D MRI图像、4D MRI图像等)以生成治疗计划42。

[0057] 在实施方式中,放射疗法系统100可以包括图像获取设备32,其能够获取患者的医学图像(例如,磁共振成像(MRI)图像、3D MRI、2D流式MRI、4D体积MRI、计算机断层扫描(CT)图像、锥形束CT、正电子发射断层扫描(PET)图像、功能MRI图像(例如,fMRI、DCE-MRI和扩散MRI)、X射线图像、荧光透视图像、超声图像、放射疗法射野图像、单光子发射计算机断层扫描(SPECT)图像等)。图像获取设备32例如可以是MRI成像设备、CT成像设备、PET成像设备、超声设备、荧光透视设备、SPECT成像设备或者用于获得患者的一个或更多个医学图像的任何其他合适的医学成像设备。由成像获取设备32获取的图像可以作为成像数据和/或测试数据而存储在数据库24中。作为示例,由成像获取设备32获取的图像也可以由图像处理设备12作为医学图像数据46存储在存储器16中。

[0058] 在实施方式中,例如,图像获取设备32可以与放射疗法设备30集成为单个装置(例

如,与线性加速器组合的MRI设备,也被称为“MRI-Linac”)。这样的MRI-Linac例如可以用来确定患者的靶器官或靶肿瘤的位置,以便根据放射疗法治疗计划42将放射疗法准确地引导至预定的靶。

[0059] 图像获取设备32可以被配置成针对感兴趣区域(例如,靶器官、靶肿瘤或两者)获取患者解剖结构的一个或更多个图像。每个图像(通常是2D图像或切片)可以包括一个或更多个参数(例如,2D切片厚度、取向和位置等)。在示例中,图像获取设备32可以获取具有任何取向的2D切片。例如,2D切片的取向可以包括矢状取向、冠状取向或轴向取向。处理器14可以对一个或更多个参数(例如2D切片的厚度和/或取向)进行调整以将靶器官和/或靶肿瘤包括在内。在示例中,可以根据诸如3D MRI体积的信息来确定2D切片。例如,在使用放射疗法设备30的情况下,在患者正在接受放射疗法治疗时可以由图像获取设备32“实时”获取这样的2D切片。“实时”意味着至少以毫秒或更短时间来获取数据。

[0060] 图像处理设备12可以生成并存储针对一个或更多个患者的放射疗法治疗计划42。放射疗法治疗计划42可以提供关于要施加给每个患者的特定放射剂量的信息。放射疗法治疗计划42还可以包括其他放射疗法信息,例如束角度、剂量体积直方图信息、疗法期间要使用的放射束的数目、每束的剂量等。

[0061] 图像处理器14可以通过使用诸如治疗规划软件的软件程序44(例如,由瑞典斯德哥尔摩的Elekta AB制造的Monaco®)来生成放射疗法治疗计划42。为了生成放射疗法治疗计划42,图像处理器14可以与图像获取设备32(例如,CT设备、MRI设备、PET设备、X射线设备、超声设备等)进行通信以访问患者图像并区分靶(例如,肿瘤)。在一些实施方式中,可能需要描绘一个或更多个危及器官(OAR),例如肿瘤周围或紧邻肿瘤的健康组织。因此,在OAR靠近靶肿瘤的情况下可以执行对OAR的分割。此外,如果靶肿瘤靠近OAR(例如,紧邻膀胱和直肠的前列腺),则通过将OAR与肿瘤分割,治疗规划设备110不仅可以研究靶中的剂量分布,还可以研究OAR中的剂量分布。

[0062] 为了区分OAR与靶器官或靶肿瘤,可以由图像获取设备32非侵入地获得正在接受放射疗法的患者的医学图像(例如,MRI图像、CT图像、PET图像、fMRI图像、X射线图像、超声图像、放射疗法射野图像、SPECT图像等)以揭示身体部位的内部结构。基于来自医学图像的信息,可以获得有关解剖部位的3D结构。例如,根据用于医学成像的DICOM灰度成像标准可以将所获得的相关解剖部位的3D结构存储为解剖结构集。此外,在治疗规划过程期间,可以考虑许多参数以实现靶肿瘤的有效治疗(例如,使靶肿瘤接收到足够的放射剂量以实现有效治疗)与对OAR的低照射(例如,OAR接收到尽可能低的放射剂量)之间的平衡。可以考虑的包括靶器官和靶肿瘤的位置、OAR的位置以及靶相对于OAR的移动的其他参数。例如,可以通过在MRI或CT图像的每个2D层或切片内塑造靶的轮廓或塑造OAR的轮廓并且将每个2D层或切片的轮廓进行组合来获得3D结构。可以手动地(例如,由医师、剂量师或医护人员)或自动地(例如,使用诸如由瑞典斯德哥尔摩的Elekta AB制造的基于Atlas的自动分割软件ABAS™的程序)生成所述轮廓。在某些实施方式中,可以由治疗规划软件自动生成靶肿瘤或OAR的3D结构。

[0063] 在已经定位并区分靶肿瘤和OAR之后,剂量师、医师或医护人员可以确定要对靶肿瘤施加的放射剂量,以及由邻近该肿瘤的OAR(例如,左右腮腺、视神经、眼睛、晶状体、内耳、脊髓、脑干等)可以接收的任何最大量的剂量。在针对每个解剖结构(例如,靶肿瘤、OAR)确

定了放射剂量之后,可以执行被称为逆向规划的过程以确定将实现期望的放射剂量分布的一个或更多个治疗计划参数。治疗计划参数的示例包括体积区分参数(例如,其限定靶体积、轮廓敏感结构等)、靶肿瘤和OAR周围的边缘、束角度选择、准直器设置和束开启次数。在逆向规划过程期间,医师可以定义剂量约束参数,该参数设定关于OAR可以接收多少放射的界限(例如,限定对肿瘤靶的全剂量和对任何OAR的零剂量;限定对靶肿瘤的95%的剂量;限定脊髓、脑干和视神经结构分别接收 $\leq 45\text{Gy}$ 、 $\leq 55\text{Gy}$ 和 $< 54\text{Gy}$ )。逆向计划的结果可以构成可以存储在存储器16或数据库24中的放射疗法治疗计划42。这些治疗参数中的一些参数可以被相互关联。例如,尝试改变治疗计划而调整一个参数(例如,不同目标的权重,例如增加对靶肿瘤的剂量)可能影响至少一个其他参数,这进而可能引起开发不同治疗计划。因此,图像处理设备12可以生成具有这些参数的定制放射疗法治疗计划42以便放射疗法设备30向患者提供放射疗法治疗。

[0064] 此外,放射疗法系统10可以包括显示设备34和用户接口36。显示设备34可以包括向用户显示医学图像、接口信息、治疗规划参数(例如,轮廓、剂量、束角度等)、治疗计划、靶、定位靶和/或追踪靶或者任何相关信息的一个或更多个显示画面。用户接口36可以是键盘、小键盘、触摸屏或者用户可以向放射疗法系统10输入信息的任何类型的设备。替选地,显示设备34和用户接口36可以集成到诸如平板电脑(例如,Apple iPad®、Lenovo Thinkpad®、Samsung Galaxy®等)的设备中。

[0065] 此外,放射疗法系统10的任何和全部部件可以被实现为虚拟机(例如,VMWare、Hyper-V等)。例如,虚拟机可以是充当硬件的软件。因此,虚拟机可以至少包括一起充当硬件的一个或更多个虚拟处理器、一个或更多个虚拟存储器和一个或更多个虚拟通信接口。例如,图像处理设备12、OIS 28、图像获取设备32可以被实现为虚拟机。假设有可用的处理能力、存储器和计算能力,则整个放射疗法系统10都可以被实现为虚拟机。

[0066] 图2A示出了根据本公开内容的一些实施方式的示例性图像引导放射疗法设备150。设备150包括床210、对应于医学成像设备140的医学图像获取部以及对应于放射疗法设备130的放射递送部。

[0067] 床210可以用于在治疗阶段期间支承患者(未示出),并且还可以将其称为患者支承系统。床210可以沿着水平的平移轴(标记为“T”)移动,使得搁置在床210上的患者可以移入和/或移出设备150。在一些实施方式中,床210可以围绕横向于平移轴的中央竖直旋转轴旋转。床210可以被机动化以在各个方向上移动并且沿各种轴旋转从而根据治疗计划适当地定位患者。

[0068] 医学成像设备140可以包括用于在治疗阶段之前、期间和/或之后获取患者的2D或3D MRI图像的MRI机器。医学成像设备140可以包括用于生成用于磁共振成像的主磁场的磁体146。由磁体146的操作生成的磁场线可以基本上平行于中心平移轴I延伸。磁体146可以包括其轴线平行于平移轴I延伸的一个或更多个线圈。在一些实施方式中,磁体146中的一个或更多个线圈可以间隔开使得磁体146的中心窗147没有线圈。在其他实施方式中,磁体146中的线圈可以足够薄或具有降低的密度使得它们对放射疗法设备130生成的波长的放射而言基本上是透明的。医学成像设备140还可以包括一个或更多个有源屏蔽线圈,所述有源屏蔽线圈可以在磁体146外部产生近似相等幅度且极性相反的磁场,以消除磁体146外部的磁场。放射疗法设备130的放射源134可以被定位在磁场被消除到至少一阶(first



order)的区域中。

[0069] 医学成像设备140还可以包括两个梯度线圈148和149,这两个梯度线圈148和149可以生成被叠加在主磁场上的梯度磁场。线圈148和149可以在所得到的磁场中产生梯度,其允许质子的空间编码使得可以确定质子的位置。梯度线圈148和149可以围绕与磁体146的公共中心轴来定位,并且可以沿着该中心轴彼此移位。该移位可以在线圈148与线圈149之间创建间隙或窗。在磁体146还包括线圈之间的中心窗147的实施方式中,两个窗可以彼此对准。

[0070] 放射疗法设备130可以包括放射源134,例如X射线源或线性加速器,以及多叶准直器(MLC) 132。放射疗法设备130可以安装在底架138上。当床210被插入治疗区域时,可以由一个或更多个底架马达供能以使底架138能够围绕床210连续旋转。如果需要,放射检测器也可以安装在底架138上,优选地与放射源134相对并且将底架138的旋转轴定位在放射源134与检测器之间。放射疗法设备130的控制电路可以集成在设备150内或者远离设备150,并且在功能上由图1A的控制台110表示。

[0071] 在放射疗法阶段期间,患者可以被定位在床210上,床210可以被插入由磁线圈146、148、149和底架138限定的治疗区域中。控制台110可以控制放射源134、MLC 132和底架马达(多个),以通过线圈148与线圈149之间的窗口向患者递送放射。在一些实施方式中,图像获取设备140可以对应于图1B中的图像获取设备32,其可以获取具有第一模态的原始图像(例如,图2D所示的MRI图像)或者具有第二模态的目标图像(例如,图2E所示的CT图像)。

[0072] 图2B示出了示例性放射疗法设备150,其可以包括放射源(例如,X射线源或线性加速器)、多叶准直器(未示出)、床116、成像检测器114和放射疗法输出104。放射疗法设备150可以被配置成发射放射束108以向患者提供疗法。放射疗法输出104可以包括一个或更多个衰减器或准直器,例如下文中图2F的说明性示例所描述的多叶准直器(MLC)。

[0073] 返回参照图2B,可以使用桌子或床116将患者定位在区域112中,以根据放射疗法治疗计划接收放射疗法剂量。放射疗法输出104可以被安装或附接至台架106或其他机械支承件。当床116被插入治疗区域时,一个或更多个底盘马达(未示出)可以使台架106和放射疗法输出104围绕床116旋转。在实施方式中,当床116被插入治疗区域时,台架106可以围绕床116连续旋转。在另一实施方式中,当床116被插入治疗区域时,台架106可以旋转至预定位置。例如,台架106可以被配置成使疗法输出104围绕轴(“A”)旋转。床116和放射疗法输出104两者都能够独立地移动到患者周围的其他位置,例如,可沿着横向(“T”)移动、可沿着侧向(“L”)移动,或者能够关于一个或更多个其他轴旋转,例如关于横轴(表示为“R”)旋转。通信地连接至一个或更多个致动器(未示出)的控制器可以控制床116移动或旋转以便根据放射疗法治疗计划将患者适当地安置在放射束108位置之内或之外。由于床116和台架106两者可在多个自由度上彼此独立地移动,这允许将患者定位成使得放射束108能够精确地以肿瘤为靶。

[0074] 图2B所示的坐标系(包括轴A、T和L)包括可以具有位于等中心111处的原点。等中心点可以被定义为放射疗法束108与坐标轴的原点相交的位置,例如以便将规定的放射剂量递送至患者身上或者患者体内的位置。例如,等中心点111可以被定义为下述位置:在该位置处,针对如由台架106围绕轴A定位的放射疗法输出104的各种旋转位置,放射疗法束108与患者相交。



[0075] 台架106也可以具有附接的成像检测器114。成像检测器114优选地位于与放射源104相对的位置,并且在示例中,成像检测器114可以位于疗法束108的场内。

[0076] 优选地,成像检测器114可以与放射疗法输出104相对地安装在台架106上,例如以保持与疗法束108对准。随着台架106旋转,成像检测器114围绕旋转轴旋转。在实施方式中,成像检测器114可以是平板检测器(例如,直接检测器或闪烁器检测器)。以该方式,成像检测器114可以用于监测疗法束108,或者成像检测器114可以用于对患者的解剖结构进行成像,例如射野成像。放射疗法设备150的控制电路可以被集成在系统100内或者远离系统100。

[0077] 在说明性示例中,床116、疗法输出104或台架106中的一个或多个可以被自动定位,并且疗法输出104可以根据用于特定疗法递送实例的指定剂量来建立疗法束108。可以根据放射疗法治疗计划例如使用台架106、床116或疗法输出104的一个或多个不同取向或位置来指定疗法递送序列。疗法递送可以依序发生,但是可以在患者上或患者体内的期望的疗法位点中(例如在等中心111处)交叉。由此可以将放射疗法的规定的累积剂量递送到疗法位点,同时由此减少或避免对疗法位点附近的组织的损害。

[0078] 图2C示出了可以包括组合直线加速器和成像系统(例如可以包括计算机断层扫描(CT)成像系统)的示例性放射疗法设备150。CT成像系统可以包括例如以千电子伏特(keV)能量范围提供X射线能量的成像X射线源118。成像X射线源118提供了被引导至成像检测器123例如平板检测器的扇形和/或锥形束119。放射疗法系统150可以类似于关于图2B所描述的系统150,例如包括放射疗法输出104、台架106、平台116和另外的平板检测器114。X射线源118可以提供用于成像的相对较低能量的X射线诊断束。

[0079] 在图2C的说明性示例中,放射疗法输出104和X射线源118可以被彼此旋转分开90度安装在同一旋转台架106上。在另一示例中,可以沿着台架106的外围安装两个或多个X射线源,例如分别具有其自己的检测器布置以同时提供多角度的诊断成像。类似地,可以提供多个放射疗法输出104。图2A、图2B和图2C总体上示出了包括其中放射疗法输出可以围绕中心轴(例如,轴“A”)旋转的配置的被配置成向患者提供放射疗法治疗的放射疗法设备的示例。可以使用其他放射疗法输出配置。例如,可以将放射疗法输出安装至具有多个自由度的机器人臂或操纵器。在又一示例中,疗法输出可以是固定的,例如位于与患者侧向分开的区域中,并且可以使用支承患者的平台来将放射疗法等中心与患者体内的指定靶位点对准。

[0080] 如上所讨论的,通过图2A、图2B和图2C描述的放射疗法设备包括用于对至患者体内的指定靶位点的放射疗法束进行成形、指引或对放射疗法束的强度进行调制的多叶准直器。图2F示出了包括可以被自动定位以限定与肿瘤140横截面或投影近似的孔径的叶片132A至132J的示例性多叶准直器(MLC) 132。叶片132A至132J允许对放射疗法束进行调制。根据放射治疗计划,叶片132A至132J可以由被指定用于在除所述孔径之外的区域中衰减或阻挡放射束的材料制成。例如,叶片132A至132J可以包括金属板(例如包含钨),其中该板的长轴被定向成平行于束方向,并且使端部被定向成与束方向正交(如图2B中图示的平面所示)。在放射疗法治疗疗程期间可以适应性地调整MLC 132的“状态”,例如建立更好地接近肿瘤140或其他靶位点的形状或位置的疗法束。这与使用静态准直器配置成对比,或者与使用排他地利用“离线”疗法规划技术确定的MLC 132配置成对比。使用MLC 132产生至肿瘤或

肿瘤内特定区域的指定放射剂量分布的放射疗法技术可以被称为强度调制放射疗法 (IMRT)。

[0081] 图2G示出了根据本公开内容的一些实施方式的另一类型的放射疗法设备130 (例如, Leksell伽玛刀) 的示例。如图2G所示, 在放射疗法治疗阶段中, 患者202可以佩戴坐标架220以保持正在经受手术或放射疗法的患者身体部位 (例如, 头部) 稳定。坐标架220和患者定位系统222可以建立可以在对患者成像时或者在放射手术期间可以使用的空间坐标系。放射疗法设备130可以包括用于包围多个放射源212的保护壳体214。放射源212可以通过束通道216生成多个放射束 (例如, 小束)。多个放射束可以被配置成从不同方向聚焦在等中心218上。虽然每个单独的放射束可能具有相对低的强度, 但是当来自不同放射束的多个剂量在等中心218处累积时, 等中心218可以接收到相对高水平的放射。在某些实施方式中, 等中心218可以对应于手术或治疗下的靶, 例如肿瘤。

[0082] 图3示出了示例性控制台110。如图3所示, 控制台110可以包括处理器设备250、存储器或存储设备260、通信接口270、输入设备282和输出设备284。存储器/存储设备260可以存储计算机可执行指令, 例如操作系统262和治疗规划/优化软件264。处理器设备250可以耦接至存储器/存储设备260, 并且被配置成执行存储在其中的计算机可执行指令。例如, 处理器设备250可以执行治疗规划/优化软件264以实现诸如治疗规划和优化的功能。处理器设备250可以通过通信接口270与数据库120进行通信以将数据发送至数据库120/从数据库120接收数据。尽管在图3中仅示出了一个数据库120, 但是本领域技术人员将理解, 数据库120可以包括以集中式或分布式方式定位的多个设备。

[0083] 处理器设备250可以包括一个或更多个通用处理设备, 例如微处理器、中央处理单元 (CPU) 等。更具体地, 处理器设备250可以是复杂指令集计算 (CISC) 微处理器、精简指令集计算 (RISC) 微处理器、超长指令字 (VLIW) 微处理器、实现其他指令集的处理器或实现指令集的组合的处理器。处理器设备250还可以是一个或更多个专用处理设备, 例如专用集成电路 (ASIC)、图形处理单元 (GPU)、现场可编程门阵列 (FPGA)、数字信号处理器 (DSP)、片上系统 (SoC) 等。如本领域技术人员将理解的, 在一些实施方式中, 处理器设备250可以是专用处理器而不是通用处理器。

[0084] 存储器/存储设备260可以包括只读存储器 (ROM)、闪速存储器、随机存取存储器 (RAM)、静态存储器、硬盘驱动器等。在一些实施方式中, 存储器/存储设备260可以包括机器可读存储介质。虽然作为示例性实施方式的机器可读存储介质可以是单个介质, 但是术语“机器可读存储介质”应当被视为包括存储一组或更多组指令/数据的单个介质或多个介质 (例如, 集中式或分布式数据库, 和/或相关联的高速缓存和服务器等)。术语“机器可读存储介质”还应被视为包括能够对供机器执行的一组指令进行存储或编码并且使机器执行本公开内容的任何一种或更多种方法的任何介质。术语“机器可读存储介质”相应地被视为包括但不限于固态存储器以及光学介质和磁介质。

[0085] 通信接口270可以包括网络适配器、电缆连接器、串行连接器、USB连接器、并行连接器、高速数据传输适配器 (例如光纤、USB 3.0、雷电接口等)、无线网络适配器 (例如WiFi适配器、电信 (3G、4G/LTE等) 适配器等)。通信接口270还可以包括与放射疗法设备130和/或医学成像设备140的通信接口。处理器设备250可以经由通信接口270与数据库120、放射疗法设备130、医学成像设备140或其他设备或系统通信。输入设备282可以包括键盘、鼠标、触

触摸屏或其他用于接收用户输入的信息的合适的设备。输出设备284可以包括显示器、打印机或其他用于向用户输出信息的合适的设备。

[0086] 图4是根据一些实施方式的示例性放射疗法规划方法或工作流程400的流程图。方法400可以用于基于在先前阶段之后获取的一个或多个医学图像来修改在先前治疗阶段中使用的治疗计划以解决部位间变化。如本文中所使用的,在先前治疗阶段中使用的治疗计划也被称为参考治疗计划。例如,正在经受放射疗法的患者可以在几个阶段中接收放射剂量。在每个阶段中,可以按医生规定的总剂量的一部分执行。相邻阶段之间的时间间隔可以是一天、几天、一周、几周甚至几个月。因此,治疗的靶(例如,肿瘤)可以在阶段之间改变其大小、形状和/或取向,并且由于这些变化而导致针对一个阶段制定的治疗计划可能不准确或者在下一个或以后的阶段中甚至无法接受。因此,期望使针对先前阶段制定的治疗计划适应于新的阶段中遇到的变化。在示例中,参考治疗计划可以包括DICOM RT计划。

[0087] 在步骤410中,控制台110可以接收参考治疗计划。可以基于在先前治疗阶段中获得的一个或多个医学图像来针对先前治疗阶段制定参考治疗计划。还可以基于在先前治疗阶段中获得的至少一个医学图像来针对先前治疗阶段制定参考治疗计划。至少一个解剖结构集可以包括根据用于医学成像的DICOM灰度成像标准的放射疗法结构集。例如,解剖结构集可以包括至少一个器官标签(例如,前列腺或肝脏)和可以定义与至少一个器官标签相关联的多边形的相关联的坐标。可以基于至少一个医学图像来确定至少一个解剖结构集。参考治疗计划可以包括计划参数,例如放射束角度(例如,弧/子弧布置)和孔径信息(例如,在每个射束角度处的MLC孔径的形状)。如本文中所使用的,射束弧/子弧布置和孔径信息被统称为控制点信息。

[0088] 图5示出了参考2D医学图像的示例性束弧/子弧布置。在图5中,可以基于2D医学图像来分割靶510和OAR 520。分割可以手动、半自动或自动完成。例如,可以使用图像分割技术(例如,使用控制台110)来区分靶510和/或OAR 520。在区分目标/OAR之后,可以设计多个放射束使得可以从多个角度向靶510施加放射剂量。放射束通常布置在弧上,该弧对应于放射头245沿其行进的轨迹。例如,图5示出了可以从其施加放射的多个弧530A、530B、530C和530D。例如,放射头245可以沿弧530A旋转并在沿弧530A的一个或多个点处施加放射。弧的布置可以基于靶和/或OAR的大小和位置、由靶接收的期望剂量、相对于OAR要满足的剂量体积约束和/或本领域技术人员已知的任何其他参数来手动确定或使用控制台110来确定。

[0089] 在一些实施方式中,可以将加权因子分配给每个弧。加权因子可以指示将沿着该弧递送的放射剂量的相对比例。例如,弧530A覆盖了OAR 520的一部分。因此,分配给弧530A的加权因子可以小于分配给例如弧530B的加权因子。

[0090] 在一些实施方式中,弧还可以被划分为多个子弧,并且可以为每个子弧分配单独的加权因子。例如,弧530A可以划分为两个分段:534和532。因为分段532覆盖了OAR 520,因此可以将比分配给分段534的加权因子更小的加权因子(甚至是零加权因子)分配给分段532。因为未划分弧与分段之间的差异仅在于其长度,为简单起见,术语“分段”用于指未划分弧或划分弧的分段。

[0091] 上面讨论的弧/分段布置信息表征了束角或束方向,并且是可以由参考治疗计划提供的分段信息的一部分。在IMRT中,另一计划参数,MLC孔径也可以是分段信息的一部分。MLC孔径表征束的形状,并且可通过移动多叶准直器的叶片来调节。图6A以粗线示出了包括

MLC孔径614的示例性MLC配置610,通过该MLC孔径614调制放射束使得孔径的形状符合靶612的形状。如图6A所示,孔径614的特定形状可以由一组叶片616A、616B、618A、618B等构造。每个叶片可以是平板状的并且可以通过致动器机构左右移动。叶片可以由放射阻挡材料制成使得当彼此相对的两个叶片朝向彼此移动时,可以穿过两个叶片之间的间隔的放射量也减少。基于靶(例如,靶612)的形状,多对叶片可以形成一个孔径(例如,孔径614)。在一些实施方式中,具有特定形状的孔径可以与分段相关联,使得当放射头245沿着该分段移动时,放射束根据孔径的特定形状成形。在一些实施方式中,可以将固定孔径分配给每个分段。在其他实施方式中,孔径的形状可以沿着单个分段改变。孔径信息可以形成可以由参考计划提供的分段信息的部分。

[0092] 再次参照图4,在步骤410中,控制台110可以接收参考计划并且如上面结合图5和图6A所讨论的,参考计划可以包括多个放射束的分段信息,例如分段布置、分配给分段的加权因子以及与分段相关联的孔径形状。参考计划还可以包括剂量约束。剂量约束(也称为剂量体积约束)可以由医师规定。表1中示出了一组典型的剂量约束,如下所示:

[0093] 表1:样品剂量约束处方:

[0094]    [0095]	>= 肿瘤的 95%	接收>= 63 Gy
	<= 肿瘤的 1%	接收>= 72 Gy
	>= 扩展肿瘤的 95%	接收>= 60 Gy
	<= 扩展肿瘤的 1%	接收>= 70 Gy
	<= 线束的 1%	接收>= 43 Gy
	<= 头的 15%	接收>= 30 Gy
	<= 正常组织的 50%	接收>= 54 Gy

[0096] 如表1所示,将剂量约束分配给包括该肿瘤和OAR的每个感兴趣解剖区域。剂量约束由左侧数字的百分比和右侧剂量阈值指定。

[0097] 处方的前四行是针对肿瘤和肿瘤周围的所谓扩展区域,引入该扩展区域是为了说明有关肿瘤边界的不确定性。前两行指出,对于肿瘤的95%或更高的体积,靶肿瘤剂量应高于63Gy的阈值。另一方面,靶剂量应当低于72Gy,除非占肿瘤体积的1%的部位。其他行可以类似地解释。在参考治疗计划中可以提供类似于表1所示的剂量约束。

[0098] 在步骤420中,控制台110可以从医学成像设备140或从数据库120中接收更新的医学图像。可以在新治疗阶段开始之前获取更新的医学图像。更新的医学图像可以揭示靶的变化(例如,大小、形状、取向等)以及靶周围的其他结构的变化。可以从更新的医学图像确定更新的解剖结构集,并且可以将更新的解剖结构集与根据参考治疗计划进行的先前治疗阶段获得的一个或更多个解剖结构集进行比较以在步骤430中确定解剖结构集之间的差异。然后在步骤440中,控制台110可以基于更新的解剖结构集与在先前治疗阶段期间获得的解剖结构集之间的差异来确定分段信息。例如,控制台110可以使用分段孔径变形(SAM)算法根据在更新的解剖结构集中发现的差异来调整由参考治疗计划提供的分段信息。SAM算法可以基于每个束角度和每个分段的新靶(新靶投影)(NTP)的束眼图和旧靶(旧靶投影)

(OTP)的束眼图计算MLC变形(叶片位移)。示例性的SAM算法开始于将旧孔径形状划分为多个离散点(边界点)。然后,将每个边界点的坐标从OTP线性转换为NTP。

[0099] 图6B示出了适合于改变的靶622的示例性MLC配置620。参照图6B,与靶612相比,靶622变得更小,并且靶的形状也改变。为了说明变化,一些叶片被移位(例如,618A、616B、618B,其中叶片的旧位置以虚线示出)以形成新的孔径624(以粗线示出)。在步骤440中,可以将新的孔径624(例如,通过SAM)确定为分段信息的部分。

[0100] 再次参照图4,控制台110可以基于由参考治疗计划提供的一个或更多个约束条件来确定每个放射束的注量图。注量图指示每个束在MLC孔径的每个点处应当有多强。注量图也称为强度分布图,由二维非负函数 $I_a(x, y)$ 针对 $a=1, 2, 3, \dots, k$ 表示,其中 $k$ 是正在使用的束角度的数目。可以基于由参考治疗计划提供的约束和根据SAM算法确定的分段信息使用注量图优化算法来确定注量图。可以使用任何合适的注量图优化算法来生成注量图。

[0101] 在步骤460中,控制台110可以基于注量图确定剂量分布。图7示出了示例性MLC孔径710和示例性感兴趣解剖区域720。将结合图7描述用于计算剂量分布的示例性算法。该算法开始于通过将矩形网格 $\{(x_i, y_i)\}$ 放置在每个束角度的MLC孔径710上来使其离散。这些小的矩形元素或“像素”(例如712)的实际数目不仅取决于MLC设备的物理大小(例如,MLC叶片的宽度),还取决于感兴趣解剖区域720的束角度和几何形状。例如,如果确定从给定网格点发射的束与感兴趣解剖区域720不具有明显的相交或不对感兴趣解剖区域有影响,则将从考虑中忽略该特定的网格点。利用该离散化,每个MLC孔径被分解为数百个(或甚至数千个)离散的“像素”,并且相应地,每个放射束被分解为尽可能多的离散的“小束”(例如,730)。

[0102] 此外,感兴趣解剖区域720也需要离散化。区域720是包含要治疗的靶以及靶周围的OAR的3D体积。区域720可以被离散为称为“立体像素”的小3D矩形元素(例如722)。利用该离散化,由立体像素 $v_i$ 接收到的剂量是所有子束强度值的总和分别乘以贡献系数,该贡献系数指示从该子束每单位强度发射的第 $i$ 个立体像素接收到的剂量的量。全部贡献系数可以以矩阵(称为影响矩阵或核矩阵)形式排列。一旦确定了影响矩阵,则可以基于注量图确定剂量分布。可以通过各种方法来确定影响矩阵。例如,可以使用蒙特卡洛采样技术。

[0103] 在步骤470中,控制台110可以基于剂量分布和分段信息(例如,使用SAM算法确定的)来确定新治疗计划的束调制特性。例如,控制台110可以使用在步骤460中确定的剂量分布作为目标剂量分布而不是由参考计划提供的剂量约束来开始热启动优化。代替针对剂量约束(不一定对应于任何特定剂量分布)评估由一组计划参数得出的剂量体积直方图,控制台110可以将基于注量图而确定的剂量分布用作具有与束调制特性(例如MLC孔径形状和加权因子)有更直接的联系的目标分布。此外,热启动优化可以从在步骤440中确定的分段信息(例如,由SAM算法得到的孔径形状)开始。与注量图是由任意孔径形状构成的(某些处理甚至可能无法通过处理中使用的特定MLC来实现)的传统的叶片测序方法相比,可易于实现的孔径形状可以提高优化速度。优化结果可以包括一个或更多个束调制特性,例如将在新治疗计划中使用的一组优化的MLC孔径形状。一个或更多个束调制特性还可以包括分别与优化的MLC孔径相关联的加权因子。例如,加权因子可以分别与分段相关联(每个分段具有对应的孔径形状),并且指示要通过对对应分段递送的放射剂量的比例。

[0104] 图8是用于基于模板治疗计划针对新患者创建新治疗计划的示例性方法800的流程图。参照图8,方法800类似于方法400,除了方法800中的参考治疗计划是模板治疗计划并

且由于没有先前的治疗计划或先前的医学图像要进行比较而没有执行SAM。在步骤810中,控制台110可以接收包括剂量约束和分段信息的模板治疗计划。模板治疗计划可以作为样本提供并且可以针对个别患者的特定情况进行定制。模板治疗计划可以被存储在数据库120中。在步骤820中,类似于步骤450,控制台110可以基于模板治疗计划的剂量约束来确定每个放射束的注量图。在步骤830中,类似于步骤460,控制台110可以基于注量图确定剂量分布。在步骤840中,类似于步骤470,控制台110可以基于模板治疗计划的剂量分布和分段信息来确定新治疗计划的至少一个束调制特性。与使用剂量约束相比,使用基于注量图而确定的剂量分布作为目标剂量可以提高规划过程的速度。此外,热启动优化开始于可易于实现的孔径形状,从而减少了优化的处理时间。

[0105] 图9是用于基于参考治疗计划创建用于患者的治疗计划的示例性方法900的流程图。在步骤910中,控制台110可以接收包括一个或更多个剂量约束和控制点信息的参考治疗计划。参考治疗计划可以被存储在数据库120中。在步骤920中,控制台110可以从医学成像设备140或数据库120中接收未包括在参考治疗计划中的至少一个医学图像和结构集。然后,可以基于接收到的至少一个医学图像和结构集来确定新治疗计划。新治疗计划可以用于被执行参考计划的同一患者。新治疗计划可以是用于与被执行参考计划的患者不同的患者。在步骤930中,可以由控制台110基于参考治疗计划来确定多个放射束的控制点信息,并且可以将多个放射束配准到接收到的至少一个医学图像。在步骤940中,可以由控制台110针对多个放射束中的每一个来确定优化的注量图。可以使用注量图优化算法以及接收到的至少一个医学图像和结构集,基于参考治疗计划中包括的一个或更多个剂量约束条件来确定每个优化的注量图。在步骤950中,可以由控制台基于多个放射束的优化的注量图来确定优化的剂量分布。在步骤960中,控制台可以通过优化控制点的形状和/或权重和/或多个放射束的权重以实现优化的剂量分布、使用参考治疗计划中包括的控制点信息基于热启动优化算法来确定新治疗计划的至少一个束调制特性。在一些实施方式中,方法900还可以包括步骤970至990。在步骤970中,可以由控制台110接收更新的医学图像。在步骤980中,可以由控制台110确定用于更新的医学图像的更新的结构集。在一些实施方式中,更新的结构集可以由控制台110接收。可以由控制台110确定更新的结构集与参考治疗计划中包括的结构集之间的差异。在步骤990中,可以由控制台通过使用分段孔径变形 (SAM) 算法来确定基于差异的经修改的控制点信息。经修改的控制点信息可以用于热启动优化。

[0106] 在本文中描述了可以被实现或定义为软件代码或指令的各种操作或功能。这样的内容可以是能够直接执行的(“对象”或“可执行”形式),可以是源代码或差异代码(“增量”代码或“补丁”代码)。本文描述的実施方式的软件实现可以经由其上存储有代码或指令的制品来提供,或者经由操作通信接口以通过通信接口发送数据的方法来提供。机器或计算机可读存储介质可以使机器执行所描述的功能或操作,并且包括以机器(例如计算设备、电子系统等)可访问的形式存储信息的任何机构,例如可记录/非可记录介质(例如,只读存储器 (ROM)、随机存取存储器 (RAM)、磁盘存储介质、光存储介质、闪存设备等)。通信接口包括与硬连线介质、无线介质、光学介质等中的任何一种对接以与另一装置进行通信的任何机构,例如存储器总线接口、处理器总线接口、因特网连接、磁盘控制器等。可以通过提供配置参数和/或发送信号来配置通信接口,以使通信接口准备提供描述软件内容的数据信号。可以经由发送至通信接口的一个或更多个命令或信号来访问通信接口。

[0107] 本公开内容还涉及用于执行本文中的操作的系统。该系统可以是针对所需目的而专门构建的,或者其可以包括由计算机中存储的计算机程序选择性地启动或重新配置的通用计算机。这样的计算机程序可以被存储在计算机可读存储介质中,计算机可读存储介质例如但不限于:包括软盘、光盘、CDROM和磁光盘的任何类型的盘;只读存储器(ROM);随机存取存储器(RAM);EPROM;EEPROM;磁卡或光卡,或适于存储电子指令的任何类型的介质,每个耦接至计算机系统总线。

[0108] 除非另外指明,否则本文中示出和描述的实施方式中的操作的执行或实现的顺序不是必需的。即,除非另外指明,否则操作可以以任何顺序执行,并且实施方式可以包括比本文中公开的操作更多或更少的操作。例如,预期在另一操作之前、同时或之后执行或实现特定操作在本发明的各方面的范围内。

[0109] 实施方式可以利用计算机可执行指令来实现。计算机可执行指令可以被组织成一个或多个计算机可执行部件或模块。可以利用任何数目和组织的这样的部件或模块来实现这些实施方式。例如,本公开内容的各个方面不限于在附图中示出和在本文中描述的特定计算机可执行指令或者特定部件或模块。其他实施方式可以包括具有比本文中示出和描述的功能更多或更少功能的不同计算机可执行指令或部件。

[0110] 已经详细描述了本公开内容的各方面,将明显的是,在不脱离如所附权利要求书中限定的本公开内容的各方面的范围的情况下,可以进行修改和变型。由于可以在不脱离本公开内容的各个方面的范围的情况下在以上构造、产品和方法中进行各种改变,因此旨在,以上描述中包含的和附图中示出的所有内容应被解释为说明性的,而并非在限制性的意义上。

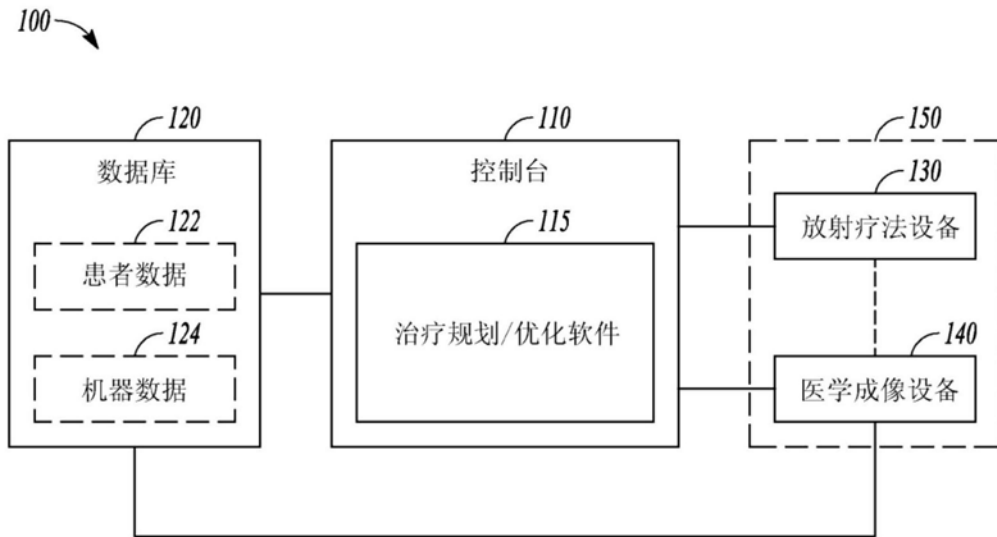


图1A



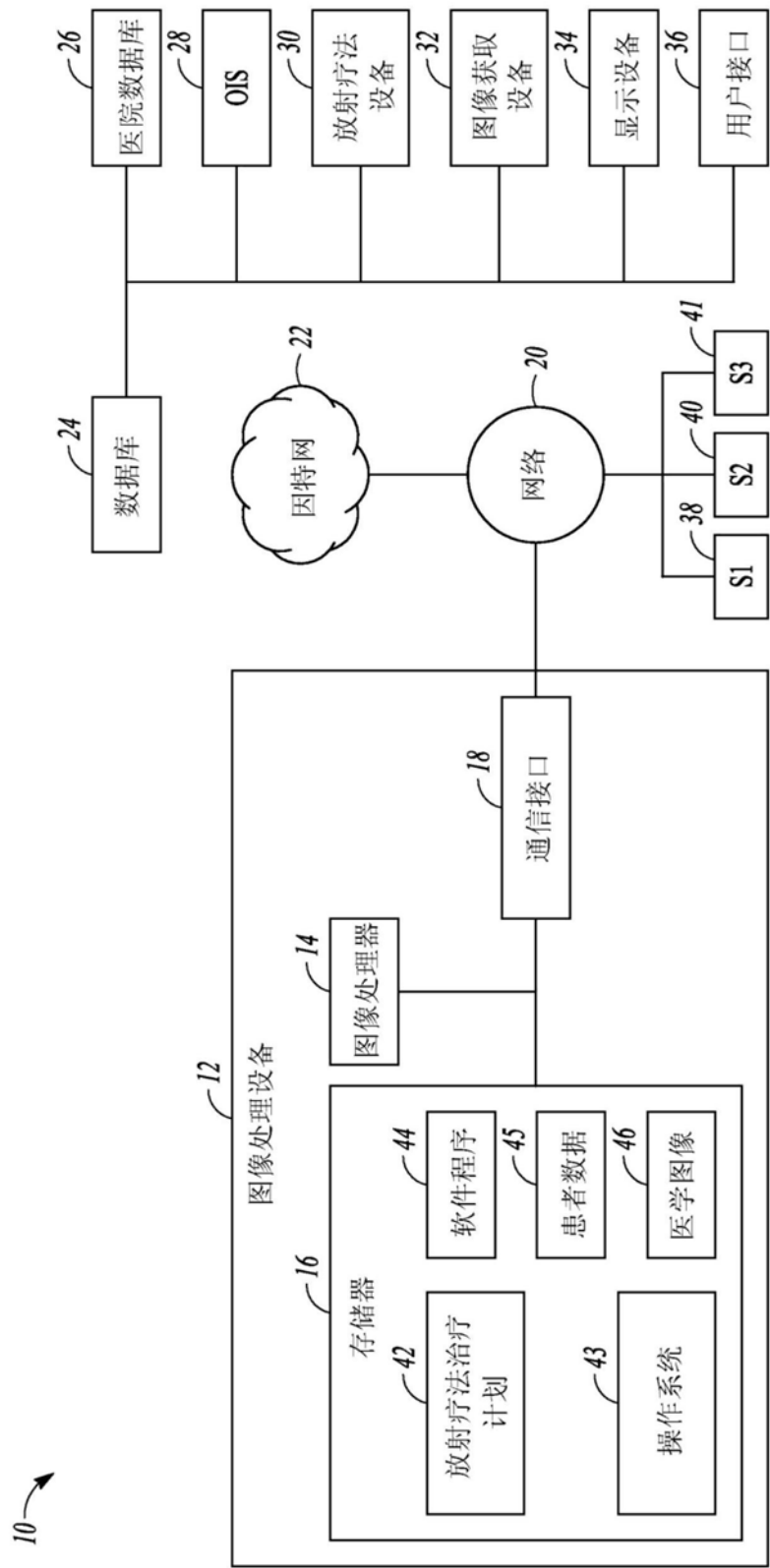


图1B

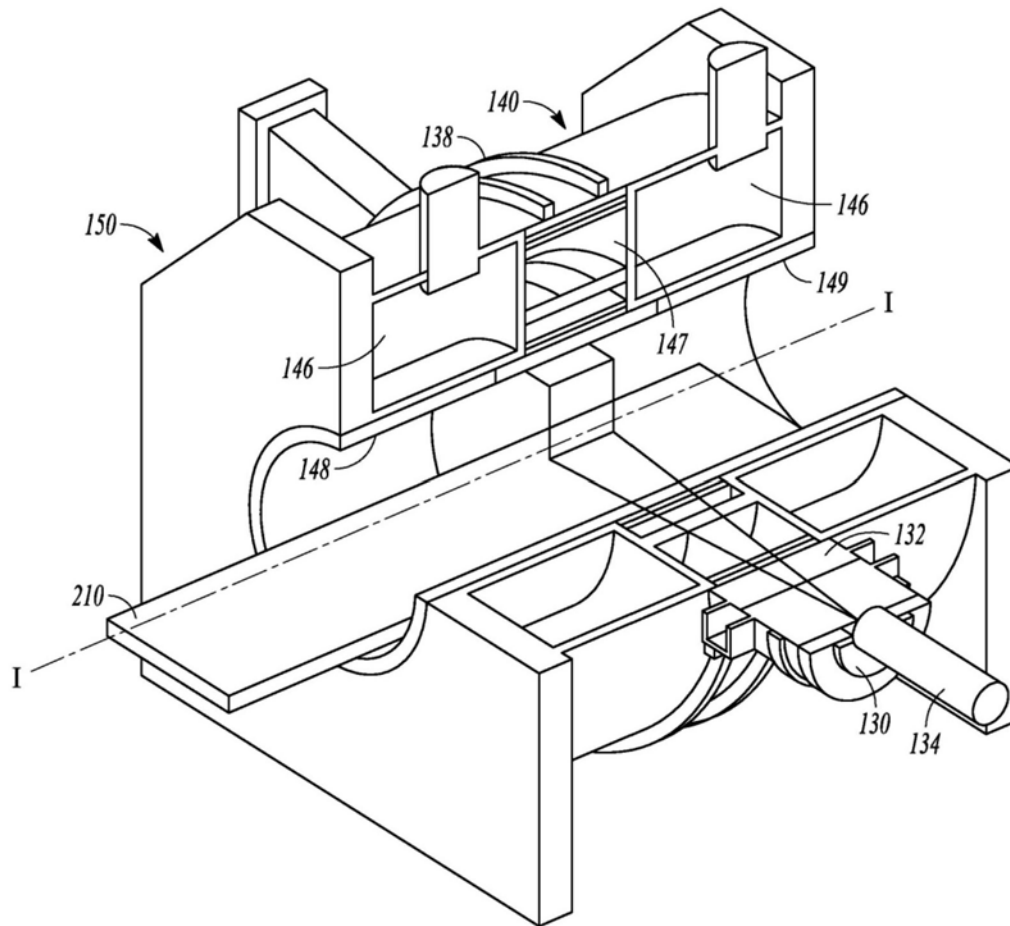


图2A

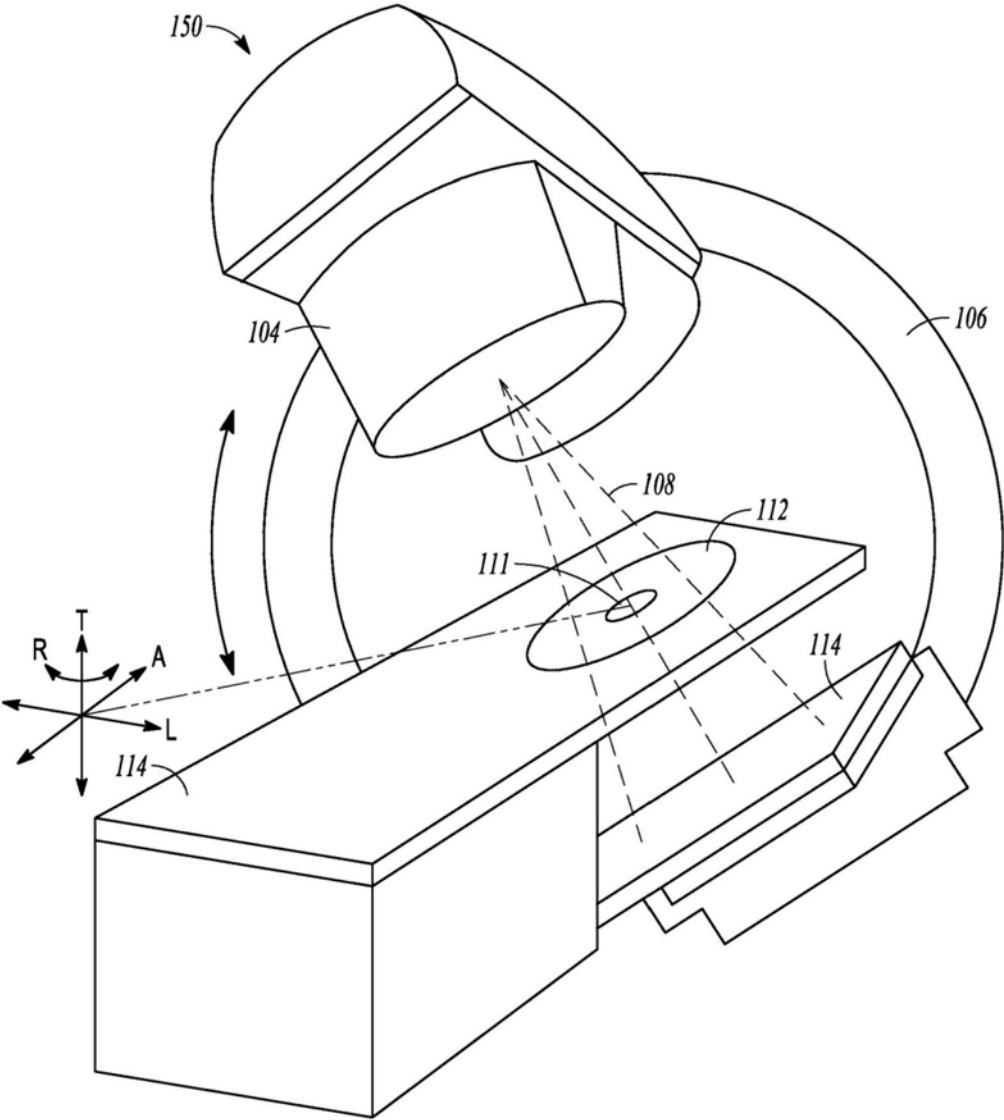


图2B

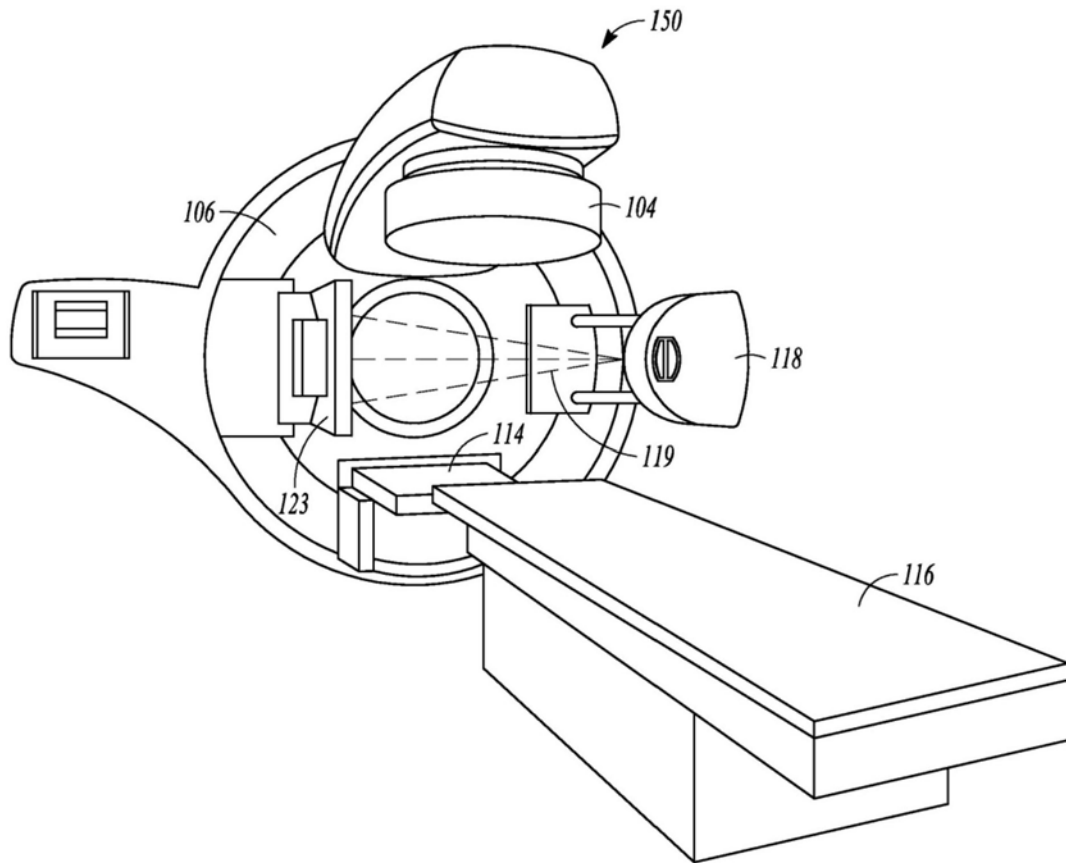


图2C



图2D

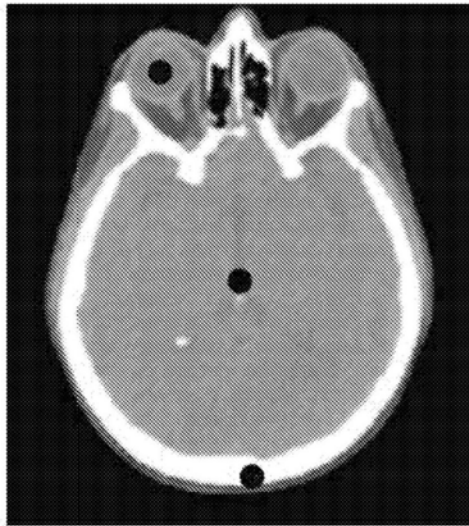


图2E

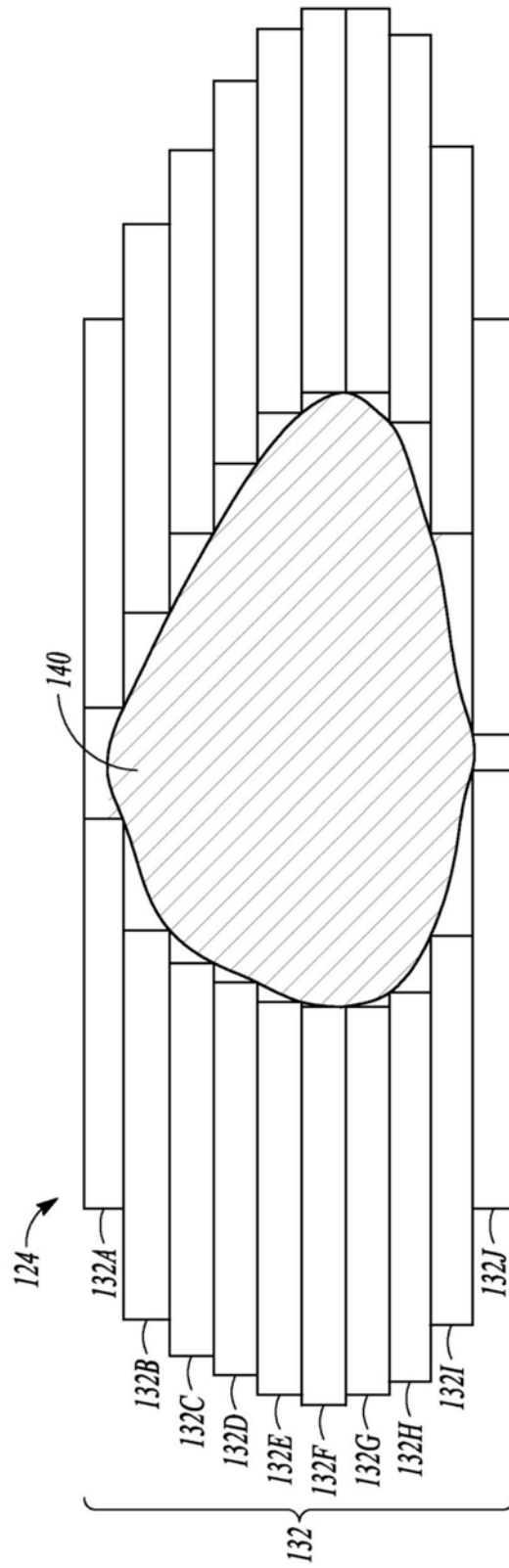


图2F

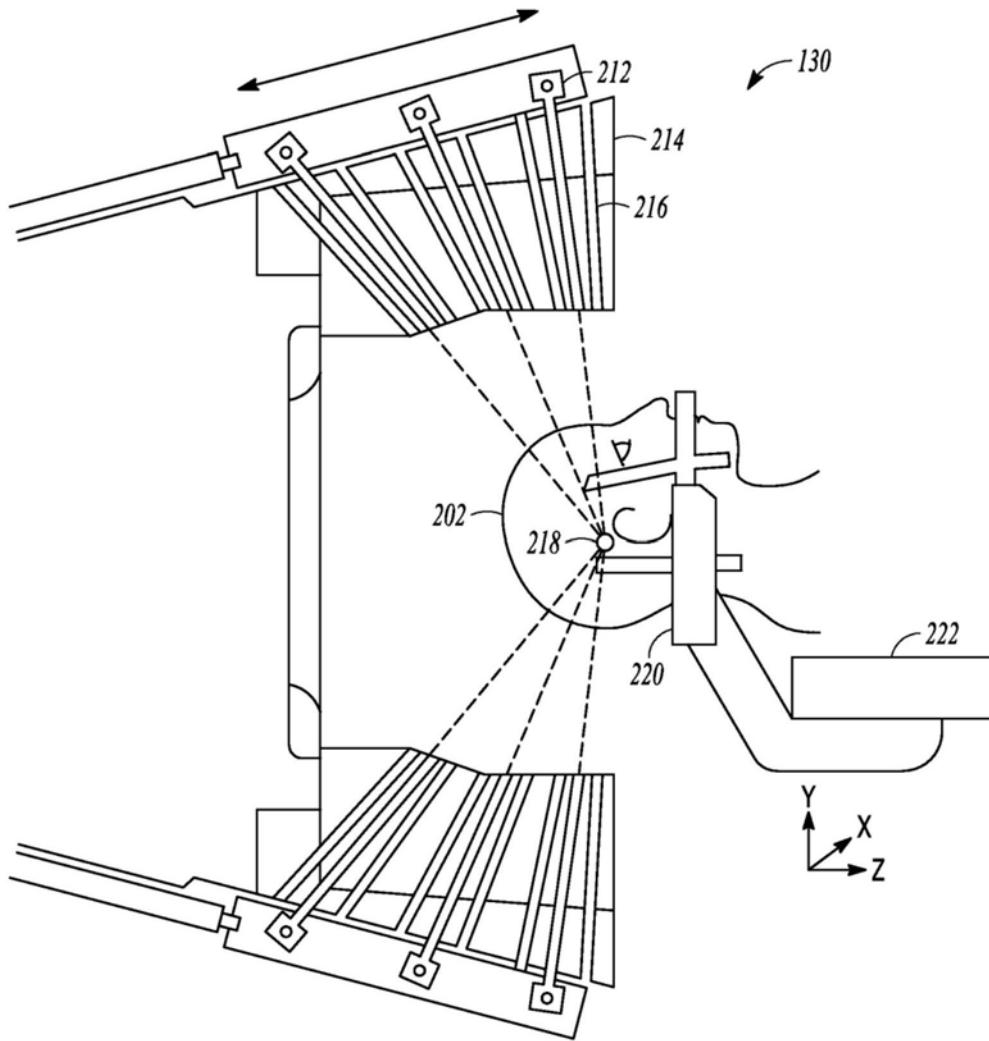


图2G

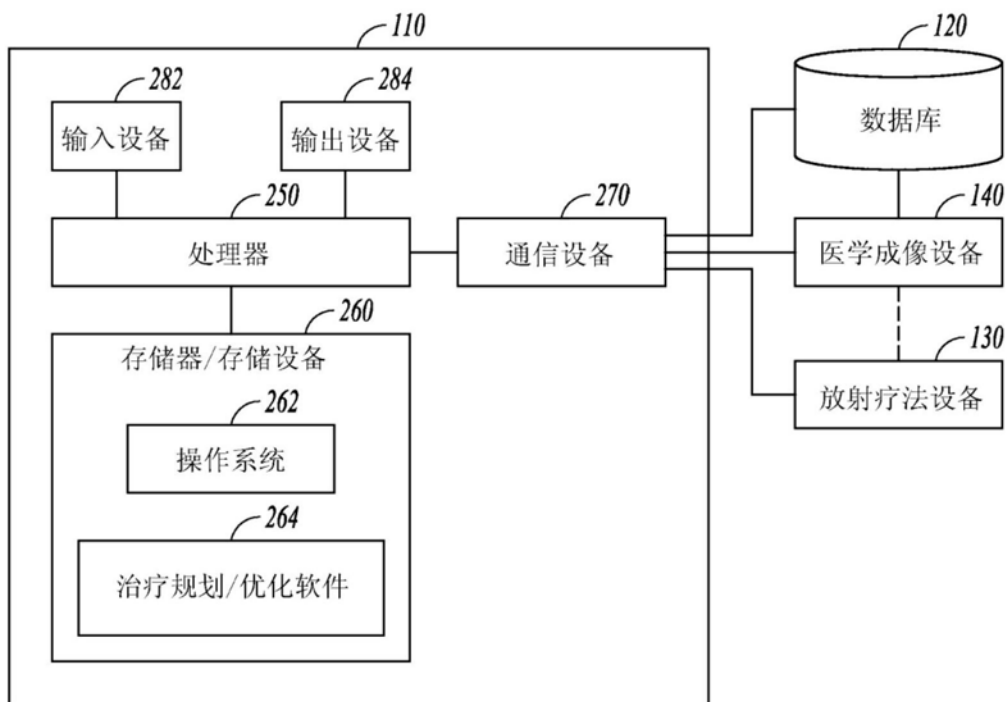


图3



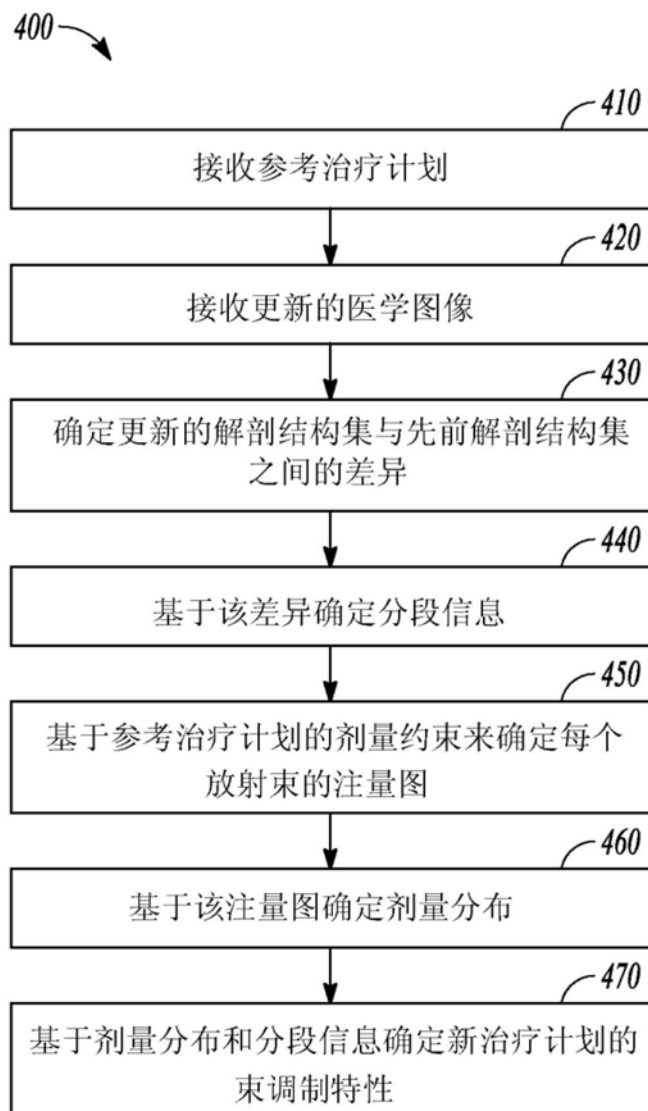


图4

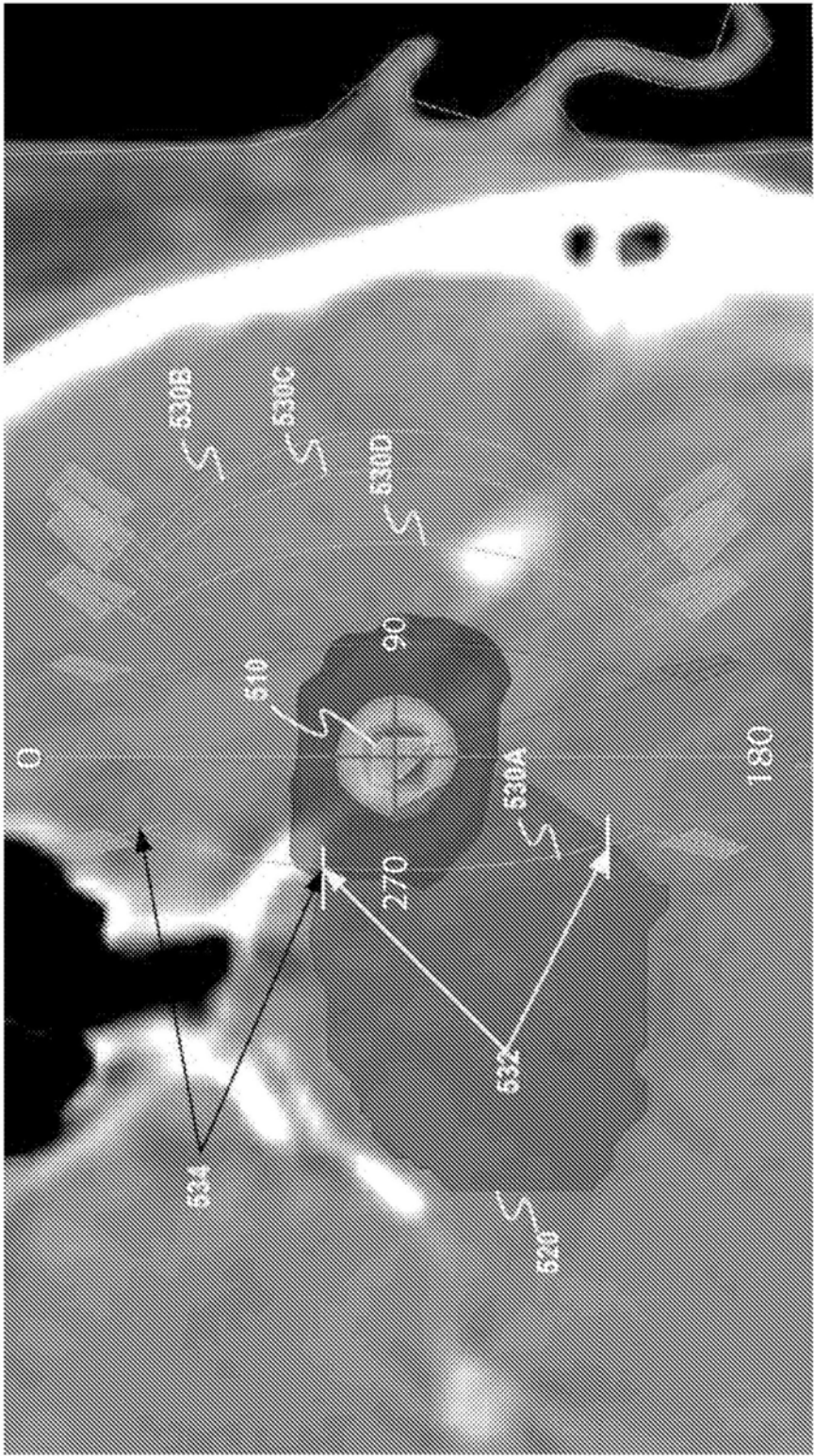


图5

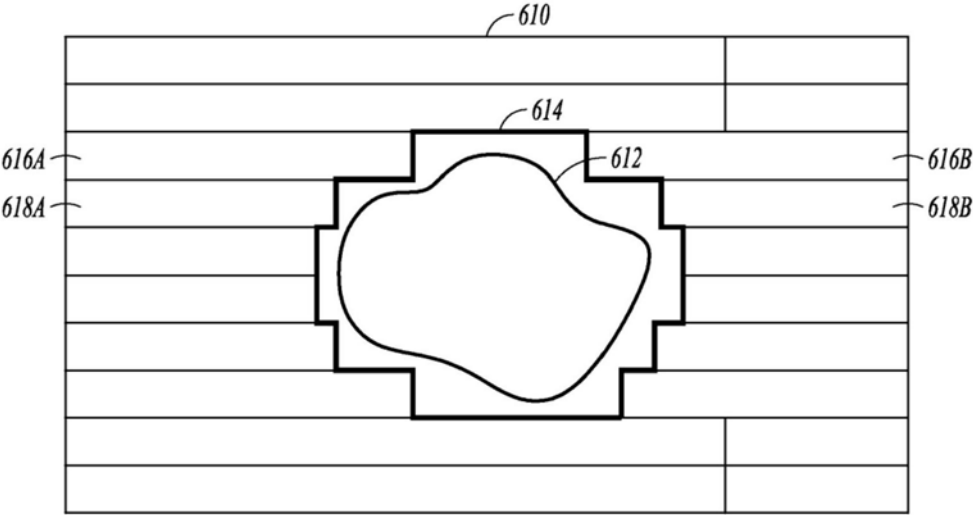


图6A

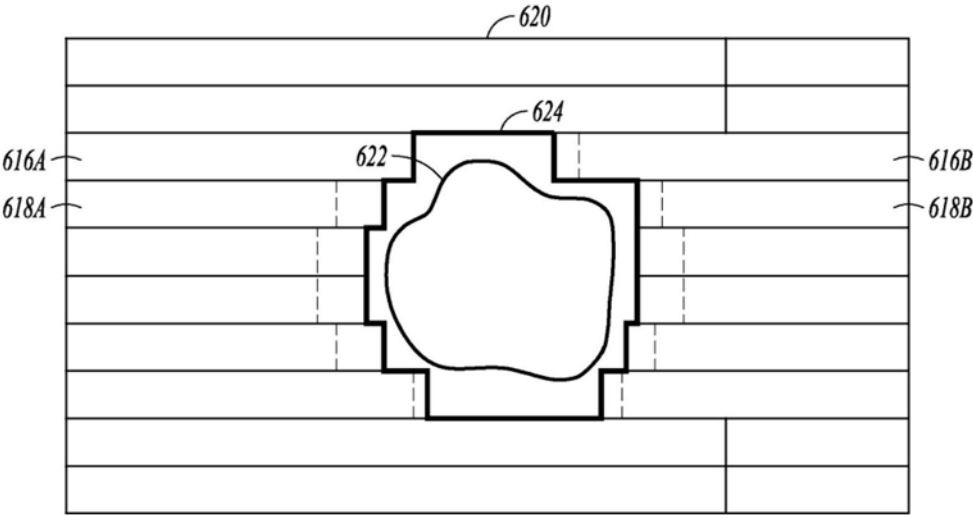


图6B

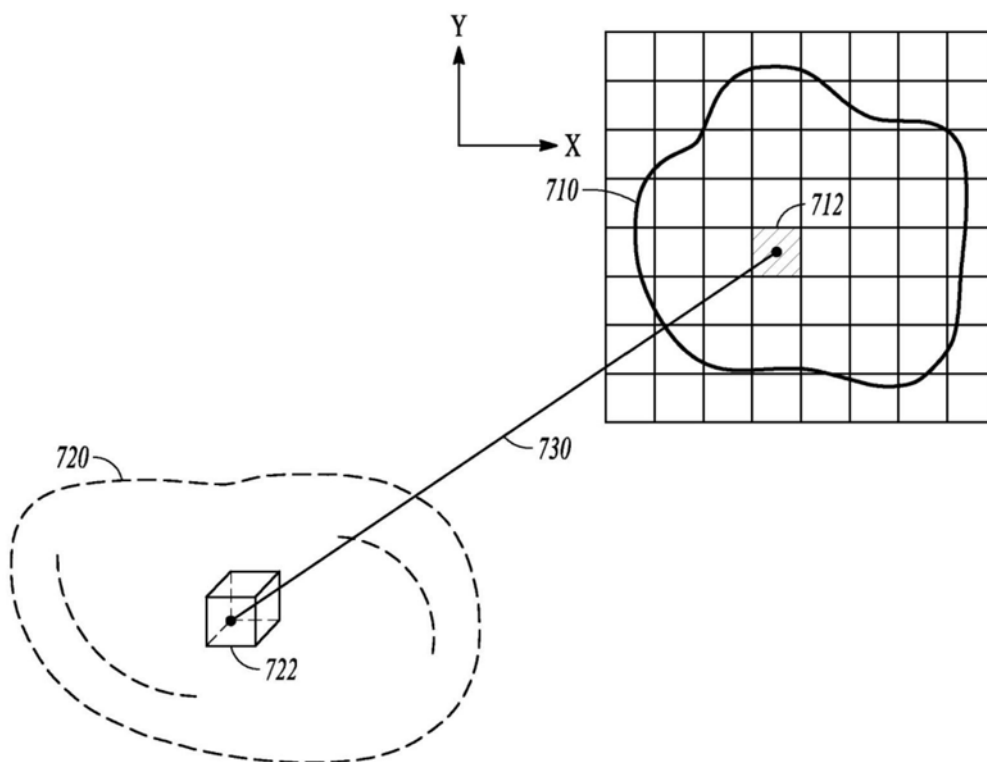


图7

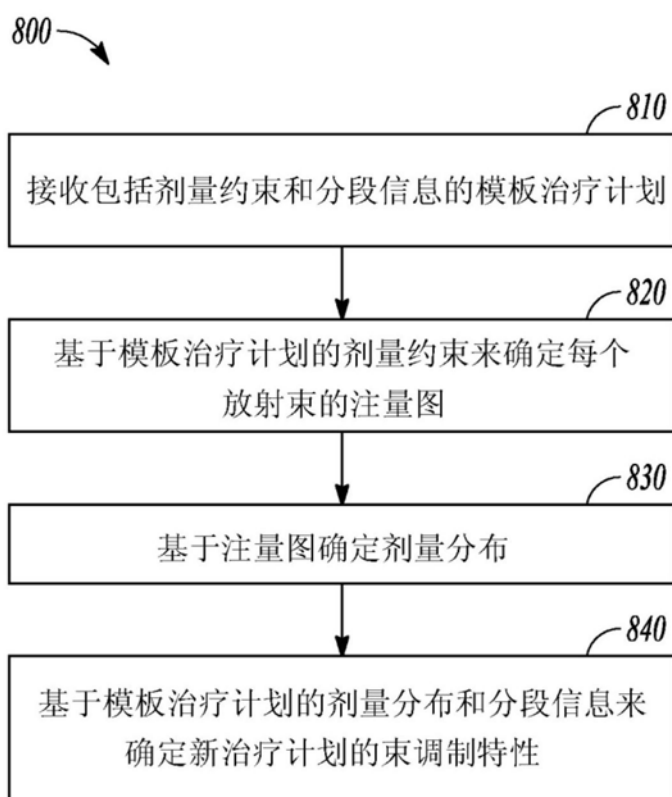


图8

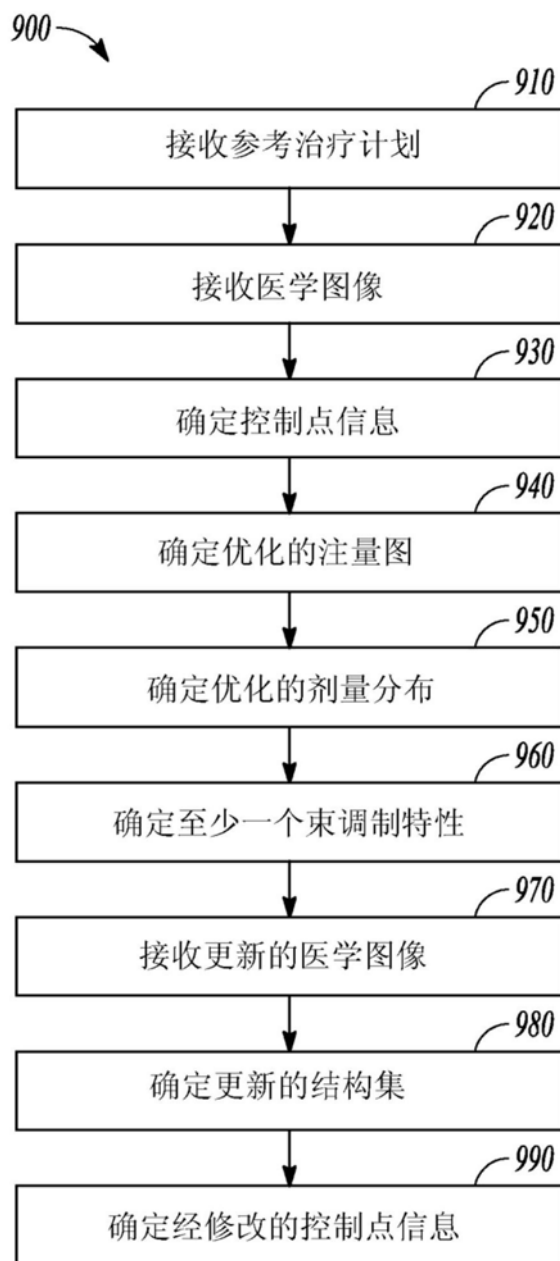


图9