



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111565797 B

(45) 授权公告日 2022.07.12

(21) 申请号 201880085828.8

(73) 专利权人 医科达有限公司

(22) 申请日 2018.12.05

地址 美国佐治亚州

(65) 同一申请的已公布的文献号

(72) 发明人 萨米·希索尼 米歇尔·莫罗

申请公布号 CN 111565797 A

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(43) 申请公布日 2020.08.21

专利代理人 唐京桥 姚文杰

(30) 优先权数据

(51) Int.CI.

15/836,474 2017.12.08 US

A61N 5/10 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(56) 对比文件

2020.07.08

WO 2005052721 A3, 2006.09.21

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 103281968 A, 2013.09.04

PCT/US2018/064095 2018.12.05

审查员 卢静

(87) PCT国际申请的公布数据

W02019/113228 EN 2019.06.13

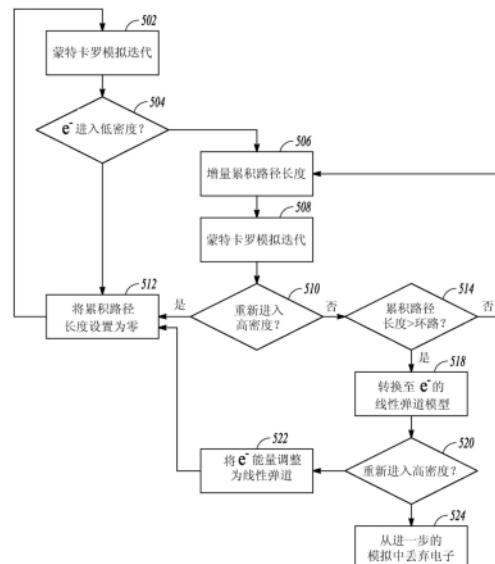
权利要求书3页 说明书16页 附图6页

(54) 发明名称

用于电子建模的由装置实现的方法、计算机系统和介质

(57) 摘要

放射治疗计划和施用可以包括对组织中的光生电子进行模拟的蒙特卡罗计算机模拟工具。在模拟中，可以评估离开组织体素并进入空气体素的电子，以识别沿着空气体素中的盘旋轨迹绕旋的电子。在使用详细电子传输模型经过了至少一个完整的盘旋圆周或其他指定距离之后，可以建立更简单的线性弹道运动模型。这可以加快模拟速度，同时可以精确地计算出重新进入组织体素的盘旋电子。



1. 一种由装置实现的方法,所述方法对施加的磁场中的受试者体内的辐射剂量进行建模,其中,所建模的剂量的一部分包括返回电子效应,所述建模包括:对电子由于由施加的磁场引起的建模的洛伦兹力而离开和返回至一定区域的计算机模拟,所述方法包括:

接收存储的图像数据,所述图像数据包括高密度体素和低密度体素;

使用由访问所存储的图像数据的计算机处理器电路执行的所述计算机模拟来计算离开高密度体素并进入低密度体素的计算机模拟的电子的累积路径长度数据;并且当计算机模拟的电子从低密度体素返回至高密度体素时,将所述累积路径长度数据设置为零;以及

当所述计算机处理器电路确定在所施加的磁场中的一个或更多个低密度体素中的所述累积路径长度数据超过指定的路径长度阈值数据时,将所述电子在所述一个或更多个低密度体素中的轨迹建模为与所施加的磁场匹配的线性弹道运动;以及当所述计算机处理器电路确定在所施加的磁场中的所述一个或更多个低密度体素中的所述累积路径长度数据没有超过所指定的路径长度阈值数据时,使用电子传输模型对所述计算机模拟的电子的轨迹进行建模,所述电子传输模型提供了由所施加的磁场的洛伦兹力在所述一个或更多个低密度体素中引起的盘旋轨迹。

2. 根据权利要求1所述的方法,包括:使用所施加的磁场的特性来对所述盘旋轨迹进行建模。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,用于对所述盘旋轨迹进行建模的所施加的磁场的特性包括所施加的磁场的幅度或方向中的至少一个。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述路径长度阈值数据被指定为至少一个完整的盘旋圆周。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述路径长度阈值数据被指定为沿着所述盘旋轨迹位于一个完整圆周与两个完整圆周之间的位置。

6. 根据权利要求1所述的方法,包括:使用所述计算机处理器电路沿着所述盘旋轨迹随机地或伪随机地选择所指定的位置,该所指定的位置位于超过由所指定的路径长度阈值数据提供的路径长度值处。

7. 根据权利要求1所述的方法,包括:对如下计算机模拟的电子进行建模,以使用所述计算机处理器电路来分配至少部分随机地或伪随机地指定的或其他可变地指定的进入到所述高密度体素中的角度,所述计算机模拟的电子已经从高密度体素离开到达低密度体素并且然后在被建模为线性弹道运动之后又返回至高密度体素。

8. 根据权利要求1所述的方法,还包括:使用由所述计算机处理器电路执行的蒙特卡罗计算机模拟来确定一个或更多个高密度体素内的建模的辐射剂量,所述蒙特卡罗计算机模拟包括:对离开并返回至一个或更多个高密度体素的组的计算机模拟的电子进行建模。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述低密度体素表示与所述受试者相关联的空气区域,在所述空气区域中,所建模的轨迹的线性弹道运动被模拟。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中,将计算机模拟的电子在所述一个或更多个低密度体素中的轨迹建模为与所施加的磁场匹配的线性弹道运动包括:考虑所述空气区域中的能量损失。

11. 根据权利要求1所述的方法,包括:至少部分地基于所建模的辐射剂量来建立或调整MR-LINAC或其他放射疗法装置的治疗计划。

12. 一种非暂态装置可读介质,所述装置可读介质包括指令,所述指令用于执行对在施加的磁场中的受试者体内的辐射剂量进行建模的由装置实现的方法,其中,所建模的剂量的一部分包括建模,所述建模包括返回电子效应,所述返回电子效应包括:对电子由于由计算机模拟的施加的磁场引起的建模的洛伦兹力而离开和返回至一定区域的计算机模拟,所述方法包括:

接收存储的图像数据,所述图像数据包括高密度体素和低密度体素;

使用由访问所存储的图像数据的计算机处理器电路执行的所述计算机模拟来计算离开高密度体素并进入低密度体素的计算机模拟的电子的累积路径长度数据;并且当计算机模拟的电子从低密度体素返回至高密度体素时,将所述累积路径长度数据设置为零;以及

当所述计算机处理器电路确定在所施加的磁场中的一个或更多个低密度体素中的所述累积路径长度数据超过指定路径长度阈值数据时,将所述电子在所述一个或更多个低密度体素中的轨迹建模为与所施加的磁场匹配的线性弹道运动;以及当所述计算机处理器电路确定在所施加的磁场中的所述一个或更多个低密度体素中的所述累积路径长度数据没有超过所指定的路径长度阈值数据时,使用电子传输模型对所述计算机模拟的电子的轨迹进行建模,所述电子传输模型提供了由所施加的磁场的洛伦兹力在所述一个或更多个低密度体素中引起的盘旋轨迹。

13. 一种计算机系统,所述计算机系统被配置成用于对施加的磁场中的受试者体内的辐射剂量进行建模,其中,所建模的剂量的一部分包括返回电子效应,所述建模包括:对电子由于由施加的磁场的建模的洛伦兹力而离开和返回至一定区域的计算机模拟,所述计算机系统包括处理器电路,所述处理器电路被配置成用于:

接收存储的图像数据,所述图像数据包括高密度体素和低密度体素;

使用由访问所存储的图像数据的计算机处理器电路执行的所述计算机模拟来计算离开高密度体素并进入低密度体素的计算机模拟的电子的累积路径长度数据;并且当计算机模拟的电子从低密度体素返回至高密度体素时,将所述累积路径长度数据设置为零;以及

当所述计算机处理器电路确定在所施加的磁场中的一个或更多个低密度体素中的所述累积路径长度数据超过指定的路径长度阈值数据时,将所述电子在所述一个或更多个低密度体素中的轨迹建模为与所施加的磁场匹配的线性弹道运动;以及当所述计算机处理器电路确定在所施加的磁场中的所述一个或更多个低密度体素中的所述累积路径长度数据没有超过所指定的路径长度阈值数据时,使用电子传输模型对所述计算机模拟的电子的轨迹进行建模,所述电子传输模型提供了由所施加的磁场的洛伦兹力在所述一个或更多个低密度体素中引起的盘旋轨迹。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述路径长度阈值数据被指定为至少一个完整的盘旋圆周。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中,所述路径长度阈值数据被指定为沿着所述盘旋轨迹位于一个完整圆周与两个完整圆周之间的位置。

16. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述计算机处理器电路被配置成用于沿着所述盘旋轨迹随机地或伪随机地选择所指定的位置,该所指定的位置位于超过由所指定的路径长度阈值数据提供的路径长度值处。

17. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述处理器电路被配置成用于对如下计算机模

拟的电子进行建模,以使用所述计算机处理器电路来分配至少部分随机地或伪随机地指定的或其他可变地指定的进入到所述高密度体素中的角度,所述计算机模拟的电子已经从高密度体素离开到达低密度体素并且然后在被建模为线性弹道运动之后又返回至高密度体素。

18.根据权利要求13所述的系统,被包括在MR-LINAC或其他放射治疗装置中或者耦接至MR-LINAC或其他放射治疗装置,以用于至少部分地基于所建模的辐射剂量来建立或调整治疗计划。

19.根据权利要求13所述的系统,其中,所述系统还被配置成用于基于所建模的辐射剂量直接地或间接地向所述受试者递送放射治疗。

用于电子建模的由装置实现的方法、计算机系统和介质

[0001] 优先权要求

[0002] 本国际申请要求于2017年12月8日提交的美国申请序列第15/836,474号的优先权的权益，其在此通过引用以其全部内容并入本文中。

技术领域

[0003] 本文件一般地但不是通过限制的方式涉及对诸如人或动物受试者的放射治疗的计划或施用。

背景技术

[0004] 放射疗法可以涉及对人或动物受试者施用一定剂量的辐射。精心计划可以帮助确保辐射到达感兴趣的靶区域，同时避免辐射到达如下一个或更多个附近区域，不期望所述一个或更多个附近区域从辐射中受益并且所述一个或更多个附近区域可能受到此类辐射的副作用影响。

[0005] 三维(3D)成像数据可以用于计划放射治疗。可以例如从磁共振(MR)或计算机断层扫描(CT)成像装置获得这样的3D成像数据。3D成像数据可以包括表示各种密度的成像数据的体素(voxel)。例如，受试者体内组织的3D体素数据将表示比表示受试者的外部空气的体素更高的密度。与体腔内(例如，支气管内)的空气对应的体素也将呈现出比周围组织更低的密度。骨组织体素的密度将比软组织体素的密度更高。

[0006] 一种用于将辐射递送至受试者体内期望的感兴趣区域的技术可以涉及产生光子。例如，入射到组织中的光子可以在组织内产生自由电子。特别是在磁场的影响下，自由电子可以在组织内遵循复杂的轨迹，例如当受试者在MR成像装置的磁场内被施用放射疗法时，自由电子可以存在。

发明内容

[0007] 所施加的磁场可以导致电子在真空中的盘旋轨迹，并且可能在受试者的组织区域内发生更复杂的相互作用，包括能量损失。与电子在真空中的轨迹类似，通过空气的电子轨迹将在所施加的磁场内遵循大体上盘旋的轨迹，这会受到由于与空气相互作用而导致的一些能量损失的影响。

[0008] 电子传输可以是计算机模拟的，例如使用蒙特卡罗模拟，例如以用于放射治疗计划。例如，在以下文件中描述了模拟电子传输的浓缩历史技术(Condensed History technique)：I.Kawrakow等，“The EGSnrc Code System:Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport”，电离辐射标准(Ionizing Radiation Standards)，加拿大国家研究委员会，渥太华，加拿大(NCRCC报告PIRS-701)，2017年6月9日(例如，参见章节2.4，标题为“Simulation of Electron Transport”)。

[0009] 电子传输的这样的蒙特卡罗计算机模拟在计算上可能是非常复杂的，因此非常耗时。将在存在所施加的磁场及其在电子的轨迹上产生的洛伦兹力的情况下电子通过组织和

空气(或通过各种质量密度和Z当量值的介质)传输考虑在内时,对于计算空间地建模的辐射剂量,需要对辐射剂量的精确的计算机模拟,包括使用从3D成像数据获得的体素密度信息。本发明人已经认识到,除了别的以外,需要减少用于计算空间地建模的辐射剂量所涉及的计算时间,同时保持足够的精确度例如以避免对感兴趣区域的辐射的系统性剂量不足或剂量过量,并且具有足够的选择性以避免在感兴趣区域之外递送不必要的辐射剂量。

[0010] 作为说明性示例,本发明人已经认识到,对受试者的组织内产生的电子进行建模可能是有用的,所述电子由于所施加的磁场的洛伦兹力所引起的盘旋轨迹而离开组织并重新进入该组织。如本文中进一步说明的,尽管可以使用复杂的浓缩历史技术对离开组织的电子的盘旋轨迹进行建模,但是在电子经过了至少一个盘旋圆周的累积路径长度但没有重新进入组织中之后,可以应用更简化的线性弹道运动建模,这将有助于大大加快蒙特卡罗模拟的速度。更一般地,可以在存在施加的磁场的情况下将该技术应用于离开更密集的体素以进入一个或更多个不那么密集的体素(例如,具有低于某个用户定义的密度阈值的密度的体素)的区域的电子,从而使得可以将该技术应用于进入受试者体内的空气腔的电子,而不仅仅将该技术应用于进入受试者外部的周围空气的电子。

[0011] 可选地,可以沿着盘旋轨迹随机地或伪随机地分配从更复杂的浓缩历史模型到用于蒙特卡罗模拟的更简化的线性弹道运动建模的转换的初始位置,例如以通过为每个电子分配相同的转换位置来避免由该技术所引起的系统性偏差。

[0012] 此外,如本文中说明的,即使在盘旋电子轨迹被近似为线性弹道运动的情况下,也可以适当地考虑由于行进穿过空气而导致的能量损失。

[0013] 例如,该文件描述了如下技术,所述技术可以包括对在施加的磁场中的受试者体内的辐射剂量进行建模的机器实现的方法。建模的剂量的一部分可以包括来自如下电子的返回电子效应,所述电子由于施加的磁场引起的盘旋轨迹而离开并返回至一定区域。该技术可以包括接收被分割成高密度体素和低密度体素的图像数据。可以计算例如关于离开高密度体素并进入低密度体素的电子的累积路径长度。当电子从低密度体素返回到高密度体素时,此累积路径长度可以被设置为零。当在所施加的磁场中的一个或更多个连续的低密度体素中的累积路径长度超过指定的路径长度阈值时,可以将电子在一个或更多个连续的低密度体素中的轨迹建模为例如在可以与施加的磁场对齐的方向上的线性弹道运动。在示例中,当在所施加的磁场中的一个或更多个连续的低密度体素中的累积路径长度没有超过指定的路径长度阈值时,可以使用更复杂的电子传输模型(例如,浓缩历史或另一种更复杂的电子传输模型)对电子轨迹进行建模,所述更复杂的电子传输模型提供了由所施加的磁场在一个或更多个连续的低密度体素中引起的盘旋轨迹。在示例中,也可以在由高密度体素表示的区域内例如在受试者的组织内使用更复杂的模型。

[0014] 以上内容意在提供本专利申请的主题的概述。以上内容并不意在提供本发明的排他性或详尽的说明。具体实施方式被包括以提供关于本专利申请的进一步的信息。

附图说明

[0015] 在附图中,附图不一定按比例绘制,在不同的视图中,相同的附图标记可以描述相似的部件。具有不同字母后缀的相同附图标记可以表示相似部件的不同实例。附图通过示例的方式而非通过限制的方式一般地示出了本文件中讨论的各种实施方式。

- [0016] 图1示出了放射疗法系统的示例。
- [0017] 图2示出了可以包括被配置成提供治疗束的放射疗法输出的放射疗法系统的示例。
- [0018] 图3A概念性地示出了在幅度为 $B>0$ 的施加的磁场下在真空中电子的轨迹的示例。
- [0019] 图3B概念性地示出了在没有施加的磁场($B=0$,左边所示的)以及在存在施加的磁场($B>0$,右边所示的)的情况下穿过人或动物受试者的组织的电子轨迹的示例。
- [0020] 图3C概念性地示出了一种有趣的情况,在这种情况下,电子离开密度较高的区域而进入密度较低的区域。
- [0021] 图4概念性地示出了由入射光子束(“束”)瞄准的受试者体内的组织的区域,其中,受试者的组织的区域存在于沿图4中所示的方向的磁场“B”内。
- [0022] 图5示出了计算机模拟的例如可以由计算机处理器电路执行的方法的部分的示例,该方法可以包括例如在受试者的一部分可以被定位在施加的磁场例如由磁共振(MR)成像装置产生的磁场内的情况下对受试者体内的辐射剂量进行建模。
- [0023] 图6示出了可以在其上实现如本文中讨论的一种或更多种方法的装置或机器的实施方式的框图,所述装置或机器例如用于执行计算机模拟,所述一种或更多种方法可以包括例如在受试者的一部分可以被定位在施加的磁场例如由磁共振(MR)成像装置产生的磁场内的情况下对受试者体内的辐射剂量进行建模。

具体实施方式

[0024] 除了别的以外,该文件还描述了如下技术,例如对于放射治疗计划或施用,特别是在存在施加的磁场例如在MR成像装置内的环境中,所述技术可以帮助提高辐射剂量的蒙特卡罗(Monte-Carlo)模拟的速度。特别地,在适当的情况下,可以使用复杂的盘旋轨迹对受试者体内或附近的电子进行建模,但是在适当的情况下,如本文中进一步说明的,可以将建模简化为计算效率更高的线性弹道运动轨迹模型。例如,可以在受试者体内例如在组织内产生自由电子。在特定的说明性示例中,这样的自由电子可以由放射疗法装置提供的入射光子产生。无论如何产生,受试者体内或附近的这样的自由电子都可能受到由施加的磁场产生的洛伦兹力影响,可以通过盘旋轨迹或通过计算效率更高的线性弹道运动轨迹对这进行建模,如本文中所说明的。

[0025] 图1示出了用于向患者、向患者的一部分或者向可以包括表示患者或患者的一部分的靶对象的“人体模型(phantom)”提供放射疗法的示例性放射疗法系统100。放射疗法系统100包括图像处理装置112。图像处理装置112可以连接至网络120。网络120可以连接至因特网122。网络120可以使图像处理装置112与以下中的一个或更多个相连接:数据库124、医院数据库126、肿瘤学信息系统(OIS)128、放射疗法装置130、图像获取装置132、显示装置134和用户接口136。图像处理装置112可以被配置成:生成要由放射疗法装置130使用的放射疗法治疗计划142。

[0026] 图像处理装置112可以包括存储器装置116、处理器114和通信接口118。存储器装置116可以存储诸如操作系统143、放射疗法治疗计划142(例如,原始治疗计划、修改的治疗计划等)、软件程序144(例如,人工智能、深度学习、神经网络、放射疗法治疗计划软件)的计算机可执行指令以及要由处理器114执行的任何其他计算机可执行指令。在一个实施方式

中,软件程序144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种格式(例如,CT)。例如,软件程序144可以包括图像处理程序以训练用于将一种模态的医学图像146(例如,MRI图像)转换为不同模态的合成图像(例如,伪CT图像)的预测模型;可替选地,经训练的预测模型可以将CT图像转换为MRI图像。在另一实施方式中,软件程序144可以将患者图像(例如,CT图像或MR图像)与该患者的剂量分布(也被表示为图像)配准,使得通过网络将相应的图像体素和剂量体素适当地关联。在又一实施方式中,软件程序144可以替代患者图像的功能,诸如强调图像信息的特定方面的图像的有符号距离功能或经处理的版本。这样的功能可能强调体素纹理的边缘或差异或对神经网络学习有用的所有其他结构方面。在另一实施方式中,软件程序144可以替代强调剂量信息的一些方面的剂量分布的功能。这样的功能可能强调靶周围的陡峭梯度或对神经网络学习有用的所有其他结构方面。存储器装置116可以存储数据,包括医学图像146、患者数据145以及创建和实现放射疗法治疗计划142所需的其他数据。

[0027] 除了存储软件程序144的存储器116之外,还预期软件程序144可以存储在诸如硬盘驱动器、计算机磁盘、CD-ROM、DVD、HD、蓝光DVD、USB闪存驱动、SD卡、记忆棒的可移除计算机介质或任何其他合适的介质上;并且当被下载至图像处理装置112时,软件程序144可以由图像处理器114执行。

[0028] 处理器114可以通信地耦接至存储器装置116,并且处理器114可以被配置成执行其上存储的计算机可执行指令。处理器114可以向存储器116发送医学图像146或者从存储器116接收医学图像146。例如,处理器114可以经由通信接口118和网络120从图像获取装置132接收医学图像146以将该医学图像146存储在存储器116中。处理器114还可以经由通信接口118将存储在存储器116中的医学图像146发送至网络120,以将该医学图像146存储在数据库124或医院数据库126中。

[0029] 此外,处理器114可以利用软件程序144(例如,治疗计划软件)以及医学图像146和患者数据145来创建放射疗法治疗计划142。医学图像146可以包括信息例如与患者解剖结构区域、器官或感兴趣体积分割数据相关联的成像数据。患者数据145可以包括诸如以下信息:(1)功能器官建模数据(例如,串行器官与并行器官(serial versus parallel organs)、适当的剂量响应模型等);(2)辐射剂量数据(例如,剂量-体积直方图(DVH)信息);或者(3)关于患者和治疗过程的其他临床信息(例如,其他手术、化疗法、先前的放射疗法等)。

[0030] 此外,处理器114可以利用软件程序来生成中间数据,诸如例如要由神经网络模型使用的经更新的参数;或者处理器114可以利用软件程序来生成中间2D图像或3D图像,然后,所述中间2D图像或3D图像可以随后被存储在存储器116中。然后,处理器114可以随后经由通信接口118将可执行的放射疗法治疗计划142传送至网络120然后再传送至放射疗法装置130,在放射疗法装置130处,放射疗法计划将被用于通过辐射来治疗患者。此外,处理器114可以执行软件程序144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114可以执行训练医学图像或描画医学图像轮廓的软件程序144;这样的软件144在被执行时可以训练边界检测器或利用形状字典。

[0031] 处理器114可以是处理装置,包括一个或更多个通用处理装置例如微处理器、中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)、加速处理单元(APU)等。更具体地,处理器114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114还可以由一个或更多个专用处理装置例如专用集成电路(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114可以是专用处理器而不是通用处理器。处理器114可以包括一个或更多个已知的处理装置,例如,来自由IntelTM制造的PentiumTM、CoreTM、XeonTM或Itanium[®]系列的微处理器;来自由AMDTM制造的TurionTM、AthlonTM、SempronTM、OpteronTM、FXTM、PhenomTM系列的微处理器;或者由太阳微系统公司(Sun Microsystems)制造的各种处理器中的任何处理器。处理器114还可以包括图形处理单元,例如,来自由NVIDIATM制造的GeForce[®]、Quadro[®]、Tesla[®]系列的GPU;由IntelTM制造的GMA、IrisTM系列的GPU;或者由AMDTM制造的RadeonTM系列的GPU。处理器114还可以包括加速处理单元,例如,由IntelTM制造的Xeon PhiTM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、生成以及/或者提供大量数据或操纵这样的数据以执行本文中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114可以执行存储器116中存储的计算机程序指令序列,以执行下文将更详细说明的各种操作、处理、方法。

[0032] 存储器装置116可以存储医学图像146。在一些实施方式中,医学图像146可以包括一个或更多个MRI图像(例如,2D MRI、3D MRI、2D流式MRI、4D MRI、4D体积MRI、4D影像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、荧光镜图像、放射疗法射野图像(portal image)、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146还可以包括医学图像数据,例如,训练图像、真实图像(ground truth image)、轮廓图像和剂量图像。在实施方式中,可以从图像获取装置132接收医学图像146。因此,图像获取装置132可以包括MRI成像装置、CT成像装置、PET成像装置、超声成像装置、荧光镜装置、SPECT成像装置、集成的线性加速器和MRI成像装置或者用于获得患者的医学图像的其他医学成像装置。可以以图像处理装置112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和存储医学图像146。存储器装置116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)、诸如同步DRAM(SDRAM)的动态随机存取存储器(DRAM)、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、盒带、其他磁存储装置、或者可以用来存储能够由处理器114或任何其他类型的计算机装置访问的包括图像、数据或计算机可执行指令的信息(例如,以任何格式存储的)的任何其他非暂态介质。计算机程序指令可以被处理器114访问、从ROM或任何其他合适的存储器位置被读取并被加载到RAM中,以由处理器114执行。例如,存储器116可以存储一个或更多个软件应用。存储器116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装置的操作系统143。此外,存储器116可以存储能够由处理器114执行的整个软件应用或者软件应用的仅一部分。例

如,存储器装置116可以存储一个或更多个放射疗法治疗计划142。

[0033] 图像处理装置112可以经由通信接口118与网络120进行通信,通信接口118可以通信地耦接至处理器114和存储器116。通信接口118可以提供图像处理装置112与放射疗法系统100部件之间的通信连接(例如,允许与外部装置交换数据)。例如,在一些实施方式中,通信接口118可以具有适当的接口电路系统以连接至用户接口136,用户接口136可以是硬件键盘、小键盘或触摸屏,用户可以通过上述用户接口将信息输入至放射疗法系统100中。

[0034] 通信接口118例如可以包括网络适配器、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,光纤、USB 3.0、雷电接口(thunderbolt)等)、无线网络适配器(例如,WiFi适配器)、电信适配器(例如,3G、4G/LTE等)等。通信接口118可以包括一个或更多个数字和/或模拟通信装置,所述通信装置允许图像处理装置112经由网络120与其他机器和装置例如位于远处的部件进行通信。

[0035] 网络120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120可以是LAN或WAN,其可以包括其他系统S1(138)、S2(140)和S3(141)。系统S1、S2和S3可以与图像处理装置112相同,或者可以是不同的系统。在一些实施方式中,网络120中的系统中的一个或更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146)的CT扫描仪。此外,网络120可以连接至因特网122,以与远程驻留在因特网上的服务器和客户端进行通信。

[0036] 因此,网络120可以允许图像处理装置112与多个各种其他系统和装置例如OIS 128、放射疗法装置130和图像获取装置132之间的数据传输。此外,由OIS 128和/或图像获取装置132生成的数据可以被存储在存储器116、数据库124和/或医院数据库126中。根据需要,可以通过通信接口118经由网络120发送/接收数据,以便由处理器114访问。

[0037] 图像处理装置112可以通过网络120与数据库124进行通信,以发送/接收数据库124上存储的多种类型的数据。例如,数据库124可以包括作为与放射疗法装置130、图像获取装置132或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辐射束尺寸、弧放置、束开和关持续时间、机器参数、段、多叶准直器(MLC)配置、机架速度、MRI脉冲序列等。数据库124可以是存储装置并且可以配备有适当的数据库管理软件程序。本领域技术人员将理解,数据库124可以包括以中央式或分布式方式定位的多个装置。

[0038] 在一些实施方式中,数据库124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”应该被视为包括存储一个或更多个计算机可执行指令集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/或相关联的高速缓冲存储器和服务器)。术语“处理器可读存储介质”还应被视为包括能够对由处理器执行的指令集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。

[0039] 图像处理器114可以与数据库124进行通信以将图像读取到存储器116中或者将来自存储器116的图像存储到数据库124。例如,数据库124可以被配置成存储数据库124从图

像获取装置132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124可以存储要由图像处理器114在执行软件程序144时或者在创建放射疗法治疗计划142时使用的数据。数据库124可以存储由经训练的神经网络产生的数据,包括构成通过网络学习的模型的网络参数和所得到的预测数据。图像处理装置112可以从数据库124、放射疗法装置130(例如,MRI-Linac)和/或图像获取装置132接收成像数据146(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142。

[0040] 在一个实施方式中,放射疗法系统100可以包括图像获取装置132,图像获取装置132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)。图像获取装置132例如可以是MRI成像装置、CT成像装置、PET成像装置、超声装置、荧光透视装置、SPECT成像装置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装置。由图像获取装置132获取的图像可以作为成像数据和/或测试数据而被存储在数据库124中。作为示例,由成像获取装置132获取的图像也可以由图像处理装置112存储为存储器116中的医学图像数据146。

[0041] 在实施方式中,例如,图像获取装置132可以与放射疗法装置130集成为单个设备(例如,与线性加速器组合的MRI装置,也被称为“MRI-Linac”)。这种MRI-Linac例如可以用来确定患者体内的靶器官或靶肿瘤的位置,以便根据放射疗法治疗计划142将放射疗法精确地引导至预定的靶。

[0042] 图像获取装置132可以被配置成:针对感兴趣区域(例如,靶器官、靶肿瘤或这两者)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)。在实施方式中,图像获取装置132可以获取以任何取向的2D切片。例如,2D切片的取向可以包括矢状取向(sagittal orientation)、冠状取向(coronal orientation)或轴向取向。处理器114可以对一个或更多个参数例如2D切片的厚度和/或取向进行调节,以将靶器官和/或靶肿瘤包括在内。在实施方式中,可以根据诸如3D MRI体积的信息来确定2D切片。在患者正在接受放射疗法治疗时,例如当使用放射疗法装置130时,可以由图像获取装置132“接近实时”获取这样的2D切片。“接近实时”意味着至少以数毫秒或更短的时间来获取数据。

[0043] 图像处理装置112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142。放射疗法治疗计划142可以提供关于要施加给每个患者的特定辐射剂量的信息。放射疗法治疗计划142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、疗法期间要使用的辐射束的数量、每束的剂量等。

[0044] 图像处理器114可以通过使用诸如治疗计划软件的软件程序144(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142。为了生成放射疗法治疗计划142,图像处理器114可以与图像获取装置132(例如,CT装置、MRI装置、PET装置、X射线装置、超声装置等)进行通信以访问患者图像并描绘靶(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),例如围绕肿瘤或紧邻肿瘤的健康组织。因

此,可以在OAR靠近靶肿瘤的情况下执行对OAR的分割。另外,如果靶肿瘤靠近OAR(例如,前列腺接近膀胱和直肠),则通过相对于肿瘤分割OAR,放射疗法系统100不仅可以研究靶中的剂量分布,而且还可以研究OAR中的剂量分布。

[0045] 为了相对于OAR描绘靶器官或靶肿瘤,可以通过图像获取装置132非侵入式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,以暴露身体部位的内部结构。基于来自医学图像的信息,可以获得相关解剖部分的3D结构。此外,在治疗计划过程期间,可以考虑多个参数以实现对靶肿瘤的有效治疗(例如,使得靶肿瘤接收到足够的辐射剂量以实现有效治疗)与对OAR的低辐照(例如,OAR接收到尽可能低的辐射剂量)之间的平衡。可以考虑的其他参数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。例如,可以通过在MRI或CT图像的每个2D层或切片内描画靶的轮廓或描画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、剂量师或医护人员使用程序例如由瑞典斯德哥尔摩的Elekta AB制造的MONACOTM)或自动地(例如,使用程序例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ABASTM)生成轮廓。在某些实施方式中,可以通过治疗计划软件自动生成靶肿瘤或OAR的3D结构。

[0046] 在已经定位并描绘了靶肿瘤和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辐射剂量以及邻近该肿瘤的OAR(例如,左右腮腺、视神经、眼睛、晶状体、内耳、脊髓、脑干等)可以接受的任何最大量的剂量。在针对每个解剖结构(例如,靶肿瘤、OAR)确定了辐射剂量之后,可以执行被称为逆向计划的过程以确定将实现期望的辐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描绘参数(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。在逆向计划过程期间,医师可以限定剂量约束参数,所述剂量约束参数设定关于OAR可以接受多少辐射的界限(例如,对肿瘤靶,限定全剂量,对任何OAR,限定零剂量;对靶肿瘤,限定95%的剂量;限定脊髓、脑干和视神经结构分别接受≤45Gy、≤55Gy和≤54Gy)。逆向计划的结果可以构成可以被存储在存储器116或数据库124中的放射疗法治疗计划142。这些治疗参数中的一些参数可以相互关联。例如,为了改变治疗计划而调节一个参数(例如,针对不同目标的权重,例如增加针对靶肿瘤的剂量)可能影响至少一个其他参数,这进而可能导致开发不同的治疗计划。因此,图像处理装置112可以生成具有这些参数的定制的放射疗法治疗计划142,以便放射疗法装置130向患者提供放射疗法治疗。

[0047] 此外,放射疗法系统100可以包括显示装置134和用户接口136。显示装置134可以包括一个或更多个显示屏,所述一个或更多个显示屏向用户显示医学图像、界面信息、治疗计划参数(例如,轮廓、剂量、束角度等)、治疗计划、靶、对靶进行定位和/或对靶进行跟踪或者任何相关信息。用户接口136可以是键盘、小键盘、触摸屏或者用户可以向放射疗法系统100输入信息的任何类型的装置。可选地,显示装置134和用户接口136可以被集成至诸如平板计算机(例如,Apple iPad[®]、Lenovo Thinkpad[®]、Samsung Galaxy[®]等)的装置中。

[0048] 此外,放射疗法系统100的任何部件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以及一个或更多个虚拟通信接口。例如,图像处理装置112、OIS 128、图像获取装置132可以被实现为虚拟机。假设处

理能力、存储器和计算能力可获得，则整个放射疗法系统100都可以被实现为虚拟机。

[0049] 图2示出了示例性放射疗法装置202，该放射疗法装置202可以包括放射源例如X射线源或线性加速器、床(couch)216、成像检测器214和放射疗法输出端204。放射疗法装置202可以被配置成发射辐射束208以向患者提供疗法。放射疗法输出端204可以包括一个或更多个衰减器或准直器例如多叶准直器(MLC)。

[0050] 在图2中，可以将患者定位在由治疗床216支撑的区域212中，以接收根据放射疗法治疗计划的放射疗法剂量。放射疗法输出端204可以被安装或附接至台架206或其他机械支撑件。当床216被插入治疗区域中时，一个或更多个底盘马达(chassis motor)(未示出)可以使台架206和放射疗法输出端204围绕床216旋转。在一个方式中，当床216被插入治疗区域中时，台架206可以围绕床216连续旋转。在另一实施方式中，当床216被插入治疗区域中时，台架206可以旋转至预定位置。例如，台架206可以被配置成使疗法输出端204围绕轴(A)旋转。床216和放射疗法输出端204二者都能够独立地移动到患者周围的其他位置，例如，能够沿横向方向(T)移动、能够沿侧向方向(L)移动；或者床216和放射疗法输出端204二者都能够绕一个或更多个其他轴旋转，例如绕横向轴旋转(被表示为R)。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216移动或旋转，以便根据放射疗法治疗计划将患者适当地定位在辐射束208之内或之外。由于床216和台架206两者能够以多个自由度彼此独立地移动，这允许患者被定位成使得辐射束208能够精确地瞄准肿瘤。

[0051] 图2所示的坐标系(包括轴A、T和L)可以具有位于等中心210处的原点。等中心可以被定义为如下位置，在所述位置处，放射治疗束208的中心轴与坐标轴的原点相交以将规定的辐射剂量递送至患者上或患者体内的地方。可选地，等中心210可以被定义为如下位置，在所述位置处，对于由台架206定位的放射疗法输出端204围绕轴A的各种旋转位置，放射治疗束208的中心轴与患者相交。

[0052] 台架206也可以具有附接的成像检测器214。成像检测器214优选地位于与辐射源204相对的位置处，并且在实施方式中，成像检测器214可以位于治疗束208的场内。

[0053] 成像检测器214可以优选地与放射疗法输出端204相对地安装在台架206上，以便保持与治疗束208对准。随着台架206旋转，成像检测器214围绕旋转轴旋转。在实施方式中，成像检测器214可以是平板检测器(例如，直接检测器或闪烁体检测器)。以这种方式，成像检测器214可以用于监测治疗束208；或者成像检测器214可以用于对患者的解剖结构进行成像，例如射野成像。放射疗法装置202的控制电路系统可以被集成在系统100内或者远离系统100。

[0054] 在说明性实施方式中，床216、疗法输出端204或台架206中的一个或更多个可以被自动地定位，并且疗法输出端204可以根据用于特定疗法递送实例的指定剂量来建立治疗束208。可以根据放射疗法治疗计划例如使用机架206、床216或疗法输出端204的一个或更多个不同的取向或位置来指定疗法递送的序列。疗法递送可以顺序地发生，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210处交叉。由此可以将放射疗法的规定累积剂量递送到疗法位点，同时可以减少或避免对疗法位点附近的组织的损害。

[0055] 图2一般地示出了被配置成向患者提供放射疗法治疗的放射疗法装置的实施方式，包括放射疗法输出端可以围绕中心轴(例如，轴“A”)旋转的配置。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端安装至具有多个自由度的机器人臂或操纵器。在

又一实施方式中,疗法输出端可以被固定,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使放射疗法等中心与患者体内的指定靶位点对准。

[0056] 在另一实施方式中,放射疗法装置可以是线性加速器和图像获取装置的组合。如本领域普通技术人员将认识到的,在一些实施方式中,图像获取装置可以是MRI、X射线、CT、CBCT、螺旋CT、PET、SPECT、光学层析成像、荧光成像、超声成像或放射疗法射野成像装置等。

[0057] 对到施加的磁场中的受试者的辐射剂量进行建模的技术

[0058] 本发明的发明人已经认识到,除了别的以外,尤其在存在施加的磁场的环境中例如在MR成像装置内,例如对于放射治疗计划或施用,需要帮助提高辐射剂量的蒙特卡罗模拟的速度。例如,某些MR成像装置提供1.5T的磁场,而其他MR成像装置提供0.5T、0.35T或0.2T的磁场。本技术在其他水平的磁场下也是有用的。

[0059] 特别地,在适当的情况下,可以使用复杂的盘旋轨迹来对受试者体内或附近的电子进行建模,但是在适当的情况下,可以将建模简化为计算效率更高的线性弹道运动轨迹模型,例如本文中进一步说明的。例如,自由电子可以在受试者体内例如在组织内产生。在特定的说明性示例中,这样的自由电子可以由放射疗法装置提供的入射光子产生。如本文中说明的,无论如何产生,受试者体内或附近的这样的自由电子都可能受到由施加的磁场产生的洛伦兹力的影响,可以通过盘旋轨迹或通过计算效率更高的线性弹道运动轨迹对这进行建模。

[0060] 例如对于放射治疗计划或施用,这可以帮助提高辐射剂量的蒙特卡罗模拟的速度。这样的技术还可以被应用于源自受试者体内的钛或其他植入物或者源自位于受试者上或受试者体内的近距离放射疗法粒子或其他辐射源的电子或光子,而受试者又位于施加的磁场内。

[0061] 图3A概念性地示出了在幅度 $B > 0$ 的施加的磁场B下在真空中电子的轨迹的示例。如所示的,电子将遵循盘旋轨迹,从而产生螺旋路径。在相似的磁场B下在空气中电子轨迹将遵循相似的盘旋轨迹,从而产生相似的螺旋路径,但是根据其通过空气行进的累积路径,电子将经历一些能量损失。

[0062] 图3B概念性地示出了在没有施加的磁场($B=0$,如左所示)和存在施加的磁场($B>0$,如右所示)的情况下穿过人或动物受试者的组织的电子轨迹的示例。如在图3B中左边所示,在没有施加的磁场的情况下,与组织的相互作用将改变否则通常为线性轨迹的路径;如在图3B的右边所示,与组织的相互作用还将改变否则通常盘旋的螺旋轨迹的路径。

[0063] 图3C概念性地示出了一种有趣的情况,在这种情况下,电子正在离开较高密度区域而进入较低密度区域。这样的情况的示例是电子离开受试者的组织并进入受试者周围的空气区域——或者甚至例如通过电子进入诸如气管的空气通道而进入受试者体内的空气区域。在没有施加的磁场的情况下($B=0$,图3C的左边所示),当进入较低密度的空气区域时,电子可以采用在可能受到电子正在离开的组织的结构影响的方向上定向的大致线性的轨迹。在存在磁场的情况下($B>0$,图3C的右边所示),当进入较低密度的空气区域时,电子可以开始在可能受电子正在离开的组织的结构影响的取向上开始的盘旋轨迹。如图3C中的右边所示,在存在磁场的情况下,存在电子的盘旋轨迹可能使其返回以重新进入组织的机会。这可以被称为电子返回效应(electron return effect,ERE)。在这种情况下,重新进入的电子可以进一步有助于受试者的组织所接收的辐射剂量。因此,对这样的电子组织重新进

入事件进行建模和模拟对于提供精确的辐射剂量模拟例如用于放射治疗计划或施用可能很重要。另一方面,在蒙特卡罗计算机模拟期间消耗计算资源来持续地对已经离开受试者并处于永不返回的轨迹上的电子进行精确建模可能既耗时又计算量大,但是不产生任何益处。这样的缺点可能妨碍对不同治疗计划方案进行多次模拟以进行评估和选择的能力。

[0064] 图4概念性地示出了由入射光子束(“束”)瞄准的受试者体内的组织的区域,其中受试者的组织800的区域存在于在图4所示的方向上的磁场“B”内。入射光子可以与组织和受试者的组织800内的自由电子(其可以被称为“产生的”电子)相互作用。在存在磁场B的组织800内,电子可以遵循如图3B的右手侧所示的轨迹。图4示出了电子e-的示例,电子e-以不垂直于组织-空气界面边界的角度离开组织800,离开电子e-的轨迹在磁场B的横向方向上。如图4中概念性地所示,磁场B可以使横向离开的电子e-在与磁场B对齐的方向上呈现盘旋轨迹。除非该离开电子e-重新进入组织800,如最有可能在空气中在第一盘旋圆周期间发生的那样,否则,在蒙特卡罗计算机模拟中,持续花费计算资源来对该电子e-的盘旋路径进行精确建模是浪费的。相反,该电子e-的轨迹可以被更有效地表示为在与B场对齐的方向上的线性弹道运动。例如在蒙特卡罗计算机模拟中,也可以使用线性弹道运动模型充分且更有效地对由于该电子e-与空气分子相互作用而导致的能量损失进行建模。如果线性弹道运动导致电子e-重新进入组织800,则可以在蒙特卡罗计算机模拟中恢复更复杂的盘旋运动建模。

[0065] 图5示出了计算机模拟的如可以由计算机处理器电路执行的方法500的一部分的示例,该计算机模拟可以包括:例如在受试者的一部分可以位于施加的磁场内例如在磁共振(MR)成像装置产生的磁场内的情况下,对受试者体内的辐射剂量进行建模。如本文中所说明的,计算机模拟技术可以解释计算机模拟的电子由于计算机模拟的施加的磁场的计算机模拟的洛伦兹力引起的盘旋轨迹而离开和返回到一定区域的返回电子效应。

[0066] 在502处,可以例如使用关于受试者的一部分的三维(3D)成像数据来执行蒙特卡罗模拟迭代。成像数据可以包括体素的空间3D布置。每个体素可以包括由MR或其他成像装置观察到的相应组织密度的指示。例如,受试者体内的骨区域将由比软组织的区域的密度值更高的密度值表示,而软组织的区域又将由比受试者体内或体外的空气区域的密度值更高的密度值表示。在示例中,可以例如通过将体素密度值与阈值进行比较以对两者进行分类例如以区分患者体内体素和患者体外体素或者区分患者体内组织体素和可以位于患者体外的体素或空气区域中的患者体内的“空气”体素而将成像数据分成高密度值体素和低密度体素。

[0067] 在502处,蒙特卡罗计算机模拟可以包括对由放射疗法装置产生的光子进行模拟,所述光子入射在如在3D成像数据内表示的受试者的组织区域上。在502处的蒙特卡罗模拟还可以对例如由入射光子或以其他方式在组织内产生的所得到的电子进行建模。对于每个这样所得到的电子,当在502处的详细蒙特卡罗模拟的任何迭代表明这样的电子在高密度体素内例如在组织体素内时,可以将相关联的累积路径长度数据设置为零。

[0068] 例如以上关于图3B和图3C所说明的,蒙特卡罗模拟可以使用“详细电子传输模型”来对这样生成的电子在诸如组织体素的高密度体素内的轨迹进行建模,该“详细电子传输模型”包括在模拟的施加的磁场内对电子传输的模拟的洛伦兹力。502处的蒙特卡罗模拟可以包括使用浓缩历史技术或类似的模拟,浓缩历史技术或类似的模拟可以包括例如在以下

文献中描述的电子传输的详细电子传输模拟模型:I.Kawrakow等,“The EGSnrc Code System:Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport”,电离辐射标准(Ionizing Radiation Standards),加拿大国家研究委员会,渥太华,加拿大(NCRCC报告PIRS-701),2017年6月9日(例如,参见章节2.4,标题为“Simulation of Electron Transport”)。“详细电子传输模拟模型”将由于模拟的施加的磁场内的洛伦兹力而在空气中产生关于电子的盘旋轨迹。详细电子传输模型可以应用于高密度体素中的电子,也可以以更有限的方式应用于低密度体素中,直到可以转换到如本文中说明的计算效率更高的线性弹道运动模型,同时仍然使得“详细电子传输模拟模型”能够模拟可以解释如本文中说明的返回电子效应的轨迹曲率。

[0069] 在504处,如果502处的详细蒙特卡罗模拟的迭代对电子从高密度区域(例如,从组织体素区域)到低密度区域中(例如,到受试者体内或外部的空气体素区域中)的传输进行建模,则针对使用计算效率更高的线性弹道模型的可能的简化模拟而不是更复杂的详细电子传输模型,可以监测此类离开组织并进入空气的电子,详细电子传输模型能够解释由施加的磁场中的洛伦兹力引起的例如开始于由506表示的动作序列的盘旋型运动。否则,处理流程可以继续到512,以将与正在被模拟的各个电子相对应的电子累积路径长度数据设置或重置为零,然后可以返回到902以继续进行任何此类电子的下一个蒙特卡罗模拟迭代。应当注意,并行地并结合保留在组织体素区域内的其他电子在502处的蒙特卡罗模拟迭代来执行对离开组织并进入空气的一个或更多个模拟的电子的监测。

[0070] 在506处,对于离开组织并进入空气的给定电子,在电子进入空气中时,关于该电子的累积路径长度数据可以初始被设置为零。在电子已经在空气中经历了一个完整的盘旋圆周(或其他指定的累积路径长度数据阈值)时,可以使用累积路径长度数据来做出关于是否应该使用更详细的电子传输模型来模拟该电子的决定,之后,如本文中所说明的,可以将空气区域中的这样的电子从计算量更大的详细电子传输模型(其可以解释盘旋)切换到不太详细并且计算上更容易的线性弹道运动模型。

[0071] 如本文中还进一步说明的,从详细电子传输模型及其盘旋轨迹到简化的线性弹道运动轨迹的转换不需要精确地发生在一个完整的盘旋圆周处。在示例中,向更简化的线性弹道运动轨迹模型的转换被分配了一个完整的盘旋圆周与两个完整的盘旋圆周之间的伪随机位置。如下面进一步说明的,该伪随机转换可以帮助避免由于在恰好一个完整的盘旋圆周处在盘旋与线性弹道模型之间的均匀转换而导致在许多电子(其中一些电子可能重新进入组织体素)上累积辐射剂量的系统误差。

[0072] 在508处,对于进入空气中的给定电子,可以继续进行使用盘旋轨迹模型的详细蒙特卡罗模拟,例如直到可以完成至少一个完整的盘旋圆周为止(或者直到已经满足了这样的其他指定的累积路径长度阈值为止)。

[0073] 在510处,对于在蒙特卡罗模拟中使用提供盘旋轨迹的详细电子传输模型来模拟给定电子,如果检测到高密度(例如,组织体素)区域重新进入,则在512处,可以将与该电子对应的累积路径长度数据重置为零,并且对于已经重新进入高密度(例如,组织体素)区域的该给定电子,可以在502处继续进行使用详细电子传输模型及其盘旋轨迹的蒙特卡罗模拟。否则,在510处,如果给定电子还没有重新进入高密度组织体素区域,则在514处,可以检查在空气体素区域中行进的给定电子的累积路径长度数据,以确定该累积路径长度数据是

否超过了指定的累积路径长度阈值(例如,诸如一个完整的盘旋圆周、一个完整的环路的任何指定值)。在示例中,可以确定详细电子传输模型的盘旋轨迹的回转半径,以确定与完整的盘旋圆周相对应的环路长度。在514处,如果还没有完成一个完整的盘旋圆周,则在506处,在使用详细电子传输模型及其盘旋轨迹来模拟沿着盘旋路径的电子的增量移动时,例如通过在508处继续进行使用详细电子传输模型及其盘旋轨迹能力的详细蒙特卡罗模拟,与电子对应的累积路径长度数据可以再次被增量更新(增加的)。

[0074] 在514处,如果与在空气体素区域中行进的给定电子相关联的累积路径长度数据超过了在空气体素区域中的1个完整环路而没有重新进入到更高密度的组织体素区域中,则在518处,可以指定该电子在与施加的磁场的方向对齐的方向上从更详细的电子传输模型转换到更简化的线性弹道运动模型。然而,如提到的,从详细电子传输模型到简化的线性弹道模型的准确转换可以被推迟到沿着盘旋轨迹的伪随机选择的位置。这可以帮助避免可能的系统误差,否则可能通过在恰好完成一个完整的盘旋圆周之后模拟空气体素中的所有电子从盘旋轨迹转换到线性弹道轨迹而引入该系统误差。如下面所说明的,线性弹道轨迹模型可以解释在行进通过这样的空气体素时的能量损失。

[0075] 在520处,如果检测到使用简化的线性弹道轨迹建模的给定电子从一个或更多个空气体素的区域中重新进入一个或更多个组织体素的区域,则在522处,可以针对由于空气中的相互作用而导致的能量损失来调整与给定电子相关联的电子能量数据。空气中的这种电子能量损失可以使用与给定回转半径的盘旋轨迹相关联的空气中更精确的路径长度,而不使用与线性轨迹相关联的空气中更近似的路径长度。例如,即使电子被建模为具有简化的线性弹道轨迹,如果已知简化的线性弹道运动轨迹上的给定长度对应于给定回转半径的200个盘旋环路,如果反而使用更详细的电子传输模型,则可以在522处使用这样的200个盘旋环路的累积长度来确定电子的能量损失。此外,在512处,在使用更详细的电子传输模型及其盘旋轨迹能力恢复在502处的电子的蒙特卡罗模拟之前,可以将与电子重新进入组织相关联的累积路径长度数据重置为零。

[0076] 在使用更详细的电子传输模型及其盘旋轨迹能力恢复蒙特卡罗模拟之前,可以采用进入组织体素中的角度的伪随机化,这可能有助于避免在许多电子从更简化的线性弹道运动模型转换到具有其盘旋轨迹能力的更详细的电子传输模型时引入系统误差。在520处,如果使用简化的线性弹道轨迹模型建模的电子没有重新进入组织体素区域(例如,退出模拟体积),则在524处,出于确定受试者的组织接收的辐射剂量例如以用于放射治疗计划或施用的目的,可以从进一步的模拟中丢弃这样的电子。

[0077] 尽管以上关于图5的描述强调了体素数据可以被划分为表示组织的高密度体素和表示受试者体内或外部的空气的低密度体素的示例,但是该技术可以类似地应用于如下其他高密度体素,在所述其他高密度体素中,允许在施加的磁场中的盘旋电子轨迹能力的详细电子传输模型对于提供精确度是有用的,并且在所述其他高密度体素中,可以以足够的精确度应用在施加的磁场中的线性弹道运动电子轨迹模型以满足期望的目标,同时降低计算机模拟的计算复杂度并提高模拟速度。

[0078] 总的来说,图5描述了可以评估已经离开组织体素并进入空气体素的光产生的电子以识别正在沿着盘旋轨迹绕旋的电子的示例。可以基于一个或更多个特性——例如,可以被存储在与电子相关联的电子能量数据中的电子能量值以及所施加的磁场B在电子的位

置处的磁场强度或方向特性——对圆周盘旋轨迹的回转半径进行建模。因此,即使在从具有盘旋轨迹能力的详细电子传输模型切换到不太详细的线性弹道运动模型之后,也可以确定电子在低密度空气体素中经过的实际盘旋距离。通过保持具有其盘旋轨迹能力的详细电子传输模型直到经过了至少一个完整的盘旋圆周为止,可以在放射治疗剂量计算中考虑向高密度组织体素弯曲并重新进入高密度组织体素的电子,同时可以通过应用线性弹道轨迹模型以更有效的计算方式来处理继续盘旋离去而进入空气体素中的电子。

[0079] 当从使用具有其盘旋轨迹能力的详细电子传输模型转换时,应用线性弹道轨迹模型可以包括以下内容。首先,可以例如通过使用经过盘旋轨迹的中心的轴作为线性估计的盘旋方向来确定盘旋轨迹的线性估计的方向。其次,可以将盘旋轨迹的该线性估计的方向与磁场B在电子的位置处的方向进行比较,以确定是盘旋轨迹的线性估计的方向的交角在与磁场B的方向相同的角中更锐利,还是盘旋轨迹的线性估计的方向的交角在与磁场B的方向相反的角中更锐利。第三,可以使用更尖锐的角来选择和分配如下方向(与磁场的方向相同或相反),在所述方向上,可以投射线性弹道运动轨迹。第四,可以在线性弹道运动轨迹的指定方向上创建线性弹道运动体素-体素光线追踪,其轨迹可以继续,只要电子继续保留在低密度体素例如空气体素的连续组内即可。第五,如本文中描述的,在到达高密度体素(例如,组织体素)时,可以从被存储在电子能量数据中的值中减去与空气(或其他低密度体素区域)中的损失相关联的能量的量。

[0080] 在计算机模拟示例中,对与患者下头部和颈部区域相关的3D成像体素数据进行了辐射剂量建模蒙特卡罗模拟。在此示例中,当仅对经过组织体素的电子传输进行建模时,模拟时间为152秒。当在患者周围包括空气体素时,使用具有盘旋轨迹的详细电子传输模型对通过空气体素的电子传输进行建模,具有表示盘旋回到组织体素中的电子的精确性的附加益处,在此示例中模拟时间是585秒。当模型周围包括空气体素时,在使用详细电子传输模型及其盘旋轨迹在空气体素中已经完成了至少一个完整的盘旋圆周之后,使用线性弹道轨迹模型对通过空气体素的电子传输进行建模,在该示例中模拟时间是195秒。总而言之,在空气体素中的线性弹道轨迹建模节省了可观的模拟时间,这又可以帮助增加可以被可行地模拟的不同情境的数量以确定最合适的方法来计划和施用对受试者的放射治疗。

[0081] 图6示出了装置或机器1000的实施方式的框图,在该装置或机器1000上,可以实现如本文中讨论的方法中的一个或更多个。图像处理装置112的一项或更多项可以由机器1000来实现。机器1000可以作为独立的装置进行操作或者可以连接(例如,联网)至其他机器。图像处理装置112可以包括机器1000的项中的一项或更多项。在联网的部署中,机器1000可以在服务器-客户端网络环境中以服务器或客户端机器的身份进行操作,或者在对等(或分布式)网络环境中作为对等机器进行操作。机器可以是个人计算机(PC)、平板PC、机顶盒(STB)、个人数字助理(PDA)、蜂窝电话、网络应用、网络路由器、交换机或桥接器、或者能够执行指定要由该机器采取的动作的指令(顺序地或以其他方式)的任何机器。此外,尽管仅示出了单个机器,但是术语“机器”也应该被理解为包括机器的任何集合,所述机器的任何集合单独地或共同地执行一组(或多组)指令,以执行本文中讨论的方法中的任何一个或更多个方法。

[0082] 示例机器1000可以包括:处理电路系统1002(例如,中央处理单元(CPU);图形处理单元(GPU);专用集成电路;诸如一个或更多个晶体管、电阻器、电容器、电感器、二极管、逻

辑门、多路复用器、缓冲器、调制器、解调器、无线电(例如,发送或接收无线电或者收发器)、传感器1021(例如,将一种形式的能量(例如,光、热、电、机械或其他能量)转换为另一种形式的能量的换能器)等或者其组合的电路系统)、主存储器1004和静态存储器1006,上述部件通过总线1008彼此进行通信。与描述的方法相关联的资料或数据可以被存储在这样的存储器中或者从这样的存储器中被检索,并且根据需要被初始化或被更新以执行本文中描述的方法。机器1000(例如,计算机系统)还可以包括视频显示单元1010(例如,液晶显示器(LCD)或阴极射线管(CRT))。机器1000还可以包括字母数字输入装置1012(例如,键盘)、用户接口(UI)导航装置1014(例如,鼠标)、磁盘驱动器或大容量存储单元1016、信号生成装置1018(例如,扬声器)和网络接口装置1020。

[0083] 磁盘驱动器单元1016可以包括机器可读介质1022,在该机器可读介质1022上存储有一组或多组指令和数据结构(例如,软件)1024,所述一组或多组指令和数据结构(例如,软件)1024实施本文中描述的方法或功能中的任何一个或更多个或者被本文中描述的方法或功能中的任何一个或更多个利用。在由机器1000执行指令1024期间,指令1024还可以全部或至少部分地驻留在主存储器1004内以及/或者驻留在处理器1002内,主存储器1004和处理器1002也构成机器可读介质。

[0084] 如所示的机器1000可以包括输出控制器1028。输出控制器1028管理到机器1000的数据流/来自机器1000的数据流。输出控制器1028有时可以被称为装置控制器,其中直接与输出控制器1028交互的软件被称为装置驱动器。

[0085] 虽然在实施方式中机器可读介质1022被示出为单个介质,但是术语“机器可读介质”可以包括存储一个或更多个指令或数据结构的单个介质或多个介质(例如,集中式或分布式数据库以及/或者相关联的高速缓冲存储器和服务器)。术语“机器可读介质”还应该被认为包括任何有形介质,所述任何有形介质能够存储、编码或携载如下指令或者能够存储、编码或携载如下数据结构,所述指令由机器执行并且使机器执行本发明的方法中的任何一种或更多种方法,所述数据结构由这样的指令利用或与这样的指令相关联。因此,术语“机器可读介质”应该被认为包括但不限于固态存储器以及光介质和磁介质。机器可读介质的具体示例包括非易失性存储器,通过示例的方式包括:半导体存储器装置,例如可擦除可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)和闪速存储器装置;磁盘,例如内部硬盘和可移除盘;磁光盘;以及CD-ROM和DVD-ROM盘。

[0086] 还可以使用传输介质通过通信网络1026来发送或接收指令1024。可以使用网络接口装置1020和许多众所周知的传输协议(例如,HTTP)中的任何一种来传送指令1024。通信网络的示例包括局域网(“LAN”)、广域网(“WAN”)、因特网、移动电话网络、普通老式电话(POTS)网络和无线数据网络(例如,WiFi网络和WiMax网络)。术语“传输介质”应该被认为包括如下任何无形介质或者便于这样的软件的通信的其他无形介质,所述任何无形介质能够存储、编码或携载由机器执行的指令并且包括数字或模拟通信信号。

[0087] 如本文所使用的,“在.....之间通信地耦接”意味着:耦接的任一个上的实体必须通过在其之间的项进行通信,并且这些实体如果不通过该项进行通信就不能彼此进行通信。

[0088] 上面的描述包括对附图的参照,这些附图形成具体实施方式的一部分。附图通过图示的方式示出了具体实施方式,在所述具体实施方式中,可以实践本发明。这些实施方式

在本文中也被称为“示例”。这样的示例可以包括除了示出或描述的要素之外的要素。然而，本发明人还设想了仅提供了示出或描述的那些要素的示例。此外，本发明人还设想了使用关于特定示例(或者特定示例的一个或更多个方面)或关于本文中示出或描述的其他示例(或者其他示例的一个或更多个方面)示出或描述的那些要素(或者那些要素的一个或更多个方面)的任何组合或排列的示例。

[0089] 如果在本文件与通过引用并入的任何文件之间存在不一致用法，则以本文件中的用法为准。

[0090] 如在专利文件中常见的，在本文件中，独立于“至少一个”或者“一个或更多个”的任何其他实例或用法，使用术语“一个(a)”或“一个(an)”以包括一个或多于一个。在本文件中，除非另有说明，否则术语“或”被用于指代非排他性，或者使得“A或B”包括“A但不是B”、“B但不是A”以及“A和B”。在本文件中，术语“包括(including)”和“其中(in which)”被用作相应术语“包括(comprising)”和“其中(wherein)”的普通英语等同物。此外，在所附权利要求中，术语“包括(including)”和“包括(comprising)”是开放式的，即，包括除了在权利要求中的这样的术语之后列出的要素之外的要素的系统、装置、物品、成分、配方或过程仍被认为落入该权利要求的范围内。此外，在所附权利要求中，术语“第一”、“第二”和“第三”等仅用作标记，并不意在对它们的对象施加数值要求。

[0091] 除非上下文另外指出，否则诸如“平行”、“垂直”、“圆形”或“正方形”的几何术语并不意在要求绝对的数学精度。相反，这样的几何术语允许由于制造或等效功能而引起的变化。例如，如果元件被描述为“圆形”或“通常是圆形”，则该描述仍然涵盖并非精确地为圆形的部件(例如，稍微椭圆形或为具有许多边的多边形的部件)。

[0092] 本文中描述的方法示例可以至少部分地是机器或计算机实现的。一些示例可以包括编码有指令的计算机可读介质或机器可读介质，所述指令能够操作成配置电子装置以执行如在以上示例中描述的方法。这样的方法的实现可以包括诸如微代码、汇编语言代码、高级语言代码等的代码。这样的代码可以包括用于执行各种方法的计算机可读指令。代码可以形成计算机程序产品的部分。此外，在示例中，例如在执行期间或其他时间，代码可以被有形地存储在一个或更多个易失性、非暂态或非易失性有形计算机可读介质上。这些有形计算机可读介质的示例可以包括但不限于硬盘、可移除磁盘、可移除光盘(例如，致密盘和数字视频磁盘)、磁带盒、存储卡或存储棒、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)等。

[0093] 上面的描述意在是说明性的而非限制性的。例如，以上描述的示例(或示例的一个或更多个方面)可以彼此结合使用。在回顾以上描述之后，例如本领域技术人员可以使用其他实施方式。提供摘要以符合37C.F.R. §1.72 (b)，以允许读者快速地确定技术公开的性质。提交本文件时应该理解为不会将其用于解释或限制权利要求的范围或含义。此外，在以上的具体实施方式中，可以将各种特征分组在一起以简化本公开内容。这不应当被解释为意在：对于任何权利要求而言，未要求保护的公开的特征均是必要的。而是，发明主题可能在于少于特定公开的实施方式的所有特征。因此，所附权利要求作为示例或实施方式在此并入具体实施方式中，其中每项权利要求自身作为单独的实施方式而存在，并且可以设想的是，这样的实施方式可以以各种组合或排列彼此组合。应当参考所附权利要求以及这些权利要求所赋予的等同物的全部范围来确定本发明的范围。

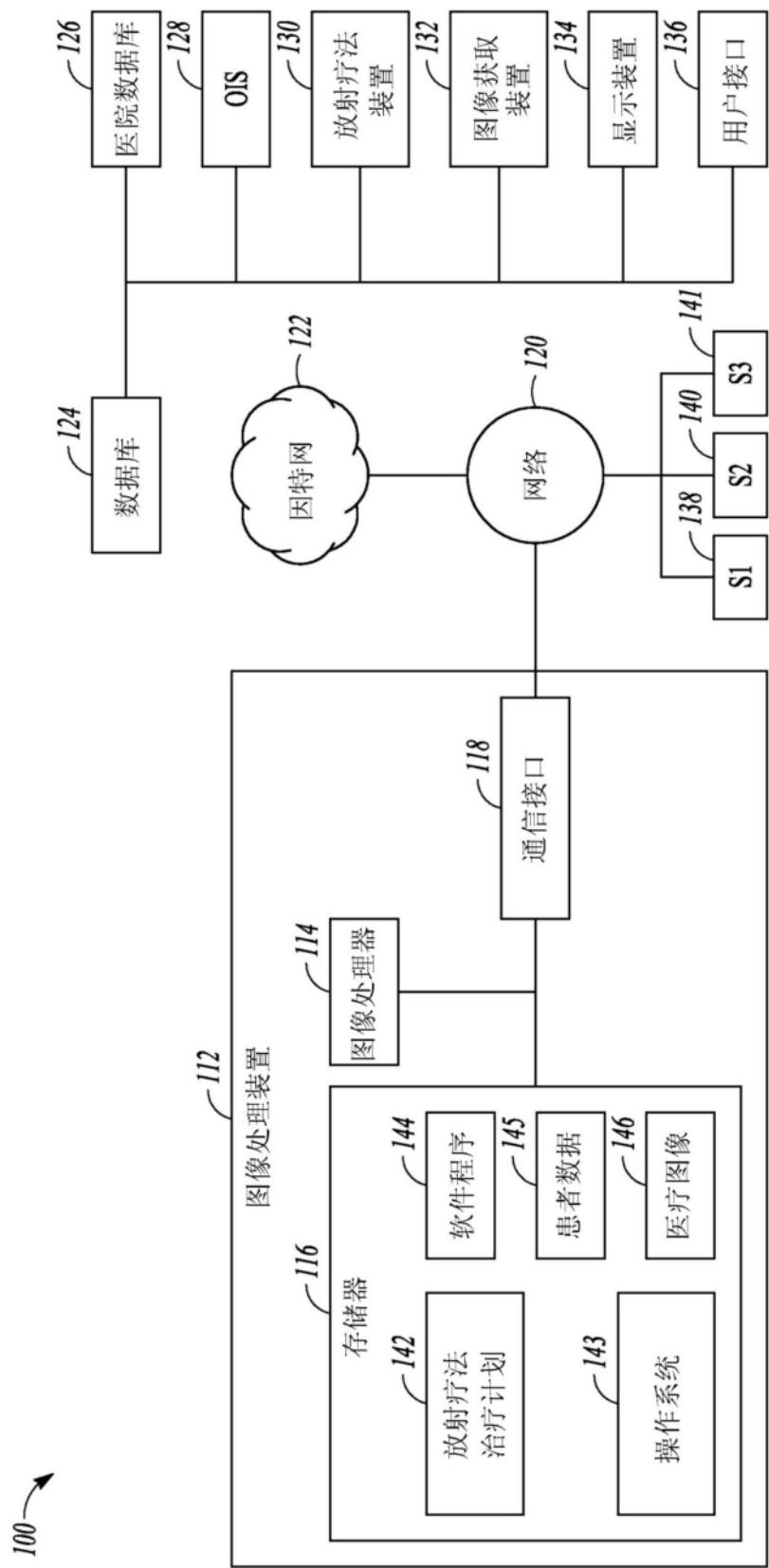


图1

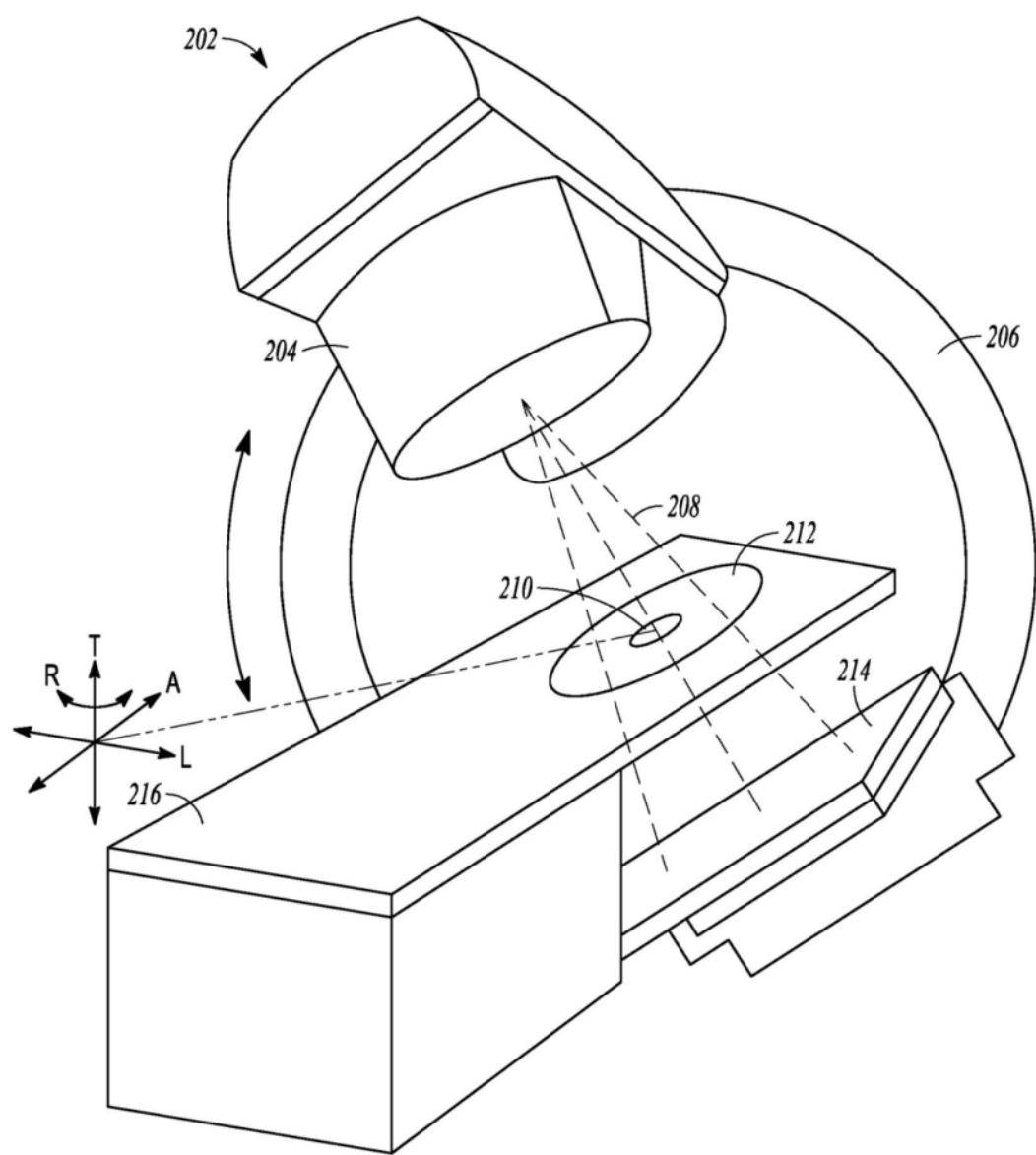


图2

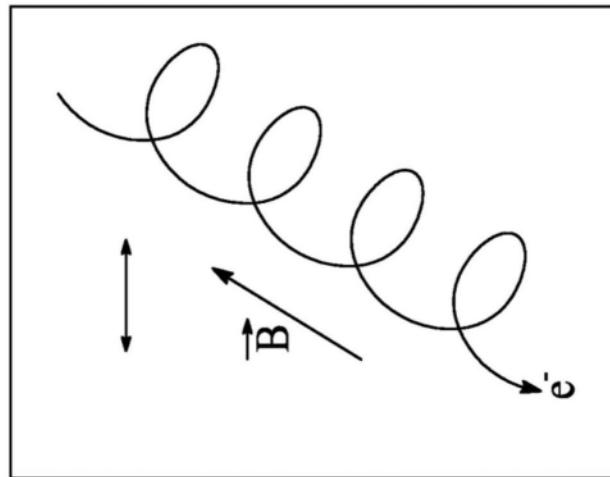


图3A

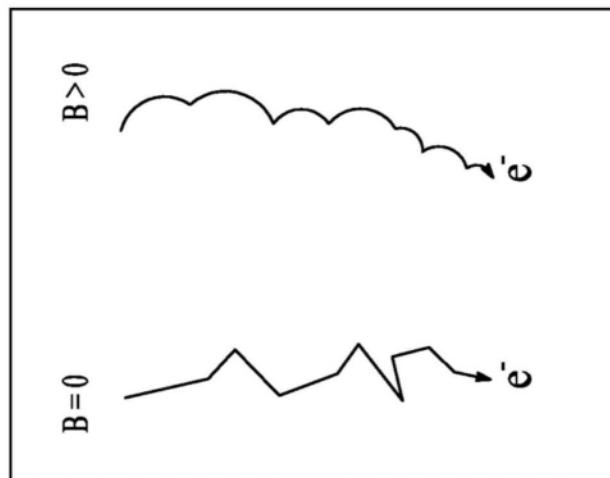


图3B

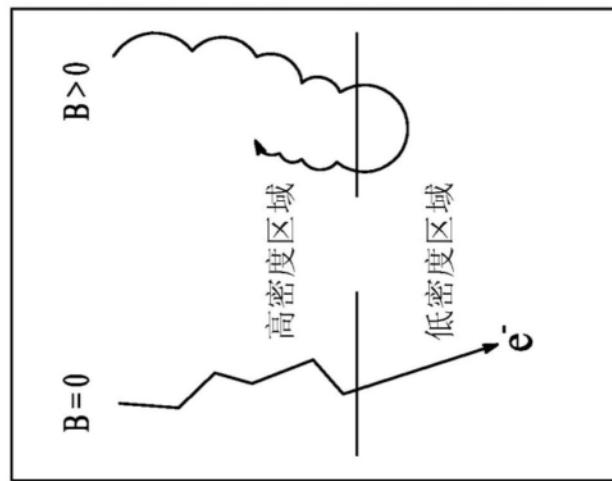


图3C

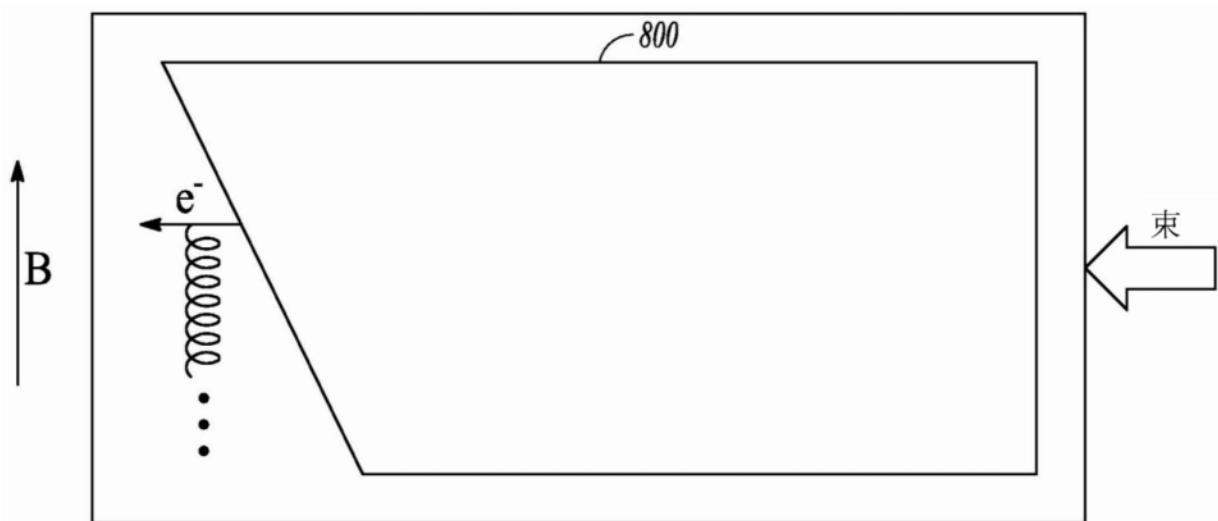


图4

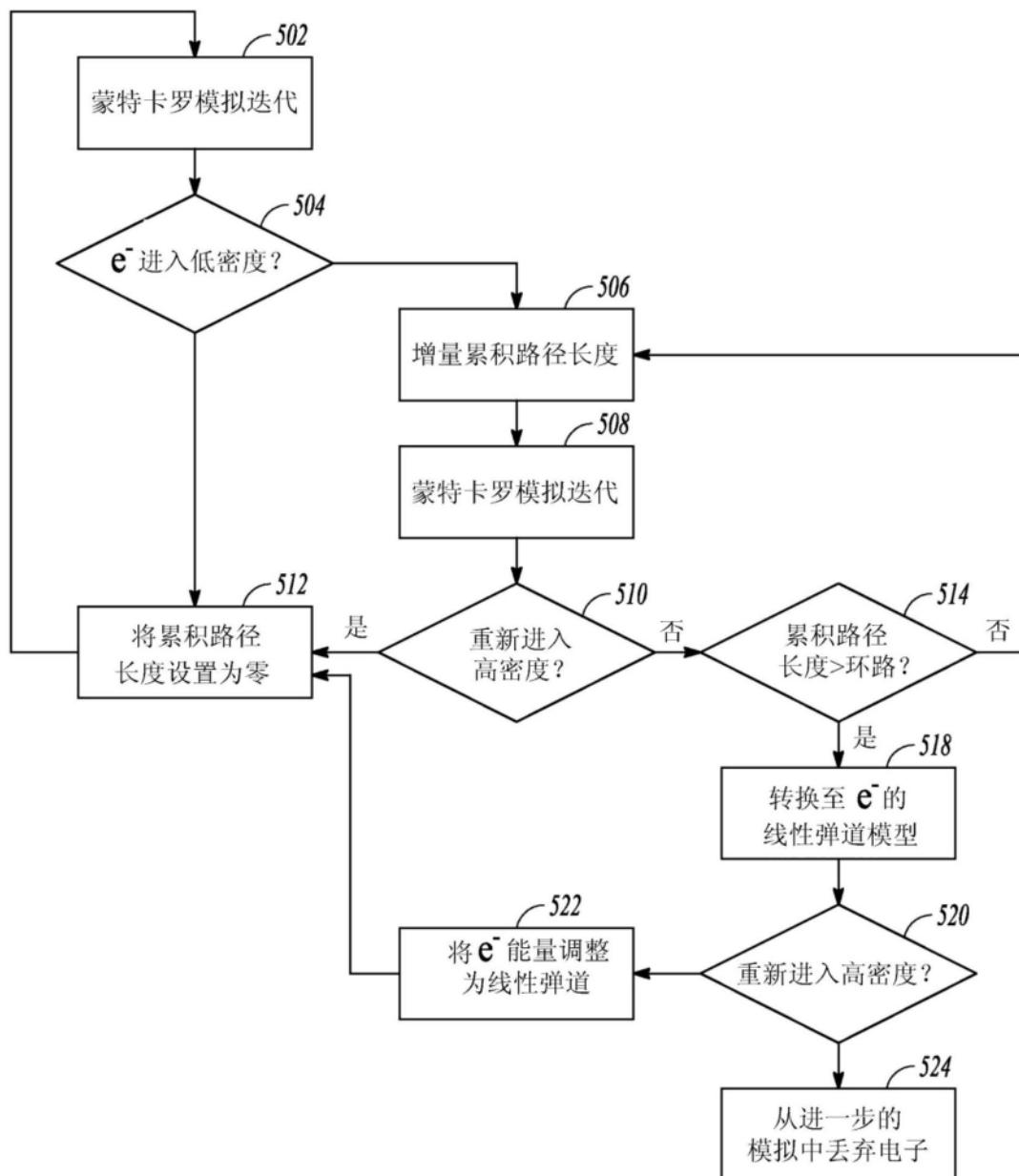


图5

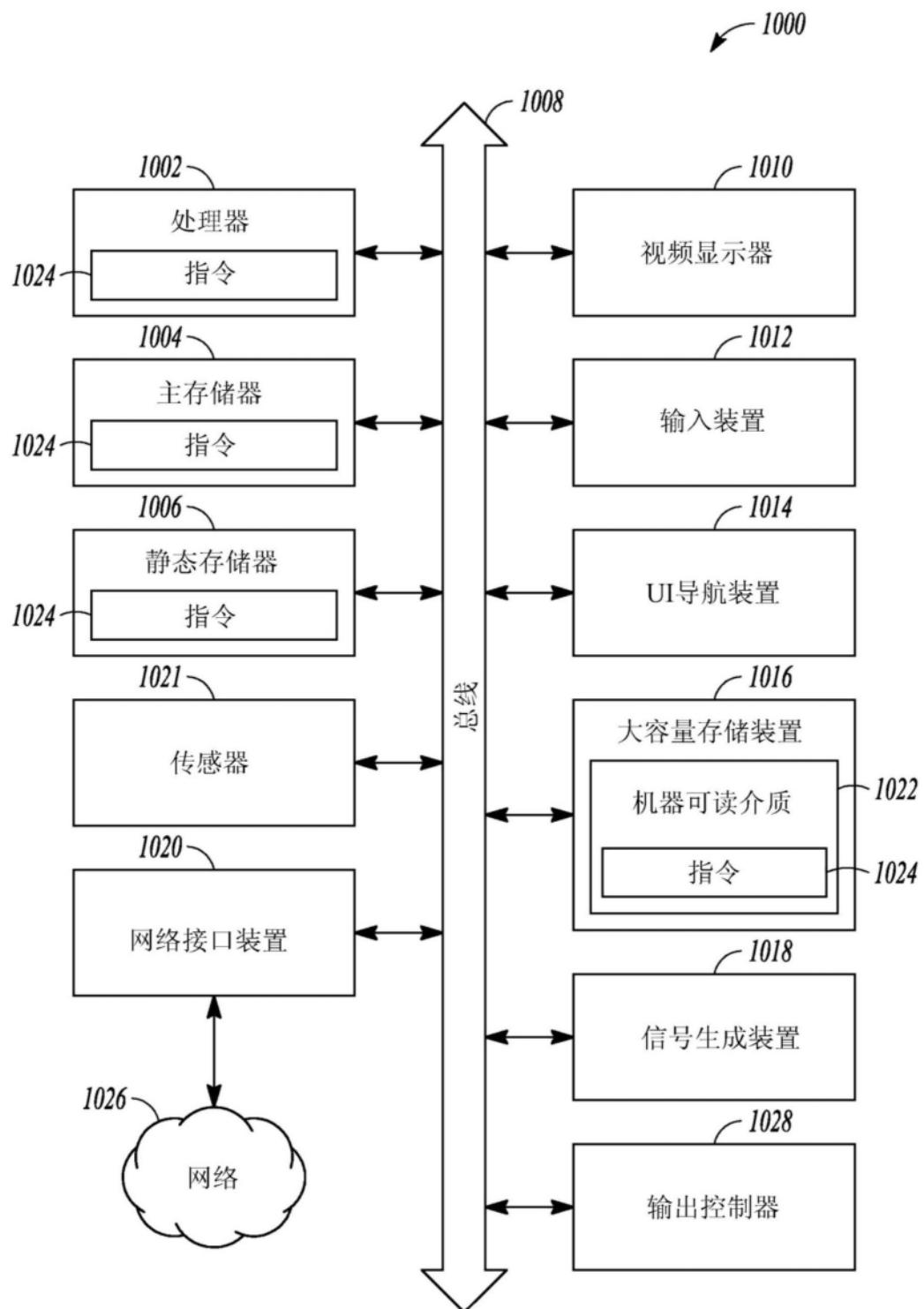


图6