



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106662626 B

(45)授权公告日 2019.07.16

(21)申请号 201580036940.9

(22)申请日 2015.04.29

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106662626 A

(43)申请公布日 2017.05.10

(30)优先权数据

14167755.9 2014.05.09 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.01.06

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/059259 2015.04.29

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2015/169655 EN 2015.11.12

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 E·T·韦海莱 W·A·拉杜玛

T·J·V·维尔塔

A·J·哈尔科拉

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

G01R 33/28(2006.01)

G01R 33/48(2006.01)

A61B 34/00(2016.01)

A61B 5/055(2006.01)

(56)对比文件

EP 0487201 A1,1992.05.27,全文.

WO 2006134357 A1,2006.12.21,全文.

JP H0556950 A,1993.03.09,全文.

CN 101378805 A,2009.03.04,全文.

WO 2014044635 A1,2014.03.27,全文.

CN 1816753 A,2006.08.09,全文.

CN 101278837 A,2008.10.08,全文.

CN 102988044 A,2013.03.27,全文.

CN 101035462 A,2007.09.12,全文.

审查员 胡书红

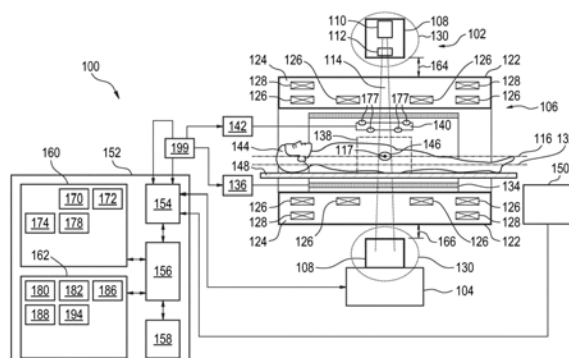
权利要求书3页 说明书13页 附图3页

(54)发明名称

包含MRI模块和用于确定RF线圈的位置的单元的治疗系统

(57)摘要

本公开涉及一种治疗系统(100),其包括放射治疗设备(102),所述放射治疗设备被配置为沿着轴将放射治疗射束递送并且引导到所述治疗系统(100)的MR模块(106)内的成像区(138、146)中的预定义目标位置(117)。所述预定义目标位置(177)与所述MR模块(106)的RF线圈(140)的位置匹配。



1. 一种治疗系统(100), 包括:

磁共振成像模块(106), 其包括主磁体(122) 和患者载体(148), 所述患者载体被配置为移入或移出所述主磁体(122) 内的检查区(138、146);

放射治疗设备(102), 其被配置为沿着轴将放射治疗射束递送并且引导到所述检查区(138、146) 中的预定义目标位置(117);

RF线圈(140), 其被连接到所述患者载体(148), 其中, 所述RF线圈(140) 被提供有被配置用于发射磁共振信号的多个基准标记(177);

定位系统(150), 其用于对所述患者载体(148) 进行定位;

扰相器(199), 其用于抑制从一个或多个基准标记发射的磁共振信号;

存储器(162), 其用于存储机器可执行指令(180-194); 以及

处理器(156), 其中, 对所述机器可执行指令的运行令所述处理器:

a. 控制所述定位系统(150) 以移动所述患者载体(148);

b. 控制所述MRI模块(106) 以响应于所述多个基准标记(177) 的至少第一集合中的磁共振的激励而采集MRI数据;

c. 使用所述MRI数据来重建基准标记的所述第一集合的图像表示;

d. 使用重建图像中的基准标记的所述第一集合的位置来计算所述RF线圈(140) 的位置;

e. 控制所述扰相器(199) 以根据相对于所述预定义目标位置的所计算的位置来抑制从基准标记的所述第一集合中的一个或多个基准标记发射的磁共振信号;

f. 使用多个所述基准标记中的基准标记的第二集合作为基准标记的所述第一集合来重复步骤a)-e), 直到所计算的位置与所述预定义目标位置(117) 匹配, 其中, 所述基准标记的所述第二集合包括基准标记的至少所述第一集合。

2. 根据权利要求1所述的治疗系统, 其中, 在步骤f) 中将所计算的位置与所述预定义目标位置匹配包括:

将所计算的位置与所述预定义目标位置(117) 之间的距离与预定义最小匹配距离阈值进行比较;

响应于所述距离小于所述预定义最小匹配距离阈值的确定, 确定所计算的位置处的辐射水平;

响应于所述辐射水平高于预定最大允许辐射水平的确定, 重新定义所述最小匹配距离阈值, 并且使用经重新定义的最小匹配距离阈值来重复步骤a-e)。

3. 根据权利要求1或2所述的治疗系统, 其中, 所述RF线圈(140) 的所述位置是在至少一个空间方向上计算的, 其中, 在所计算的位置沿着一个空间方向与所述预定义目标位置匹配的情况下, 抑制从被用于计算沿着所述一个空间方向的所述位置的所述基准标记发射的磁共振信号。

4. 根据权利要求1或2所述的治疗系统, 其中, 在所计算的位置与所述预定义目标位置匹配的情况下, 抑制包括确定所述MRI数据中的伪影区域并且抑制从对应于所述伪影区域的基准标记发射的磁共振信号。

5. 一种医学装置, 包括:

磁共振成像模块(106), 其包括主磁体(122) 和患者载体(148), 所述患者载体被配置为

移入或移出所述主磁体(122)内的检查区(138、146)；

RF线圈(140)，其被连接到所述患者载体(148)，其中，所述RF线圈(140)被提供有被配置用于发射磁共振信号的多个基准标记(177)；

定位系统(150)，其用于对所述患者载体(148)进行定位；

扰相器(199)，其用于抑制从一个或多个基准标记发射的磁共振信号；

存储器(162)，其用于存储机器可执行指令(186、188)；以及

处理器(156)，其中，对所述机器可执行指令的运行令所述处理器：

a. 控制所述定位系统(150)以移动所述患者载体(148)；

b. 控制所述MRI模块(106)以响应于所述多个基准标记(177)的至少第一集合中的磁共振的激励而采集MRI数据；

c. 使用所述MRI数据来重建基准标记的所述第一集合的图像表示；

d. 使用重建图像中的基准标记的所述第一集合的位置来计算所述RF线圈(140)的位置；

e. 控制所述扰相器(199)以基于相对于预定义目标位置(117)的所计算的位置来抑制从基准标记的所述第一集合中的一个或多个基准标记发射的磁共振信号；

f. 使用多个所述基准标记中的基准标记的第二集合作为基准标记的所述第一集合来重复步骤a)–e)，直到所计算的位置与所述预定义目标位置(117)匹配，其中，所述基准标记的所述第二集合包括基准标记的至少所述第一集合。

6. 根据权利要求5所述的医学装置，还包括放射治疗设备(102)，其被配置为沿着轴将放射治疗射束递送并且引导到所述检查区(138、146)中的所述预定义目标位置(117)。

7. 根据权利要求5或6所述的医学装置，其中，在步骤f)中将所计算的位置与所述预定义目标位置匹配包括：

将所计算的位置与所述预定义目标位置(117)之间的距离与预定义最小匹配距离阈值进行比较；

响应于所述距离小于所述预定义最小匹配距离阈值的确定，确定所计算的位置处的辐射水平；

响应于所述辐射水平高于预定最大允许辐射水平的确定，重新定义所述最小匹配距离阈值，并且使用经重新定义的最小匹配距离阈值来重复步骤a)–e)。

8. 根据权利要求5或6所述的医学装置，步骤a)还包括控制所述定位系统(150)以在预定义停止时间处停止所述患者载体(148)，其中，对步骤a)–e)的重复导致一个或多个迭代，其中，针对给定迭代的所述预定义停止时间是使用先前迭代中的所计算的位置确定的。

9. 根据权利要求5或6所述的医学装置，其中，对步骤a)–e)的重复导致一个或多个迭代，其中，所述MRI模块(106)被控制以利用多个迭代以增加的空间准确度来采集所述MRI数据。

10. 根据权利要求5或6所述的医学装置，其中，所述基准标记(177)包括偶极子，其中，抑制从所述基准标记发射的所述磁共振信号包括应用RF扰相和梯度扰相中的至少一个。

11. 根据权利要求5或6所述的医学装置，包括在至少一个空间方向上计算所述RF线圈(140)的所述位置，其中，在所计算的位置沿着一个空间方向与所述预定义目标位置(117)匹配的情况下，抑制磁共振信号从被用于沿着所述一个空间方向计算所述位置的所述基准

标记的发射。

12. 根据权利要求5或6所述的医学装置, 其中, 在所计算的位置与所述预定义目标位置(117)匹配的情况下, 抑制包括确定所述MRI数据中的伪影区域并且抑制从对应于所述伪影区域的基准标记发射的磁共振信号。

13. 根据权利要求12所述的医学装置, 其中, 如果对应的伪影区域的伪影水平高于预定义伪影水平, 则从基准标记发射的所述磁共振信号的所述抑制被执行。

14. 一种控制医学装置的方法, 所述医学装置包括: 磁共振成像模块(106), 其包括主磁体(122) 和患者载体(148), 所述患者载体被配置为移入或移出所述主磁体(122) 内的检查区(138、146); RF线圈(140), 其被连接到所述患者载体(148), 其中, 所述RF线圈(140) 被提供有被配置用于发射磁共振信号的多个基准标记(177); 定位系统(150), 其用于对所述患者载体(148) 进行定位; 以及扰相器(199), 所述方法包括:

- a. 控制所述定位系统(150) 以移动所述患者载体(148);
- b. 控制所述MRI模块(106) 以响应于所述多个基准标记(177) 的至少第一集合中的磁共振的激励而采集MRI数据;
- c. 使用所述MRI数据来重建基准标记的所述第一集合的图像表示;
- d. 使用重建图像中的基准标记的所述第一集合的位置来计算所述RF线圈(140) 的位置;
- e. 控制所述扰相器(199) 以基于所计算的位置来抑制从基准标记的所述第一集合中的一个或多个基准标记发射的磁共振信号;
- f. 使用多个所述基准标记中的基准标记的第二集合作为基准标记的所述第一集合来重复步骤a)-e), 直到所计算的位置与预定义目标位置(117) 匹配, 其中, 所述基准标记的所述第二集合包括基准标记的至少所述第一集合。

15. 一种包括计算机可执行指令的计算机程序产品, 所述计算机可执行指令用于执行根据权利要求14所述的方法的方法步骤。

包含MRI模块和用于确定RF线圈的位置的单元的治疗系统

技术领域

[0001] 本发明涉及能量处置设备,具体而言,涉及用于向对象的预先选定的解剖部分应用辐射的治疗系统的使用。

背景技术

[0002] 放射治疗期间的集成的磁共振成像(MRI)和直线加速器(LINAC)系统图像引导已经变得日益重要并且在过去数年间已经获得广泛应用。系统的目标是基于诊断质量MR图像将精确的辐射剂量递送到身体的内部内的选定的目标。通常,LINAC源关于MRI装置的磁体被放置在旋转机架上,并且磁体被设计使得LINAC在磁体的零场区域中旋转。

[0003] 射束被引导在其中的目标位置是影响沿着射束的组织破坏和总体处置安全的实质参数。这样的系统的高效定位控制和使用能够是必要的。

[0004] EP 2624915 A1公开了一种图像引导式辐射治疗系统和用在其中的屏蔽的射频检测器线圈。国际申请W02014/044635公开了一种由磁共振成像系统引导的LINAC。所述磁共振成像系统具有带基准标记的射频线圈。对这些标记进行成像,计算其位置并且计算射频线圈的位置。

发明内容

[0005] 各实施例提供了一种治疗系统、一种操作医学装置的经改进的方法和一种经改进的医学装置,如由所述独立权利要求的主题所描述的。在从属权利要求中描述了有利的实施例。

[0006] 在一个方面中,本发明涉及一种治疗系统,包括:磁共振模块,其包括主磁体和患者载体,所述患者载体被配置为移入或移出所述主磁体内的检查区;放射治疗设备,其被配置为沿着轴将放射治疗射束递送并且引导到成像区中的预定义目标位置;RF线圈,其被连接到所述患者载体,其中,所述RF线圈被提供有被配置用于发射磁共振信号的多个基准标记;定位系统,其用于对所述患者载体进行定位;扰相器,其用于抑制从一个或多个基准标记发射的磁共振信号;存储器,其用于存储机器可执行指令;以及处理器,其中,对所述机器可执行指令的运行令所述处理器:

[0007] a.控制所述定位系统以移动所述患者载体;

[0008] b.控制所述MRI模块以响应于所述多个基准标记的至少第一集合中的磁共振的激励而采集MRI数据;

[0009] c.使用所述MRI数据来重建基准标记的所述第一集合的图像表示;

[0010] d.使用重建图像中的基准标记的所述第一集合的位置来计算所述RF线圈的位置;

[0011] e.控制所述扰相器以基于所计算的位置来抑制从基准标记的所述第一集合中的一个或多个基准标记发射的磁共振信号;

[0012] f.使用多个所述基准标记中的基准标记的第二集合作为基准标记的所述第一集合来重复步骤a)-e),直到所计算的位置与所述预定义目标位置匹配,其中,所述基准标记

的所述第二集合包括基准标记的至少所述第一集合。

[0013] 基准标记的所述第二集合可以包括基准标记的至少所述第一集合,不包括所述一个或多个基准标记的零或多个基准标记。另外,基准标记的所述第二集合还可以包括不是基准标记的所述第一集合的部分的所述多个基准标记的一个或多个基准标记。所述RF线圈可以是发射器和/或接收器线圈。

[0014] 例如,在所述多个基准标记可以被去激活(禁用或关闭)的情况下,步骤a)还包括激活(启用或打开)基准标记的所述第一集合。响应于RF激励,响应于RF激励,激活(去激活)的基准标记可以(可以不)发射相干磁共振信号(例如,所述RF线圈可以仍然不从去激活的基准标记接收信号或从其接收弱信号,但是所述信号是最小/不相干的(例如,由于扰相)并且因此可能添加一点噪声)。所述基准标记还可以嵌入所述RF线圈的保持器中。

[0015] 所述扰相器可以是所述MRI模块的控制单元,例如,电子开关,如连接到至少所述RF线圈的二极管开关电路以控制所述RF线圈例如用于偏移所述RF线圈的共振频率,和/或以控制梯度线圈从而偏移或打开和关闭梯度场,例如,切片选择梯度场。

[0016] 所述扰相器可以是所述MRI模块的控制单元,其控制所述RF线圈和/或所述梯度线圈以分别执行RF扰相和/或梯度扰相。可以使用所述RF扰相和所述梯度扰相,使得信号不从所述基准标记发射或从所述基准标记发射的所述信号不(不能)由所述RF线圈相干地接收。

[0017] 在另一范例中,所述扰相器可以环绕所述多个标记中的每个。其可以是例如围绕例如具有球形的所述基准标记的微型螺线管线圈。

[0018] 所述多个基准标记可以包括偶极子,其具有与质子共振频率不同的第一共振频率。磁共振的所述激励可以包括激励基准标记的所述第一集合的偶极子中的磁共振。所述激励还可以包括激励所述患者的目标体积(例如,接近所述基准标记的目标体积)中的偶极子,其中,两者偶极子的激励可以利用共同或分离的射频脉冲同时地执行。所述目标体积中的所述偶极子具有第二共振频率,即,质子共振频率。这可以是有益的,因为基准标记RF脉冲不干扰所述目标体积的自旋激励并且基准标记信号不遮蔽来自所述患者的有价值的形态信息。

[0019] 根据一个实施例,所述机器可执行指令的运行还令所述处理器控制所述放射治疗设备以使用采集的MRI数据将能量递送到所述预定义目标位置处的目标体积,所述RF线圈在匹配所述目标位置的所计算的位置处。

[0020] 根据一个实施例,所述机器可执行指令的运行还令所述处理器移动所述放射治疗设备以用于将能量递送到第二预定义目标位置处的所述目标体积,并且针对所述第二预定义目标位置重复步骤a)-f)。

[0021] 这些特征可以提供准确和可靠的治疗流程和/或计划,因为其利用使用准确定位的RF线圈的准确的成像过程来引导。用于引导所述放射治疗设备的所述图像准确地反映其由所述放射治疗设备辐照的所述目标体积的位置。

[0022] 所述基准标记中的至少部分的信号的所述抑制可以降低重建图像中的伪影,这与其中所有初始标记的信号未被抑制直到所述RF线圈定位的结束的情况相比较继而可以增加所述RF线圈定位的所述RF线圈的所述准确度,并且更重要地,允许当在放射治疗期间执行成像时标记完全的关闭(或来自所述基准标记的信号抑制)。这是有益的,因为抑制的基准标记信号可以不混淆自动组织运动检测算法,其可以是在所述标记是可见的或标记信

号被允许混叠所述图像中的所述组织信号时的情况。

[0023] 根据一个实施例,在步骤f)中将所计算的位置与所述目标位置匹配包括:将所计算的位置与所述目标位置之间的距离与预定义最小匹配距离阈值进行比较;响应于所述距离小于所述预定义最小匹配距离阈值的确定,确定所计算的位置处的辐射水平;响应于所述辐射水平高于预定最大允许辐射水平的确定,重新定义所述最小匹配距离阈值,并且使用经重新定义的最小匹配距离阈值来重复步骤a-e)。

[0024] 例如,辐射水平可以被定义为剂量率,例如,具有值0-250MU/min。

[0025] 所述RF线圈的过度辐射可以感应可能对MR图像信噪比(SNR)具有影响的所采集的MRI数据中的辐射感应电流(RIC)。该实施例可以提供RF线圈的准确定位与保护所述RF线圈免受过度辐射影响之间的平衡。这还可以增加由所述MRI模块所产生的图像的质量,因为其可以控制随着增加剂量率增加的成像SNR中的损失。结果,可以实现所述治疗流程的准确度/可靠性中的另外的增加,因为所述治疗可以基于由于辐射的所述SNR在控制下的图像。

[0026] 根据一个实施例,所述RF线圈的所述位置是在至少一个空间方向上计算的,其中,在所计算的位置沿着一个空间方向与所述目标位置匹配的情况下,抑制从被用于沿着所述一个空间方向的所述位置的计算的所述基准标记发射的磁共振信号。

[0027] 根据一个实施例,在所计算的位置与所述目标位置匹配的情况下,抑制包括确定所述MRI数据中的伪影区域并且抑制从对应于所述伪影区域的基准标记发射的磁共振信号。

[0028] 该实施例可以是有利的,因为其可以节省否则将需要以抑制并且再次启用从不引起所述重建图像上的伪影的所述基准标记的信号的发射的资源。

[0029] 在另一方面中,本发明涉及一种医学装置,包括:磁共振模块,其包括主磁体和患者载体,所述患者载体被配置为移入或移出所述主磁体内的检查区;RF线圈,其被连接到所述患者载体,其中,所述RF线圈被提供有被配置用于发射磁共振信号的多个基准标记;定位系统,其用于对所述患者载体进行定位;扰相器;存储器,其用于存储机器可执行指令;以及处理器,其中,对所述机器可执行指令的运行令所述处理器:

[0030] a.控制所述定位系统以移动所述患者载体;

[0031] b.控制所述MRI模块以响应于所述多个基准标记的至少第一集合中的磁共振的激励而采集MRI数据;

[0032] c.使用所述MRI数据来重建基准标记的所述第一集合的图像表示;

[0033] d.使用重建图像中的基准标记的所述第一集合的位置来计算所述RF线圈的位置;

[0034] e.控制所述扰相器以基于所计算的位置来抑制从基准标记的所述第一集合中的一个或多个基准标记发射的磁共振信号;

[0035] f.使用多个所述基准标记中的基准标记的第二集合作为基准标记的所述第一集合来重复步骤a)-e),直到所计算的位置与所述预定义目标位置(117)匹配,其中,所述基准标记的所述第二集合包括基准标记的至少所述第一集合。

[0036] 这些特征可以是有利的,因为其可以使用所述基准标记提供所述RF线圈的准确的位置。所述基准标记的至少部分的中间关闭可以降低中间重建图像中的伪影,这与其中所有初始标记被维持直到所述RF线圈位置的结束的所述情况相比较继而可以增加所述RF线圈定位的准确度,并且更重要地,允许当例如在放射治疗期间执行成像时标记完全的关闭

(或来自所述基准标记的信号抑制)。这是有益的,因为抑制的基准标记信号可以不混淆自动组织运动检测算法,其可以是在所述标记是可见的或标记信号被允许混叠所述图像中的所述组织信号时的情况。国际申请W02013/011444提及一种被提供有无源定位标记的RF表面线圈。在国际申请W02006/025001中还提及了与磁共振接收线圈耦合的基准标记。

[0037] 根据一个实施例,所述医学装置还包括放射治疗设备,其被配置为沿着轴将放射治疗射束递送并且引导到所述成像区中的所述预定义目标位置。

[0038] 根据一个实施例,在步骤f)中将所计算的位置与所述目标位置匹配包括:将所计算的位置与所述目标位置之间的距离与预定义最小匹配距离阈值进行比较;响应于所述距离小于所述预定义最小匹配距离阈值的确定,确定所计算的位置处的辐射水平;响应于所述辐射水平高于预定最大允许辐射水平的确定,重新定义所述最小匹配距离阈值,并且使用经重新定义的最小匹配距离阈值来重复步骤a-e)。

[0039] 所述RF线圈的过度辐射可以感应可能对MR图像信噪比(SNR)具有影响的所采集的MRI数据中的辐射感应电流(RIC)。该实施例可以提供RF线圈的准确定位与保护所述RF线圈免受过度辐射影响之间的平衡。这还可以增加由所述MRI模块所产生的图像的质量,因为其可以控制随着增加剂量率增加的成像SNR中的损失。

[0040] 根据一个实施例,步骤a)还包括控制所述定位系统以在预定义停止时间处停止所述患者载体,其中,对步骤a)-e)的重复导致一个或多个迭代,其中,针对给定迭代的所述预定义停止时间是使用先前迭代中的所计算的位置确定的。

[0041] 针对所述第一迭代的预定义停止时间是使用步骤a)-e)的初始(或第一)运行中的所计算的位置来确定的。

[0042] 该实施例可以是有利的,因为其可以允许例如甚至当标记成像利用关于所述患者载体速度不可忽略的间隔来执行时的准确并且快速的减速—可以使用控制理论中的标准方法从已知速度、惯性和图像采集时间外推患者载体位置。

[0043] 根据一个实施例,对步骤a)-e)的重复导致一个或多个迭代,其中,所述MRI模块被控制以利用多个迭代以增加的空间准确度来采集所述MRI数据。

[0044] 根据一个实施例,(例如,针对确定标记位置)对标记位置的扫描可以与快速监控成像交错。这可以是有利的,因为其可以允许患者数据的预处理,例如以通过在所述患者载体在预期目的地处停止的瞬间对解剖结构界标的自动检测将3D图像集自动地定位在感兴趣的体积上。这简化工作流程并且利用在桌面运动上花费的其他空闲时间。

[0045] 空间分辨率的增加可以是有利的,因为其可以允许所述基准标记的位置的准确的计算,尤其地,在发射信号的标记的数量将随着迭代的数量减小的情况下。

[0046] 根据一个实施例,所述基准标记包括偶极子,其中,抑制从所述基准标记发射的所述磁共振信号包括应用RF扰相和梯度扰相中的至少一个。

[0047] RF扰相可以包括控制RF脉冲的相位,使得所述RF脉冲由所述RF线圈在特定频率和相位处发射。所述MRI模块还可以被控制以仅接收该特定相位处的信号,例如,所述横向平面中的其他相位或位置处的横向磁化不由所述MRI模块接收。在这种情况下,特定频率和相位可以被用于激励除所述基准标记的偶极子外的偶极子。

[0048] 梯度扰相可以包括使用所述切片选择、相位编码和频率编码梯度来使所述残余横向磁化(RTM)失相,使得其在所述下一重复的开始处是不相干的。为此,小型化线圈/电流元

件可以被用于创建基准标记处的局部不均匀性。

[0049] 根据一个实施例,其中,对从所述基准标记发射的所述磁共振信号的抑制包括通过在对应于所述基准标记的区域中生成梯度磁场,由所述扰相器将所述偶极子失相(例如,用于引入在已经应用梯度线圈场之后产生的B0场中的偏离)。这这种情况下,例如,所述扰相器可以是小型化线圈/电流元件,其可以被用于创建对应于基准标记的区域处的局部场不均匀性(例如,用于偏移B0场)。

[0050] 根据一个实施例,所述基准标记包括具有第一共振频率的偶极子,其中,所述基准标记中的磁共振的所述激励是使用至少所述第一共振频率的由所述RF线圈生成的RF激励脉冲执行的,其中,抑制从所述基准标记发射的所述磁共振信号包括使所述RF激励脉冲的频率(场强)动态地变化以用于生成在第二共振频率处的RF脉冲。

[0051] 根据一个实施例,所述方法包括在至少一个空间方向上计算所述RF线圈的所述位置,其中,在所计算的位置沿着一个空间方向与所述目标位置匹配的情况下,抑制从被用于沿着所述一个空间方向的所述位置的计算的所述基准标记发射的磁共振信号。

[0052] 根据一个实施例,在所计算的位置与所述目标位置匹配的情况下,抑制包括确定所述MRI数据中的伪影区域并且抑制磁共振信号从对应于所述伪影区域的基准标记的发射。

[0053] 根据一个实施例,如果对应的伪影区域的伪影水平高于预定义伪影水平,则从基准标记发射的所述磁共振信号的所述抑制被执行。可以通过评价重建图像的图像度量来确定所述伪影水平。可以例如通过利用由标记形状互相关性指示为包含标记的区内的小量的滤波测量最高SNR来获得图像度量。

[0054] 在另一方面中,本发明涉及一种控制医学装置的方法。所述医学装置包括:磁共振模块,其包括主磁体和患者载体,所述患者载体被配置为移入或移出所述主磁体内的检查区;RF线圈,其被连接到所述患者载体,其中,所述RF线圈被提供有被配置用于发射磁共振信号的多个基准标记;定位系统,其用于对所述患者载体进行定位;以及扰相器。所述方法包括:

[0055] a.控制所述定位系统以移动所述患者载体;

[0056] b.控制所述MRI模块以响应于所述多个基准标记的至少第一集合中的磁共振的激励而采集MRI数据;

[0057] c.使用所述MRI数据来重建基准标记的所述第一集合的图像表示;

[0058] d.使用重建图像中的基准标记的所述第一集合的位置来计算所述RF线圈的位置;

[0059] e.控制所述扰相器以基于所计算的位置来抑制从基准标记的所述第一集合中的一个或多个基准标记发射的磁共振信号;

[0060] f.使用多个所述基准标记中的基准标记的第二集合作为基准标记的所述第一集合来重复步骤a)-e),直到所计算的位置与所述预定义目标位置相匹配,其中,所述基准标记的所述第二集合包括基准标记的至少所述第一集合。

[0061] 在另一方面中,本发明涉及一种包括计算机可执行指令的计算机程序产品,所述计算机可执行指令用于执行以上方法的方法步骤。

[0062] 在另一方面中,本发明涉及一种医学装置,其包括:磁共振模块,其包括主磁体和患者载体,所述患者载体适于移入或移出所述主磁体内的检查区;RF线圈,其连接到所述患

者载体；定位系统，其用于对所述患者载体进行定位；存储器，其用于存储机器可执行指令；以及处理器，其中，对所述机器可执行指令的执行令所述处理器：

[0063] i. 控制所述定位系统以移动所述患者载体；

[0064] ii. 使用所述医学装置的摄像机来计算所述RF线圈的位置；

[0065] iii. 重复步骤i)-ii)，直到所计算的位置与预定义目标位置匹配。

[0066] 在本文中，将磁共振数据定义为在磁共振成像扫描期间由磁共振装置的天线所记录的由原子自旋发射的射频信号的测量结果。磁共振数据是医学图像数据的范例。在本文中，将磁共振成像(MRI)图像定义为被包含在磁共振成像数据之内的解剖学数据的重建二维或三维可视化。这种可视化能够使用计算机来执行。

[0067] 应当理解，可以组合本发明的前述实施例中的一个或多个，只要组合的实施例不相互排斥。

附图说明

[0068] 在以下中，仅通过范例并且参考附图来描述本发明的优选的实施例，其中：

[0069] 图1示出了治疗系统的截面和功能视图；

[0070] 图2是用于治疗流程的方法的流程图；并且

[0071] 图3是用于治疗流程的备选方法的流程图。

[0072] 附图标记列表

[0073] 100 治疗系统

[0074] 102 放射治疗装置

[0075] 104 机械致动器

[0076] 106 磁共振成像模块

[0077] 108 环状机构

[0078] 110 放射治疗源

[0079] 112 多叶射束准直器

[0080] 114 辐射射束

[0081] 116 旋转轴

[0082] 117 旋转点

[0083] 112 主磁体

[0084] 124 低温恒温器

[0085] 126 超导线圈

[0086] 128 补偿线圈

[0087] 130 低磁场区

[0088] 132 磁体轴

[0089] 134 磁场梯度线圈

[0090] 136 磁场梯度线圈电源

[0091] 138 成像体积

[0092] 140 射频线圈

[0093] 142 射频收发器

[0094]	144	对象
[0095]	146	目标体积
[0096]	148	患者载体
[0097]	150	机械定位系统
[0098]	152	计算机系统
[0099]	154	硬件接口
[0100]	156	处理器
[0101]	158	用户接口
[0102]	160	计算机存储设备
[0103]	162	计算机存储器
[0104]	160	顶部距离
[0105]	166	底部距离
[0106]	170	图像磁共振数据
[0107]	172	诊断图像
[0108]	174	目标体积的坐标
[0109]	177	基准标记
[0110]	178	放射治疗控制信号
[0111]	180	治疗装置控制模块
[0112]	182	放射治疗装置控制模块
[0113]	186	磁共振成像控制模块
[0114]	188	图像重建模块
[0115]	194	放射治疗控制信号生成模块
[0116]	199	扰相器

具体实施方式

[0117] 在以下中,附图中的相似编号的元件是相似的元件或者执行等价的功能。如果功能是等价的,则先前已经讨论的元件将不必在之后的附图中进行讨论。

[0118] 各种结构、系统和设备仅出于解释的目的而在附图中示意性地被描绘并且,从而不利用对于本领域的技术人员而言公知的细节使本发明模糊。然而,附图被包括以描述并且解释所公开的主题的说明性范例。

[0119] 图1示出了治疗系统100的截面和功能视图。治疗系统100被示出为包括放射治疗装置102和磁共振成像模块106。放射治疗装置102包括环状机构108。环状机构108支持放射治疗源110。放射治疗源110是代表性的并且可以是LINAC X射线源、X射线2和放射性同位素伽玛辐射源。邻近放射治疗源110是多叶射束准直器112,该多叶射束校准器用于对由放射治疗源110所生成的辐射射束114进行准直。环状机构108还适于关于放射治疗装置102的旋转点117移动(例如,旋转)放射治疗源110和射束准直器112。旋转轴116穿过旋转点117。

[0120] 磁共振成像模块106被示出为包括主磁体122。环状机构108是环状的并且围绕主磁体122。图1中所示的主磁体122是圆柱型超导磁体。然而,其他磁体也适于本发明的实施例。主磁体122具有过冷低温恒温器124。在低温恒温器124内,存在超导线圈126的集合。还

存在其电流与超导线圈126中的电流的方向相反的补偿线圈128。这创建环绕或围绕主磁体122的低磁场区130。圆柱形主磁体122被示出为具有对称轴132。

[0121] 在磁体的腔内,存在磁场梯度线圈134,其被用于采集图像磁共振数据,以对主磁体122的成像体积138内的客体空间地编码。磁场梯度线圈134被连接到磁场梯度线圈电源136。磁场梯度线圈134旨在是代表性的。通常,磁场梯度线圈包含用于在三个正交空间方向上进行空间编码的三个分离的线圈组。成像体积138被定位在主磁体122的中心中。

[0122] 邻近成像体积138的是射频(RF)线圈140,该射频线圈用于操纵成像体积138内的磁自旋的取向,并且用于还从成像体积138内的自旋接收无线电传输。射频线圈140连接到射频收发器142。可以由分离的发射和接收线圈和分离的发射器和接收器替换射频线圈140和射频收发器142。应理解,射频线圈140和射频收发器142是简单地代表性的。

[0123] 对象144也被定位在主磁体122的中心内。对象144具有目标体积146并且被示出为静卧在患者载体148上。RF线圈140可以将RF脉冲发射到目标体积146中。患者载体148具有机械定位系统150。机械定位系统150适于将患者载体148定位在主磁体122内。取决于在主磁体122内部可用的空间,机械定位系统150可以在包括垂直于磁体轴132的方向的不同的方向上移动患者载体148。如果在主磁体122内存更多可用的空间,则机械定位系统150可以具有更多自由度。例如,机械定位系统150可以以六个自由度定位患者载体148。

[0124] 射频线圈140可以连接到患者载体148。RF线圈140被提供有多个基准标记177,基准标记177被用于响应于RF脉冲激励而发射磁共振信号。

[0125] 射频收发器142、磁场梯度线圈电源136、机械致动器104和机械定位系统150全部被示出为被连接到计算机系统152的硬件接口154。计算机系统152使用处理器156控制治疗系统100,并且例如激活或控制扰相器(spoiler)199(其例如是电子开关),以对RF线圈140和/或磁场梯度线圈134进行去谐或调谐。在另一范例中,扰相器199可以环绕基准标记的至少部分中的每个,例如,其可以是围绕基准标记(具有球形)的微型螺线管线圈。

[0126] 扰相器199可以包括电子开关,该电子开关在打开和闭合状态之间切换以将RF线圈140去谐和调谐到预先选定的共振频率。电子开关可以包括至少一个场效应晶体管(FET)。

[0127] 可以通过切换线圈模式逻辑信号实现扰相元件(例如,扰相器):当扰相在使用中时,PIN电流通过线圈被路由,以偏离b0场,或者在分裂模式中生成在标记体积上的(随时间变化的)梯度。可以利用FET开关实现路由。该线圈可以是分离的去谐线圈,或者当不想要接收时在标记周围的专用接收线圈可以重新被用于扰相目的。

[0128] 图1中所示的计算机系统152是代表性的。多个处理器和计算机系统可以被用于表示由该单个计算机系统12图示的功能性。计算机系统152包括硬件接口154,硬件接口154允许处理器156针对MRI系统100的部件发送和接收。处理器156还被连接到用户接口158、计算机存储设备160和计算机存储器162。放射治疗装置102未被示出为被连接到硬件接口154。放射治疗装置102例如可以被连接到硬件接口154并且经由机械致动器104与计算机系统152通信。

[0129] 对于图1所示的范例而言,放射治疗装置的旋转轴116不与磁体轴132同轴。旋转点117被示出为从磁体轴132偏离中心。可以看到,目标区146从磁体轴132离心并且远离磁体轴132。已经通过机械致动器104移动了放射治疗装置102,使得放射治疗装置的旋转点117

在目标区146内。可以看到,已经相对于磁体122移动了环状机构108。

[0130] 辐射射束114穿过旋转点117。将旋转点117放置在目标区146的中心处允许当辐射射束114由放射治疗源110创建并且由环状机构108旋转时目标区连续地被处置。

[0131] 计算机存储设备160被示出为包含已经由磁共振成像模块106采集的图像磁共振数据170。计算机存储设备160被示出为还包含已经根据图像磁共振数据重建的诊断图像(即,图像表示)172。计算机存储设备160被示出为还包含目标体积146的坐标174。计算机存储设备160被示出为还包含放射治疗控制信号178。

[0132] 计算机存储器162包含用于由处理器156操作的机器可执行指令180、182、186、188、194。计算机存储器162被示出为包含治疗系统控制模块180。治疗系统控制模块180包含允许处理器156控制治疗系统100的总体功能的机器可执行指令。计算机存储器162被示出为还包含放射治疗装置控制模块182。放射治疗装置控制模块182包含允许处理器156控制放射治疗装置102的功能的机器可执行指令。

[0133] 计算机存储器162被示出为还包含磁共振成像控制模块186。该磁共振成像控制模块186包含允许处理器156控制磁共振成像模块106的功能和操作的机器可执行代码。计算机存储器162被示出为还包含图像重建模块188。像重建模块188包含由处理器156用于将图像磁共振数据变换为图像172的机器可执行代码。

[0134] 计算机存储器162被示出为还包含放射治疗控制信号生成模块194。放射治疗控制信号生成模块194包含处理器156使用以生成放射治疗控制信号178的计算机可执行代码。可以结合目标体积146的坐标174生成放射治疗控制信号178。

[0135] 计算机存储器162还包含使得处理器156能够运行下文描述的方法的至少部分的计算机可执行代码。

[0136] 图2是用于定位医学装置(诸如系统100或系统100的部分,其包括磁共振成像模块106,该磁共振成像模块包括主磁体122和患者载体148)的RF线圈(例如,140)的方法的流程图。RF线圈140被连接到患者载体148。RF线圈140被提供有多个基准标记177,基准标记177被用于发射磁共振信号。该医学装置包括用于定位患者载体1148的定位系统150。该医学装置还包括:存储器162,其用于存储机器可执行指令;以及处理器156。该医学装置还可以包括扰相器199,如上文所描述的。

[0137] 多个基准标记177可以具有非铁磁性壳,该非铁磁性壳定义填充有包括F119氟同位素的液体或胶体化合物的球形腔。通过将顺磁物质添加到其(例如,少量的CuSO₄或MnCl),优选地对化合物中的氟的自旋点阵弛豫时间给定适合地小的值(通常,几十毫秒)。在0.23T处,氟的共振频率是大约9.2MHZ;并且质子共振频率是大约9.8MHZ。差异是足够大的,可以对共振质子和共振氟的信号进行区分。共振频率是足够接近的,相同发射器、接收器线圈可以被用于激励和接收共振质子和共振氟两者的共振信号。备选地,双调谐线圈被调谐到两者共振频率。

[0138] 针对基于尺寸的区分,至少一个基准标记比多个基准中的另一个更大。20%至60%的尺寸差异是优选的,因为尺寸差异的幅度在磁共振图像中是可容易地检测的。尺寸差异允许查看基准标记的重建图像以参考基准标记的定位的先验知识对图像进行取向。例如,当三个基准标记被安装在RF线圈140上时,不同尺寸的基准标记可以最接近地被安装到RF线圈140的插入端。基准间隔、附近的解剖结构等的先验知识也可以被用于确定取向。备

选地,基准标记的中空腔可以具有不同的形状(诸如十字形、立方体等)。当沿着任何方向采取投影图像时,应当小心选择保持唯一和可区分的形状。例如,基准标记在尺寸方面可以是数毫米的小球或圆柱体一并且可以并入RF线圈140中的刚性部分。

[0139] 在步骤201中,定位系统150被控制以移动患者载体148,例如,定位系统150被控制以连续地移动患者载体148。尤其地在确定RF线圈140的中间位置之后,患者载体148运动可以考虑物理特性,诸如已知的加速/减速特性。运动可以在至少一个方向上。

[0140] 在步骤203中,MRI模块可以例如使用磁共振成像控制模块186来控制以响应于在多个基准标记的至少第一集合中的磁共振的激励而采集MRI数据。例如,RF线圈140可以被控制以激励和接收目标体积中的共振质子和基准标记的第一集合中的共振氟两者的共振信号。

[0141] 在步骤205中,可以使用MRI数据使用图像重建模块来重建基准标记的第一集合的图像表示。由于共振信号由频率空间地编码并且由于氟和质子共振光谱的中心频率被偏移,因此图像重建模块188分离地重建基准和质子图像。任选地,频率偏移可以被添加到氟信号以补偿共振频率中的差异。

[0142] 基准标记数据由图像重建模块188重建并且被存储在计算机存储器162中。对象的图像可以被存储在计算机存储器162中并且可以交叠或由图像重建模块188以其他方式组合以产生单幅图像,例如,基准标记的第一集合的图像表示,该单幅图像示出相对于被成像的解剖结构的选定的部分的基准标记的第一集合的位置。任选地,图像被重建为二维投影图像。

[0143] 在步骤207中,可以使用重建图像中的基准标记的第一集合的位置计算RF线圈140的位置。

[0144] 可以通过使用例如与已知标记形状的互相关性从重建图像检测基准标记的第一集合。例如,根据重建图像中的基准标记的第一集合的位置,例如图像重建模块188的位置计算器计算相对于RF线圈140的患者图像的取向和空间位置。例如,位置计算器可以监测第一尺寸的标记的第一集合的两个或更多基准标记,所述基准标记在与RF线圈140的轴(例如,与其对准)的已知关系中以识别其取向。可以监测标记的第一集合的三个或更多基准标记中间的另一可识别的基准或间隔以确定RF线圈140正面向或沿着轴取向哪个方向。离轴基准的类似监测指示RF线圈140的旋转取向。最后,识别被成像的基准标记的第一集合的“质心”指示沿着所识别的轴的RF线圈140上的对应点的位置。还可以预期其他定位算法。

[0145] 在步骤209中,扰相器199可以被控制以基于所计算的位置,抑制从基准标记的第一集合中的一个或多个基准标记发射的磁共振信号。例如,可以在至少一个空间方向上计算RF线圈140的位置。在所计算的位置沿着一个空间方向匹配目标位置(例如,117)的情况下,抑制从被用于沿着一个空间方向的位置的计算的基准标记发射的磁共振信号。

[0146] 可以将多个基准标记中的基准标记的第二集合用作基准标记的第一集合重复步骤201)-209)直到所计算的位置与预定义目标位置匹配,其中,基准标记的第二集合包括基准标记的至少第一集合。

[0147] 可以通过对固定阶段中的患者载体148进行成像确认最后计算的位置。在确认之后,可以关闭仍然活动或打开的任何剩余的基准标记。

[0148] 图3是用于定位医学装置(诸如系统100或系统100的部分,其包括磁共振成像模块

106,该磁共振成像模块包括主磁体122和患者载体148)的RF线圈(例如,140)的备选方法的流程图。RF线圈140被连接到患者载体148。RF线圈140被提供有多个光学发射器,该光学发射器被配置为由光学系统(诸如一个或多个摄像机)跟踪。该摄像机可以被定位在主磁体122外部或内部或者可以被集成到RF线圈140。另外,可以结合额外光学元件(诸如透镜、反射镜或光纤)使用摄像机。该摄像机可以被预先配准以符合MR模块内的RF线圈140的物理结构和得到的图像。该摄像机可以具有到光学发射器的视线以便检测发射器。该医学装置还包括用于定位患者载体1148的定位系统150。该医学装置还包括:存储器162,其用于存储机器可执行指令;以及处理器156。

[0149] 在步骤301中,定位系统150被控制以移动患者载体148,例如,定位系统150被控制以连续地移动患者载体148。该移动可以在至少一个方向上。

[0150] 在步骤303中,一个或多个摄像机可以被控制以计算使用的RF线圈的位置。例如,一个或多个摄像机可以连续地跟踪被定位在RF线圈140上的光学(或光)发射器的位置。来自一个或多个摄像机的图像可以被用于对光源的位置进行三角测量。并且,可以测量RF线圈位置。例如,当RF线圈140被放置在患者载体148上时,摄像机聚焦在RF线圈122上,并且根据由摄像机拍摄的图像,例如在图像重建模块188的位置计算器处执行RF线圈放置的分析。一旦RF线圈140在腔中,则所采集的位置数据可以被用于调节患者载体位置。

[0151] 可以重复步骤301-303,直到所计算的位置匹配预定义目标位置(例如,117)。

[0152] 在备选实施例中,可以使用方法步骤303和步骤203-207的组合确定RF线圈的位置(例如,步骤207还可以包括步骤303)。在这种情况下,RF线圈140可以被提供有多个光学发射器以及多个基准标记。例如,在步骤303中所确定的位置可以用作步骤203-207中所确定的位置的交叉检查,其中,执行步骤201)-209)的重复直到两者所确定的位置匹配预定义目标位置。这还可以增加定位和治疗流程的准确度,如上文所描述的。

[0153] 在备选实施例中,RF线圈140的位置可以首先(或初始地)使用如上文所描述的基准标记的方法(例如步骤203-207)来确定,直到RF线圈的所计算的位置到达预定义位置,在所述预定义位置处,辐射水平在最大允许辐射水平处,超过所述最大允许辐射水平不能可靠地使用基准标记。在到达该预定义位置之后,可以使用摄像机(如在步骤303中所描述的)而不是基准标记的方法来计算RF线圈的位置直到所计算的位置匹配最后的目标位置。这还可以增加定位和治疗程序的准确度,如上文所描述的。

[0154] 正如本领域技术人员将认识到的,本发明的各方面可以被实施为装置、方法或计算机程序产品。因此,本发明的各方面可以采取如下形式:完全硬件实施例、完全软件实施例(包括固件、驻留的软件、微代码等)或者组合软件和硬件各方面的实施例,总体上,所有这些在本文中可以被称为“电路”、“模块”或“系统”。此外,本发明的各方面可以采取计算机程序产品的形式,所述计算机程序产品被嵌入在一个或多个计算机可读介质中,在所述一个或多个计算机可读介质上嵌入有计算机可运行代码。

[0155] 可以利用一个或多个计算机可读介质的任意组合。计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或者是计算机可读存储介质。本文中所使用的“计算机可读存储介质”涵盖可以存储能够由计算设备的处理器运行的指令的任何暂态存储介质。计算机可读存储介质可以指代计算机可读非暂态存储介质。计算机可读存储介质也可以指代暂态计算机可读存储介质。在一些实施例中,计算机可读存储介质也可以能够存储能由计算设备的处理器访问

的数据。计算机可读存储媒介的范例包括,但不限于:软盘、磁硬盘驱动、固态硬盘、闪存、USB拇指驱动、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、光盘、磁光盘以及处理器的寄存器文件。光盘的范例包括紧致盘(CD)以及数字通用盘(DVD),例如,CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW或DVD-R盘。术语计算机可读存储介质也指代能够由计算机设备经由网络或通信链路访问的各种类型的记录媒介。例如,可以通过解调器、通过因特网或者通过局域网来索取数据。嵌入在计算机可读介质上的计算机可运行代码可以适于任何适当的介质进行传送,包括,但不限于,无线、有线、光纤线缆、RF等或者上述的任意合适的组合。

[0156] 计算机可读信号介质可以包括其中嵌入有计算机可运行代码的例如在基带中或者作为载波的部分而传播的数据信号。这样的传播的信号可以采取各种形式中的任意一种,包括,但不限于,电-磁、光学或者其任意合适的组合。计算机可读信号介质可以是任意计算机可读机制,其不是计算机可读存储介质,并且其能够传送、传播或运送由指令运行系统、装置或设备使用或者与之结合使用的程序。

[0157] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是处理器能够直接访问的任何存储器。“计算机存储设备”或“存储设备”是计算机可读存储介质的另一范例。计算机存储设备是非易失性计算机可读存储介质。在一些实施例中,计算机存储设备也可以是计算机存储器或者反之亦然。

[0158] 本文所使用的“处理器”涵盖能够运行程序或机器可运行指令或计算机可运行代码的电子部件。对包括“处理器”的计算设备的引用应当被解释为可能包含超过一个处理器或处理核。处理器例如可以是多核处理器。处理器也可以指代在单个计算机系统之内或者在多个计算机系统之间分布的处理器集合。术语计算设备也应当被解释为能够指代每个均包括一个或多个处理器的计算设备的集合或网络。计算机可运行代码可以由多个处理器运行,所述多个处理器可以在同一计算设备之内,或者其甚至可以跨多个计算设备分布。

[0159] 计算机可运行代码可以包括机器可运行指令或者令处理器执行本发明的各方面的程序。用于执行针对本发明的各方面的操作的计算机可运行代码能够以一种或多种编程语言的任意组合来编写,包括面向对象的编程语言,诸如Java、Smalltalk、C++等,以及常规的过程编程语言,诸如“C”编程语言或类似编程语言,并且被编译为机器可运行指令。在一些情况下,计算机可运行代码可以是高级语言的形式或者为预编译的形式,并且可以与翻译器结合使用,所述翻译器飞速生成机器可运行指令。

[0160] 计算机可运行代码可以完全在用户的计算机上运行、部分地在用户的计算机上运行、作为单机软件包运行、部分地在用户的计算机上运行以及部分地在远程计算机上运行或者完全在远程计算机或服务器上运行。在后者的方案中,远程计算机可以通过任何类型的网络被连接到用户的计算机,所述网络包括局域网(LAN)或者广域网(WAN)或者可以实现对外部计算机的连接(例如,通过使用因特网服务提供商的因特网)。

[0161] 参考根据本发明的实施例的方法、装置(系统)和计算机程序产品的流程图图示和/或方框图描述了本发明的各方面。应当理解,流程图、图示和/或方框图中的方框中的每个方框或部分在可应用时能够由计算机可运行代码形式的计算机程序指令来实施。还应当理解,在不互相排斥时,可组合在不同流程图、图示和/或方框图中的方框的组合。这些计算机程序指令可以被提供到通用计算机、专用计算机或者其他可编程数据处理装置的处理器以产生机器,使得经由计算机或其他可编程数据处理装置的处理器运行的指令创建用于实

施在流程图和/或方框图的一个或多个方框中指定的功能/动作的模块。

[0162] 这些计算机程序指令也可以被存储在计算机可读介质中,其能够引导计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备以特定的方式工作,使得存储在所述计算机可读介质中的指令产生包括指令的加工文档,其实施在流程图和/或方框图的一个或多个方框中指定的功能/动作。

[0163] 计算机程序指令也可以被加载到计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备上以令一系列操作步骤在所述计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备上执行,以产生计算机可实施的过程,使得在计算机、其他可编程数据装置上运行的所述指令提供用于实施在流程图和/或方框图的一个或多个方框中指定的功能/动作的过程。

[0164] 在本文中使用的“用户接口”是允许用户或操作员与计算机或计算机系统进行交互的接口。“用户接口”也可以称为“人机接口设备”。用户接口可以向操作员提供信息或数据和/或从操作员接收信息或数据。用户接口可以实现来自操作员的输入被计算机接收到并且可以向用户提供来自计算机的输出。换言之,用户接口可以允许操作员控制或操控计算机并且所述接口可以允许计算机指示操作员的控制或操控的效果。在显示器或图形用户接口上对数据或信息的显示是向操作员提供信息的范例。通过键盘、鼠标、跟踪球、触摸板、指点杆、绘图板、操纵杆、游戏手柄、网络相机、耳机、齿轮杆、方向盘、脚踏板、有线手套、跳舞毯、远程控制以及加速度计对数据的接收都是用户接口部件的全部范例,其使得能够从操作员接收信息或数据。

[0165] 在本文中所使用的“硬件接口”涵盖使得计算机系统的处理器能够与外部计算设备和/或装置进行交互和/或控制外部计算设备和/或装置的接口。硬件接口可以允许处理器来将控制信号或指令发送到外部计算设备和/或装置。硬件接口也可以使得处理器能够与外部计算设备和/或装置交换数据。硬件接口的范例包括,但不限于:通用串行总线、IEEE 1394端口、并行端口、IEEE 1284端口、串行端口、RS-232端口、IEEE-488端口、蓝牙连接、无线局域网连接、TCP/IP连接、以太网连接、控制电压接口、MIDI接口、模拟输入接口以及数字输入接口。

[0166] 在本文所使用的“显示器”或“显示设备”涵盖了适于显示图像或数据输出设备或用户接口。显示器可以输出视觉、听觉和/或触觉数据。显示器的范例包括,但不限于:计算机监视器、电视屏幕、触摸屏、触觉电子显示器、盲人屏幕、阴极射线管(CRT)、存储显像管、双稳态显示器、电子纸、矢量显示器、平板显示器、真空荧光显示器(VF)、发光二极管(LED)显示器、电致发光显示器(ELD)、等离子体显示器面板(PDP)、液晶显示器(LCD)、有机发光二极管显示器(OLED)、投影器以及头戴式显示器。

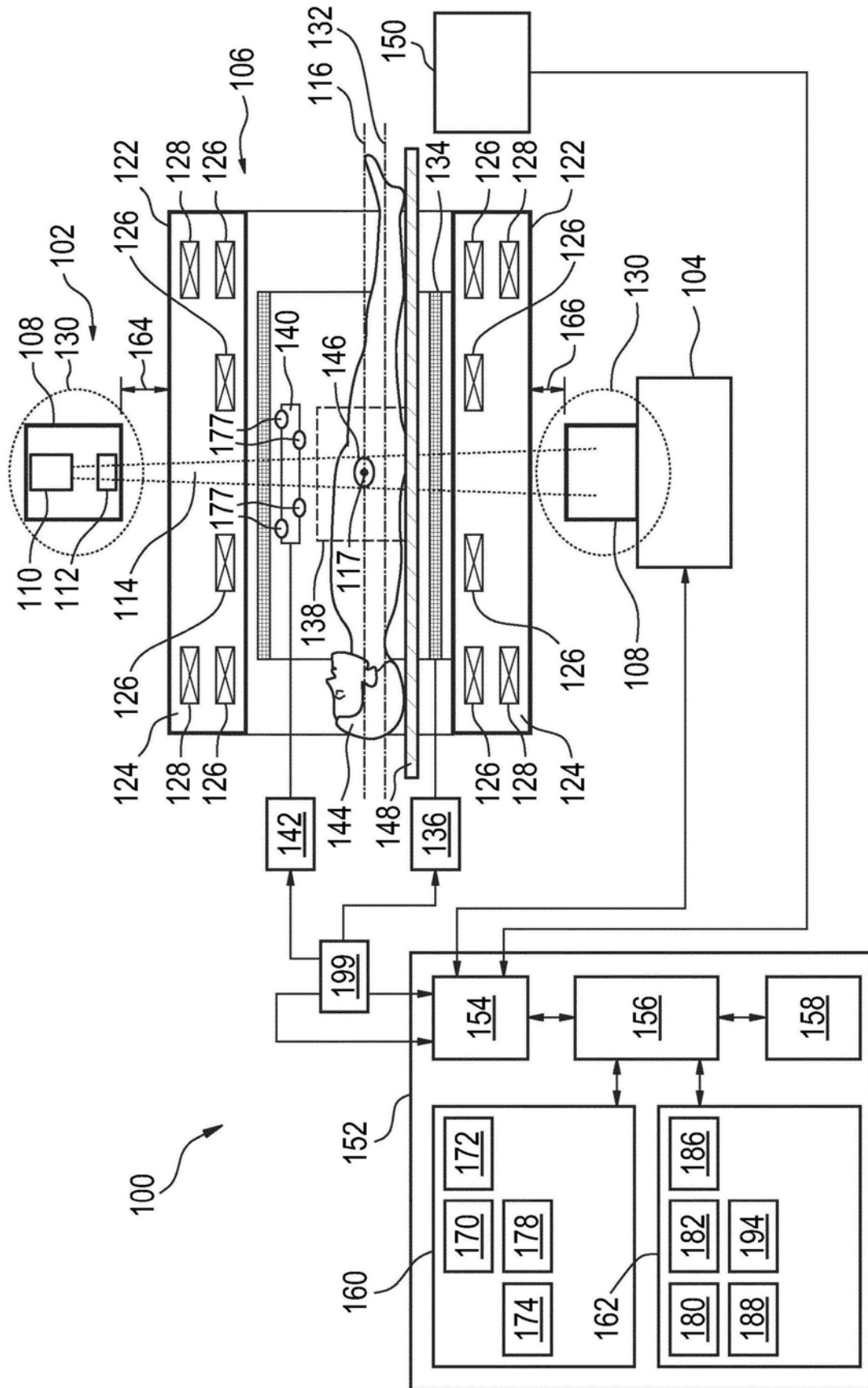


图1

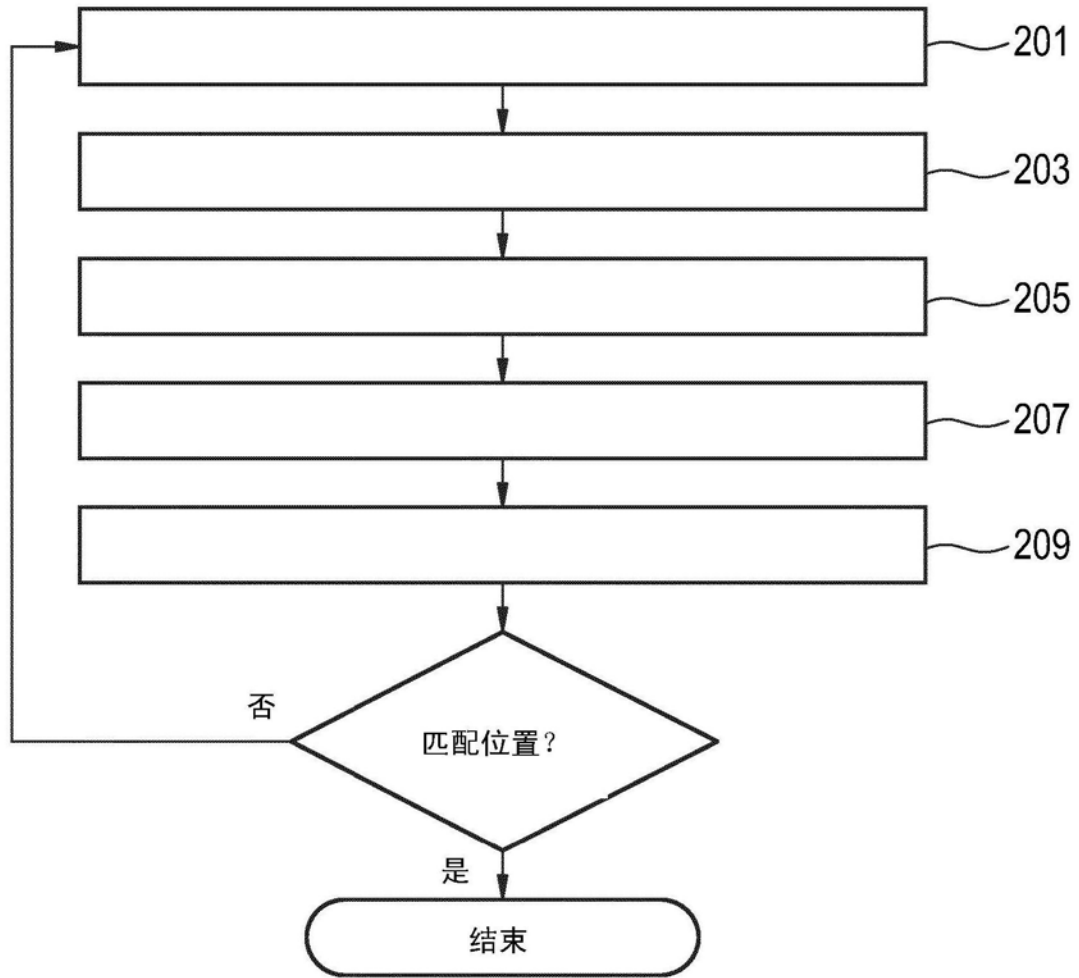


图2

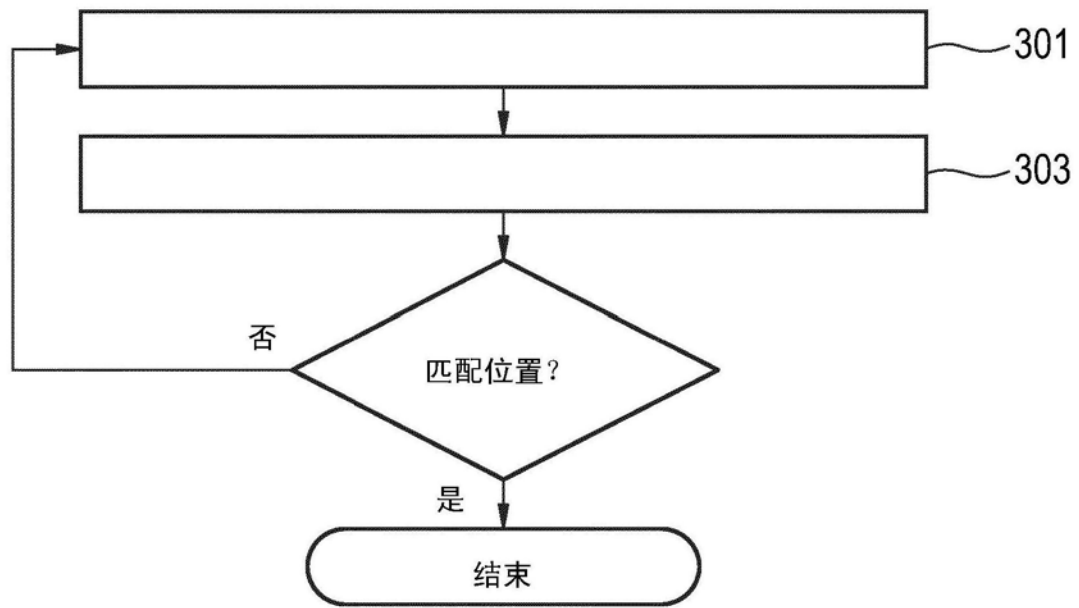


图3