



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106659423 B

(45) 授权公告日 2020.09.29

(21) 申请号 201580045616.3

(22) 申请日 2015.06.25

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106659423 A

(43) 申请公布日 2017.05.10

(30) 优先权数据

14174749.3 2014.06.27 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2017.02.24

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/064332 2015.06.25

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/197741 EN 2015.12.30

(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 C·L·G·哈姆

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int.Cl.

A61B 5/055 (2006.01)

(56) 对比文件

J. A. Derbyshire 等.Dynamic Scan
Plane Tracking using MR Position
Monitoring.《JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE
IMAGING》.1998,全文.

审查员 宋含

权利要求书3页 说明书16页 附图12页

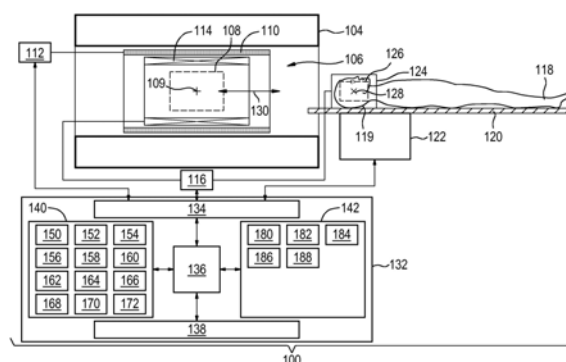
(54) 发明名称

均匀场区域内的磁共振成像天线的定位

(57) 摘要

本发明提供了一种磁共振成像系统(100),包括:磁体(104),其用于生成具有均匀场区域(108)的主磁场;具有成像区域(126)的天线(124、900、1000),所述成像区域(126)具有与受检体(118)的部分(119)的固定几何关系;射频系统(114、116、124),其用于生成射频脉冲(602);磁梯度场系统(110、112);以及患者支撑体(120、122),其用于沿着移动轴将所述天线和所述受检体的所述部分从所述均匀场区域的外部自动地移动到所述均匀场区域之内。机器可执行指令(180、182、184、186、188)使得控制所述磁共振成像系统的处理器(136):沿着所述移动轴将所述天线和所述部分从所述均匀场区域的外部移动到所述均匀场区域之内;控制(402)所述射频系统以重复地生成射频脉冲;控制(404)所述磁梯度场系统以仅沿着所述移动轴在所述受检体的移动期间生成梯度磁场;控制(406)所述射频系统以使用所述天线重复地测量来自所述受检体

的所述部分的所述射频信号;使用所述射频信号来确定(408)所述天线或所述成像区域的当前位置(128);并且控制(410)所述患者支撑体以使用所述当前位置在所述均匀场区域内的预定位置(109)处减速和停止。



1. 一种用于对受检体(118)的部分(119)进行成像的磁共振成像系统(100),包括:
磁体(104),其用于生成主磁场,其中,所述主磁场具有均匀场区域(108);
天线(124、900、1000),其具有成像区域(126),其中,当所述受检体被安置在所述成像区域中时,在所述天线与所述受检体的所述部分之间存在固定几何关系;
射频系统(114、116、124),其用于生成射频脉冲(602),其中,所述射频系统还能操作用于使用所述天线测量来自所述受检体的所述部分的射频信号(606、704、804);
磁梯度场系统(110、112),其用于生成梯度磁场;
患者支撑体(120、122),其用于沿着移动轴将所述天线和所述受检体的所述部分从所述均匀场区域的外部自动移动到所述均匀场区域之内;
存储器(140、142),其包含机器可执行指令(180、182、184、186、188);
处理器(136),其用于控制所述磁共振成像系统,其中,所述指令的执行使得所述处理器:
 - 控制(400)所述患者支撑体以沿着所述移动轴将所述天线和所述受检体的所述部分从所述均匀场区域的外部移动到所述均匀场区域之内;
 - 控制(402)所述射频系统以重复地生成所述射频脉冲;
 - 控制(404)所述磁梯度场系统以仅沿着所述移动轴在受检体支撑体的移动期间生成所述梯度磁场,其中,沿着所述移动轴的所述梯度磁场在所述受检体支撑体的移动期间被应用(702)为恒定梯度磁场;
 - 控制(406)所述射频系统以使用所述天线重复地测量来自所述受检体的所述部分的所述射频信号;
 - 使用所述射频信号来确定(408)所述天线或所述成像区域的当前位置(128);并且
 - 控制(410)所述患者支撑体以使用所述当前位置在所述均匀场区域之内的预定位置(109)处减速和停止。
2. 根据权利要求1所述的磁共振成像系统,其中,所述指令的执行还使得所述处理器在所述当前位置接近所述预定位置时控制所述磁梯度场系统以预定速率增加所述梯度磁场。
3. 根据权利要求1所述的磁共振成像系统,其中,所述射频信号是在所述射频脉冲的所述生成之后开始的自由感应衰减(704)。
4. 根据权利要求1所述的磁共振成像系统,其中,沿着所述移动轴的所述梯度磁场在所述受检体支撑体的移动期间被重复地生成(604、802)为梯度磁场脉冲。
5. 根据权利要求4所述的磁共振成像系统,其中,在所述射频脉冲被生成之后并且在对所述射频信号的所述测量之前,所述梯度磁场脉冲被生成。
6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的磁共振成像系统,其中,所述存储器还包含描述磁共振成像扫描几何结构的磁共振规划数据(158),其中,所述指令的执行还使得所述处理器:
 - 控制所述磁共振成像系统以采集由所述磁共振成像扫描几何结构定义的成像磁共振数据(162);并且
 - 根据所述成像磁共振数据重建磁共振成像(164)。
7. 根据权利要求6所述的磁共振成像系统,其中,所述存储器还包含监控扫描脉冲序列指令(166),其中,所述磁共振规划数据描述相对于所述受检体的解剖学界标(172)的所述

磁共振成像扫描几何结构,其中,所述存储器还包含成像脉冲序列指令,

其中,所述指令的执行还使得所述处理器:

- 控制所述磁共振成像系统以使用所述监控扫描脉冲序列指令采集监控磁共振数据(168);

- 将所述监控磁共振数据重建为监控磁共振图像(170);并且

- 使用通过识别在所述监控磁共振图像中的所述解剖学界标来识别界标位置数据。

8. 根据权利要求7所述的磁共振成像系统,其中,所述指令(188)的执行还使得所述处理器使用所述界标位置数据和所述磁共振规划数据修改所述成像脉冲序列指令以调节所述扫描几何结构。

9. 根据权利要求7或8所述的磁共振成像系统,其中,所述指令的执行还使得所述处理器:

- 通过使用所述界标位置数据和所述磁共振规划数据来计算所述患者支撑体的校正移动;并且

- 控制所述患者支撑体以移动确定的距离。

10. 根据权利要求1-5中的任一项所述的磁共振成像系统,其中,所述当前位置指示所述成像区域的位置。

11. 根据权利要求1-5中的任一项所述的磁共振成像系统,其中,所述射频脉冲是非选择性脉冲。

12. 根据权利要求1-5中的任一项所述的磁共振成像系统,其中,所述指令的执行使得所述处理器在所述当前位置接近所述预定位置时以增加的速率和/或增加的梯度磁场来生成射频脉冲。

13. 一种操作用于对受检体(118)的部分(119)进行成像的磁共振成像系统(100)的方法,其中,所述磁共振成像系统包括:

磁体(104),其用于生成主磁场,其中,所述主磁场具有均匀场区域(108);

天线(124、900、1000),其具有成像区域(126),其中,当所述受检体被安置在所述成像区域中时,在所述天线与所述受检体的所述部分之间存在固定几何关系;

射频系统(114、116、124),其用于生成射频脉冲(602),其中,所述射频系统还能操作用于使用所述天线测量来自所述受检体的所述部分的射频信号;

磁梯度场系统(110、112),其用于生成梯度磁场;

患者支撑体(120、122),其用于沿着移动轴将所述天线和所述受检体的所述部分从所述均匀场区域的外部自动移动到所述均匀场区域之内;

其中,所述方法包括如下步骤:

- 控制(400)所述患者支撑体以沿着所述移动轴将所述天线和受检体的所述部分从所述均匀场区域的外部移动到所述均匀场区域之内;

- 控制(402)所述射频系统以重复地生成所述射频脉冲;

- 控制(404)所述磁梯度场系统以仅沿着所述移动轴在受检体支撑体的移动期间生成所述梯度磁场,其中,沿着所述移动轴的所述梯度磁场在所述受检体支撑体的移动期间被应用(702)为恒定梯度磁场;

- 控制(406)所述射频系统以使用所述天线重复地测量来自所述受检体的所述部分的

所述射频信号；

- 使用所述射频信号来确定(408)所述天线或所述成像区域的当前位置(128)；并且
- 控制(410)所述患者支撑体以使用所述当前位置在所述均匀场区域之内的预定位置(109)处减速和停止。

14. 一种存储有计算机程序的计算机可读介质，所述计算机程序包括机器可执行指令(180、182、184、186、188)，所述机器可执行指令用于由控制磁共振成像系统(100)的处理器(136)执行，所述磁共振成像系统用于对受检体(118)的部分(119)进行成像，其中，所述磁共振成像系统包括：

磁体(104)，其用于生成主磁场，其中，所述主磁场具有均匀场区域(108)；

天线(124)，其具有成像区域(126)，其中，当所述受检体被安置在所述成像区域中时，在所述天线与所述受检体的所述部分之间存在固定几何关系；

射频系统(114、116、124)，其用于生成射频脉冲(602)，其中，所述射频系统还能操作用于使用所述天线测量来自所述受检体的所述部分的射频信号(606、704、804)；

磁梯度场系统(110、112)，其用于生成梯度磁场；

患者支撑体(120、122)，其用于沿着移动轴将所述天线和所述受检体的所述部分从所述均匀场区域的外部自动移动到所述均匀场区域之内；

其中，所述指令的执行使得所述处理器：

- 控制(400)所述患者支撑体以沿着所述移动轴将所述天线和受检体的所述部分从所述均匀场区域的外部移动到所述均匀场区域之内；

- 控制(402)所述射频系统以重复地生成所述射频脉冲；

- 控制(404)所述磁梯度场系统以仅沿着所述移动轴在受检体支撑体的移动期间生成所述梯度磁场，其中，沿着所述移动轴的所述梯度磁场在所述受检体支撑体的移动期间被应用(702)为恒定梯度磁场；

- 控制(406)所述射频系统以使用所述天线重复地测量来自所述受检体的所述部分的所述射频信号；

- 使用所述射频信号来确定(408)所述天线或所述成像区域的当前位置(128)；并且

- 控制(410)所述患者支撑体以使用所述当前位置在所述均匀场区域之内的预定位置(109)处减速和停止。

均匀场区域内的磁共振成像天线的定位

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像,具体而言,本发明涉及磁共振成像磁体的均匀场区域内的天线的定位。

背景技术

[0002] 磁场被用在磁共振成像中将以原子的核自旋对齐,作为用于产生患者的身体内的图像的流程图的一部分。该磁场被称为B0场或主磁场。在MRI扫描期间,由发射器或放大器和天线生成的射频(RF)脉冲导致局部磁场的扰动并且能够被用于操纵核自旋相对于B0场的取向。对磁自旋的空间编码可以通过使用所谓的梯度线圈来完成,其被用于将磁场梯度叠加在B0磁场上。由核自旋发射的RF信号由接收器线圈探测,并且这些RF信号被用于构建MRI图像。

[0003] 为了执行磁共振成像,超导磁体通常被用于生成B0场。B0场需要具有足够大的幅度和一致性以执行磁共振成像。在其中磁体能够生成具有足够的强度和一致性的B0场的位置在本文中被称为均匀场区域。

[0004] 永久地安装在磁体中的大身体线圈有时被用于生成RF脉冲。在其他情况下,较小的线圈或天线能够被放置在受检体上或者甚至被附接到受检体。这些较小的线圈通常具有空间相关成像区域,其中,其特别地对于接收磁共振信号和/或对于发射信号或RF脉冲是灵敏的。为了使用这样的较小的线圈,其应当被定位为使得成像区域在磁体的均匀场区域内。诸如光遮光板的当前设备被用于确定线圈或天线的位置。

[0005] 美国专利申请US 20140055127 A1公开了使用无线可读标记来确定天线的位置。

[0006] 国际专利申请W0 2005/010544 A1公开了针对表面线圈应用跟随有非选择性RF脉冲的在一个或多个方向上的梯度脉冲。然后,通过在应用在每个方向上的非选择性RF脉冲之后通过计算由表面线圈所检测到的经傅里叶变换的响应信号的重心来确定表面线圈的位置。美国专利申请US 2007/225588提及显著地基于基准标记、光反射标记、触敏标记来采用分离的定位设备。

发明内容

[0007] 本发明在独立权利要求中提供一种磁共振成像系统、一种操作磁共振成像系统的方法和一种计算机程序产品。在从属权利要求中给出了实施例。

[0008] 如本领域的技术人员将意识到的,本发明的各方面可以被实现为装置、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、常驻软件、微代码等)或者可以全部一般在本文中被称为“电路”、“模块”或“系统”的组合软件和硬件各方面的实施例。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实现在具有实现在其上的计算机可执行代码的一个或多个计算机可读介质中。

[0009] 可以利用一个或多个计算机可读介质的任何组合。所述计算机可读介质可以是计

算机可读信号介质或者计算机可读存储介质。如在本文中所使用的“计算机可读存储介质”涵盖可以存储能由计算设备的处理器执行的指令的任何有形存储介质。所述计算机可读存储介质可以被称为计算机可读非暂态存储介质。所述计算机可读存储介质还可以被称为有形计算机可读介质。在一些实施例中,计算机可读存储介质还可能能够存储能够由所述计算设备的所述处理器访问的数据。计算机可读存储介质的范例包括,但不限于:软盘、磁硬盘驱动器、固态硬盘、闪速存储器、USB拇指驱动器、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、光盘、磁光盘和处理器的寄存器文件。光盘的范例包括压缩光盘(CD)和数字多用光盘(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媒体还指代能够由所述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体。例如,可以通过调制解调器、互联网或局域网来检索数据。可以使用任何适当的介质来传送实现在计算机可读介质上的计算机可执行代码,包括但不限于:无线、有线、光纤线缆、RF等,或者前述的任何适合的组合。

[0010] 计算机可读信号介质可以包括具有实现在其中的例如在基带内或者作为载波的一部分的计算机可执行代码的传播的数据信号。这样的传播的信号可以采取各种形式中的任意形式,包括,但不限于:电磁、光学或者其任何适合的组合。计算机可读信号介质可以是任何计算机可读介质,其不是计算机可读存储介质并且其能够传递、传播或传输程序用于由指令运行系统、装置或设备使用或者与其结合使用。

[0011] “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。计算机存储设备是任何非易失性计算机可读存储介质。在一些实施例中,计算机存储设备还可以是计算机存储器或者反之亦然。

[0012] 如在本文中所使用的“处理器”涵盖能够运行程序或机器可执行指令或计算机可执行代码的电子部件。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心。所述处理器例如可以是多核心处理器。处理器还可以是指单个计算机系统之内或者被分布在多个计算机系统之间的处理器的集合。术语计算设备还应当被解释为可能指代各自包括一个或多个处理器的计算设备的集合或网络。所述计算机可执行代码可以由多个处理器运行,所述处理器可以处在相同的计算设备内或者其甚至可以跨多个计算设备分布。

[0013] 计算机可执行代码可以包括令处理器执行本发明的各方面的机器可执行指令或程序。用于执行针对本发明的各方面的操作的计算机可执行代码可以以一种或多种编程语言的任何组合来书写,包括诸如Java、Smalltalk、C++等的面向对象的编程语言以及诸如“C”编程语言或类似编程语言的常规过程编程语言并且被编译为机器可执行指令。在一些情况下,所述计算机可执行代码可以以高级语言的形式或者以预编译形式并且结合生成飞行中的所述机器可执行指令的解释器来使用。

[0014] 所述计算机可执行代码可以作为单机软件包全部地在所述用户的计算机上、部分地在用户的计算机上、部分地在用户的计算机上并且部分地在远程计算机上、或者全部地在所述远程计算机或服务器上运行。在后者的场景中,所述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))或者可以对外部计算机做出的连接(例如,使用因特网服务提供商通过因特网)而被连接到用户的计算机。

[0015] 本发明的各方面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/或框图得以描述。将理解到,流程图、图示和/或框图的每个框或框的一部分能够在适用时通过以计算机可执行代码的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,可以组合在不同流程图、图示和/或框图中的各框的组合。这些计算机程序指令可以被提供到通用计算机、专用计算机的处理器或者其他可编程数据处理装置以生产机器,使得经由计算机的处理器或其他可编程数据处理装置运行的指令创建用于实施流程图和/或(一个或多个)框图框中指定的功能/动作的装置。

[0016] 这些计算机程序指令还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,使得被存储在所述计算机可读介质中的所述指令产生包括实施在流程图和/或(一个或多个)框图框中所指定的功能/动作的指令的制品。

[0017] 所述计算机程序指令还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计算机、其他可编程装置或其他设备上执行以产生计算机实施的过程,使得在计算机或其他可编程装置上运行的指令提供用于实施在流程图和/或(一个或多个)框图框中所指定的功能/动作的过程。

[0018] 如在本文中所使用的“用户接口”是允许用户或操作者与计算机或计算机系统进行交互的接口。“用户接口”还可以被称为“人机接口设备”。用户接口可以将信息或数据提供给操作者和/或从操作者接收信息或数据。用户接口可以使得来自操作者的输入能够被计算机接收并且可以将输出从计算机提供给用户。换言之,用户接口可以允许操作者控制或操纵计算机,并且接口可以允许计算机指示操作者的控制或操纵的效果。在显示器或图形用户接口上的数据或信息的显示是将信息提供给操作者的范例。通过键盘、鼠标、跟踪球、触摸板、指点杆、图形输入板、操纵杆、网络摄像头、头戴式耳机、踏板、有线手套、遥控器和加速度计对数据的接收全部是实现来自操作者的信息或数据的接收的用户接口部件的范例。

[0019] 如在本文中所使用的“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/或装置进行交互或者对其进行控制的接口。硬件接口可以允许处理器将控制信号或指令发送到外部计算设备和/或装置。硬件接口还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、RF-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、模拟输入接口和数字输入接口。

[0020] 如在本文中所使用的“显示器”或“显示设备”涵盖适于显示图像或数据的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、盲文屏幕、阴极射线管(CRT)、存储管、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)、等离子显示板(PDP)、液晶显示器(LCD)、有机发光二极管显示器(OLED)、投影仪和头戴式显示器。

[0021] 磁共振(MR)数据在本文中被定义为由在磁共振成像扫描期间通过磁共振装置的天线对由原子自旋发射的射频信号的所记录的测量结果。磁共振数据是医学图像数据的范例。磁共振成像(MRI)图像在本文中被定义为包含在磁共振成像数据内的解剖数据的经重

建的二维或三维可视化。该可视化能够使用计算机来执行。

[0022] 在一个方面中,本发明提供了一种用于对受检体的部分进行成像的磁共振成像系统。所述磁共振成像系统包括用于生成主磁场的磁体。所述主磁场有时还被称为B₀。所述主磁场具有均匀场区域。如在本文中所使用的均匀场区域涵盖其中由磁体生成的磁场对于执行磁共振成像足够高和一致的区域。例如,典型磁体的均匀场区域或均匀体积通常被定义为与10ppm峰值到峰值相对应的体积。该体积外部的场非常迅速地下降。这当然可以取决于特定磁体设计的场顺序(order)。最典型的现代磁体是第十二顺序。这意味着所述场随着z位置的第十二顺序或者沿着所述磁体的对称轴下降。因为所述场在所述均匀场区域的外部这样迅速地下降,所述场的强度非常迅速地下降,并且如果所述主磁场是例如1.5T或3.0T,则这其实际上并不重要。在所述均匀场区域的外部,质子或其他核心的共振频率在所述磁共振成像系统的射频系统的频率范围外部是非常迅速的。

[0023] 所述磁共振成像系统还包括具有成像区域的天线。当所述受检体被安置在所述成像区域中时,在所述天线与所述受检体的所述部分之间存在固定几何关系。例如,所述天线可以被设计为接收所述受检体的部分并且夹到所述受检体上。典型的范例将是被设计为头部线圈者被夹到受检体的踝或腕上的线圈。所述磁共振成像系统还包括用于生成射频脉冲的射频系统。所述射频系统还能操作用于使用所述天线测量来自受检体的部分的射频信号。所述射频系统可以以若干种不同的方式来生成所述射频脉冲。在一些范例中,可以使用所述天线。在其他范例中,额外的天线或身体线圈可以被用于发射所述射频脉冲。全身体线圈通常被安置在磁共振成像系统中。在一个范例中,所述身体线圈可以被用于发射所述射频脉冲,并且然后,具有所述成像区域的所述天线用作接收线圈。在一些其他范例中,具有所述成像区域的所述天线是发射和接收线圈或天线。在这种情况下,具有所述成像区域的所述天线可以被用于发射和接收所述射频脉冲。

[0024] 所述磁共振成像系统还包括用于生成梯度磁场的磁梯度场系统。通常,在磁共振成像系统中,存在包括磁场梯度系统的三个分立的梯度线圈。其常常将生成三个不同的正交梯度场。所述磁共振成像系统还包括患者支撑体,其用于沿着移动轴将所述天线和所述受检体的部分从所述均匀场区域的外部自动地移动到所述均匀场区域内。例如,水力学、气体力学或机械系统可以被用于自动地推动所述患者支撑体以在所述磁体的孔或中心区域内移动所述受检体。

[0025] 所述磁共振成像系统还包括包含机器可执行指令的存储器。所述磁共振成像系统还包括用于控制所述磁共振成像系统的处理器。所述处理器还被设计或能操作用于执行所述机器可执行指令。

[0026] 所述机器可执行指令的执行使得所述处理器控制所述患者支撑体以沿着所述移动轴将所述天线和所述受检体的部分从所述均匀场外部移动到所述均匀场之内。所述指令的执行还使得所述处理器控制所述射频系统重复地生成所述射频脉冲。可以被替代到权利要求和说明书中的备选措辞在于,所述患者支撑体沿着所述移动轴将所述天线的成像区域从所述均匀场区域的外部移动到所述均匀场区域之内。

[0027] 所述指令的执行还使得所述处理器控制所述磁场梯度系统以仅沿着所述移动轴在所述受检体支撑体的移动期间生成所述梯度磁场。尽管所述磁梯度场系统可以被设计为生成在多个方向上的磁场梯度,但是在该步骤中,所述处理器控制所述磁梯度场系统以生

成仅在沿着所述移动轴的方向上的梯度磁场。在一些范例中,可以对梯度线圈进行对齐,使得其生成的所述磁场梯度沿着所述移动轴。在其他范例中,超过一个梯度线圈可以被用于沿着所述移动轴生成所述梯度磁场。

[0028] 所述机器可执行指令的执行还使得所述处理器控制所述射频系统使用所述天线重复地测量来自所述受检体的所述部分的射频信号。

[0029] 所述指令的执行还使得所述处理器使用所述射频信号来确定所述天线或所述成像区域的当前位置。当所述天线已经被安装或放置到受检体上时,其将响应于所述射频脉冲而生成磁共振信号。所述当前位置例如可以被定义为最大信号的位置。例如,可以通过在生成非选择性RF脉冲并且应用与运动轴对齐的磁梯度场之后计算由所述表面线圈所检测到的经傅里叶变换的响应信号的重心来确定所述天线或线圈的位置。还可以通过生成非选择性RF脉冲并且应用在其他方向中的每个方向上的磁梯度场来确定沿着其他方向的天线的位置。所述经傅里叶变换的信号的位置和强度将是天线的函数。因此,实际上定义所述当前位置可以参考所述天线或所述成像区域的位置。当人们获知这些中的一个时,那么另一个也是已知的。

[0030] 所述指令的执行还使得所述处理器控制所述患者支撑体以使用所述当前位置在所述均匀场区域之内的预定位置处减速和停止。

[0031] 在所述患者支撑体正将所述天线和所述受检体的部分移动到所述均匀场区域中时,来自所述受检体的所述部分的所述射频信号将开始被接收。例如,当所述成像区域仅部分在所述均匀场区域之内时,可以接收所述信号的仅一部分,并且可以确定所述当前位置在何处的假指示。出于该原因,在所述患者支撑体向所述均匀场区域移动所述天线时,一再地重复所述过程,从而恰当地检测对所述当前位置的所述确定。一旦所述天线的所述成像区域完全地处在所述均匀场区域之内,那么能够准确地确定所述当前位置,并且能够控制所述患者支撑体在所述预定位置处减速和停止。这可以是有利的,因为提前指定具有所述成像区域的所述天线的位置是不必要的。例如,在将所述受检体移动到所述磁体中之前识别所述天线的位置的灯、激光器或其他装置的使用是不必要的。这可以允许所述磁共振成像协议的执行被更迅速地执行。这还可以消除在所述磁共振成像协议开始之前指定或定位所述天线和/或所述受检体的位置的设备的需要。

[0032] 在一些实施例中,在其被重复地测量时,通过所述磁共振成像系统来记录所述射频信号。

[0033] 在另一实施例中,所述存储器还包含描述磁共振成像扫描几何结构的磁共振规划数据。所述指令的执行还使得所述处理器控制所述磁共振成像系统采集针对所述磁共振成像扫描几何结构的成像磁共振数据。所述指令的执行还使得所述处理器根据所述成像磁共振数据重建磁共振图像。在该范例中,所述受检体与所述天线一起被移动到所述成像区域中,并且自动地采集成像数据,并且还自动地采集磁共振图像。所述磁共振规划数据描述磁共振成像扫描几何结构并且可以由所述处理器用于自动地执行磁共振成像协议。

[0034] 在另一实施例中,所述存储器还包含监控扫描脉冲序列指令。所述磁共振规划数据描述相对于所述受检体的解剖学界标的磁共振成像扫描几何结构。所述存储器还包含成像脉冲序列指令。所述指令的执行还使得所述处理器控制所述磁共振成像系统以使用所述监控扫描脉冲序列指令来采集监控磁共振数据。所述指令的执行还使得所述处理器将所述

监控磁共振数据重建为监控磁共振图像。所述指令的执行还使得处理器通过识别在所述监控磁共振图像中的所述解剖学界标来识别界标位置数据。

[0035] 该实施例可以是有益的,因为当所述受检体被移动到所述磁体中时,所述系统自动地执行监控扫描并且然后识别解剖学界标。这些可以被用于辅助操作者定义磁共振协议或者所述界标位置数据可以被用作输入以自动地执行磁共振成像协议。这还可以包括对所述患者支撑体的重新定位。

[0036] 在另一实施例中,所述指令的执行还使得所述处理器使用所述界标位置数据和所述磁共振规划数据来修改所述成像脉冲序列指令,从而调节所述扫描几何结构。在该实施例中,所述界标位置数据被用于调节所述成像扫描几何结构,使得自动地执行磁共振成像协议。在这种情况下,所述操作者将把所述受检体放置在所述受检体支撑体上并且将所述天线附接到所述受检体。然后,当所述系统启动时,所述受检体将被自动地移动到所述磁体中并且所述系统将确定当前位置。这将然后使得所述系统执行监控扫描并且然后通过采集磁成像磁共振数据自动地执行磁共振成像协议。

[0037] 在另一实施例中,所述指令的执行还使得所述处理器通过使用所述界标位置数据和所述磁共振规划数据来计算所述患者支撑体的经校正的移动。所述指令的执行还使得所述处理器控制所述患者支撑体移动预定的距离。在执行监控扫描并且识别所述界标位置数据之后,所述系统然后自动地校正所述患者支撑体的所述位置。这可以实现对所述受检体的所述部分的更快速并且准确的磁共振成像。

[0038] 在另一实施例中,沿着所述移动轴的所述梯度磁场在所述受检体支撑体的移动期间被应予以恒定梯度磁场。在该实施例中,所述梯度场在所述移动轴的方向上以恒定水平被开启并且恒定地留住。这具有如下优点:其产生较少的噪声。用于产生所述梯度磁场的线圈处在非常高的磁场内。当电流作为脉冲行进通过其时,其通常产生所述磁共振成像系统的内部的当啷或叮当声音。通过应用为常量的梯度场,当所述梯度线圈首先被开启并且然后保持在其位置中时,所述梯度线圈将产生噪声。这对于替代听到当啷声音或大锤类似声音的重复而被移动到所述磁体中的受检体使所述体验更愉快,所述过程将是安静的。

[0039] 在另一实施例中,所述指令的执行还使得所述处理器在当前位置接近预定位置时控制所述磁梯度场系统以预定的速率增加所述梯度磁场。例如,可以以缓慢的速率增加所述磁梯度场,使得不生成噪声。对于所述射频信号的特定测量结果而言,所述梯度磁场的增加的速率可以足够低使得其基本上是或者在行为上像针对该特定测量结果的恒定梯度场。

[0040] 在另一实施例中,所述射频信号是在所述射频脉冲的生成之后开始的自由感应衰减。

[0041] 在另一实施例中,沿着所述移动轴的所述梯度磁场在所述受检体支撑体的移动期间被重复地生成为梯度磁场脉冲。例如,所述梯度可以在所述移动的所述方向上,所述梯度幅度例如可以在0.5mT/m与40mT/m之间。

[0042] 在另一实施例中,在生成所述射频脉冲之后并且在对所述射频信号的所述测量之前,生成所述梯度磁场脉冲。作为备选方案,还能够使用多个回波,所述多个回波是使用双极梯度切换生成的。该其他备选方案可以具有消除来自静态场梯度的影响的益处。

[0043] 在另一实施例中,所述当前位置指示所述成像区域的位置。例如,所述当前位置可以是所述成像区域中给出最大信号的部分。

[0044] 在另一实施例中,所述射频脉冲是非选择性脉冲。例如,所述射频脉冲可以是由方波调制的单频率的脉冲。对于短RF脉冲而言,这可以包括低数量的振荡,使得存在由非选择性脉冲激励的大的带宽。

[0045] 在另一实施例中,所述指令的执行使得所述处理器在所述当前位置接近所述预定位置时以增加的速率和/或增加的梯度磁场来生成射频脉冲。增加生成所述射频脉冲的速率可以更频繁地给出对所述当前位置的计算。这可以辅助更准确地将所述当前位置匹配到所述预定位置。使用增加的磁梯度场可以具有允许对所述当前位置的更准确的确定的效果。在所述当前位置接近所述预定位置时,可以受益于具有对所述当前位置的更准确的确定。例如,如果使用恒定梯度场,则可以以缓慢或受控的速率增加所述梯度磁场,从而不生成噪声。

[0046] 在另一方面中,本发明提供了一种操作磁共振成像系统的方法。所述磁共振成像系统可以被用于对受检体的部分进行成像。所述磁共振成像系统包括用于生成主磁场的磁性。所述主磁场具有均匀场区域。所述磁共振成像系统还包括具有成像区域的天线。当所述受检体被安置在所述成像区域中时,在所述天线与所述受检体的所述部分之间存在固定几何关系。所述磁共振成像系统还包括用于生成射频脉冲的射频系统。所述射频系统还能操作用于使用所述天线测量来自所述受检体的所述部分的射频信号。所述磁共振成像系统还包括用于生成梯度磁场的磁梯度场系统。所述磁共振成像系统还包括患者支撑体,其用于沿着移动轴将所述天线和受检体的所述部分从所述均匀场区域的外部自动地移动到所述均匀场区域之内。

[0047] 所述方法包括如下步骤:控制所述患者支撑体以沿着移动轴将所述天线和所述受检体的所述部分从所述均匀场区域的外部移动到所述均匀场区域之内。所述方法还包括如下步骤:控制所述射频系统以重复地生成所述射频脉冲。所述方法还包括如下步骤:控制磁梯度场系统以仅沿着所述移动轴在所述受检体支撑体的移动期间生成所述梯度磁场。所述方法还包括如下步骤:控制所述射频系统以在使用所述天线期间重复地测量来自所述受检体的所述部分的所述射频信号。所述方法还包括如下步骤:使用所述射频信号来确定所述天线或所述成像区域的当前位置。所述方法还包括如下步骤:控制所述患者支撑体以使用所述当前位置在所述均匀场区域之内的预定位置处减速和停止。

[0048] 在另一方面中,本发明提供了一种包括用于由控制所述磁共振成像系统的处理器执行的机器可执行指令的计算机程序产品。所述磁共振成像系统可以被用于对受检体的部分进行成像。所述磁共振成像系统包括用于生成主磁场的磁体。所述主磁场具有均匀场区域。所述磁共振成像系统还包括具有成像区域的天线。当所述受检体被安置在所述成像区域或所述天线中时,在所述天线与所述受检体的所述部分之间存在固定几何关系。所述磁共振成像系统还包括用于生成射频脉冲的射频系统。所述射频系统还能操作用于使用所述天线测量来自所述受检体的所述部分的射频信号。所述磁共振成像系统还包括用于生成梯度磁场的磁梯度场系统。

[0049] 所述磁共振成像系统还包括患者支撑体,其用于沿着移动轴将所述天线和受检体的所述部分从所述均匀场区域的外部自动地移动到所述均匀场区域之内。所述机器可执行指令的执行使得所述处理器控制所述患者支撑体以沿着所述移动轴将所述天线和所述受检体的所述部分从所述均匀场的外部移动到所述均匀场之内。所述指令的执行还使得所述

处理器控制所述射频系统以重复地生成所述射频脉冲。所述指令的执行还使得所述处理器控制所述磁梯度场系统以仅沿着所述移动轴在所述受检体支撑体的移动期间生成所述梯度磁场。所述指令的执行还使得所述处理器控制所述射频系统以使用所述天线重复地测量来自所述受检体的所述部分的所述射频信号。所述指令的执行还使得所述处理器使用所述射频信号来确定所述天线或所述成像区域的当前位置。所述指令的执行还使得所述处理器控制所述患者支撑体以使用所述当前位置在所述均匀场区域内的预定位置处减速和停止。

[0050] 应当理解,可以组合本发明的前述实施例中的一个或多个,只要所组合的实施例不相互排斥。

附图说明

[0051] 在下文中,本发明的优选实施例仅以范例的方式并且参考附图得以描述,在附图中:

[0052] 图1图示了磁共振成像系统的范例;

[0053] 图2示出了在成像区域已经被部分地移动到均匀场区域中之后的图1的磁共振成像系统;

[0054] 图3示出了在成像区域已经被移动到均匀场区域中之后的图1的磁共振成像系统;

[0055] 图4示出了图示操作图1的磁共振成像系统的方法的流程图;

[0056] 图5示出了图示操作磁共振成像系统的另一方法的流程图;

[0057] 图6图示了脉冲序列的范例;

[0058] 图7图示了脉冲序列的另一范例;

[0059] 图8图示了脉冲序列的另一范例;

[0060] 图9图示了脚和踝线圈的范例;

[0061] 图10图示了具有用于接收乳房两个区域的乳房线圈的范例;

[0062] 图11图示了使她的头部放置到头部线圈中的受检体的范例;

[0063] 图12图示了线圈被安装到受检体支撑体使得线圈参考位置已知的使用;

[0064] 图13示出了其中线圈位置被简单地用于定位受检体的范例;并且

[0065] 图14图示了若干监控扫描和其使用以确定头部中心位置。

[0066] 附图标记列表

[0067] 100 磁共振成像系统

[0068] 104 磁体

[0069] 106 磁体的膛孔

[0070] 108 均匀场区域

[0071] 109 均匀场区域的中心

[0072] 110 磁场梯度线圈

[0073] 112 磁场梯度线圈电源

[0074] 114 身体线圈

[0075] 116 收发器

[0076] 118 受检体

[0077] 119 头部

- [0078] 120 受检体支撑体
- [0079] 122 机构
- [0080] 124 天线
- [0081] 126 成像区域
- [0082] 128 成像区域的中心
- [0083] 130 运动轴
- [0084] 132 计算机系统
- [0085] 134 硬件接口
- [0086] 136 处理器
- [0087] 138 用户接口
- [0088] 140 计算机存储设备
- [0089] 142 计算机存储器
- [0090] 150 位置脉冲序列
- [0091] 152 射频信号
- [0092] 154 线圈的当前位置
- [0093] 156 预定位置
- [0094] 158 磁共振规划数据
- [0095] 160 磁共振成像脉冲序列
- [0096] 162 磁共振数据
- [0097] 164 磁共振图像
- [0098] 166 监控扫描脉冲序列
- [0099] 168 监控磁共振数据
- [0100] 170 监控磁共振图像
- [0101] 172 解剖学界标位置
- [0102] 180 控制模块
- [0103] 182 磁共振数据处理模块
- [0104] 184 图像重建模块
- [0105] 186 图像配准模块
- [0106] 188 磁共振规划数据调节模块
- [0107] 400 控制患者支撑体以沿着移动轴将天线和受检体的部分从均匀场区域的外部移动到均匀场区域之内
- [0108] 402 控制射频系统以重复地生成射频脉冲
- [0109] 404 控制磁梯度场系统以仅沿着移动轴在受检体支撑体的移动期间生成磁梯度场
- [0110] 406 控制射频系统以使用天线重复地测量来自受检体的部分的射频信号
- [0111] 408 使用射频信号确定天线或成像区域的当前位置
- [0112] 410 控制患者支撑体以使用当前位置在均匀场区域之内的预定位置处减速和停止
- [0113] 500 选择靶解剖结构

- [0114] 502 准备患者
- [0115] 504 操作者按下“移动”按钮
- [0116] 506 操作者走到RF门
- [0117] 508 患者移动到扫描器中
- [0118] 510 RF门关闭
- [0119] 512 生成RF脉冲并且接收MR信号以确定线圈位置
- [0120] 514 线圈在等中心点处
- [0121] 516 执行调查扫描或规划扫描或智能检查
- [0122] 518 额外的桌台移动,如果针对后续临床扫描需要的话
- [0123] 600 脉冲序列
- [0124] 602 发射脉冲或RF脉冲
- [0125] 604 切变的z梯度
- [0126] 600 接收的RF脉冲或射频信号
- [0127] 700 脉冲序列
- [0128] 702 恒定梯度
- [0129] 704 自由感应衰减或射频信号
- [0130] 800 脉冲序列
- [0131] 900 脚踝线圈
- [0132] 1000 乳腺线圈
- [0133] 1200 线圈参考位置
- [0134] 1202 大脑偏移
- [0135] 1204 典型大脑位置
- [0136] 1206 典型颈椎偏移
- [0137] 1208 典型颈椎位置
- [0138] 1300 心脏偏移
- [0139] 1302 典型心脏位置
- [0140] 1400 监控扫描的位置
- [0141] 1402 头部中心位置

具体实施方式

[0142] 在这些附图中的相似编号的元件要么是等效元件要么执行相同的功能。如果功能是等价的,则先前已经讨论的元件将不一定在稍后的附图中进行讨论。

[0143] 图1示出了磁共振成像系统100的范例。图1图示了医学仪器100的范例。医学仪器100包括具有磁体104的磁共振成像系统102。磁体104是具有通过其的腔孔106的超导圆柱型磁体104。所述磁体还可以是永磁体或电阻式磁体。不同类型的磁体的使用也是可能的,例如,使用剖裂式圆柱磁体和所谓的开放式磁体两者也是可能的。除低温恒温器已经分为两个区段以允许进入磁体的等平面之外,剖裂式圆柱磁体类似于标准圆柱磁体,这样的磁体例如可以结合带电粒子束治疗来使用。开放式磁体具有两个磁体区段,一个在另一个上面,其中,其之间的空间足够大以接收受检体:两个区段的布置类似于亥姆霍兹线圈的布

置。因为较少地限制受检体,所以开放式磁体是受欢迎的。在圆柱磁体的低温恒温器内部,存在超导线圈的集合。在圆柱磁体104的膛孔106之内,存在其中磁场足够强并且一致以执行磁共振成像的均匀场区域108。

[0144] 在磁体的膛孔106之内,还存在磁场梯度线圈110的集合,其被用于对磁共振数据的采集,以空间地编码在磁体104的均匀场区域108之内的磁自旋。均匀场区域108的中心被标记均匀场区域的中心109。

[0145] 磁场梯度线圈110被连接到磁场梯度线圈电源112。磁场梯度线圈110旨在是代表性的。通常,磁场梯度线圈110包含用于在三个正交空间方向上空间地编码的三个分立的线圈的集合。磁场梯度电源将电流供应给磁场梯度线圈。供应给磁场梯度线圈110的电流根据时间来进行控制并且可以是斜变的或脉冲的。

[0146] 存在被示为置于受检体支撑体120上的受检体118。受检体支撑体120停放在机构122上,机构122能够将受检体支撑体120移动进入和离开磁体106的膛孔。

[0147] 身体线圈114被示为任选地被连接到射频收发器116。身体线圈在磁体的膛孔106之内。在该范例中,受检体118被示为具有头部线圈124或天线124。天线124被连接到射频收发器116。天线124具有成像区域126。成像区域126是其中天线124能够被用于接收磁共振数据的区域。在一些范例中,天线124还能够被用于发射射频脉冲。点128是成像区域126的中心。当机构122移动受检体支撑体120时,受检体118和天线124沿着移动轴130移动。在该范例中,移动轴130与磁体104的z轴一致。

[0148] 身体线圈114可以被用于操纵均匀场区域108之内的磁自旋的取向并且在一些范例中用于接收同样在均匀场区域108之内的自旋的射频传输。天线124的身体线圈114可以包含多个线圈元件。射频天线124还可以被称为信道或天线。

[0149] 身体线圈114和天线124两者被示为被连接到收发器116。在一些范例中,身体线圈114被用于发射射频脉冲,并且天线124被用于从成像区域126接收磁共振数据。在其他范例中,身体线圈114可能甚至是不存在的。在这种情况下,天线124是发射和接收线圈两者。在这种情况下,天线124可以被用于发射射频脉冲并且还接收射频信号。在该范例中,受检体118的所述部分是受检体的头部。

[0150] 磁场梯度线圈电源112、收发器116和机构122被示为被连接到计算机系统132的硬件接口134。计算机系统132还包括处理器136。处理器136被连接到硬件接口134、用户接口138、计算机存储设备140和计算机存储器142。

[0151] 计算机存储设备140被示为包含位置脉冲序列150。位置脉冲序列由处理器136被用于控制射频系统以重复地生成射频脉冲、控制磁梯度场系统以仅沿着移动轴在受检体支撑体的移动期间生成梯度磁场、并且还控制射频系统以使用天线124重复地测量来自受检体的所述部分的射频信号。计算机存储设备140被示为还包含在运行位置脉冲序列150之后所测量的射频信号152。计算机存储设备140还被示为包含通过检查射频信号152所确定的线圈154的当前位置。例如,所述射频信号可以给出具有沿着移动轴130在某处所指示的最大值的射频脉冲。计算机存储设备140被示为包含预定位置156的位置。例如,预定位置156可以是点109或者可以是与点109某个位置偏移的值。

[0152] 计算机存储设备140被示为任选地包含磁共振规划数据158。磁共振规划数据158定义扫描几何结构,其可以被用于采集磁共振图像。计算机存储设备140被示为还包含磁共

振成像脉冲序列160,其可以被用于根据磁共振规划数据158来采集磁共振数据。计算机存储设备140还被示为包含使用磁共振成像脉冲序列160采集的磁共振数据162。计算机存储设备140还被示为包含根据磁共振数据162重建的磁共振图像164。

[0153] 计算机存储设备140还被示为包含监控扫描脉冲序列166,其对于一旦当前位置已经被移动到预定位置则采取监控扫描是有用的。计算机存储设备140示出了使用监控扫描脉冲序列166采集的监控扫描磁共振数据168。计算机存储设备140还被示为包含根据监控扫描磁共振数据168重建的监控磁共振图像170。计算机存储设备140还被示为包含通过对监控磁共振图像170执行配准所确定的解剖学界标位置172。编号为158-172的特征中的一个或多个可以或可以不存在于不同的范例中。例如,在一些范例中,软件可以仅将受检体和天线124移动到预定位置。在其他范例中,自动地执行磁共振图像和/或监控扫描。

[0154] 计算机存储器142被示为包含控制模块180。控制模块180包含使得处理器136能够控制磁共振成像系统100的计算机可执行代码。例如,控制模块180可以使得处理器136能够使用各种脉冲序列150、160、166来采集各种类型152、162、168的磁共振数据。计算机存储器142还被示为包含磁共振数据处理模块182。例如,磁共振数据处理模块182可以使得处理器136能够检查射频信号152以确定线圈154的当前位置。例如,模块182可以沿着轴130计算空间相关的信号。计算机存储器142还被示为包含图像重建模块184。

[0155] 图像重建模块184可以被用于将磁共振数据162、168构建为磁共振图像164、170。计算机存储器142还被示为包含图像配准模块186。图像配准模块186可以包含计算机可执行代码,所述计算机可执行代码使得处理器136能够对监控磁共振图像170执行配准以确定解剖学界标位置172。计算机存储器142还可以包含磁共振规划数据调节模块188。模块188可以包含使得处理器136能够使用磁共振规划数据158和解剖学界标位置172来调节磁共振成像脉冲序列160和/或患者支撑体的位置的代码。能够调节受检体的位置和/或其中采集磁共振成像数据的位置。

[0156] 可以彼此交换或复制计算机存储设备140和计算机存储器142的内容。

[0157] 图1示出了在磁体106的膛孔的外部的受检体和天线124。图2和图3示出了受检体和线圈124通过受检体支撑体120和机构122被移动到均匀场区域108中。

[0158] 在图2中,线圈124已经被部分地移动到均匀场区域108中。在该范例中,成像区域128的中心仍然在均匀场区域108的外部。在这种情况下,磁场在均匀场区域108的外部迅速地减小。可能的是,仅接收来自成像区域126的小部分的信号。最大值将然后因此不在成像区域128的中心处。来自成像区域126的大部分的信号将不在正确的频率处以由天线124和收发器116接收。当受检体118处在该位置中时,线圈154的当前位置将可能是不正确的。在图1中,受检体118完全在磁体104之外。磁共振成像系统100将不能够确定线圈154的当前位置。在线圈124使其成像区域126被移动到均匀场区域108中时,线圈154的当前位置将然后开始被准确地确定。出于该原因,磁共振成像系统100重复地执行位置脉冲序列150。

[0159] 图3示出了与图1和图2中相同的磁共振成像系统。在这种情况下,成像区域126已经被完全地移动到均匀场区域108中。在这种情况下,成像区域128的中心已经被移动,使得其与均匀场区域109的中心相一致。例如,成像区域128的中心在一些实施例中可以是位置。在一些范例中,均匀场区域109的中心可以是所确定的位置。在其他范例中,当前位置可以是点128的偏移。在一些范例中,预定位置可以与点109偏移。在这种情况下,已经使点109和

128相一致。成像区域126的中心已经被自动地移动到均匀场区域108的中心。在点128接近位置109时,所述系统可以已经增加在方向130上的梯度场的强度和/或可以更为频繁地执行脉冲序列150。

[0160] 图4示出了图示操作在图1、图2和图3中所示的磁共振成像系统100的方法的流程图。首先,在步骤400中,对患者支撑体进行控制,使得其沿着移动轴130将天线124和受检体118的部分119从均匀场区域108的外部移动到均匀场区域108之内。该步骤还可以被解释为将成像区域126移动到均匀场区域108之内。在图1-3中示出了该步骤。接下来,在步骤402中,射频系统被控制为重复地生成射频脉冲。接下来,在步骤404中,磁梯度场112、114被控制为仅沿着移动轴130在受检体支撑体120的移动期间生成梯度磁场。接下来,在步骤406中,射频系统116、112、124使用天线124重复地测量来自受检体118的部分119的射频信号152。接下来,在步骤408中,使用射频信号152来确定当前位置154、128。最后,在步骤410中,患者支撑体120被控制为使用当前位置154、128在均匀场区域108之内的预定位置109、156处减速和停止。

[0161] 在范例中,以两步方法将靶解剖结构引入到等中心点或预定位置:

[0162] 1.以如下这样的方式的过程定位:能够执行在其上操作者能够规划如下诊断扫描或者能够执行其中系统识别系统提出诊断扫描的规划所基于的界标组的智能检查(SmartExam)。如在本文中所使用的智能检查涵盖自动化或部分自动化的磁共振成像协议。

[0163] 2.精细定位(如果需要的话),基于来自调查或智能检查的规划信息。

[0164] 想法是提供一种用于基于来自一些(一个或多个)线圈元件的MR响应的过程定位的方法。这将在如下步骤中进行解释:

[0165] 1.接收线圈被定位在患者的靶解剖结构(头、膝盖、腕、胸部、心脏等)处。

[0166] 2.来自该线圈(或仅来自该线圈的数个线圈元件)的磁共振(MR)信号被用于该方法。例如,在靶解剖结构是C脊柱或脊柱颈段的情况下,使用头颈线圈的颈部元件。对于膝盖而言,所有线圈元件能够贡献。

[0167] 3.当移动到磁体中时,给出RF激励脉冲。这能够是具有低翻转角的非选择性脉冲。

[0168] 4.利用接收线圈检测MR信号。接收的信号的大部分来自线圈“甜蜜点”。线圈(或线圈元件)的“甜蜜点”与靶解剖结构相对应。在将该甜蜜点移动到等中心点之后,靶解剖结构处在等中心点中或者接近等中心点。

[0169] 5.当线圈((一个或多个)元件)在合理地均匀场中时,将接收足够量的MR信号。换言之,MR接收在线圈(元件)进入成像体积时开始。

[0170] 6.在接收期间,施加z梯度。MR信号的FFT给出频率分布,其中,线圈的“甜蜜点”给出最高峰。所述峰与线圈的z位置相对应。

[0171] 7.采集具有两个变型:

[0172] a.z梯度能够被保持在恒定值处(没有切变)。MR信号是FID。在这种情况下,扫描器不产生声学噪声。

[0173] b.备选地,z梯度被切换以生成回波。能够以低的值选择转换速率和梯度幅度以便将声学噪声保持在低水平处。

[0174] 8.以这种方式,扫描器每隔比方说50ms知道位置。所述系统将在线圈正在接近等中心点时自动地减速并且最后在线圈处在等中心点时停止。

[0175] 9.对于较高的位置准确度而言,当接近等中心点时,可以增加梯度幅度。

[0176] 调查/智能检查扫描能够在线圈((一个或多个)元件)或实际上其甜蜜点处在等中心点处时开始。

[0177] 图5示出了图示能够使用图1的磁共振成像系统100完成的工作流的流程图。首先,在步骤500中,选择靶解剖结构。例如,可以选择磁共振规划数据或检查卡。接下来,在步骤502中,患者被准备例如线圈、生理传感器、头戴设备或其他部件可以放置在受检体上。患者还可以被放置在受检体支撑体120上。接下来,在步骤504中,操作者按下移动或开始按钮。这还可以是用户接口138上的控件。接下来,同时地执行步骤506和508。操作者走到RF笼的RF门并且患者被自动地移动到扫描器508中,如在图1-3中所示。接下来,在步骤510中,操作者已经离开房间,并且RF门被关闭。接下来,在步骤512中,生成RF脉冲,并且接收磁共振信号以确定线圈位置128。步骤514是决策框,是定位在等中心点109中的线圈124。如果其不是,则步骤返回步骤512,并且再次生成RF脉冲。一旦线圈处在等中心点109中,那么方法转到其中根据例如智能检查协议执行调查或规划扫描的步骤516。接下来,在步骤518中,如果存在对于后续临床扫描的需要,则可以再次移动桌台移动120。

[0178] 图6图示了可以被用于确定线圈的位置的切变的梯度场600。在脉冲序列中,首先存在发射脉冲或RF脉冲602。接下来,施加切变的z梯度604。z梯度被假定为被施加在移动轴上。脉冲602可以是非选择性RF脉冲。梯度604重新聚焦所接收的信号606。

[0179] 未产生声学噪声的扫描技术是由患者高度偏好的。对于具有恒定梯度的方法而言情况也是这样。

[0180] 在一些范例中,在本文中所使用的射频脉冲可以具有50 μ s的持续时间。

[0181] 为了避免刺激的回波,扰流器梯度能够被用在x和/或y梯度中(或者正交于运动方向的梯度)。这实现更短的重复时间。

[0182] 上文所提到的扫描技术能够具有许多变型(自旋回波扫描、切片选择性脉冲的使用等)。所有变型的最重要的部分是具有z梯度的读出以获得甜蜜点的z位置。

[0183] 图7示出了可以被用于确定线圈的当前位置的脉冲序列700的另一范例。例如,存在所施加的恒定梯度702。所述梯度能够被看作总是在上。梯度702被施加在运动方向上。例如,如果运动方向是沿着z轴,那么梯度702是恒定z梯度。在该范例中,施加发射或RF脉冲602,并且然后,一旦该脉冲结束,则自由感应衰减704被接收为射频信号。自由感应衰减704将包含指示沿着移动轴的位置的不同频率分量。

[0184] 图8示出了能够被用于使用具有多个回波的切变梯度来确定当前位置的脉冲序列800的范例。在该范例中,首先施加射频脉冲602。然后,施加切变的梯度802。例如,梯度可以再次被施加在移动方向的方向上。该切变的梯度802使得多个回波808被接收。回波804是被用于确定当前位置的射频信号。

[0185] 图9、图10和图11示出了在天线与受检体的部分之间具有固定几何关系的成像区域内的天线的不同范例。

[0186] 图9示出了脚和踝线圈900的范例。脚或踝能够被放置在线圈900内。

[0187] 图10示出了具有用于接收胸部的两个区域的胸部线圈1000的范例。

[0188] 图11示出了使她的头部119放置到头部线圈124中的患者的范例。

[0189] 在先前的范例中,天线的成像区域通过对来自天线的信号的检测而被定位在均匀

场区域中。这样做的备选方案是具有在天线与受检体支撑体之前的定义的关系。该定义的关系然后能够被用于定位线圈而不是测量来自天线的信号。例如,在图9、图10和图11中,示出了线圈900、1000、124的各种范例。这些线圈900、1000、124可以备选地被安置在受检体支撑体120上的已知位置处。监控扫描或甚至完整磁共振图像的位置然后可以通过参考或使用线圈900、1000、124的已知位置来确定。在图12、图13和图14中图示这一点。

[0190] 在图12中的第一范例中,线圈124被安装到受检体支撑体,使得线圈参考位置1200是已知的。例如,具有受检体118的特定解剖结构的知识或使用平均解剖结构,能够推断相对于参考点的受检体的体重和/或身高解剖位置。例如,给出与典型大脑位置1204的距离的大脑偏移1202可以被用于设立受检体的大脑118的扫描。作为另一范例,指示典型脊柱颈段位置1208的典型偏移1206可以被用于识别脊柱颈段位置1208以执行对受检体118的脊柱颈段的磁共振成像监控或成像临床扫描。

[0191] 在图12中的范例中,线圈124还可以被用于对大脑1204和/或脊柱颈段1208进行成像。

[0192] 以两步方法将靶解剖结构或天线引入到等中心点或预定位置:

[0193] 1.以如下这样的方式的过程定位:能够执行在其上操作者能够规划如下诊断扫描或者能够执行其中系统识别系统提出诊断扫描的规划所基于的界标组的智能检查。

[0194] 2.精细定位(如果需要的话),基于来自调查或智能检查的规划信息。

[0195] 操作者可以准备患者(施加线圈、头戴设备、护士呼叫和/或生理传感器)、按下按钮以开始自动行进到扫描平面(在不使用光遮光板的情况下)并且离开检查室。所述系统基于如下技术将靶解剖结构自动地移动到等中心点:

[0196] 在第一技术中,桌台位置能够来源于与相同患者相同的先前扫描会话,例如,当在(后续扫描)之前已经扫描患者时。

[0197] 在第二技术中,一些线圈具有在桌台顶部上的固定位置,诸如头部线圈或头部/颈部线圈。当这样的线圈被连接并且这样的解剖结构被选择时,桌台顶部能够朝向等中心点或预定位置移动。作为第一顺序方法,线圈转到等中心点。

[0198] 然而,线圈封闭多个解剖结构(例如,大脑、C脊柱)。能够定位在该靶解剖结构上而不是将线圈简单地定位在等中心点是值得的。因此,定义线圈参考位置。线圈参考位置是线圈处的任意位置,在该范例中,其被选择在线圈的末端处。在该线圈参考位置与靶解剖结构的典型位置之间存在距离,参见图1。典型解剖结构相对于线圈参考位置的偏移能够从人口统计数据(先验知识)导出。桌台将移动到扫描器中直到利用针对靶解剖结构的典型偏移校正的线圈参考位置命中等中心点。

[0199] 在第三技术中,利用不具有桌台顶部的固定位置的线圈扫描的其他解剖结构(例如,T脊柱、心脏),我们能够使用与头部相比较(或更好地比方说与底座线圈参考位置相比较)的典型距离。这基于人口统计数据(先验知识)。

[0200] 桌台能够移动到或多或少针对靶解剖结构的正确位置并且执行用于规划的调查扫描或者执行智能检查。与患者特性(诸如年龄、体重和身高)组合将使从头部到靶解剖结构的估计的距离更加准确(参见图13)。

[0201] 图13示出了其中线圈位置1200被简单地用于定位受检体118的范例。在该范例中,典型心脏偏移1300被用于识别受检体118中的典型心脏位置1302。再次地,受检体的身高

和/或体重可以被用于确定心脏偏移1300。线圈124还可以由接收受检体的头部119的受检体支撑体的表面上的插座替换。

[0202] 在不在线圈/与桌台上的固定位置连接的情况下,能够使用如下流程(该流程首先针对头部来描述并且也能够首先针对脚来使用):

[0203] a. 桌台被移动到其中能够期望头部的位置。

[0204] b. 在其中期望头部的位置处进行扫描。对于这样的扫描而言,身体线圈能够被用作接收线圈。模式识别(例如,臀部侧的短桨形状、鼻子、颞)被用于确定“头部中心位置”(参见图14)。这能够基于低分辨率单切片矢状扫描。

[0205] c. 靶解剖结构的典型偏移是从人口统计数据(先验知识)导出的并且桌台被移动到该位置(如果需要的话)。

[0206] d. 如果需要的话,可以扫描备选解剖学界标,诸如肩膀或隔膜或者通过对脊柱中的脊椎进行计数。在一些情况下,将需要另一切片取向。

[0207] 在首先为脚的情况下,能够跟随类似方法以检测脚、膝盖、臀部的位置和具有从解剖点到靶解剖结构的典型偏移。

[0208] 当执行图12或图13中的范例时,当受检体正移动时,还可以执行额外的监控扫描。图14图示了使用模式识别的若干监控扫描1400以及其与头部中心位置1402的关系。例如,监控扫描1400可以被执行并且被用于更准确地识别头部中心位置1402。

[0209] 在另一技术中,如果需要的话,在桌台正移动时执行该扫描。能够使用已经已知的“移动床成像技术”或单击发技术。

[0210] 对于另一工作流优化而言,操作者能够发起桌台或受检体支撑体移动并且离开检查室。一些磁共振成像系统具有RF室检测系统或传感器。一旦操作者关闭RF门,门检测开始扫描(即,线圈位置检测)。这是额外的工作流改进。

[0211] 尽管在附图和前述描述中已经详细说明和描述了本发明,但是这样的说明和描述将被认为是说明性或示范性,而非限制性的;本发明并不限于所公开的实施例。

[0212] 通过研究附图、说明书和随附的权利要求书,本领域的技术人员在实践所主张的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或者其他单元可以实现权利要求中记载的若干项目的功能。互不相同的从属权利要求中记载了特定措施的仅有事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以存储/分布在诸如连同其他硬件或者作为其一部分提供的光学存储介质或者固态介质的适合的介质上,而且可以以诸如经由因特网或其他有线或无线电信系统的其他形式分布。权利要求中的附图标记不得被解释为对范围的限制。

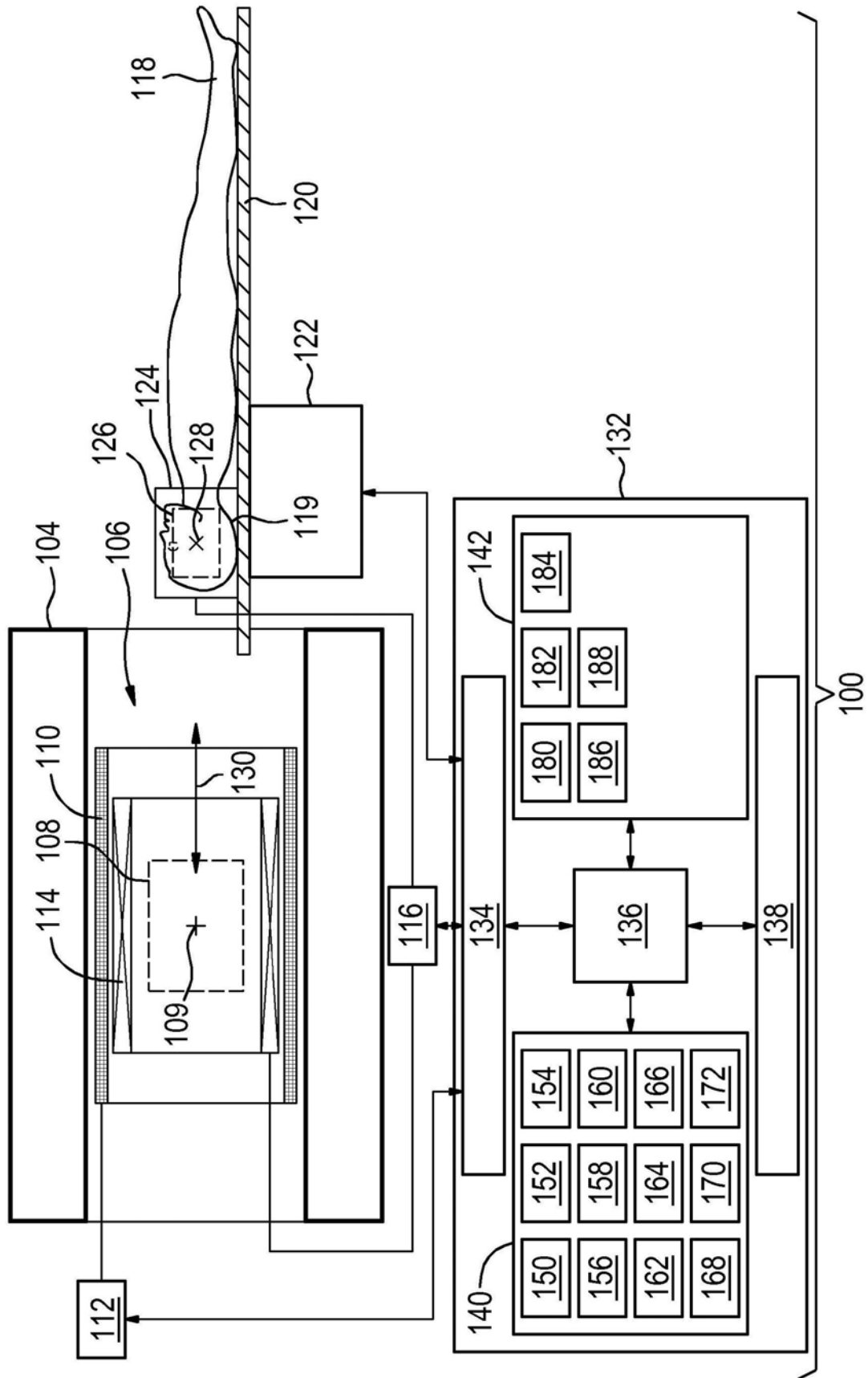


图1

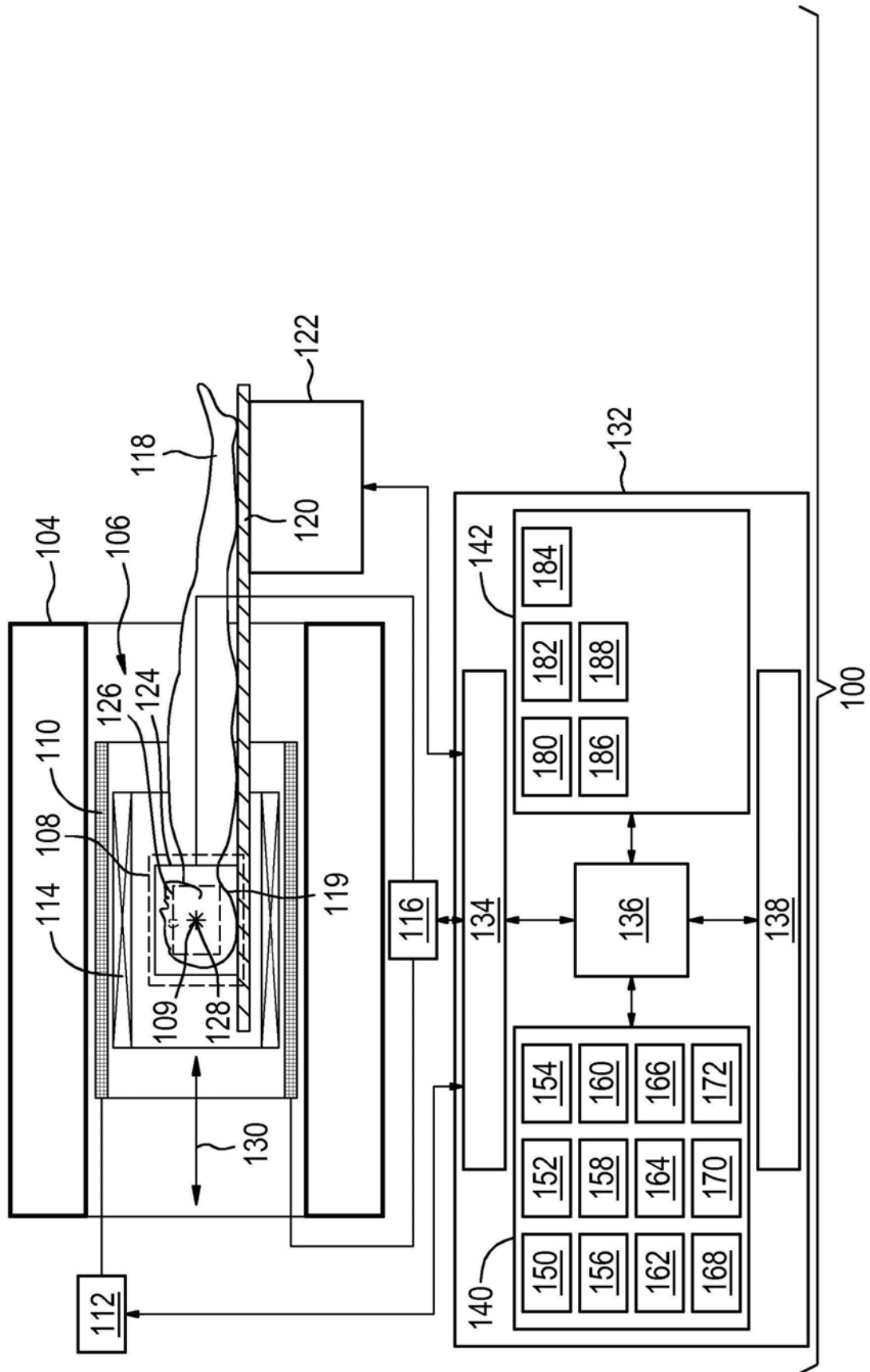


图3

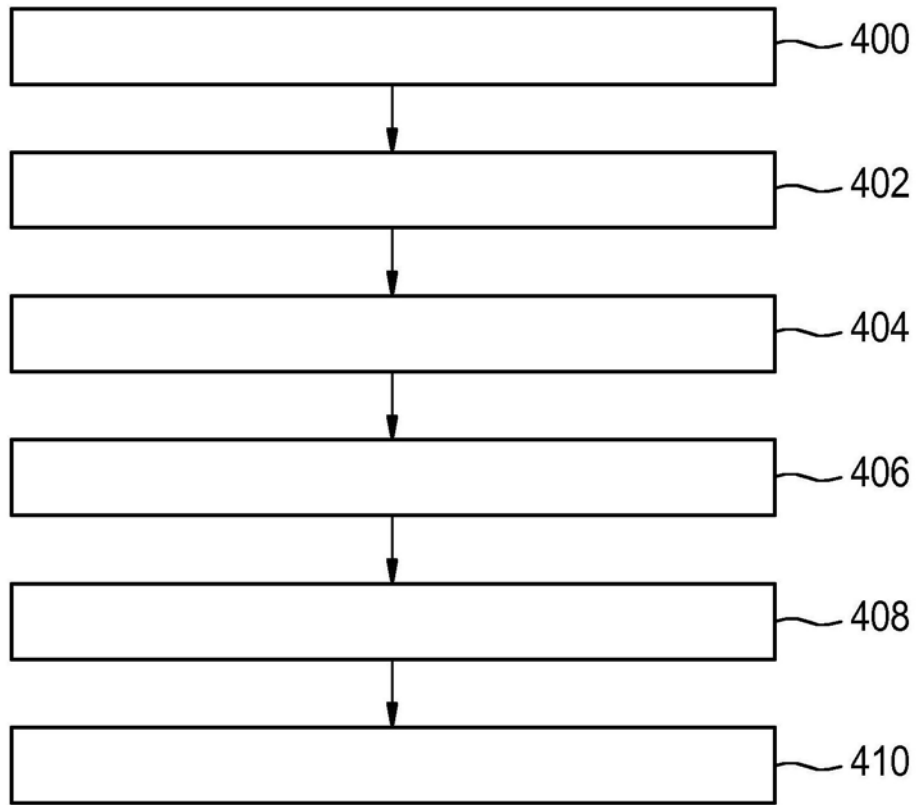


图4

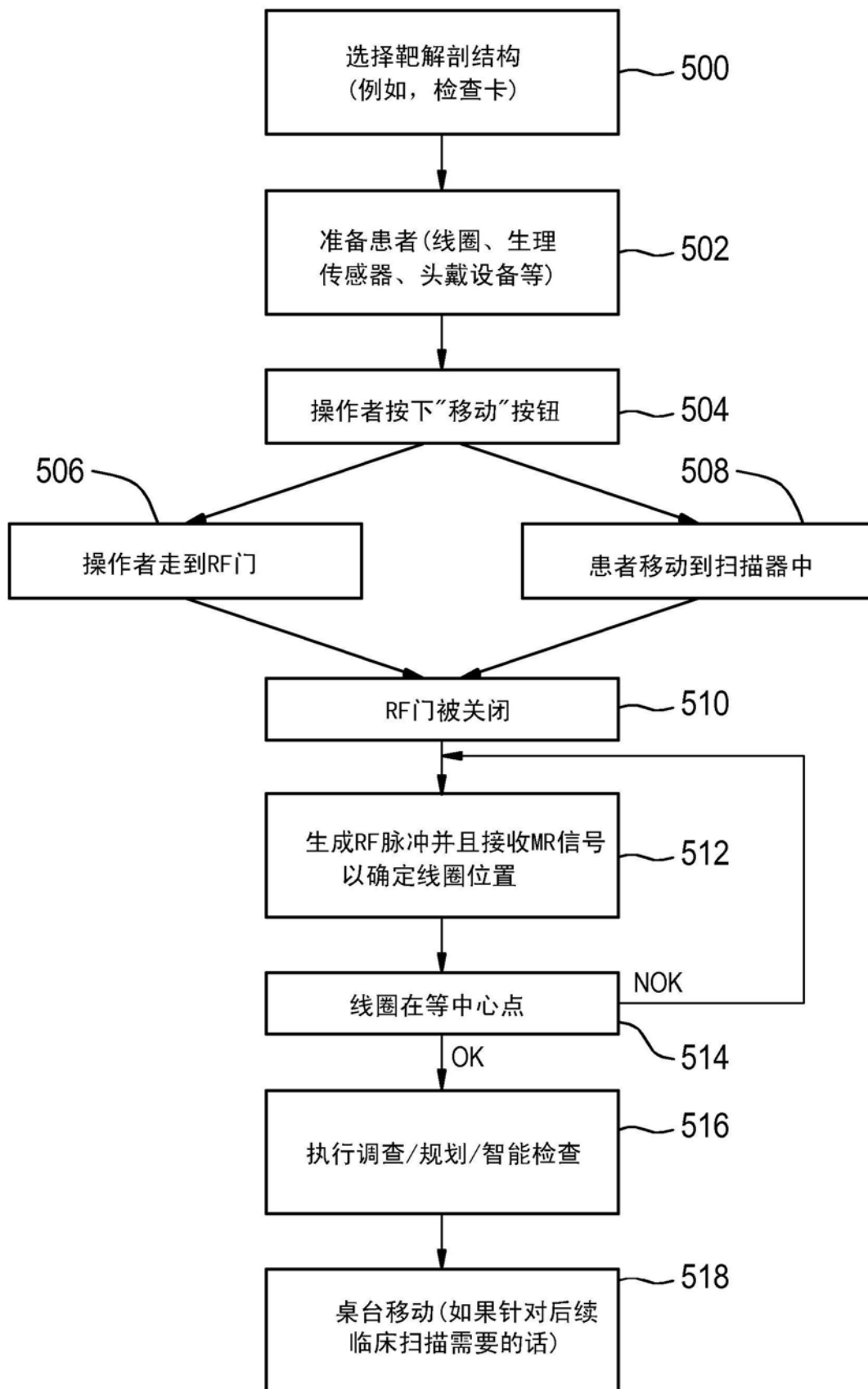


图5

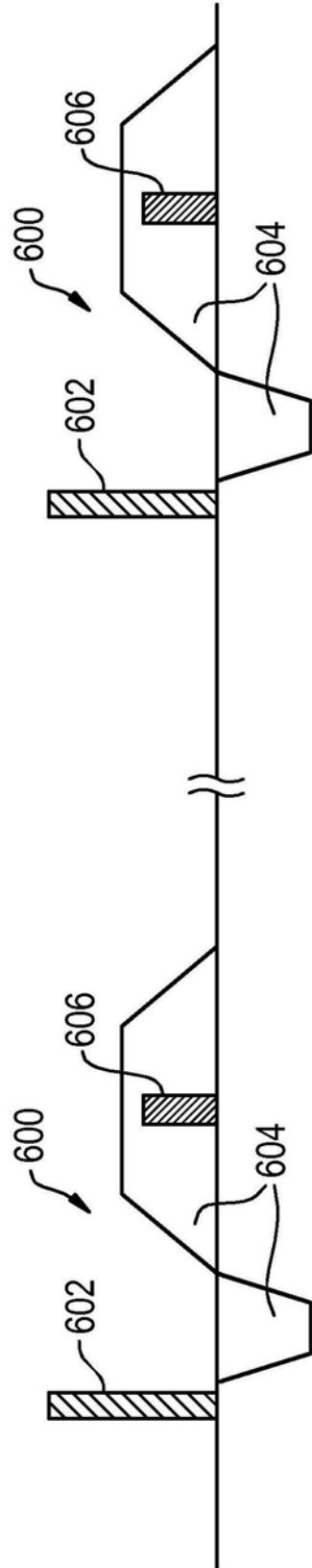


图6

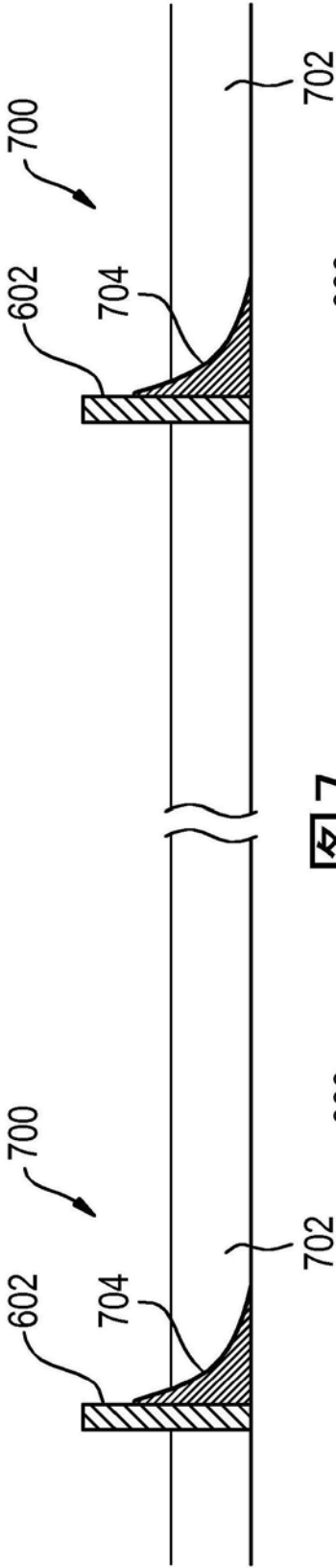


图7

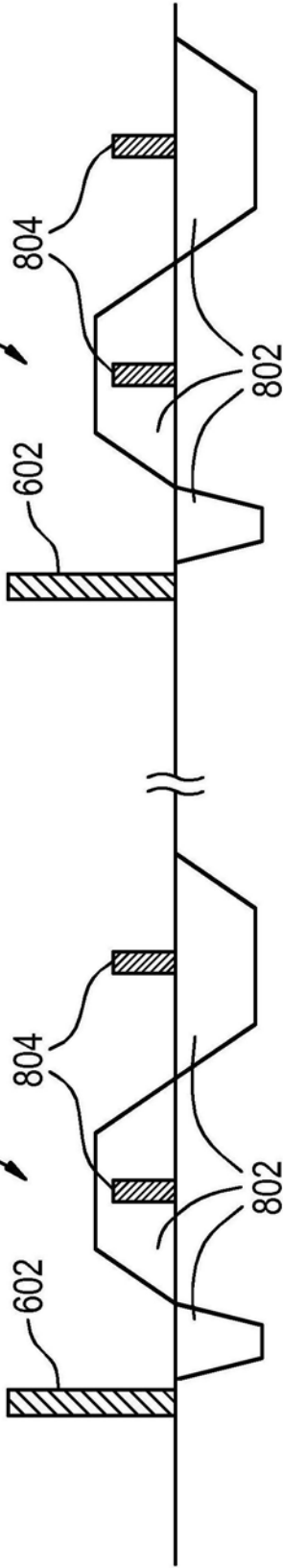


图8

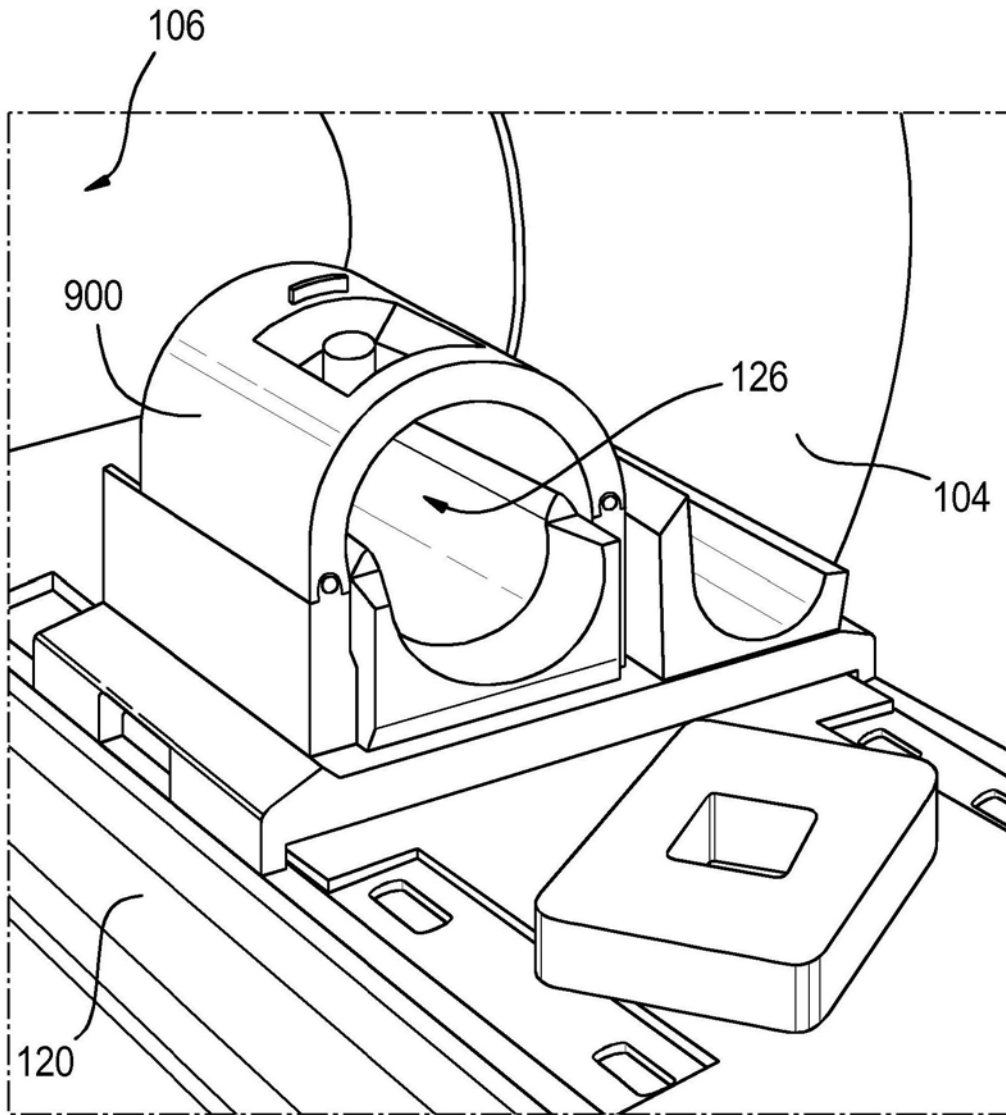


图9

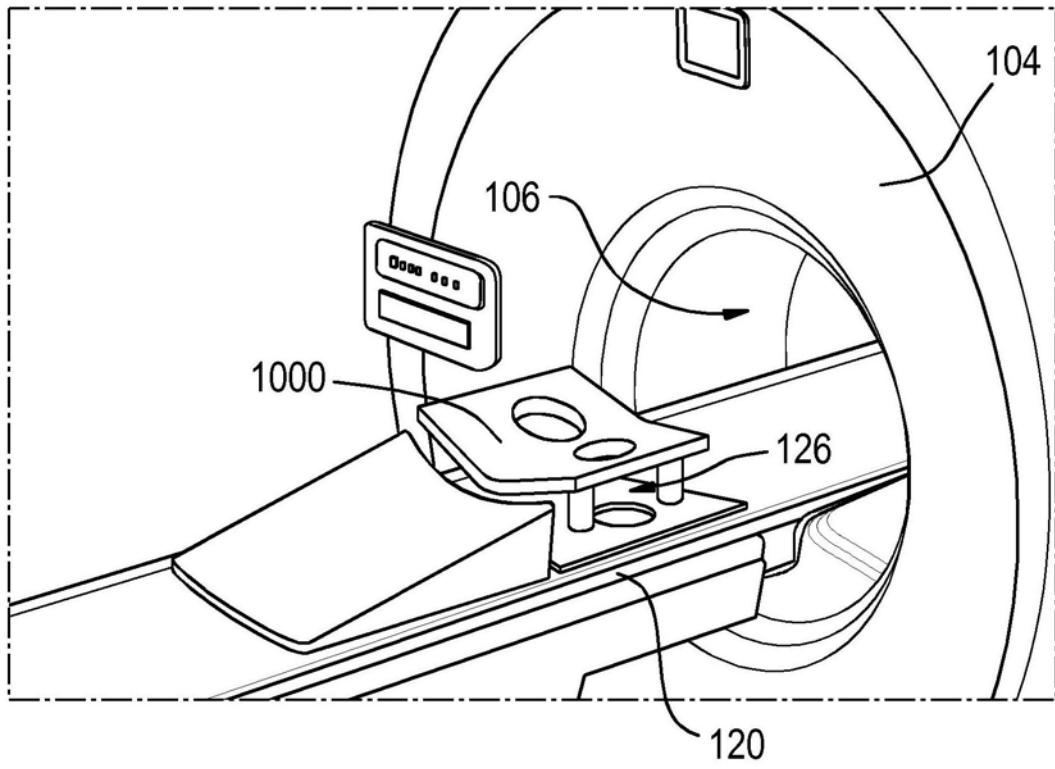


图10

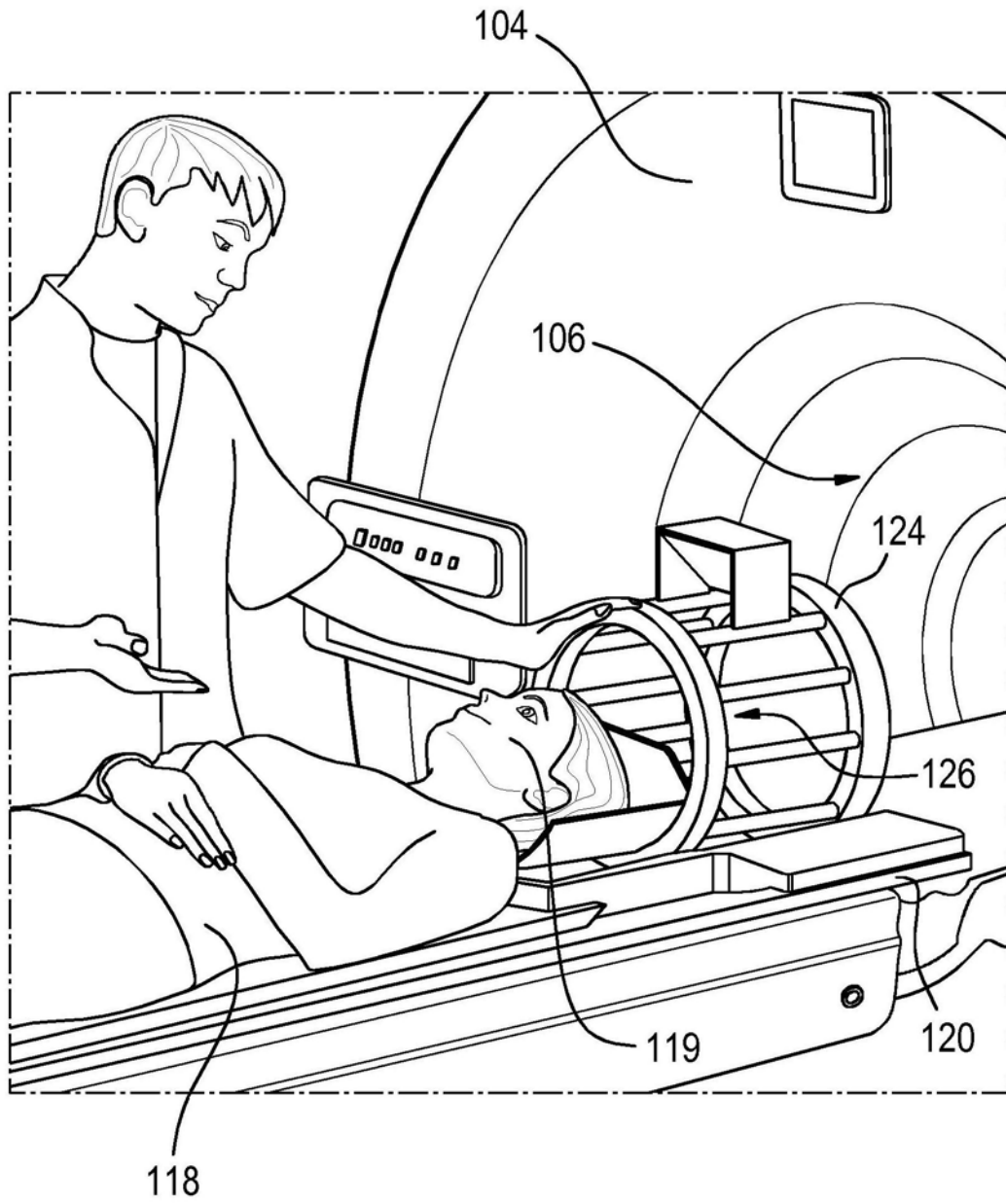


图11

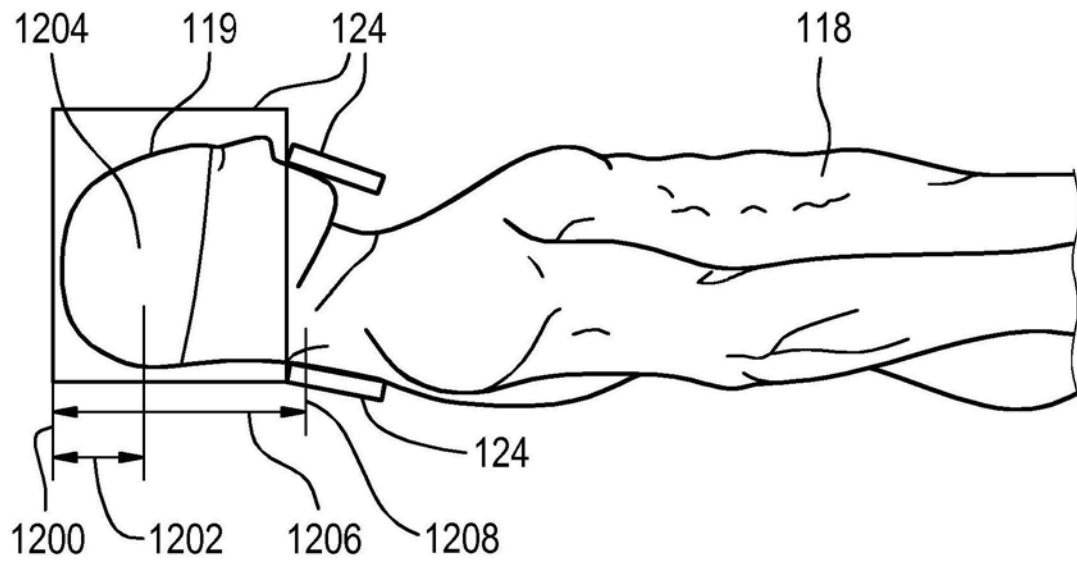


图12

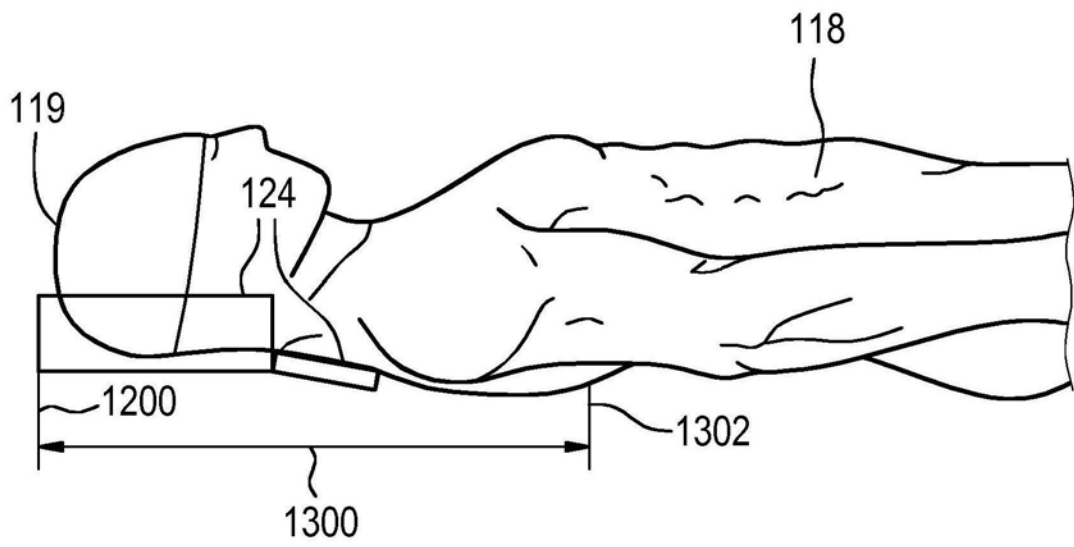


图13

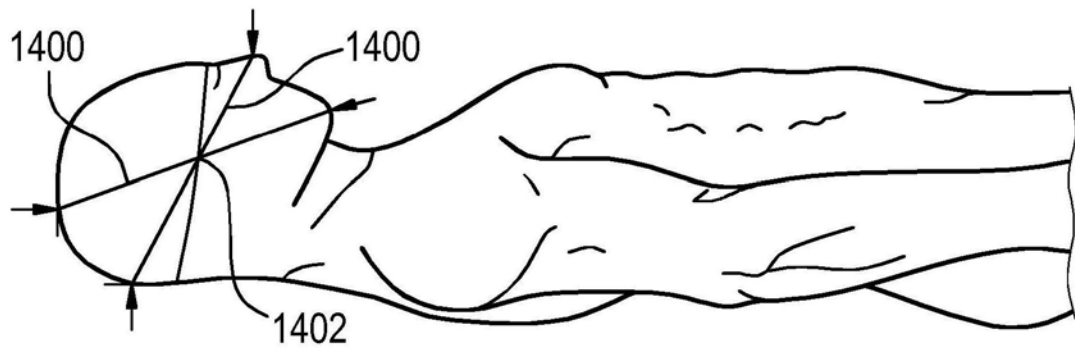


图14