



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103597369 B

(45) 授权公告日 2016. 03. 23

(21) 申请号 201280028061. 8

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(22) 申请日 2012. 04. 04

72002

代理人 李光颖 王英

(30) 优先权数据

11161457. 4 2011. 04. 07 EP

(51) Int. Cl.

G01R 33/28(2006. 01)

A61B 5/055(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 12. 06

审查员 王晓涵

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/051661 2012. 04. 04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/137148 EN 2012. 10. 11

(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 S·魏斯 R·F·J·霍尔特辉泽恩

S·克吕格尔 P·柯肯 D·维尔茨

T·E·阿姆托尔 F·乌勒曼

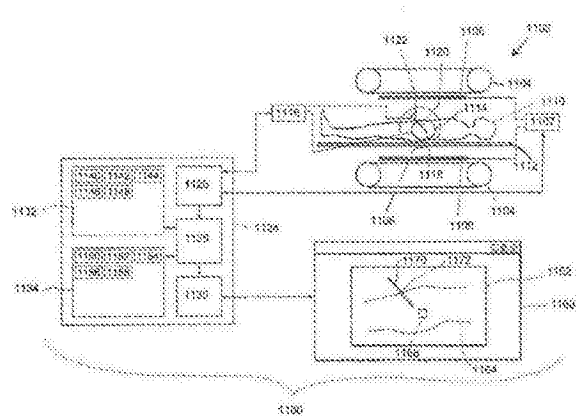
权利要求书2页 说明书16页 附图8页

(54) 发明名称

杆到靶区的磁共振引导

(57) 摘要

一种医疗设备(1100)包括磁共振成像系统和介入装置(300),所述介入装置(300)包括杆(302,1014,1120)。所述医疗设备还包括附着于杆的环形磁共振基准标记(306,600,800,900、1000,1122)。杆穿过基准标记的中心点(610、810,908,1006)。所述医疗设备还包括由处理器执行的机器可执行指令(1150,1152,1154,1156、1158)。所述指令使处理器采集(100,200)磁共振数据,重建(102,202)磁共振图像(1142)并接收(104,204)对靶体积(1118,1144,1168)的选择。所述指令还使处理器反复地采集(106,206)来自基准标记的磁共振位置数据(1146),并且绘制(108,212)指示杆相对于靶区的位置的视图(1148,1162)。



1. 一种医疗系统 (1100) 包括：

- 磁共振成像系统 (1102), 其用于采集来自对象 (1012、1110) 的磁共振数据 (1140)；
- 介入装置 (300), 其包括杆 (302、1014、1120), 其中, 所述杆适于被插入所述对象内；
- 第一磁共振基准标记 (306、600、800、900、1000、1122), 其附着于所述杆, 其中, 所述第一磁共振基准标记为环形, 其中, 所述杆穿过所述第一磁共振基准标记的中心点 (610、810、908、1006), 其中, 所述第一磁共振基准标记包括围绕环形磁共振信号体积 (308、408、604、802、1002) 的磁共振接收线圈 (310、410、606、804)；

第二磁共振基准标记 (406、600、800、900、1000), 其中, 所述第二磁共振基准标记适于引导所述杆通过所述第二磁共振基准标记的中心点 (610、810、908、1006), 其中, 所述第二磁共振基准标记包括任选地围绕第二环形磁共振信号体积 (308、408、604、802、1002) 的磁共振接收线圈 (310、410、606、804)；

- 处理器 (1128), 其用于控制所述磁共振成像系统 (1102)；
- 存储器 (1134), 其存储由所述处理器执行的机器可执行指令 (1150、1152、1154、1156、1158),

其中, 执行所述指令使所述处理器采集 (100、200) 所述磁共振数据, 其中, 执行所述指令还使所述处理器将所述磁共振数据重建 (102、202) 成磁共振图像 (1142), 其中, 执行所述指令还使所述处理器接收 (104、204) 对所述磁共振图像内的靶体积 (1118、1144、1168) 的选择,

其中, 执行所述指令还使所述处理器反复地：

- 使用所述磁共振成像系统采集 (106、206) 来自所述第一磁共振基准标记的磁共振位置数据 (1146), 其中, 所述磁共振位置数据描述所述第一磁共振基准标记的位置, 其中, 所述磁共振位置数据还描述所述第二磁共振基准标记的位置；以及

- 在显示装置上绘制 (108、212) 指示所述杆相对于所述靶体积的位置的视图 (1148、1162), 其中, 使用至少位置数据和所述靶体积的位置来确定所述视图。

2. 根据权利要求 1 所述的医疗系统, 其中, 执行所述指令还使所述处理器反复地：

- 重新采集 (208) 所述磁共振数据；
- 使用所述重新采集的磁共振数据重建 (210) 所述磁共振图像, 其中, 所述视图包括所述磁共振图像。

3. 根据权利要求 1 所述的医疗系统, 其中, 执行所述指令还使所述处理器：

- 使用所述磁共振位置数据来定位所述第一磁共振基准标记的所述中心点和定位所述第二磁共振基准标记的所述中心点；以及

- 使用至少定位的所述第一磁共振基准标记的中心点和定位的所述第二磁共振基准标记的中心点来计算杆位置或取向, 其中, 所述位置数据包括所述杆位置或取向。

4. 根据权利要求 3 所述的医疗系统, 其中, 执行所述指令还使所述处理器：

- 使用所述磁共振位置数据来确定所述第一磁共振基准标记的取向；
- 使用至少定位的所述第一磁共振基准标记的中心点和所述第一磁共振基准标记的取向来计算杆位置。

5. 根据权利要求 1-3 中的任一项所述的医疗系统, 其中, 所述视图是二维的, 其中, 执行所述指令还使所述处理器接收对在所述磁共振数据中的杆进入点 (1172) 的选择, 其中,

所述杆进入点描述杆进入所述对象的位置,其中,至少使用所述杆进入点来确定所述视图。

6. 一种由医疗设备 (1100) 的处理器 (1128) 执行的方法,其中,所述医疗设备包括用于采集来自对象 (1012、1110) 的磁共振数据 (1140) 的磁共振成像系统,其中,所述医疗设备还包括介入装置 (300),所述介入装置包括杆 (302、1014、1120),其中,所述杆适于被插入所述对象内,其中,所述医疗设备还包括附着于所述杆的第一磁共振基准标记 (306、600、800、900、100、1122),其中,所述第一磁共振基准标记是环形的,其中,所述第一磁共振基准标记包括围绕环形磁共振信号体积 (308、408、604、802、1002) 的磁共振接收线圈 (310、410、606、804),其中,所述医疗设备还包括第二磁共振基准标记 (406、600、800、900、1000),其中,所述第二磁共振基准标记适于引导所述杆通过所述第二磁共振基准标记的中心点 (610、810、908、1006),其中,所述第二磁共振基准标记包括任选地围绕第二环形磁共振信号体积 (308、408、604、802、1002) 的磁共振接收线圈 (310、410、606、804),其中,所述杆穿过所述第一磁共振基准标记的中心点 (610、810、908、1006),其中,所述方法包括采集 (100、200) 所述磁共振数据,其中,所述方法还包括将所述磁共振数据重建 (102、202) 成磁共振图像 (1142),其中,所述方法还包括接收 (104、204) 对所述对象内的靶体积 (1118, 1144, 1168) 的选择,

其中,所述方法还包括反复地:

- 使用所述磁共振成像系统采集 (106、206) 来自所述第一磁共振基准标记的磁共振位置数据 (1146),其中,所述磁共振位置数据描述所述第一磁共振基准标记的位置,其中,所述磁共振位置数据还描述所述第二磁共振基准标记的位置;以及

- 在显示装置上绘制 (108、212) 指示所述杆相对于靶体积的位置的视图 (1148, 1162),其中,使用至少位置数据和所述靶体积的位置来确定所述视图。

杆到靶区的磁共振引导

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像,尤其涉及使用磁共振将杆引导到对象内的靶区。

背景技术

[0002] 交互式实时 MRI 和 MR- 条件仪器的出现导致越来越多地使用 MR- 引导,特别是在利用针或线性消融探针执行的经皮过程中。如果与 CT 或 US 进行对比,除了没有电离辐射,MR- 引导为该过程提供了许多优点,最重要的优点是 MR 的软组织对比和完整断层摄影能力。现有技术中的临床 MR 引导的经皮介入使用术前 3D MR 图像来规划装置路径,之后,立体定向装置引导所述装置与目标对准并且引导其插入,这大部分在 MR 孔径外执行。最后,使用 MR 确认所述装置已经到达目标。

[0003] 由于因患者运动和针弯曲导致立体定向过程易于出现配准错误,并且由于他们涉及复杂的工作流程(患者移入和移出孔径),先进的中心正在实践所谓的徒手过程,在该过程中,装置是先进的,不需要 MR 内的实时图像引导下的任何物理立体定向装置引导。通过使靶病变和装置可视化具有高显现性的专用 MR 序列以及通过开放式 MR 系统的可用性使上述过程更加容易。

[0004] 在 Coutts 等人发表在 *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 40, 1998, 908-913 页上的文章“Integrated and Interactive Position Tracking and Imaging of Interventional Tools and Internal Devices Using Small Fiducial Receiver Coils”中公开了一种在磁共振扫描机内跟踪刚性装置的位置的方法。通过附着到个体接收机通道的两个或三个小型磁共振接收线圈执行所述位置跟踪。

发明内容

[0005] 本发明在独立权利要求中提供了一种医疗设备、一种计算机程序产品和一种磁共振基准标记。在从属权利要求中给出了实施例。

[0006] 由于可以自动地执行成像切片与针和 / 或靶病变的对准,因此,本发明的一些实施例可以是特别有利的。人工调整切片是当前的做法,但需要介入者向 MR 室外的 MR 操作员传送请求的切片调整,这不是一件简单的事情并且需要有经验和协调良好的团队。要鼓励推广使用,必须要有支持、自动化和改善这种徒手介入的工作流程的手段。

[0007] 本发明实施例的基准标记的环形形状允许仅利用一个或两个标记测量针轴的位置和 / 或取向,但无需像点状标记那样挡住针轴。因此,本发明的实施例可以与任何针型装置兼容,此外,能够向空心针中引入辅助装置,例如,通管针或活检装置。

[0008] 使用个体光标记作为装置引导减小了其尺寸并且大大提高了布线的机械灵活性,为了在将装置推进患者体内时根据需要进行完整的可操作性和细微的触觉反馈,这是必要的。装置引导不需要医生额外关注(拿放 / 导引 / 对准等),并且能够照常操控针型装置。

[0009] 本发明的实施例可以提供重量减小的介入装置和 / 或更容易使用单手控制的介入装置。当前的介入装置可以具有较大尺寸。这样的尺寸是由必须并入具有足够的相互距

离的至少三个标记以测量具有足够准确度的装置的位置和取向而导致的。这对于实现成像切片与装置的适当对准是重要的。即使很小的角误差都能够导致患者体内的针和切片之间的位移。靶病变能够位于患者内深达 20cm 处。本发明的实施例可以提供克服这种局限的手段。装置的大尺寸是不利的,尤其在如 HDR 近距离治疗时,在一位患者体内彼此接近地应用若干针和导管时。

[0010] 相对于当前的介入装置,本发明的实施例可以减少通往介入装置的导线数量。依赖于使用多个基准标记的当前装置会具有不得当的布线。在装置中使用若干标记导致直径约为 1.5cm 的沉重且不灵活的连接电缆,以及相对大而重的陷波器(cable traps),以避免危险的屏蔽电流。本发明的实施例可以提供克服这种限制的手段。

[0011] 本发明的实施例可以提供一种介入装置,其中将基准标记附着于介入装置的杆或针。对于一些当前的装置而言,装置及其布线的尺寸和重量以及布线的相对不灵活性让人担心能够如开始希望那样将针刚性附着到引导装置自身。而是,使用带有 V 形槽的杆,介入者利用他第二只手将针与其对准。然而,测试表明,用两只手操纵针和引导工具是不舒服的,对于一些用户而言,甚至完全不可行。本发明的实施例可以提供克服这种限制的手段。

[0012] 本发明的实施例可以提供介入装置的改进可操作性和触觉。徒手针介入取决于在将针推进向患者内时所需的细微的触觉反馈。介入者必须能够“感觉到”与内部界面相交。装置的尺寸、较粗电缆的重量和不灵活性,以及需要使用两只手来操控针和工具,极大地妨碍了可操作性和触觉。本发明的实施例可以提供克服这种限制的手段。

[0013] 本发明的实施例可以减小基准标记在磁共振成像系统的视场或成像区域之外的可能性。在一些当前的实施方式中,将较大尺寸的引导工具附着/定位接近于针,并与其对准,使得从针尖到最近端的标记的组件的整个长度大约为 30cm 的量级。病变可以在患者内深达 15cm 处。在针进入皮肤期间,所有的有源跟踪标记以及病变都应当在 MR 扫描机的成像体积中,所述成像体积通常是直径小于 45cm 的球体。必须要非常小心地定位患者以实现这一目的,即使如此,感兴趣的目标存在于成像球体的边缘,具有相关联的低 SNR 和几何变形。本发明的实施例可以提供克服这种限制的手段。

[0014] 本发明的实施例可以提供基准标记的改进的取向独立性。当前的有源标记接收来自螺线管线圈中包含的充水珠的信号。如果螺线管与 B0 对准,由于螺线管的 B1 灵敏度(sensitivity)的横向分量非常小,因此,信号的 SNR 大大下降。本发明的实施例可以提供克服这种限制的手段。

[0015] 本发明的实施例可以提供直观的观察平面控制。令人惊讶的是,由于平面保持“刚性附着”到工具,一些介入者处理他们对扫描平面具有完整的 6D 控制的这一事实是有困难的。这类控制要求操作员将工具保持在定义的位置和取向上。这与先前的情况非常不同,在先前的情况中,仅保持和操控针,并且控制台处的操作员控制扫描平面。本发明的实施例可以提供克服这种限制的手段。

[0016] 本发明可以提供轻量且小型装置引导,其配备单个环形有源标记。它可以与在装置进入点处定位在接近或粘附到皮肤的相似形状标记结合使用。具有环形的标记由将要引导的针型装置从中心穿过,使得其信号分布的重心位于针轴上。这样允许利用单个标记通道在针轴上定位各个点,而不考虑相对于 B0 的引导的取向。在装置引导处仅使用单个这样的标记减小了其尺寸并大大提高了布线的灵活性。

[0017] 定义用于图像引导的扫描平面,以包含由两个标记(即,集线器和皮肤进入点的位置)定义的两个点。如前所述,使用两个接近垂直的平面进行引导,例如,肝脏介入中的一个准冠状切片和一个准横向切片。准冠状切片被定义为包含标记位置和 FH 轴。如果针主要在 RL 方向上推进,准横向被定义为包含 AP 轴,反之亦然。

[0018] 该设置可以由轻量且小型引导标记和皮肤标记构成。两种标记都具有中心开口,以使针通过。两种标记都可以配备插头,所述插头能够插入表面线圈处的插座中。这样使得电缆长度和 workflows 最小化。

[0019] 注意,信号体积的环形形状允许仅利用两个标记来测量针轴,无需像两个点状标记那样遮挡针轴。因此,能够准确地引导所有针型装置,此外,能够在仍然使用引导的流程期间的任何时候引入辅助装置,例如,如对于 Seldinger 引入技术所必须的将通管针或活检装置引入空心针或引导线中。

[0020] 使用本发明实施例的可能 workflows 可以是:

[0021] 1. 介入者利用常规的“手指指点法”或通过在皮肤上移动皮肤标记来定义并标记皮肤进入点。最后,用笔标记进入点,为插入做好准备(实际上可以在较早前已经执行消毒、局部麻醉),并且将皮肤标记附着于准备好的进入位点。注意,连同例如靶肿瘤的已知坐标使用皮肤标记已经允许沿(例如在一个准横向和一个准冠状切片中)估计的针路径进行适当的实时成像,并且因此在这一交互规划步骤期间提供最佳的引导。

[0022] 2. 将针尖放到进入点上。

[0023] 3. 通过移动集线器将针杆与规划的轨迹对准。能够通过以下两种方式实现这一目的:a)MR 系统跟踪标记的位置,并且将得到的轨迹显示为手术前图像上的线(导航显示)。b)如上所描述进行定义的,采集准冠状和/或准横向实时切片。在到达正确的轨迹时,针应当瞄准靶病变,这能够通过导航显示或(一个或多个)实时切片来确认。

[0024] 4. 利用连续图像控制将针推进到身体中。这允许观看并调整针的偏差、针的弯曲、生理运动。

[0025] 在备选的工作流程中,实际上使用软件包定义针的进入点,并且使用有源针引导在正确的进入点和轨迹处定位针。对于这一 workflows,两个标记都置于针上,并且可以不必物理地标记进入点。

[0026] 在一个实施例中,可以将接收线圈的形状设计成围绕环形信号体积的简单圆形线圈。如果介入类型排除了圆形轴与 B0 对准(这会导致低信号),则可以允许这种更简单的线圈设置。在 1T 共振成像系统中执行的肝脏介入中是这种情况,并且能够使用更简单的线圈设置。

[0027] 在一个实施例中,皮肤标记配备这样的圆形接收线圈,并且缺少自身的环形信号体积。而是,使用皮肤作为信号源。

[0028] 在一个实施例中,优选地配备这种简单圆形线圈的标记是一次性装置。

[0029] 在一个实施例中,皮肤标记的线圈不通过导线连接到 MR 接收机,但与电容器共振,并且经由与表面线圈的电感耦合检测其信号。可以使用有源解耦和差值测量来减少全局背景信号。

[0030] 标记中心与针轴对准能够基于使用单次使用小型粘合贴片的无菌方法,所述粘合贴片尺寸比标记稍大一点。所述贴片将从两侧平行于标记平面附着在标记上:

[0031] a.) 它们完整地封装标记, 并且因此使组件无菌

[0032] b.) 粘合面在标记的孔径区域处彼此接触

[0033] c.) 可以通过标记中心捅出针型装置, 在此粘性贴片彼此接触, 并且标记因此持与针轴对准, 但能够沿针滑动, 以避免 FOV 问题, 或将它们移动到更有利的位置(范例: 在介入期间出现空间限制的情况下, 将标记或标记布线移动到不同位置)。

[0034] d.) 能够移除贴片, 并且在仍然插入针型装置同时, 能够将标记和针型装置分离。

[0035] 在一个实施例中, 圆形皮肤标记以缝隙为特征, 以便在完全插入被引导的装置之后容易向侧面移除标记, 并重复使用有源皮肤标记用于连贯的工作流程步骤。

[0036] 在一个实施例中, 在过程期间能获得具有不同代码(例如, 经由形状、信号……)的大量标记。这样允许识别经由其经皮端口位置插入的不同装置。结合插入期间所存储的装置取向, 能够容易地向各个装置调用 / 调整(实时) 成像平面。

[0037] 在一个实施例中, 两个标记都在针上, 而不是 1 个在针上, 一个在皮肤上, 以提供一只手一次移动工作流程, 其中, 不再需要人工放置皮肤标记作为独立的工作流程步骤。

[0038] 在一个实施例中, 塑料间隔体防止两个标记靠得过于紧密, 以确保维持被成像轨迹的精确度。

[0039] 在一个实施例中, 从与集线器一起移动的标记以及由皮肤保持在一定位置的标记, 以及标记相对于针的已知位置, 计算针的插入深度。

[0040] 假设在两个标记的位置处针坐标的测量精度大约为 1mm, 与针导致的图像伪影宽度相比, 成像平面的预期对准误差通常会微小的。仅在当两个标记必须彼此移动到非常接近时的情况下, 图像中会丢失长针的尖端。提出了以下两个实施例, 以校正这种可能的未对准:

[0041] 1. 将所描述的使用两个标记的有源跟踪方法与经由图像分析采用针指向检测的无源跟踪方法进行组合。

[0042] 2. 使用软件工具来存储针进展期间针坐标的历史, 并且推测最好的图像平面取向。备选地或额外地, 能够使用介入开始之前已经确定的靶(例如, 肿瘤)坐标(如上文在“工作流程”下所提到的)作为针尖接近靶时的第三标记点。

[0043] 本发明的实施例可以具有以下优点: 引导标记(磁共振基准标记) 小型、轻量并且配备最小的布线。标记在中心附着于针。因此, 介入者具有与裸露的针几乎一样精细的触觉反馈和操控自由度。由于装置的长度减小到针的长度, 减小 / 解决了“FOV 外问题”。对于非常长的针, 甚至可以允许引导标记在针杆上滑动, 使其更接近等中心。由于在环形内始终有两个区, 在所述区中, 环形线圈的毕奥 - 萨伐尔场(Biot-Savart-field) 是横向的, 因此解决了标记取向问题。在这些区中, 具有最大的信号。不存在信号消失的标记取向。由于操作员返回到主要仅用一只手操控针自身的所用方式, 因此解决了非直观扫描平面控制的问题。第二只手任意辅助实现这一或其他目的。在靶向阶段和开始插入针阶段期间的引导标记和皮肤标记之间的大距离实现了高靶向精确度。与珠状标记相比, 环形标记大的信号体积潜在地导致位置测量的更高的精确度。可以将标记实现为单次使用装置, 从而能够生成基于装置的获益。本发明能够应用于利用线形装置执行的所有 MR 引导的经皮介入。

[0044] 本文中使用的“计算机可读存储介质”涵盖任何有形的存储介质, 所述有形的存储介质可以存储可由计算装置的处理器的指令。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。计算机可读存储介质也可以被称为有形的计算机可读介质。在一些实施例中,计算机可读存储介质也能够存储能由计算装置的处理器的数据。计算机可读存储介质的范例包括,但不限于:软盘、磁性硬盘驱动器、固态硬盘、闪存存储器、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。光盘的范例包括高密度磁盘(CD)和数字通用盘(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”还涉及能够由计算机装置经由网络或通信链路访问的各种类型的记录介质。例如,可以通过调制解调器、通过因特网或通过局域网检索数据。对计算机可读存储介质的应用应当被解释为可能是多个计算机可读存储介质。可以在不同位置存储(一个或多个)程序的各个可执行部件。例如,计算机可读存储介质可以是同一计算机系统内的多个计算机可读存储介质。计算机可读存储介质也可以是分布于多个计算机系统或计算装置之间的计算机可读存储介质。

[0045] “计算机内存”或“内存”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是对处理器来说能够直接访问的任何存储器。计算机内存的范例包括但不限于:RAM 内存、寄存器和寄存器文件。对“计算机内存”或“内存”的引用应当被解释为可能是多个内存。例如,内存可以是同一计算机系统内的多个内存。内存也可以是分布于多个计算机系统或计算装置之间的多个内存。

[0046] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是任何非易失性计算机可读存储介质。计算机存储器的范例包括但不限于:硬盘驱动器、USB 拇指驱动器、软盘驱动器、智能卡、DVD、CD-ROM 和固态硬盘驱动器。在一些实施例中,计算机存储器也可以是计算机内存,或者反之亦然。对“计算机存储器”或“存储器”的引用应当被解释为可能是多个存储器。例如,存储器可以是同一计算机系统或计算装置内的多个存储装置。存储器也可以是分布于多个计算机系统或计算装置之间的多个存储器。

[0047] 本文中使用的“处理器”涵盖能够执行程序或机器可执行指令的电子部件。对包括“处理器”的计算装置的引用应当被解释为可能包含超过一个处理器或处理内核。例如,处理器可以是多核处理器。处理器也可以涉及单个计算机系统内的或分布于多个计算机系统之间的处理器的集合。术语“计算装置”也应当被解释为可能涉及计算装置的集合或网络,每个计算装置都包括一个或多个处理器。很多程序具有其由多个处理器执行的指令,所述多个处理器可以在同一计算装置内或者甚至可以分布在多个计算装置之间。

[0048] 本文中使用的“用户界面”是允许用户或操作员与计算机或计算机系统交互的界面。“用户界面”也可以被称为“人机接口装置”。用户界面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。用户界面可以使来自操作员的输入能够被计算机接收,并可以向用户提供来自计算机的输出。换言之,用户界面可以允许操作员控制或操纵计算机,并且所述界面可以允许计算机指示操作员控制或操纵的效果。在显示器或图形用户界面上显示数据或信息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、图形输入板、操纵杆、游戏键盘、网络摄像头、头戴送受话器、变速杆、方向盘、踏板、有线手套、舞蹈板、遥控器和加速度计来接收数据都是实现从操作员接收信息或数据的用户界面部件的范例。

[0049] 本文中使用的“硬件接口”涵盖使计算机系统的处理器能够与外部计算装置和/或设备交互和/或控制外部计算装置和/或设备的接口。硬件接口可以允许处理器向外部

计算装置和 / 或设备发送控制信号或指令。硬件接口还可以使处理器能够与外部计算装置和 / 或设备交换数据。硬件接口的范例包括但不限于 : 通用串行总线、IEEE1394 端口、并行端口、IEEE1284 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、模拟输入接口和数字输入接口。

[0050] 本文中使用的“显示器”或“显示装置”涵盖适于显示图像或数据的输出装置或用户界面。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、电子纸张、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)、投影仪和头戴显示器。

[0051] 磁共振 (MR) 数据在本文中被定义为在磁共振成像扫描期间由磁共振设备的天线的原子自旋发射的射频信号的记录测量值。磁共振成像 (MRI) 图像在本文中被定义为磁共振成像数据内包含的解剖数据的经重建的二维或三维可视化。能够使用计算机执行这种可视化。

[0052] 本发明提供了一种医疗设备,其包括用于采集来自对象的磁共振数据的磁共振成像系统。所述医疗设备还包括介入装置,所述介入装置包括杆。所述杆适于插入对象内。例如,杆可以是针或是能够插入对象内的其他长而窄的结构。在一些实施例中,杆可以能够刺穿对象的皮肤或表面。所述医疗设备还包括附着于杆的第一磁共振基准标记。在一些实施例中,第一磁共振基准标记是可移除的。例如,第一磁共振基准标记可以能够沿杆滑动,并且能够从杆的末端移除。第一磁共振基准标记是环形的。环形是通过围绕轴旋转二维形状形成的形状。例如,如果围绕轴旋转圆,环形为环面。也可以围绕轴旋转正方形、矩形、椭圆形或其他形状。通过指明第一磁共振基准标记是环形,通常也指明第一磁共振基准标记基本为环形,或者第一磁共振基准标记的部件是环形。在一些实施例中,使用环形的容器形成第一磁共振基准标记。在其他实施例中,使用圆形或垫圈形截面的电路板或特氟隆形成第一磁共振基准标记。

[0053] 杆穿过第一磁共振基准标记的中心点。中心点可以具有用于引导杆通过中心点的孔或其他结构。在其他实施例中,第一磁共振基准标记可以包括能够被杆刺穿纸或塑料薄层,并且在纸或薄塑料上标记中心点。

[0054] 医疗设备还包括用于控制医疗设备的处理器。所述医疗设备还包括存储由处理器执行的指令的内存。执行指令使处理器采集磁共振数据。这可以通过处理器控制磁共振成像系统并发送适当指令来实现,使所述处理器采集磁共振数据。执行指令还使处理器将磁共振数据重建成磁共振图像。这可以使用用于将磁共振数据重建成磁共振图像的软件模块来实现。执行指令还使处理器接收对磁共振图像内的靶体积的选择。能够手动地执行对靶体积的选择。例如,可以使用图形用户界面识别靶体积,所述图形用户界面选择磁共振图像的区域或部分作为靶体积。在其他实施例中,可以由图像分割模块自动地执行对靶体积的选择。可以使用现有技术中已知的各种模型和方法来识别解剖结构的位置。

[0055] 在另一实施例中,执行指令还使所述处理器使用磁共振成像系统反复地从第一磁共振基准标记采集磁共振位置数据。这可以根据如何构造第一磁共振基准标记以若干种不同方式实现这一目的。例如,可以使用各种梯度场来对第一磁共振基准标记的容器

(vessel) 内的磁性可极化材料进行空间编码。在这种情况下, 缠绕在环形结构周围的线圈可以用于采集磁共振位置数据。在其他实施例中, 第一磁共振基准标记的环形结构可以位于正常磁共振图像中。磁共振位置数据描述第一磁共振基准标记的位置。执行指令还使处理器在显示装置上反复地绘制指示杆相对于靶区的位置的视图。使用至少位置数据和靶体积的位置来确定视图。由于第一磁共振基准标记的环形形状允许确定其位置和 / 或取向, 本实施例是尤其有利的。这大大减少了识别介入装置的杆的位置所需的磁共振基准标记数量。例如, 这允许减小介入装置的重量及其尺寸, 使得更容易在磁共振成像系统的成像区内进行配合。对于医生或其他医疗专业人员而言, 也可以更方便并且更符合人体工程学地使用介入装置。

[0056] 在另一实施例中, 执行指令还使所述处理器反复地重新采集磁共振数据。执行指令还使处理器使用重新采集的磁共振数据反复地重建磁共振图像。所述视图包括磁共振图像。在本实施例中, 反复地重新采集磁共振数据, 并且将其用于显示更新或刷新的磁共振图像。由于对象会具有使用介入装置期间正处于运动中的内部运动或外部运动, 因此, 这可以是有利的。这可以提供介入装置的更精确的使用。

[0057] 在另一实施例中, 执行指令还使所述处理器使用磁共振数据反复地重新确定靶区的位置。例如, 在一些实施例中, 可以使用图像分割模块自动地识别靶区的位置。由于对象会具有使得靶区的位置作为时间的函数而变化的内部运动和 / 或外部运动, 这可以是有利的。

[0058] 在另一实施例中, 所述第一磁共振基准标记包括围绕环形磁共振信号体积的磁共振接收线圈。由于磁共振接收线圈能够从环形磁共振信号体积拾取磁共振信号, 并且用于精确地定位第一磁共振基准标记的位置和 / 或取向, 因此本实施例是有利的。

[0059] 在另一实施例中, 所述第一磁共振基准标记包括共振线圈和电容器。在一些实施例中, 共振线圈可以是环形或圆形。通过形成环形, 可以在形状上为环形或基本为环形的基板、电路板或特氟隆片上形成共振线圈和电容器。也可以将其用于指示线圈在形状上为环形或基本为环形。本实施例可能是有利的, 由于能够将其用于形成已经识别其位置和 / 或取向的紧凑磁共振基准标记。

[0060] 在另一实施例中, 所述设备还包括第二磁共振基准标记。第二磁共振基准标记适于引导杆通过第二磁共振基准标记的第二中心点。第一中心点通过第一磁共振基准标记, 并且第二中心点是第二磁共振基准标记的中心点。位置数据进一步描述第二磁共振基准标记的位置。由于与识别磁共振基准标记的中心点及其取向相比更容易识别磁共振基准标记的中心点的位置, 因此本实施例是尤其有利的。通过简单识别第一中心点和第二中心点的位置, 确定介入装置的杆的取向。

[0061] 在另一实施例中, 所述第二磁共振基准标记包括环形磁共振接收线圈。在本实施例中, 接收线圈不必围绕磁共振信号体积。如果第二磁共振基准标记被放置在对象的皮肤或表面上, 会是这种情况。对象则可以作为第二磁共振基准标记的信号体积。

[0062] 在另一实施例中, 所述第二磁共振基准标记包括围绕第二环形磁共振信号体积的环形磁共振接收线圈。由于磁共振接收线圈能够接收来自第二信号体积的磁共振信号, 这样允许确定其中心点的位置和 / 或其取向, 本实施例会是有利的。

[0063] 在另一实施例中, 所述第二磁共振基准标记包括环形共振线圈和电容器。本实施

例与使用环形共振线圈和电容器形成的第一磁共振基准标记具有相同的优点。

[0064] 在另一实施例中,第二磁共振基准标记适于附着于对象的表面。由于第二磁共振基准标记可以用于识别杆进入对象的进入点,这会是特别有益的。

[0065] 在另一实施例中,第二磁共振基准标记适于附着于杆的进入点。

[0066] 在另一实施例中,所述设备还包括间隔器,以将第一磁共振基准标记和第二磁共振基准标记分开。由于本实施例允许更精确地识别杆的取向,因此本实施例会是有利的。例如,随着第一中心点和第二中心点彼此更接近,用于计算杆取向的误差界限变得更大。通过在第一磁共振基准标记和第二磁共振基准标记之间放置间隔器,能够使计算的杆位置中的误差保持低于预定阈值。

[0067] 在另一实施例中,执行所述指令还使所述处理器使用磁共振位置数据定位第一中心点和第二中心点。执行指令还使处理器使用至少定位的第一中心点和定位的第二中心点来计算杆位置和取向。位置数据包括杆位置和 / 或取向。由于杆的两个点的位置允许在空间上确定其位置及其取向,因此本实施例是特别有利的。

[0068] 在另一实施例中,执行所述指令还使所述处理器使用磁共振位置数据确定第一磁共振基准标记的取向。例如,可以确定第一中心点的位置。执行指令还使处理器使用至少定位的第一中心点和第一磁共振基准标记的取向来计算杆位置。环形形状允许在空间中确定第一磁共振基准标记的取向。如上所述,因为它允许利用单个磁共振基准标记来识别杆的位置和 / 或取向,这会是特别有利的。

[0069] 在另一实施例中,视图是二维的。由此意味着,视图表示磁共振数据的二维切片。执行指令还使处理器接收对在磁共振数据中的杆进入点的选择。可以通过若干不同方式识别杆的进入点。例如,如果存在杆进入的话,如果第二磁共振基准标记附着于对象的表面或皮肤,可以使用第二磁共振基准标记识别杆进入点。也可以由医生或操作员使用诸如鼠标的人机接口装置在磁共振图像中识别杆进入点。也可以通过使用图像分割或辨识来实现接收对杆进入点的选择,以识别杆进入对象的位置。杆进入点描述杆进入对象的位置。至少使用杆进入点确定视图。由于一旦将杆插入对象内,杆进入点不会变化,因此本实施例是有利的。对象可以移动,但杆进入点相对于对象的解剖结构保持不变,直到杆从对象中移除。

[0070] 在另一实施例中,执行所述指令还使所述处理器接收观察平面偏移和成角命令。通常,针对三维体积采集磁共振数据。在使用介入装置的过程期间,医生或其他保健专业人员通常更喜欢拥有他们所看的数据的二维切片。通过发出平面偏移和 / 或成角命令,医生或保健专业人员能够在执行流程期间调整并选择他们想看哪个平面。执行指令还使处理器使用观察平面偏移和成角命令来调整视图。由于在一些实施例中可以通过识别杆进入点和 / 或靶区的位置自动地选择视图,因此本实施例会是特别有利的。能够相对于靶体积和 / 或杆进入点的位置给出观察平面偏移和成角命令。这允许在过程期间对数据的调整和最佳显示。

[0071] 在另一实施例中,执行所述指令还使所述处理器显示杆在视图上的投影。因为杆可以在观察平面之外,因此这会是极其有利的。通过在视图上投射杆,给予医生或其他保健专业人员对于向靶区引导杆有用的附加信息。

[0072] 在另一实施例中,使用杆的彩色编码对杆在图像平面前方、图像平面内和 / 或后方的部分进行可视化。因为它提供了附加信息,并且允许医生更好地将杆引导到靶区,这是

特别有用的。例如,可以使用假色图指示杆的特定部分离开平面多远。

[0073] 在另一实施例中,磁共振图像被绘制为三维图像。这可以是绘制在二维显示器上的三维图像,或者可以使用三维显示器或向医生或其他保健专业人员示出三维图像的眼镜在三维空间中绘制三维图像。

[0074] 在另一实施例中,医疗装置还包括用于接收磁共振数据的表面线圈。由于表面线圈可以被放置在杆进入对象身体的位置周围,这会是特别有利的。在第二磁共振基准标记被放在对象表面上时,表面线圈则围绕第二磁共振基准标记。对于某些实施例而言,尤其是当第二磁共振基准标记包括环形共振线圈和电容器时,可以使用表面线圈容易地识别磁共振基准标记的位置。

[0075] 在另一实施例中,介入装置是针。

[0076] 在另一实施例中,介入装置为线性消融探针。

[0077] 在另一实施例中,介入装置是冷冻探针。冷冻探针供应低温流体或将探针尖端附近冷却到低温温度,以将组织冷却到消融点。

[0078] 在另一实施例中,介入装置为激光消融探针。

[0079] 在另一实施例中,介入装置是活检针。

[0080] 在另一实施例中,介入装置是空心针。

[0081] 在另一实施例中,介入装置是微波探针。微波探针适于向杆尖端附近的组织递送微波能量。

[0082] 在另一实施例中,介入装置为引导线递送系统。例如,可以使用空心针或其他结构递送引导线。之后可以使用引导线以将另一介入设备递送到靶区。

[0083] 在另一方面中,本发明提供了一种计算机程序产品,其包括由医疗设备的处理器执行的机器可执行指令。例如,计算机程序产品可以存储于计算机可读存储介质上。所述医疗设备包括用于采集来自对象的磁共振数据的磁共振成像系统。医疗设备还包括介入装置,所述介入装置包括杆。所述杆适于插入对象内。医疗设备还包括附着于杆的第一磁共振基准标记。第一磁共振位置标记为环形。杆穿过第一磁共振基准标记的第一中心点。执行指令使处理器采集磁共振数据。执行指令还使处理器将磁共振数据重建成磁共振图像。执行指令还使处理器接收对所述对象内的靶体积的选择。执行指令还使处理器使用磁共振成像系统反复地采集来自第一磁共振位置标记的磁共振位置数据。磁共振位置数据描述第一磁共振基准标记的位置。执行指令还使处理器在显示装置上反复地绘制指示杆相对于靶区的位置的视图。使用至少位置数据和靶体积的位置来确定视图。

[0084] 在另一方面中,本发明还提供了一种用于执行上述计算机程序产品的方法和计算机实现方法。

[0085] 在另一方面中,本发明提供了一种适于附着于杆的磁共振基准标记。第一磁共振位置标记为环形。杆适于穿过磁共振基准标记的中心点。由于使用单个磁共振位置标记,环形磁共振位置标记可以用于识别杆的位置和取向,因此本实施例是有利的。使用两个磁共振位置标记也非常容易识别杆的取向或位置。例如,杆可以简单地能够滑动到中心点处的槽或孔中。

[0086] 在另一实施例中,所述磁共振基准标记包括用于引导杆的中央支撑物。中央支撑物适于与磁共振基准标记分离。由于这可以允许移除磁共振基准标记,而无需从对象移除

杆,这是特别有利的。例如,如果医生需要将大量的杆插入对象内,将磁共振基准标记留在原地不是有利的。

[0087] 在另一实施例中,所述磁共振基准标记适于穿过附着于所述杆的远端的集线器。由于能够移除磁共振基准标记而无需移除杆,这会是有利的。磁共振基准标记适于在远端离开插入对象内的杆时从集线器上方的杆中移除。

[0088] 在另一实施例中,所述磁共振基准标记具有适于利用粘合剂附着于所述对象的对象表面。由于磁共振基准标记可以用于识别杆进入对象的进入点,这是有利的。

[0089] 在另一实施例中,所述对象表面是无菌的。例如,可以在无菌外壳或封装中递送磁共振基准标记。之后,可以将磁共振基准标记放到对象的无菌表面上。这具有减小感染可能性的优点。

[0090] 在另一实施例中,所述磁共振基准标记包括圆环。圆环包括适于将杆穿过圆环的槽。在一些实施例中,可能无法在集线器上方穿过磁共振基准标记。例如,在环形结构中可以有槽。如果圆环上存在线圈结构,则可以调整线圈结构,使得去除杆会拉开或破坏线圈的一段,并允许将其移除。

[0091] 在另一实施例中,所述磁共振基准标记包括任选地围绕环形磁共振信号体积的环形磁共振接收线圈。前面已经论述了本实施例的优点。

[0092] 在另一实施例中,所述磁共振基准标记包括环形共振线圈和电容器。前面也已经论述了本实施例的优点。

附图说明

[0093] 在下文中将仅通过举例并参考附图描述本发明的优选实施例,在附图中:

[0094] 图 1 示出了流程图,其图示了根据本发明的实施例的方法;

[0095] 图 2 示出了流程图,其图示了根据本发明的另一实施例的方法;

[0096] 图 3 图示了根据本发明的实施例的介入装置;

[0097] 图 4 结合第二磁共振基准标记示出了图 3 的介入装置;

[0098] 图 5 图示了在一个空间维度中识别磁共振基准标记的中心点的位置的方法;

[0099] 图 6 图示了根据本发明的实施例的两个磁共振基准标记;

[0100] 图 7 图示了根据本发明的另一实施例的磁共振基准标记;

[0101] 图 8 示出了根据本发明的另一实施例的磁共振基准标记的俯视图;

[0102] 图 9 示出了根据本发明的另一实施例的磁共振基准标记的俯视图和截面侧视图;

[0103] 图 10 示出了根据本发明的另一实施例的磁共振基准标记的截面侧视图;以及

[0104] 图 11 图示了根据本发明的实施例的医疗设备。

具体实施方式

[0105] 这些附图中的使用相同编号的元件是等价元件或执行相同功能。如果功能等价,先前论述过的元件未必会在后面的图中加以论述。

[0106] 图 1 示出了流程图,其图示了根据本发明的实施例的方法。在步骤 100 中,采集磁共振数据。在步骤 102 中,使用磁共振数据重建磁共振图像。在步骤 104 中,接收对所述对象中的靶体积的选择。例如,这可以是手动地执行并且可以从图形用户界面接收所述选择。

在其他实施例中,使用分割模块在磁共振图像中自动地识别靶体积。接下来在步骤 106 中,采集来自第一磁共振位置标记的磁共振位置数据。在步骤 108 中,在显示装置上绘制视图。所述视图指示杆相对于靶体积的位置。在一些实施例中,磁共振图像也显示在视图中。在使用介入装置的过程中重复步骤 106 和步骤 108。

[0107] 图 2 示出了流程图,其图示了根据本发明的另一实施例的方法。在步骤 200 中,采集磁共振数据。在步骤 202 中,使用磁共振数据重建磁共振图像。在步骤 204 中,接收对磁共振图像中的靶体积的选择。在步骤 206 中,采集来自第一磁共振位置标记的磁共振位置数据。接下来在步骤 208 中,重新采集磁共振数据。在步骤 210 中,使用重新采集的磁共振数据重建磁共振图像。在步骤 212 中,在显示装置上绘制视图。所述视图指示杆相对于靶体积的位置,并且所述磁共振图像显示为视图的一部分。在使用包括杆的介入装置的过程中重复步骤 206、208、210 和 212。

[0108] 图 3 图示了根据本发明的实施例的介入装置 300。所述介入装置 300 包括杆 302 或者附着到集线器 304 的针。第一磁共振基准标记 306 安装于杆 302 上。第一磁共振基准标记 306 包括环形信号体积 308。线圈 310 包裹环形信号体积 308。导线 312 与线圈 310 相连接。例如,可以使用导线连接到前置放大器或者其他射频部件。

[0109] 图 4 结合第二磁共振基准标记 406 图示了图 3 的介入装置 300。在图 3 中,示出了介入装置 300 的侧视图。在该图中,介入装置 300 以一定角度倾斜。能够看出,集线器 304 能够穿过环形第一磁共振基准标记 306 的中心。这允许辅助装置的自由通行或插入。它也允许在不从对象移除杆 302 的情况下移除第一磁共振基准标记 306。例如,可以利用粘合剂将第二磁共振基准标记 406 粘附在对象表面。然后将杆 302 插入第二磁共振基准标记 406 的中心点。第二磁共振基准标记 406 具有环形信号体积 408。线圈围绕环形信号体积 408。与导线 312 连接到线圈 310 的原因相同,导线 412 也连接到线圈 410。

[0110] 图 5 示出了如何使用一维梯度技术识别磁共振基准标记 504 位置的范例。在绘图中,500 是频率,或者备选地是空间位置。梯度可以应用于特定方向,并且能够使用磁共振基准标记来测量磁共振信号。y-轴被标记为 502 并且是信号幅度。506 是将信号作为位置的函数或作为频率绘制的曲线。由于使用单个梯度场,频率与位置是等价的。能够看出,信号在点 508 处有所下降。这是磁共振基准标记 504 中心点的位置。

[0111] 图 6 示出了磁共振基准标记的两个范例 600、602。在图 600 示出的范例中,线圈 606 围绕信号体积 604。在图 602 中所示的实施例中具有通过导线串联的八个螺线管线圈 608。

[0112] 图 7 图示了磁共振基准标记 600。同样地,线圈 606 围绕信号体积 604。磁共振基准标记 600 具有用于引导杆的中心点 610。在该实施例中,磁共振基准标记 600 直接连接到前置放大器板 700。所述前置放大器板具有与电源板 702 的连接并且还具有用于经由射频电缆连接到射频接收机的连接 704。

[0113] 图 8 示出了根据本发明的实施例的磁共振基准标记 800 的俯视图。所述磁共振基准标记 800 包括由线圈 804 围绕的信号体积 802。中央支撑物 806 具有槽或者洞 808 和孔 810。孔 810 适于引导杆。槽 808 穿过信号体积 802 和中央支撑物 806。在中央支撑物 806 的中心具有一个破裂域 812,当把杆插入孔 810 时,所述破裂域 812 能够破裂。当杆抵靠破裂域时,能够将杆沿槽 808 下移。同样地,可以使用杆将力施加到线圈 814 的破裂域。以这

种方式,能够将杆从磁共振基准标记 800 中移除,而不将其从对象中移除。

[0114] 图 9 示出了根据本发明的磁共振基准标记的另一实施例的俯视图 900 和侧视图 902。在该实施例中具有形状为环形的基板 904。所述基板 904 连接到中央支撑物 906。中央支撑物 906 中具有用于引导杆的孔 908。在基板 904 的表面上具有与电容器 914 串联的线圈 912。线圈 912 和电容器 914 形成可以由磁共振成像系统检测到的共振电路。在一些实施例中,中央支撑物 906 可以安装于对象上,在这种情况下,表面 916 可以是对象表面,并且也可以具有粘着表面。

[0115] 图 10 示出了根据本发明的实施例的磁共振基准标记 1000。在本实施例中,具有信号体积 1002。在本实施例中,未示出线圈。具有中央支撑物 1004,其位于环形信号体积 1002 的中间。具有位于中央支撑物 1004 中心的孔 1006,用于引导杆 1014。具有位于中央支撑物 1004 底部的粘合剂 1008。在一些实施例中,粘合剂 1008 也在信号体积 1002 上。在其他实施例中,粘合剂 1008 仅在信号体积 1002 上。粘合剂 1008 具有对象表面 1010,并且适于粘附到对象 1012 的表面。杆 1014 被示为通过孔 1006 插入,并且杆 1014 的远端为集线器 1016。在本实施例中,中央支撑物 1004 能够从信号体积 1002 撕下或移除。例如,在一些实施例中,粘合剂可以不在信号体积 1002 下方。当从中央支撑物 1004 强行移除信号体积 1002 时,所述信号体积 1002 能够通过集线器 1016。环形信号体积 1002 的中心部分大于集线器 1016 的圆周。通过这种方式,能够移除标记 1000,同时使杆 1014 保持原位。由于粘合剂 1008 有助于将信号体积与中央支撑物 1004 分离,因此使粘合剂 1008 仅在中央支撑物 1004 上是有益的。

[0116] 图 11 示出了根据本发明的实施例的医疗设备 1100。医疗设备 1100 包括磁共振成像系统 1102。磁共振成像系统 1102 包括开放式磁体 1104。在开放式磁体中,彼此叠置地安装两个超导线圈,并且它们以类似于亥姆霍兹(Helmholtz)线圈的方式产生磁场。开放式磁体 1104 的优点是能够容易接近对象 1110。

[0117] 磁体 1104 具有配备超导线圈的液氮冷却的低温恒温器。也可能使用永久磁体或电阻式磁体。也可能使用不同类型的磁体,例如,也可能使用剖分式圆柱磁体和圆柱磁体,然而两者都不如开放磁体便于使用。剖分式圆柱磁体类似于标准的圆柱磁体,只是低温恒温器已经分成两部分,以允许接近磁体的等平面。开放式磁体具有两个磁体部分,一个在另一个上方,中间具有的空间足够大,以接收对象:如上所述,两部分的布置类似于亥姆霍兹线圈的布置。由于对象受到较小限制,因此开放式磁体得到广泛使用。在圆柱磁体的低温恒温器内部有许多超导线圈。在磁体 1104 内具有成像区 1108,在所述成像区 1108 中,磁场足够强且均匀,以执行磁共振成像。

[0118] 在磁体 1104 的内部具有磁场梯度线圈 1106,其用于采集磁共振数据,以对磁体的成像区内的磁自旋进行空间编码。磁场梯度线圈 1106 连接到梯度线圈电源 1107。磁场梯度线圈意为具有代表性的。通常,磁场梯度线圈包含三个独立的线圈组,用于在三个正交的空间方向上进行空间编码。磁场梯度电源向磁场梯度线圈供应电流。控制供应给磁场线圈的电流作为时间函数,并且可以渐变或脉冲。对象 1110 静卧在对象支撑物 1112 上,并且部分处于成像区 1108 内。

[0119] 表面线圈 1114 能够被看作在对象 1110 的表面上。表面线圈 1114 是射频天线,用于操控成像区内磁自旋的取向,并用于从同样在成像区内的自旋接收无线电发射。表面线

圈 1114 连接到收发器 1116。可以由独立的发射和接收线圈以及独立的发射机和接收机替代射频收发器 1116。应当理解,射频收发器仅仅是具有代表性的。表面线圈意在表示专用发射天线和专用接收天线。例如,磁共振成像系统还可以包括用于激励磁自旋的体线圈。同样地,收发器也可以表示独立的发射机和接收机。收发器 1116 是多通道收发器,其连接到磁共振标记 1122 和表面线圈 1114。

[0120] 在对象 1110 内具有靶区 1118。杆或针 1120 已经被插入对象 1110 内。杆 1120 上具有磁共振基准标记 1122。磁共振基准标记 1122 还连接到收发器 1116。收发器 1116 和梯度线圈电源 1107 连接到计算机系统 1124 的硬件接口 1126。计算机系统还包括处理器 1128。处理器 1128 使用硬件接口 1126 向磁共振成像系统 1102 发送并且接收命令信号。处理器 1128 能够经由硬件接口 1126 控制磁共振成像系统 1102。

[0121] 处理器 1128 还连接到用户界面 1130、计算机存储器 1132 和计算机内存 1134。计算机存储器 1132 被示为包含磁共振数据 1140。计算机存储器 1132 还被示为包含从磁共振数据 1140 重建的磁共振图像 1142。计算机存储器 1132 还被示为包含靶区 1118 的位置 1144。具有靶区 1118 的坐标。计算机存储器 1132 还被示为包含磁共振位置数据 1146。计算机存储器 1132 还被示为包含已经被绘制并示出杆 1120 相对于靶区 1118 的关系的图像 1148。

[0122] 计算机内存 1134 还被示为包含控制模块 1150。控制模块 1150 包含计算机可执行代码,用于控制医疗设备 1100 的操作和功能。计算机内存 1134 还被示为包含位置识别模块 1152。位置识别模块 1152 能够使用磁共振位置数据 1146 来确定磁共振基准标记 1122 的位置。计算机内存 1134 还被示为包含图像分割模块 1154。图像分割模块 1154 适于使用磁共振图像 1142 来定位靶区、杆进入点和 / 或解剖结构。计算机内存 1134 还被示为包含绘制模块 1156。绘制模块 1156 用于使用最少的磁共振位置数据 1146 和靶区 1144 的位置来生成图像 1148。计算机内存 1134 还被示为包含图像重建模块 1158。图像重建模块 1158 包含用于从磁共振数据 1140 重建磁共振图像 1142 的计算机可执行代码。

[0123] 作为用户界面 1130 的一部分,在显示装置上显示图形用户界面 1160。在图形用户界面 1160 内是图像 1162。这可以是磁共振图像,或者可以是生成的图像。在图像 1162 内,示出了对象 1164 的位置。在对象 1164 内是靶区 1168。具有针 1170,其被示为具有其相对于靶区 1168 的位置。标记为 1172 的点是杆 1120 进入对象 1110、1164 内的杆进入点 1172。

[0124] 尽管已经在附图和前面的描述中详细说明和描述了本发明,但这样的说明和描述被认为是说明性或范例性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0125] 通过研究附图、公开和所附权利要求,本领域技术人员在实践主张要求的本发明时能够理解和实现对所公开实施例的其他变化。在权利要求中,“包括”一词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。单个处理器或其他单元可以完成权利要求中记载的若干项的功能。有些手段记载在相互不同的从属权利要求中,这一事实并不表示不能用这些手段的组合来获益。计算机程序可以存储和 / 或分布在适当的介质上,诸如,与其他硬件一起供应或作为其他硬件一部分供应的光存储介质或固态介质,但也可以以其他形式分布,诸如,经由因特网或其他有线或无线电信系统。权利要求中的任何附图标记不应被解释为限制范围。

- [0126] 附图标记列表
- [0127] 300 介入装置
- [0128] 302 杆
- [0129] 304 集线器
- [0130] 306 第一磁共振基准标记
- [0131] 308 环形信号体积
- [0132] 310 线圈
- [0133] 312 导线
- [0134] 406 第二磁共振基准标记
- [0135] 408 环形信号体积
- [0136] 410 线圈
- [0137] 412 导线
- [0138] 500 对应于空间维度的频率
- [0139] 502 信号强度
- [0140] 504 磁共振基准标记
- [0141] 506 作为位置函数的信号
- [0142] 508 中心点的位置
- [0143] 600 磁共振基准标记
- [0144] 602 磁共振标记
- [0145] 604 信号体积
- [0146] 606 线圈
- [0147] 608 通过导线串联的螺线管线圈
- [0148] 610 中心点
- [0149] 700 前置放大器
- [0150] 702 电源板
- [0151] 704 通往射频接收机的连接
- [0152] 800 磁共振基准标记
- [0153] 802 信号体积
- [0154] 804 线圈
- [0155] 806 中央支撑物
- [0156] 808 槽
- [0157] 810 孔
- [0158] 812 中央支撑物的破裂域
- [0159] 814 线圈的破裂域
- [0160] 900 磁共振基准标记的俯视图
- [0161] 902 磁共振基准标记的侧视图
- [0162] 904 基板
- [0163] 906 中央支撑物
- [0164] 908 孔

- [0165] 912 线圈
- [0166] 914 电容器
- [0167] 916 对象表面
- [0168] 1000 磁共振标记
- [0169] 1002 信号体积
- [0170] 1004 中央支撑物
- [0171] 1006 孔
- [0172] 1008 粘合剂
- [0173] 1010 对象表面
- [0174] 1012 对象
- [0175] 1014 杆
- [0176] 1016 集线器
- [0177] 1100 医疗设备
- [0178] 1102 磁共振成像系统
- [0179] 1104 开放式磁体
- [0180] 1106 梯度线圈
- [0181] 1107 梯度线圈电源
- [0182] 1108 成像区
- [0183] 1110 对象
- [0184] 1112 对象支撑物
- [0185] 1114 表面线圈
- [0186] 1116 收发器
- [0187] 1118 靶区
- [0188] 1120 杆
- [0189] 1122 磁共振标记
- [0190] 1124 计算机系统
- [0191] 1126 硬件接口
- [0192] 1128 处理器
- [0193] 1130 用户界面
- [0194] 1132 计算机存储器
- [0195] 1134 计算机内存
- [0196] 1140 磁共振数据
- [0197] 1142 磁共振图像
- [0198] 1144 靶区的位置
- [0199] 1146 磁共振位置数据
- [0200] 1148 图像
- [0201] 1150 控制模块
- [0202] 1152 位置识别模块
- [0203] 1154 图像分割模块

- [0204] 1156 绘制模块
- [0205] 1158 图像重建模块
- [0206] 1160 图形用户界面
- [0207] 1162 图像
- [0208] 1164 对象
- [0209] 1168 靶区
- [0210] 1170 杆
- [0211] 1172 杆进入点

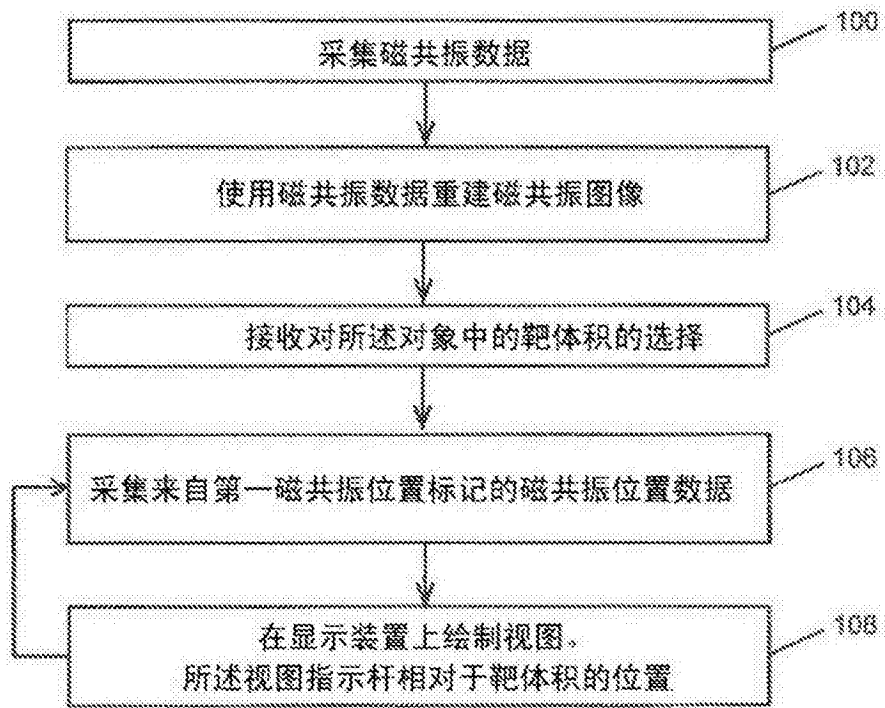


图 1

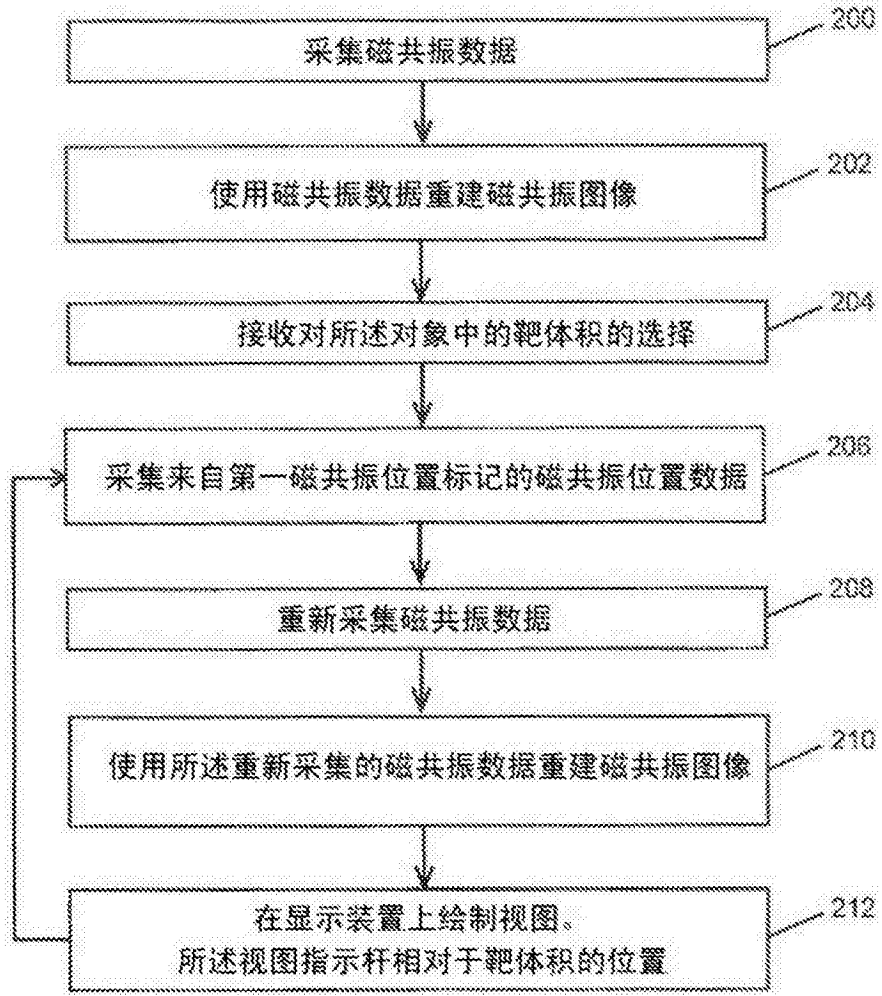


图 2

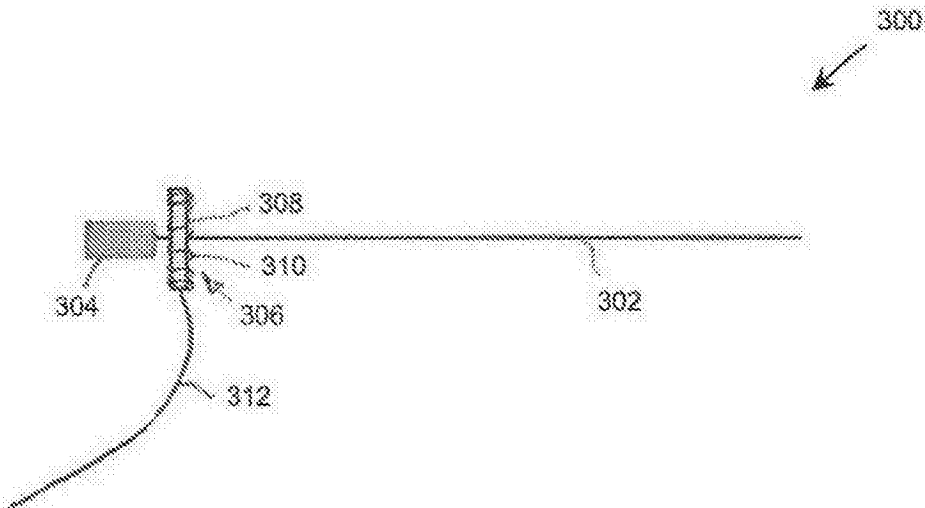


图 3

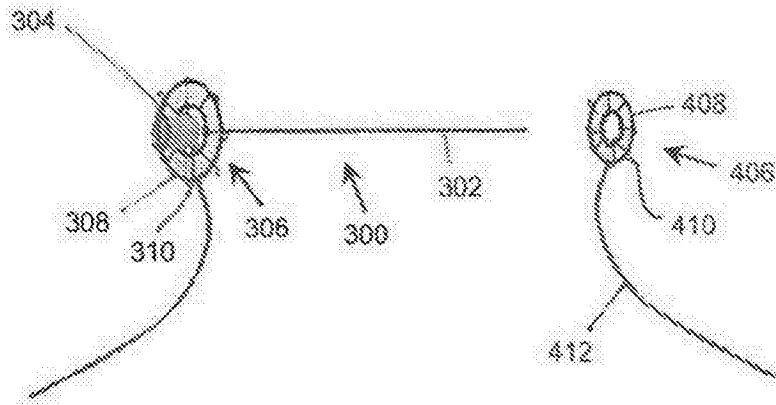


图 4

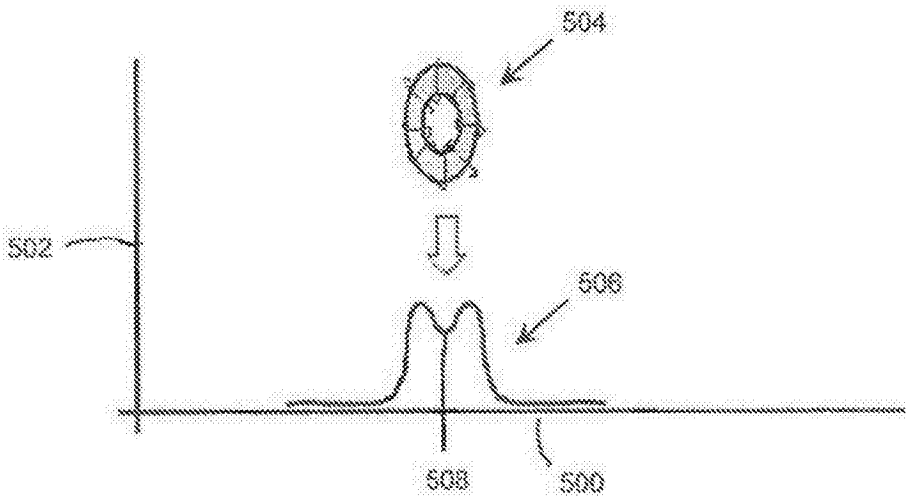


图 5

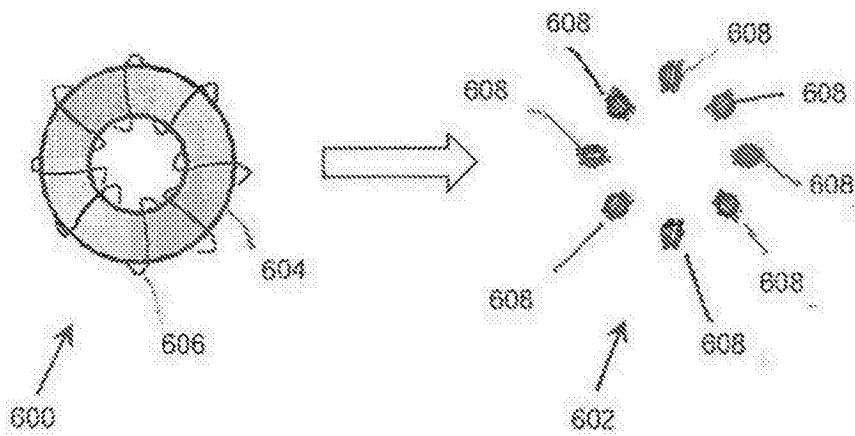


图 6

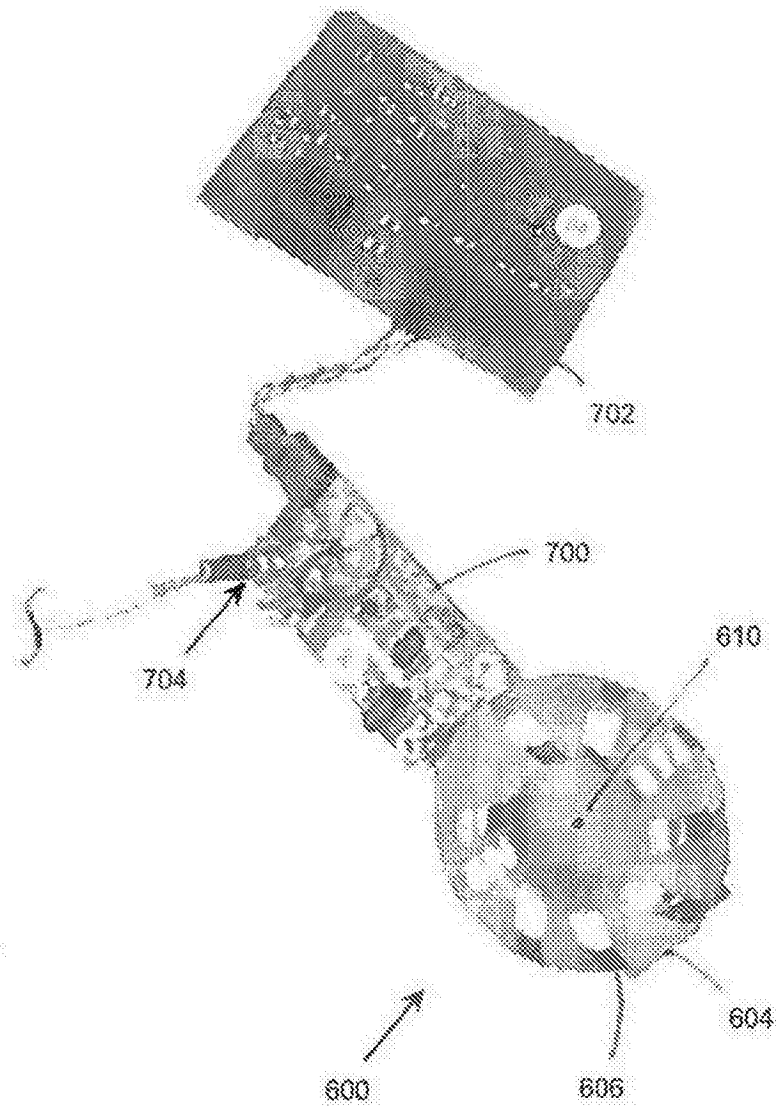


图 7

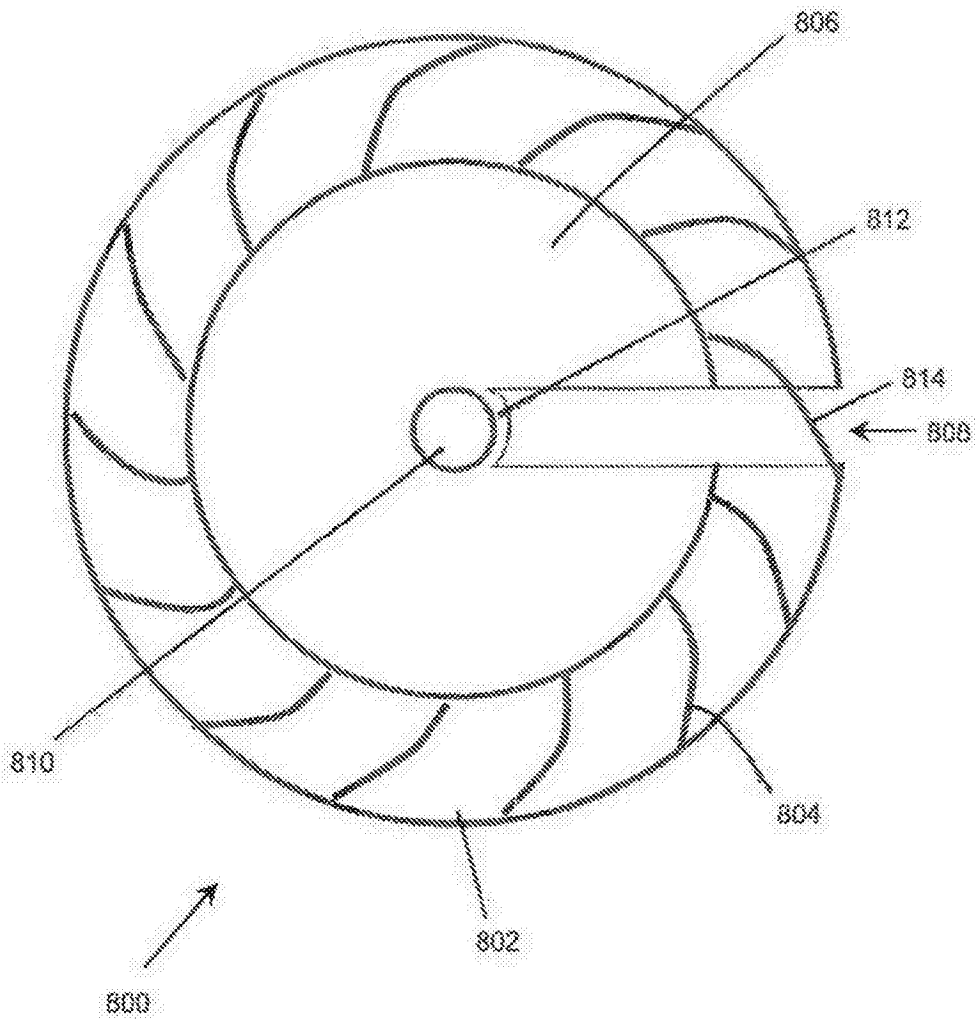


图 8

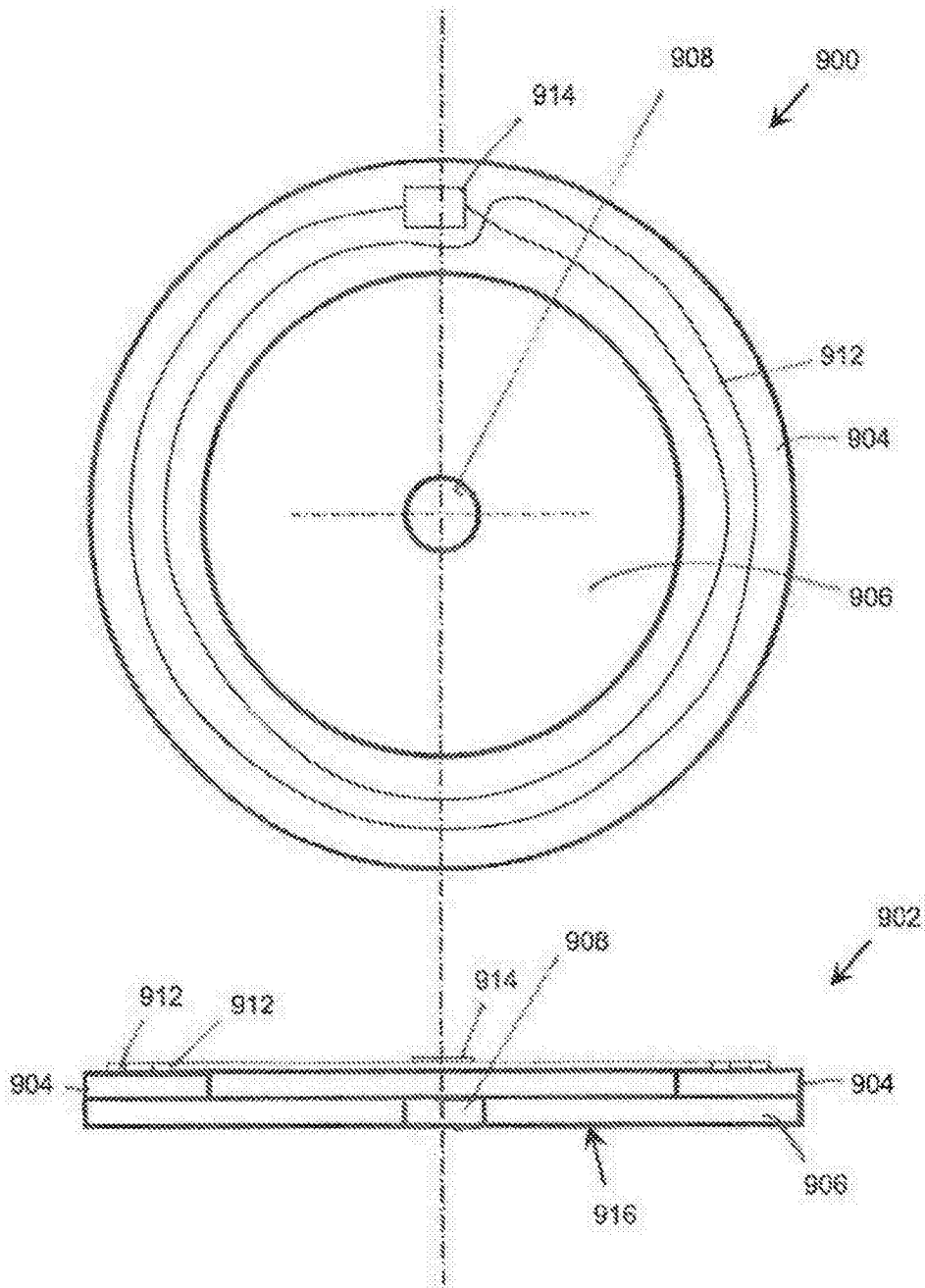


图 9

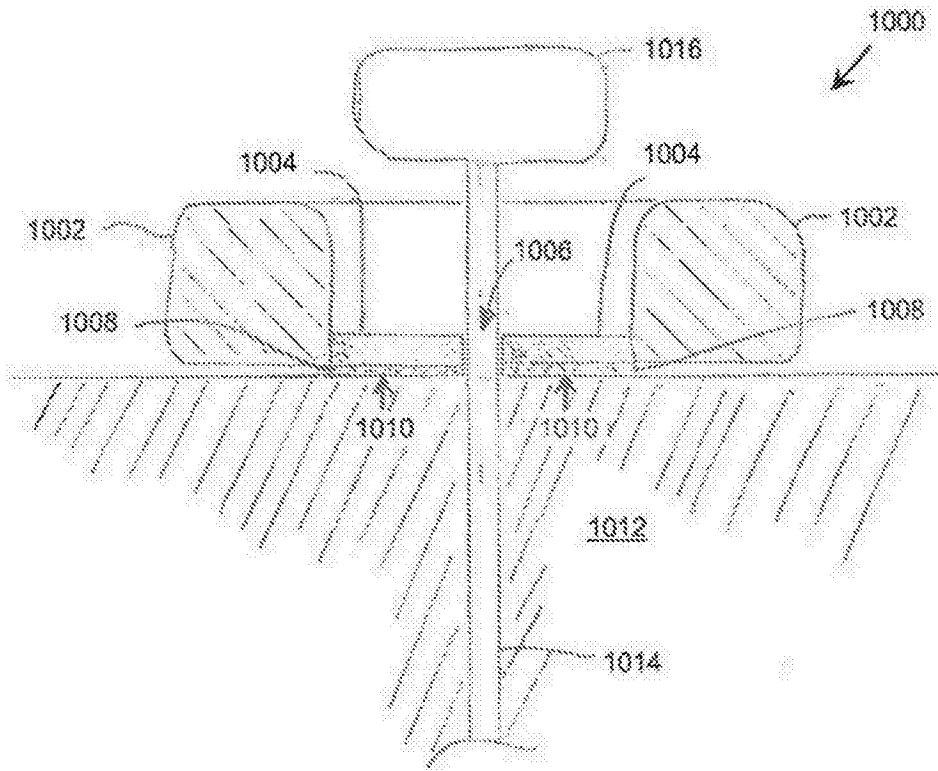


图 10

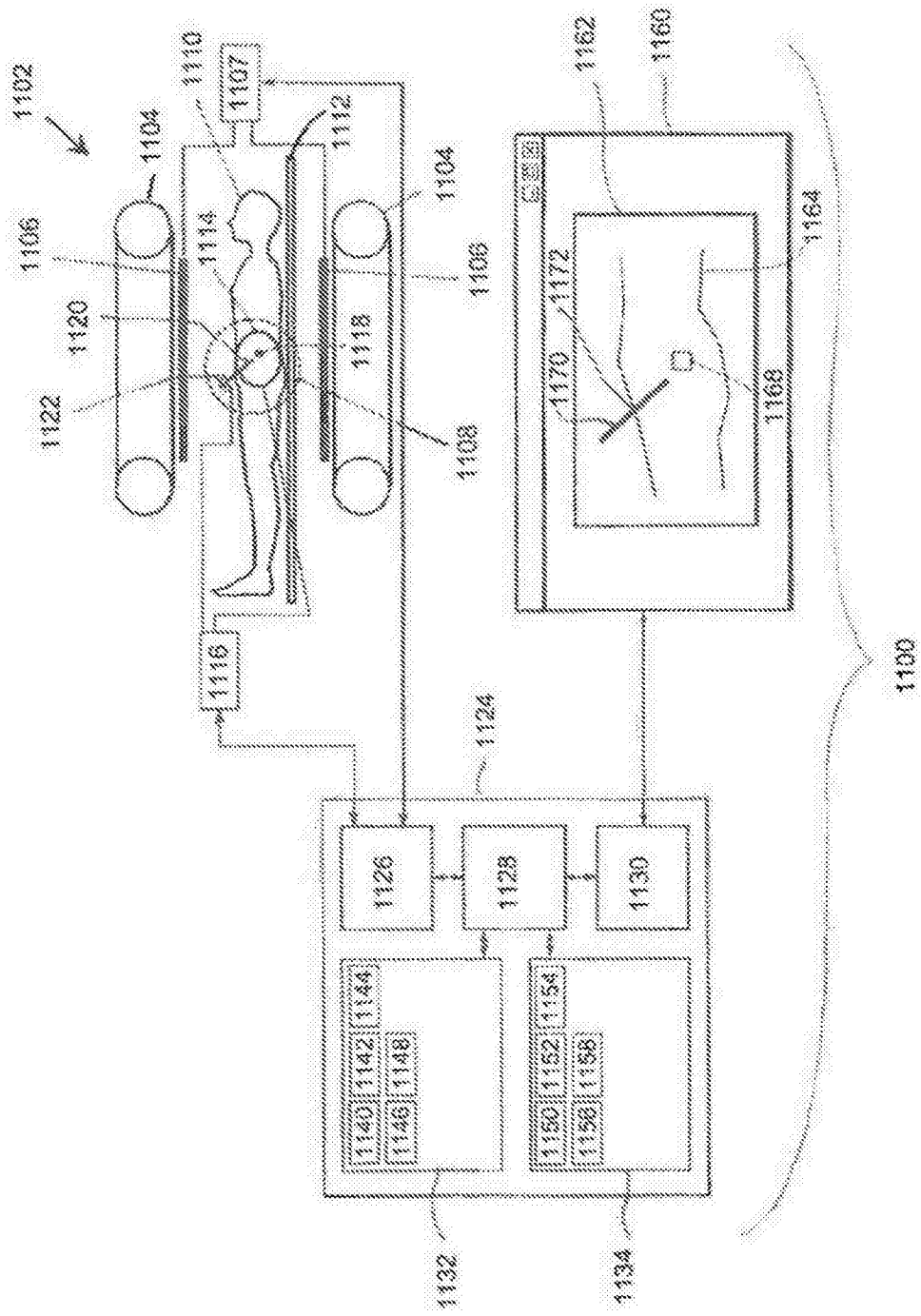


图 11