



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102497811 B

(45) 授权公告日 2015. 01. 28

(21) 申请号 201080040653. 2

A61M 25/01 (2006. 01)

(22) 申请日 2010. 09. 06

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

09170212. 6 2009. 09. 14 EP

US 2006/0211939 A1, 2006. 09. 21,

CN 101087558 A, 2007. 12. 12,

US 2007038064 A1, 2007. 02. 15,

US 2004006301 A1, 2004. 01. 08,

US 2003085703 A1, 2003. 05. 08,

US 2009054722 A1, 2009. 02. 26,

CN 1774203 A, 2006. 05. 17,

WO 2008078275 A2, 2008. 07. 03,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 03. 13

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2010/053996 2010. 09. 06

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2011/030276 EN 2011. 03. 17

审查员 胡琴明

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 B·格莱希

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 蔡洪贵

(51) Int. Cl.

A61B 5/05 (2006. 01)

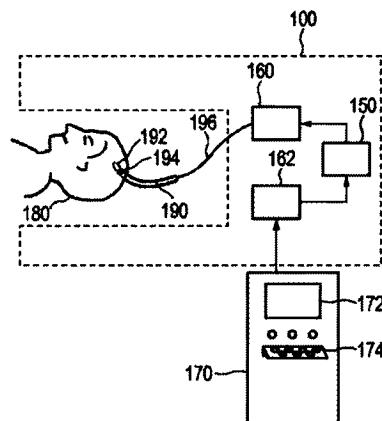
权利要求书2页 说明书11页 附图4页

(54) 发明名称

用于控制导管移动以及用于导管定位的设备和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于控制导管 (190) 移动穿过目标 (180) 并且用于将所述导管 (190) 定位在所述目标 (180) 内的设备 (100), 所述导管 (190) 包括在其末端 (192) 或者在其末端 (192) 附近的磁性元件 (194)。本发明应用磁微粒成像 (MPI) 的原理和硬件, 用于导管定位和导管移动以及提供适当的控制装置 (150) 用于控制信号发生器单元, 以产生控制电流以及将控制电流提供到相应场线圈, 从而产生合适的磁场, 以便使导管在由移动指令所指示的方向上移动穿过目标以及使导管在目标内定位。



1. 一种用于控制导管 (190) 移动穿过目标 (180) 并且用于将所述导管 (190) 定位在所述目标 (180) 内的设备 (100), 所述导管 (190) 包括在其末端 (192) 或者在其末端 (192) 附近的磁性元件 (194), 所述设备包括:

- 选择装置, 所述选择装置包括选择场信号发生器单元 (110) 以及选择场元件 (116), 用于产生磁性选择场 (50), 所述选择场具有在其磁场强度空间的图案, 使得具有低磁场强度的第一子区域 (52) 以及具有较高磁场强度的第二子区域 (54) 形成在视场 (28) 中;

- 驱动装置, 所述驱动装置包括驱动场信号发生器单元 (130) 以及驱动场线圈 (136a, 136b, 136c), 用于通过磁性驱动场改变所述视场 (28) 中两个子区域 (52, 54) 在空间中的位置, 使得在视场中磁性材料的磁化局部地改变;

- 接收装置, 所述接收装置包括至少一个信号接收单元 (140) 以及至少一个接收线圈 (148), 用于获取探测信号, 所述探测信号取决于所述视场 (28) 中的磁化, 所述磁化通过第一和第二子区域 (52, 54) 在空间中的位置变化而被影响;

- 控制装置 (150), 用于控制所述选择场信号发生器单元 (110) 和所述驱动场信号发生器单元 (130), 从而产生控制电流并且将控制电流提供给相应的选择场线圈和驱动场线圈, 以产生合适的磁场, 以便使所述导管 (190) 在由移动指令指示的方向上移动穿过所述目标 (180)、并且将所述导管 (190) 定位在所述目标 (180) 内; 以及

- 处理装置 (154), 用于处理当合适的磁场被施加从而将所述导管 (190) 定位在所述目标 (180) 内时获取的所述探测信号、以及用于根据处理的探测信号确定所述导管 (190) 的所述磁性元件 (194) 在所述目标 (180) 内的位置。

2. 如权利要求 1 所述的设备 (100), 其特征在于, 所述控制装置 (150) 适合于控制所述选择场信号发生器单元 (110) 和所述驱动场信号发生器单元 (130), 从而产生控制电流并且将控制电流提供给相应的选择场线圈和驱动场线圈, 以交替地产生合适的磁场, 以便使所述导管 (190) 在由移动指令指示的方向上移动穿过所述目标 (180)、并且将所述导管 (190) 定位在所述目标 (180) 内。

3. 如权利要求 1 所述的设备 (100), 其特征在于, 所述控制装置 (150) 适合于将手动的或者预先确定的移动指令转换成控制信号, 以便控制所述选择场信号发生器单元 (110) 和所述驱动场信号发生器单元 (130)。

4. 如权利要求 1 所述的设备 (100), 其特征在于, 还包括导管 (190) 移动装置 (160), 用于提供所述导管 (190) 的向前及向后移动。

5. 如权利要求 4 所述的设备 (100), 其特征在于, 所述控制装置 (150) 适合于控制所述导管 (190) 移动装置 (160)。

6. 如权利要求 5 所述的设备 (100), 其特征在于, 所述控制装置 (150) 适合于控制所述导管 (190) 移动装置, 使得在所述导管 (190) 的定位过程中, 所述导管 (190) 没有发生向前或向后移动。

7. 如权利要求 1 所述的设备 (100), 其特征在于, 还包括聚焦装置, 所述聚焦装置包括聚焦场信号发生器单元 (120) 以及聚焦场线圈 (126a, 126b, 126c), 用于通过磁性聚焦场改变所述视场 (28) 在空间中的位置。

8. 如权利要求 7 所述的设备 (100), 其特征在于, 所述控制装置 (150) 适合于控制所述聚焦场信号发生器单元 (120) 和/或所述驱动场发生器单元 (130), 以产生控制电流以及将

控制电流提供给所述聚焦场线圈 (126a, 126b, 126c) 和 / 或所述驱动场线圈 (136a, 136b, 136c), 从而产生大体均质的磁场, 以便使所述导管 (190) 沿着由移动指令指示的方向移动穿过所述目标 (180)。

9. 如权利要求 8 所述的设备 (100), 其特征在于, 所述控制装置 (150) 适合于控制所述选择场信号发生器信号 (110), 从而不产生控制电流并且不将控制电流提供给所述选择场线圈 (116), 而磁场是由所述聚焦场线圈 (126a, 126b, 126c) 和 / 或所述驱动场线圈 (136a, 136b, 136c) 产生, 以便使所述导管 (190) 沿着由移动指令所指示的方向移动穿过所述目标 (180)。

10. 如权利要求 1 所述的设备 (100), 其特征在于, 所述选择场元件 (116) 是选择场磁体或线圈。

11. 如权利要求 6 所述的设备 (100), 其特征在于, 所述导管 (190) 被保持在位。

用于控制导管移动以及用于导管定位的设备和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及到一种用于控制导管穿过目标移动以及用于将导管定位在目标内的设备和方法,所述导管包括位于其末端或者在末端附近的磁性元件。本发明涉及到一种用于控制根据本发明的设备以控制导管穿过目标移动以及将导管定位在目标内的方法。此外,本发明涉及一种用于在计算机上执行所述方法以及用于控制这种设备的计算机程序。

背景技术

[0002] 磁微粒成像 (MPI) 是一种新兴的医疗成像模式。MPI 的第一个版本是两维的,因为它们生成两维图像。将来版本将是三维的 (3D)。如果目标在单个 3D 图像的数据获取期间没有明显地改变,通过将 3D 图像的时间序列与画面结合,那么能够生成非静态目标的时间相依或者 4D 图像。

[0003] MPI 是一种重建的成像方法,类似于计算断层照相法 (CT) 或者磁共振成像 (MRI)。由此,所关注的目标空间的 MP 图像在两个步骤内产生。第一步骤称为数据获取,是通过 MPI 扫描器而完成的。MPI 扫描器具有产生静态磁性梯度场的装置,该梯度场被称为“选择场”,其在扫描器的等深点具有单个无场点 (FFP)。此外,扫描器具有产生时间相依、空间上基本均质磁场的装置。实际上,这个场是通过使具有较小幅值而快速变化的场 (称为“驱动场”) 与具有较大幅值而缓慢改变的场 (称为“聚焦场”) 相叠加而获得的。通过将时间相依的驱动场和聚焦场增加到静态选择场,则 FFP 可以沿着预先确定的 FFP 轨迹移动穿过围绕等深点的扫描空间。扫描器还具有一个或多个 (例如三个) 接收线圈的设置,并且能够记录在这些线圈中感应的任意电压。为了数据获取,被成像的目标被放置在扫描器中,从而使得所关注的目标空间被扫描器的视场所围绕,这是扫描空间的子集。

[0004] 目标必须包含磁性纳米微粒;如果目标是动物或者病人的话,包含有这种微粒的对比剂必须在扫描之前让动物或者病人服用。在图像获取期间,MPI 扫描器操纵 FFP 沿着特意选定的轨迹,该轨迹沿循着扫描空间或者至少沿循着视场。目标内部的磁性纳米微粒经历着变化的磁场并且通过改变它们的磁化而做出响应。纳米微粒的变化磁化在各个接收线圈中产生时间相依电压。这个电压在与接收线圈相联系的接收器中进行取样。接收器输出的样本被记录下来并且构成所获取的数据。控制数据获取细节的参数组成了扫描协议。

[0005] 在图像生成的第二步骤 (被称作图像重建) 中,图像通过第一步骤中获取的数据而被计算或者重建。图像是离散的 3D 数据阵列,其代表视场中磁性纳米微粒位置相依的浓度的取样近似值。重建基本上通过计算机来完成,该计算机执行适当的计算机程序。计算机和计算机程序实现重建算法。重建算法是基于数据获取的数学模型。对于所有重建成像方法,这个模型都是作用于所获取数据的积分算子,因此重建算法试图在一定程度上破坏模型的行为。

[0006] 这种 MPI 设备和方法的优点在于,它们能够被用于,以非破坏性的方式检查任意的检查目标 (例如人体) 并且不会导致任何损伤以及具有较高的空间分辨率,无论是靠近检查目标的表面还是远离检查目标的表面。这种设备和方法大体在 DE10151778A1 中以

及在 Gleich, B 和 Weizenecker, J(2005),“利用磁微粒的非线性响应的 X 线断层扫描成像” vol. 435, pp1214-1217 中为人所知并且首次描述。这些出版物中描述的用于磁微粒成像 (MPI) 的设备和方法利用了小的磁微粒的非线性磁化曲线。

[0007] 对于导管在病人体内的移动,有许多机械式导管系统。机械式导管操纵具有两个优点。对于训练很少的操作者,他们能够极大地提高导管流程的速度和精度。对于较长流程,如电生理学常规 (EP),他们降低了对于病人的 X 射线剂量。系统或者以机械方式操作或者通过磁场进行操作,如同在立体定位系统中那样,其中均质磁场使得导管弯曲。

[0008] 这种系统通过 US2003/0125752A1 而为人所知。导管穿过介质(可以是活组织、例如人脑)的移动在这种系统中是通过机械地推动柔性导管而得到控制,导管具有穿过介质的磁性末端并且施加磁场,该磁场的大小和方向能够沿着期望路径逐步地引导机械推动的导管末端。磁场在磁性立体定位系统中通过借助 PID(比例、积分和微分)反馈方法自适应的处理器而得到控制。磁场是通过超导线圈来施加,以及穿过线圈施加的电流被选择成使得电流度量达到最小。

发明内容

[0009] 本发明的目的是提供一种用于控制导管穿过目标移动的改进设备和方法,其还能够使导管在目标内定位。

[0010] 在本发明的第一个方面,提供一种设备,所述设备包括:

[0011] - 选择装置,所述选择装置包括选择场信号发生器单元以及选择场元件,特别是选择场磁体或线圈,用于产生磁性选择场,所述选择场具有在其磁场强度空间的图案,使得具有低磁场强度的第一子区域以及具有较高磁场强度的第二子区域形成在视场中;

[0012] - 驱动装置,所述驱动装置包括驱动场信号发生器单元以及驱动场线圈,用于通过磁性驱动场改变所述视场中两个子区域在空间中的位置,使得在视场中磁性材料的磁化局部地改变;

[0013] - 接收装置,所述接收装置包括至少一个信号接收单元以及至少一个接收线圈,用于获取探测信号,所述探测信号取决于所述视场中的磁化,所述磁化通过第一和第二子区域在在空间中的位置变化而被影响;

[0014] - 控制装置,用于控制所述信号发生器单元,从而产生控制电流并且将控制电流提供给相应场线圈,以产生合适的磁场,以便使所述导管在由移动指令指示的方向上移动穿过所述目标、并且将所述导管定位在所述目标内;以及

[0015] - 处理装置,用于处理当合适的磁场被施加从而将所述导管定位在所述目标内时获取的所述探测信号、以及用于根据处理的探测信号确定所述导管的所述磁性元件在所述目标内的位置。

[0016] 在本发明的另一个方面,提出一种用于控制这种设备的相应的方法。

[0017] 在本发明的另一个方面,提出一种计算机程序,包括程序代码工具,以便当所述计算机程序在计算机中运行时,使得计算机能够控制根据本发明所述的设备执行根据本发明所述的方法的步骤。

[0018] 本发明的优选实施例在从属权利要求中限定。应当理解的是,要求保护的方法和/或要求保护的计算机程序与要求保护的设备及如从属权利要求中限定的具有类似和/或

相同的优选实施例。

[0019] 发明人经认识到, 已知的磁性立体定位系统的主要限制在于, 磁场的低磁场强度 (例如 100mT), 原因是心脏肌肉的接触力被认为比理想值小得多。这种立体定位系统和本发明的主要应用在于心脏的电生理学测量和切除。对于那些应用, 导管 (包括电极) 必须被压靠着心脏肌肉, 特别是对于切除而言。磁场越强, 则能够施加的转矩以及由此作用力也越大。已经进一步认识到, 定位系统的第二个缺点在于磁场改变的低速。

[0020] 由此, 本发明的一个想法是使用已知 MPI 设备和方法的一部分来产生需要的磁场, 用于导管操纵以及由此用 MPI 系统代替磁性立体定位系统, 该 MPI 系统相应地进行适应。特别地, 已知 MPI 设备的部分场线圈被用于产生合适的磁场, 以及 MPI 设备的控制单元适用于控制各个信号发生器单元, 从而产生控制电流以及将控制电流提供到相应场线圈, 从而产生合适的磁场, 导管借助该磁场而移动穿过目标。控制单元还具有指示导管移动方向的移动指令, 借此控制单元产生用于信号发生器单元的控制指令。

[0021] 由于 MPI 硬件、特别是相应场线圈大体 (但是并非排它地) 围住目标 (病人), 因此由 MPI 系统的线圈所产生的磁场 (例如 400mT) 能够基本上大于由当前立体定位系统所产生的磁场 (例如 100mT)。由此, 导管能够更快速地移动、出现更少的移动错误以及具备更高的精度。此外, MPI 系统更快, 特别是与立体定位系统相比磁场能够更快地改变, 例如两个数量级。此外, 能够施加更高的转矩从而克服摩擦获得更快速度。磁场改变的更快速度能够被特别地实现, 原因是场发生器能够更靠近病人 (由于不需要用于大型 X 射线系统的空间) 以及 MPI 系统需要更大的电流源, 用于提供 MPI 数据获取中所需的电流 (例如用于定位和成像), 其由此无论如何都可以在系统中获得并且由此有利地开发用于期望的导管移动。

[0022] 进一步, MPI 系统的原理和硬件的使用允许额外地在目标内定位导管。导管的移动和定位由此能够通过根据本发明的设备交替地以及几乎同时地进行, 而不需要额外设备 (诸如用于定位的额外硬件, 如惯常使用的摄像头系统或者 x 射线系统, 用于探测施加到导管的标记)。为了目标的定位, 应用成像磁微粒的已知 MPI 原理, 如上面提到文献中所描述的那样, 即控制单元随后产生用于信号发生器单元的控制指令, 从而产生控制电流以及将控制电流发送到相应场线圈, 从而产生合适的磁场用于导管的成像, 特别是导管末端或者末端附近的磁性元件的成像。出于此目的, 磁性元件由适用于该目的的磁性材料形成或者包含所述磁性材料, 例如铁磁材料 (如 Resovist)。所施加的选择场随后在它的磁场强度空间中具有模式, 使得第一子区域 (即通常被称为无场点 (FFP)) 具有低磁场强度以及第二子区域具有较高磁场强度, 在第一子区域磁微粒的磁化没有饱和, 在第二子区域磁微粒的磁化是饱和的, 以及无场点随后通过施加适当的驱动磁场和 / 或 (可选的) 聚焦磁场 (如果可获得的话) 而沿着预定轨迹移动。

[0023] 这使得根据本发明的设备和方法能够在介入期间容易地检查导管的正确移动和位置, 而不需要使用其它的成像模式如 X 射线或者 CT, 以及由此减小了用于病人的剂量。此外, 不像已知的立体定位系统那样需要额外的硬件来实现这个功能。

[0024] 根据优选实施例, 所述控制装置适合用于控制所述信号发生器单元, 从而产生控制电流以及将控制电流提供到相应场线圈, 由此交替地产生合适的磁场, 用于使导管在由移动指令所指示的方向上移动穿过目标以及用于将导管在目标内定位。由此, 在导管的移

动期间,实际的导管位置能够以期望的时间间隔被确定并且被检查。以这种方式,如果位置相对期望位置发生偏离,可以通过设备以自动方式或者通过使用者以手动方式作出即时校正。

[0025] 根据另一个实施例,控制装置适合于将手动的或者预先确定的移动指令转换为控制信号,用于控制所述信号发生器单元。优选地,提供接口,用于将这种移动指令输入到控制单元。这种接口可以是用户接口,如键盘、指针、计算机鼠标或操纵杆,或者与其它设备的接口、如计算机上的导航单元或者导航工具,导管的移动通过借助其它成像模式(例如 MR 或者 CT)而获得的病人图像数据而在所述导航单元或导航工具上进行规划。控制单元随后被提供移动指令并且将这些指令“转换”成用于各个信号发生器单元的控制信号,从而产生合适的磁场。

[0026] 尽管导管通常仅仅通过磁场施加的作用力而在目标内移动,但是在实施例中优选地通过使用导管移动装置来提供除了借助磁场的移动之外的导管向前和向后移动。这样支持了导管进入到目标内或者从目标出来的移动或者甚至是单独地提供用于向前以及向后移动的作用力,从而使得磁场的目标主要是或者仅仅是控制在目标内的移动方向。

[0027] 这种推动柔性导管穿过介质的导管移动装置通常是公知的并且还被用于所述的立体定位系统中。这种导管移动装置在 US2003/0125752A1 中有所描述。但是通常地,任何类型的这种导管移动装置都能够在此使用,以及本发明没有局限于这个文献中描述的实施例。

[0028] 控制装置优选地适合于控制所述导管移动装置。这能够实现导管在目标中移动、位置以及定位的可控协调。

[0029] 可选择地,导管的向前和向后移动还能够通过使用使用者而手动地提供,以及磁场仅仅设置用于控制导管、特别是导管末端在目标内的移动方向。

[0030] 控制装置进一步优选地适合于控制导管移动装置,使得在所述导管的定位期间,不会有向前或者向后移动施加到导管上,特别使得所述导管被保持在适当位置。如果没有设置这种导管移动装置,那么控制装置会控制信号发生器单元,使得导管在定位期间不能移动,即导管操纵场被关掉或者切换到梯度场,以及 MPI 序列被施加用于定位。如果导管移动被手动地执行,那么使用者在定位期间停止导管的向前(或者向后)移动。这确保了定位的更高精度。

[0031] 优选地,设备的磁性聚焦场线圈(和/或最终的磁性驱动场线圈)用于移动导管穿过目标。这些线圈能够以足够高的速度并且以足够大的场强在各个方向上产生充分均质的磁场,这对于导管移动是必需的。这些线圈的使用由此相比已知的立体定位系统具有更高的灵活性,原因是通常磁场能够在任意期望方向上产生。

[0032] 通过使用均质磁场,转矩能够施加到适当的磁性目标上、例如导管末端或者靠近末端的磁性元件。转矩至少足够用于挤压磁性元件以及由此挤压导管末端到侧边,例如驱使导管沿着特定方向或者沿着多个可用路径中的一个、或者靠着某部位(例如心脏肌肉)挤压导管。优选地,需要从外部施加额外的作用力用于向前/向后移动,如上所述,但是还能够施加强大的梯度场,从而在一个方向上施加(相对较小)作用力,以便导管的向前或者向后移动。

[0033] 进一步,在实施例中,控制装置适合于控制所述选择场信号发生器单元,从而不产

生控制电流以及不将控制电流提供到选择场线圈,而磁场是通过所述聚焦场线圈和 / 或所述驱动场线圈产生,用于使导管在由移动指令所指示的方向上移动穿过目标。这避免了在借助聚焦和 / 或驱动场线圈的移动期间对导管定位的任何干扰(特别是由选择场线圈所产生的磁场所引起的)。

附图说明

[0034] 本发明的这些及其它方面将会通过下面描述的实施例而变得清楚以及得以阐明。在下列附图中:

[0035] 图 1 显示了 MPI 设备的第一实施例;

[0036] 图 2 显示了由图 1 中所示设备产生的选择场模式的示例;

[0037] 图 3 显示了 MPI 设备的第二实施例;

[0038] 图 4 显示了根据本发明的 MPI 设备的框图;以及

[0039] 图 5 显示了说明根据本发明的方法的示意图。

具体实施方式

[0040] 在介绍本发明的细节之前,参考图 1-4 详细说明磁微粒成像的基本要素。特别地,将会描述用于医疗诊断的 MPI 扫描器的两个实施例。同时给出了数据获取的通俗描述。两个实施例之间的相似之处和不同之处将会被指出。

[0041] 图 1 显示的 MPI 扫描器的第一实施例 10 具有三个突出的同轴平行圆形线圈对 12、14、16,每个线圈对都如图 1 所示被设置。这些线圈对 12、14、16 用于产生选择场以及驱动场和聚焦场。三个线圈对 12、14、16 的轴线 18、20、22 相互垂直并且在单个点会合,该单个点由 MPI 扫描器 10 的等深点 24 所表示。此外,这些轴 18、20、22 充当连接到等深点 24 的 3D 笛卡尔 x-y-z 坐标系统的坐标轴。垂直轴线 20 被指定为 y 轴,从而使得 x 轴和 z 轴是水平的。线圈对 12、14、16 还按照它们的轴线命名。例如, y 线圈对 14 由扫描器顶部和底部的线圈所形成。此外,具有正向(负向)y 坐标的线圈被称为 y^+ -线圈(y^- -线圈),以及对于其余线圈是类似的。

[0042] 扫描器 10 被设定为引导预先确定的、时间相依电流穿过这些线圈 12、14、16 中的每个线圈并且是在任意方向上穿过。如果在沿着线圈轴线观察的时候电流围绕着线圈以顺时针流动的话,那么它将被看成是正向的,反之则是负向的。为了产生静态的选择场,恒定的正向电流 I^s 流过 z^+ -线圈,以及电流 $-I^s$ 流过 z^- -线圈。 z^- 线圈对 16 随后充当反向平行圆形线圈对。

[0043] 基本上为梯度磁场的磁性选择场在图 2 中由场力线 50 所表示。场力线在产生选择场的 z^- 线圈对 16 的 z^- 轴线 22 的方向(例如水平的)具有基本恒定的梯度并且在这个轴线 22 上的等深点 24 达到数值零。从这个无场点(在图 2 中没有单独地显示)开始,磁性选择场 50 的场强在全部三个空间方向上都随着与无场点的距离增加而增大。在由围绕着等深点 24 的虚线所表示第一子区域或者地带 52 中,场强是足够小的,从而使得处于第一子区域 52 中的微粒的磁化没有饱和,然而处于第二子区域 54(区域 52 外部)中的微粒的磁化处于饱和状态。扫描器视场 28 的无场点或者第一子区域 52 优选地是空间相干区域,它可以是点状区域、线状或者平坦区域。在第二子区域 54 中(即扫描器视场 28 在第一

子区域 52 外部的剩余部分),选择场的磁场强度足够强大,从而使磁微粒保持在饱和状态。

[0044] 通过改变视场 28 内两个子区域 52、54 的位置,视场 28 中的(全面)磁化发生改变。通过测量视场 28 中的磁化或者被磁化影响的物理参数,关于视场 28 中磁场微粒的空间分布的信息能够获得。为了改变视场 28 内两个子区域 52、54 的相对空间位置,另外的磁场(也就是磁性驱动场)以及如果适用的话磁性聚焦场被叠加到视场 28 中的或者至少一部分视场 28 中的选择场 50。

[0045] 为了产生驱动场,时间相依电流 I_1^D 流过两个线圈 x-线圈 12,时间相依电流 I_2^D 流过两个线圈 y-线圈 14,以及时间相依电流 I_3^D 流过两个线圈 z-线圈 16。由此,三个线圈对中的每对都充当平行的圆形线圈对。类似地,为了产生聚焦场,时间相依电流 I_1^F 流过两个线圈 x-线圈 12,电流 I_2^F 流过两个线圈 y-线圈 14,以及电流 I_3^F 流过两个线圈 z-线圈 16。

[0046] 应当认识的是,z-线圈对 16 是特殊的:它不仅产生驱动场和聚焦场的一部分,而且还产生选择场。流过 z^\pm -线圈的电流是 $I_3^D+I_3^F+I^S$ 。流过剩余两个线圈对 12、14 的电流是 $I_k^D+I_k^F$, $k=1,2$ 。由于它们的几何形式和对称性,三个线圈对 12、14、16 被良好地去耦。这是希望的。

[0047] 由于由反向平行圆形线圈对所产生,选择场关于 z 轴旋转地对称,选择场的 z 轴分量在 z 轴是几乎线性的并且在等深点 24 周围的较大空间内独立于 x 轴和 y 轴。特别地,选择场在等深点具有单个无场点 (FFP)。相反地,对于由平行圆形线圈对所产生的驱动和聚焦场的作用,在等深点 24 附近的较大空间内在空间上是基本均质的并且平行于各个线圈对的轴线。由全部三个平行线圈对共同产生的驱动和聚焦场在空间上是基本均质的,并且能够被给予任意方向和强度,直到某些最大强度。驱动和聚焦场也是时间相依的。聚焦场与驱动场之间的差异在于聚焦场适时地缓慢改变并且具有大的幅值而驱动场快速地改变并且具有小的幅值。存在物理和生物医学因素来不同地处理这些场。具有大幅值、快速改变的场将会很难产生并且对于病人来说是有危险的。

[0048] MPI 扫描器的实施例 10 具有至少一个另外对,优选地三个另外的平行圆形线圈对,也是沿着 x-、y- 和 z- 轴定向。这些在图 1 中没有显示出来的线圈对用于充当接收线圈。由于线圈对 12、14、16 用于驱动和聚焦场,由流过这些接收线圈对中的一个的恒定电流产生的磁场在视场内在空间上是接近均质的并且平行于各个线圈对的轴线。接收线圈被认为是良好地去耦。在接收线圈中引起的时间相依电压通过连接到这个线圈的接收器而被放大和取样。更准确地,为了应付这个信号的巨大动态范围,接收器对接收信号与参考信号之间的差值进行取样。接收器的转换功能从 DC 一直到预期信号水平下降到噪声水平之下的位置是非零的。

[0049] 图 1 中所示的 MPI 扫描器的实施例 10 沿着 z- 轴线 22 (即沿着选择场的轴线) 具有圆柱孔 26。全部线圈都被设置到这个孔 26 的外部。为了数据获取,被成像 (或者治疗) 的病人 (或者目标) 被放置在孔 26 中,从而使得所关注的病人空间 - 病人 (或者目标) 应当被成像 (或者治疗) 的空间 - 被扫描器的视场 28 围住 - 其内容物能够被扫描器成像的扫描器的空间。病人 (或者目标) 被放置在病人支撑台上。视场 28 在孔 26 内部是几何形状简单的等深空间,例如立方体、球形或者圆柱体。图 1 中显示出立方体的视场 28。

[0050] 第一子区域 52 的大小一方面依赖于磁性选择场的梯度强度以及另一方面依赖于对于饱和所需要的磁场场强。为了在磁场强度为 80A/m 以及磁性选择场的场强梯度 (在给

定空间方向) 总计达到 $50 \times 10^3 \text{A/m}^2$ 的情况下磁微粒的充分饱和, 那么微粒磁化没有饱和的第一子区域 52 具有大约 1mm 的尺寸 (在给定的空间方向上)。

[0051] 所关注的病人空间包含有磁性纳米微粒。特别是在肿瘤的治疗性和 / 或诊断性处理之前, 磁微粒被放置在所关注空间内, 例如通过包括磁微粒的液体, 其被注射到病人 (目标) 的体内或者通过其它方式让病人服用 (例如口服)。

[0052] 磁微粒的实施例包括例如球形玻璃基底, 其设置有厚度 5nm 的软磁层并且例如由铁镍合金组成 (例如透磁合金)。这个层可例如通过涂覆层而被覆盖, 该涂覆层保护微粒抵抗化学和 / 或物理侵害的环境、例如酸。对于这种微粒磁化的饱和而需要的磁性选择场 50 的磁场强度依赖于各种参数, 例如微粒的直径、磁性层的所用磁性材料以及其它参数。

[0053] 在直径为 $10 \mu\text{m}$ 的情况下, 需要大约 800A/m 的磁场 (大约对应于 1mT 的磁通密度), 然而在直径为 $100 \mu\text{m}$ 的情况下, 80A/m 的磁场是足够的。当具有较低饱和磁化的材料涂层被选择出来或者当层的厚度被减小时, 甚至能够获得更小的数值。通常使用的磁微粒可以在市场上获得, 商标名称为 Resovist。

[0054] 对于通常可用的磁微粒以及微粒组分的进一步详细介绍, EP1304542, W02004/091386, W02004/091390, W02004/091394, W02004/091395, W02004/091396, W02004/091397, W02004/091398 中的对应部分在此作为参考, 其在此通过引用而被结合。在这些文献中, 通常也可以找到 MPI 方法的更多详细介绍。

[0055] 图像获取在时刻 t_s 开始以及在时刻 t_e 终止。在数据获取期间, x -、 y -、以及 z - 线圈对 12、14、16 产生位置和时间相依的磁场、施加场。这是通过使引导适当电流通过线圈而实现的。实际上, 驱动和聚焦场推动选择场, 从而使得 FFP 沿着预先选择的 FFP 轨迹移动, 该轨迹沿循出扫描空间 - 视场的超集。施加场使得磁性纳米微粒在病人体内定向。随着施加场改变, 所导致的磁化也发生变化, 尽管它并非线性地响应施加场。变化的施加场以及变化的磁化的总和引起了沿着 x_k - 轴线穿过接收线圈对的终端的时间相依电压 V_k 。相关的接收器将这个电压转换为信号 $S_k(t)$, 其进行取样以及输出。

[0056] 以不同于磁性驱动场变化频段的其它频段 (变换到较高频率) 从位于第一子区域 52 内的磁微粒接收或者探测信号是有利的。这是因为磁性驱动场频率的较高谐波的频率组分出现是由于扫描器视场 28 内磁微粒的磁化作为磁化特性的非线性特性的结果而变化。

[0057] 与图 1 中所示的第一实施例 10 相类似, 图 3 中所示的 MPI 扫描器的第二实施例 30 具有三个圆形的并且相互垂直的线圈对 32、34、36, 但是这些线圈对 32、34、36 仅仅产生选择场和聚焦场。再次产生选择场的 z - 线圈 36 被填充有铁磁体材料 37。这个实施例 30 的 z - 轴线 42 垂直地定向, 而 x - 和 y - 轴线 38、40 水平地定向。扫描器的孔 46 平行于 x - 轴线 38, 以及由此垂直于选择场的轴线 42。驱动场是通过沿着 x - 轴线 38 的螺线管 (未示出) 以及通过沿着两个剩余轴线 40、42 的多对鞍形线圈 (未示出) 而产生。这些线圈缠绕在形成孔的管周围。驱动场线圈还充当接收线圈。接收线圈获得的信号被发送通过高通滤波器, 该滤波器抑制由施加场所引起的影响。

[0058] 为了给出这个实施例的一些典型参数: 选择场的 z - 梯度 G 具有 $G/\mu_0 = 2.5 \text{T/m}$ 的强度, 其中 μ_0 是真空渗透率。产生的选择场没有随时地改变或者变化相对缓慢, 优选地在大约 1Hz 与大约 100Hz 之间。驱动场的时间频谱集中到大约 25kHz 的窄带内 (达到大约 100kHz)。接收信号的有用频谱处于 50kHz 与 1MHz 之间 (最终达到大约 10MHz)。孔的直径

为 120mm。装配到孔 46 中的最大立方 48 的边缘长度为 $120\text{mm}/\sqrt{2} \approx 84\text{mm}$ 。

[0059] 如上述实施例中所示,各种磁场能够通过相同线圈对的线圈并且通过向这些线圈提供适当产生的电流而产生。然而,以及特别地为了具有较高信噪比的信号解释,暂时恒定的(或者准恒定的)选择场以及暂时可变的驱动场和聚焦场是通过不同的线圈对而产生是有利的。通常地,Helmholtz 型线圈对能够被用于这些线圈,其通常例如从具有开放式磁体(开放式 MPI)的磁共振设备领域可知,其中射频(RF)线圈对被设置在关注区域的上方及下方,所述 RF 线圈对能够产生暂时可变的磁场。由此,这种线圈的构造在此不需要进一步阐明。

[0060] 在用于选择场产生的选择性实施例中,可以使用永磁体(未示出)。在这种(相对的)永磁体(未示出)的两极之间的空间内形成磁场,该磁场类似于图 2 中所示的磁场,也就是说,相对磁极具有相同的极性。在另一个选择性实施例中,选择场能够通过至少一个永磁体以及至少一个线圈的混合体所产生。

[0061] 图 4 显示了根据本发明的 MPI 设备 10 的总体框图。上面所述的磁微粒成像的基本原理以及磁共振成像的基本原理对于这个实施例同样有效以及可应用于这个实施例,除非以另外方式指出。

[0062] 图 4 中所示的设备 100 的实施例包括一组不同线圈,用于产生期望的磁场。首先,解释线圈以及它们在 MPI 模式下的功能。

[0063] 为了产生上面所述的磁性(梯度)选择场,设置选择装置,其包括一组选择场(SF)线圈 116,优选地包括至少一对线圈元件。选择装置进一步包括选择场信号发生器单元 110。优选地,对一组选择场线圈 116 中的每个线圈元件(或者每对线圈元件)提供不同的发生器子单元。所述选择场信号发生器单元 110 包括可控制选择场电流源 112(通常地包括放大器)以及滤波单元 114,它们为各个选择场线圈元件提供选择场电流,从而单独地设定选择场在期望方向上的梯度强度。优选地,提供 DC 电流。如果选择场线圈元件被设置成相对的线圈,例如在视场的相对侧上,那么相对的线圈的选择场电流优选为相反定向。

[0064] 选择场信号发生器单元 110 通过控制单元 150 而被控制,该控制单元 150 优选地控制选择场电流发生器单元 110,从而使得选择场全部空间分量的场强总和以及梯度总和保持在预定水平。

[0065] 为了产生磁性聚焦场,设备 100 进一步包括聚焦装置,该装置包括一组聚焦场(FF)线圈,优选地包括三对相对设置的聚焦场线圈元件 126a,126b,126c。所述磁性聚焦场通常地用于改变作用区域空间内的位置。聚焦场线圈被聚焦场信号发生器单元 120 所控制,优选地包括用于所述一组聚焦场线圈中的每个线圈元件(或者至少每对线圈元件)的单独聚焦场信号发生器子单元。所述聚焦场信号发生器单元 120 包括聚焦场电流源 122(优选地包括电流放大器)以及滤波器单元 124,用于将聚焦场电流提供到线圈 126a、126b、126c 的所述子集的各个线圈,所述线圈应当被用于产生磁性聚焦场。聚焦场电流单元 120 还被控制单元 150 所控制。

[0066] 为了产生磁性驱动场,设备 100 进一步包括驱动装置,该装置包括一组驱动场(DF)线圈,优选地包括三对相对设置的驱动场线圈元件 136a、136b、136c。驱动场线圈被驱动场信号发生器单元 130 所控制,其优选地包括用于所述一组驱动场线圈的每个线圈元件(或者至少每对线圈元件)的单独驱动场信号发生器子单元。所述驱动场信号发生器单元

130 包括驱动场电流源 41 (优选地包括电流放大器) 以及滤波器单元 42, 用于将驱动场电流提供到各个驱动场线圈。聚焦场电流源 41 适合于产生 AC 电流并且同样被控制单元 150 所控制。

[0067] 对于信号探测接收装置 148、特别是接收线圈, 设置了信号接收单元 140, 该信号接收单元接收被所述接收装置 148 探测的信号。所述信号接收单元 140 包括滤波器单元 142, 用于过滤所接收的探测信号。这个过滤的目的是使得测量值与其它干涉信号分开, 该测量值是由检查区域内的磁化所导致的, 所述磁化受到两个子区域 52, 54 的位置改变的影响。由此, 滤波器单元 142 可被设计成使得时间频率小于接收线圈 148 工作时的时间频率或者小于两倍这些时间频率的信号不会通过滤波器单元 142。信号随后通过放大器单元 144 而被传送到模数转换器 146 (ADC)。由模数转换器 146 (ADC) 产生的数字信号被提供到图像处理单元 (也被称为重建装置) 152, 该处理单元 152 通过这些信号以及检查区域中第一磁场的第一子区域在各个信号的接收期间所呈现的和成像处理单元 152 从控制单元所获得的各个位置而重建出磁微粒的空间分布。磁微粒的重建的空间分布最后通过控制装置 150 传送到计算机 154, 该计算机 154 将其显示在监视器 156 上。由此, 图像能够被显示出来, 显示出检查区域的视场中磁微粒的分布。

[0068] 此外, 设置输入单元 158, 例如键盘。使用者由此能够设定最高分辨率的期望方向以及由此接收监视器 156 上作用区域的各个图象。如果需要最高分辨率的关键方向偏离了使用者最初设定的方向, 那么使用者仍然能够手动地改变方向, 从而产生具有提高成像分辨率的其它图像。这个分辨率提高过程还能够通过控制单元 150 和计算机 154 而自动地操作。控制单元 150 在这个实施例中在第一方向上设定梯度场, 其自动地预测或者由使用者设定作为起始数值。梯度场的方向随后逐步地改变, 直到由此接收的通过计算机 154 对比的图像的分辨率最大, 分别地不再提高。由此发现, 最关键的方向能够分别自动地进行适应, 从而接收到最高可能的分辨率。

[0069] 根据本发明, 控制单元 150 适合于控制信号发生器单元 110、120、130, 特别是聚焦场信号发生器单元 120 和 / 和驱动场信号发生器单元 130, 从而产生控制电流以及将电流提供到相应场线圈, 特别是聚焦场线圈 126a, 126b, 126c 和 / 或驱动场线圈 136a, 136b, 136c, 以产生合适的磁场用于使导管在由移动指令所指示的方向上移动穿过目标、特别是病人。优选地, 聚焦场线圈 126a, 126b, 126c 被用于这个目的。

[0070] 优选地, 通过使用均质磁场, 例如由所述聚焦场线圈 126a, 126b, 126c 所产生, 转矩能够被施加到适当的磁性目标上, 例如导管末端或者靠近末端的磁性元件。转矩至少足以挤压磁性元件以及由此将导管末端挤压到侧面, 例如驱使导管沿循着特定方向或者沿循着多个可用路径中的一个, 或者靠着某部位 (例如心脏肌肉) 挤压导管。优选地, 需要外部的附加作用力, 用于向前 / 向后移动, 如上面所提到, 但是同样可以应用强大的梯度场从而在一个方向上施加 (相对较小) 作用力, 用于导管的向前或者向后移动, 如下面解释。

[0071] 为了输入移动指令, 设置接口 162。所述接口 162 能够以多种方式实施。例如, 所述接口 162 能够是用户接口, 由此使用者能够手动地输入用户指令, 例如通过键盘、控制台、操作杆或者导航工具, 如安装到单独的计算机上 (未示出)。在另一种实施方式中, 所述接口 162 是用于连接到外部装置以用于移动控制的接口, 例如导航单元, 借此用于当前介入的导管移动已经提前规划, 例如基于通过诸如 MR (磁共振) 或者 CT (计算机断层摄影

法)的另一种成像模式而提前获取的目标的图像数据、或者通过同一 MPI 设备所获得图像数据。接口 162 随后接收有关导管在目标内期望移动的信息,以及接口 162 或者控制单元 150 能够将所述指令“转换”为移动指令,用于各个信号发生器单元。

[0072] 由此,在实际当中,根据本发明的设备能够使导管移动到目标,特别是基于移动指令来控制导管的移动方向,而与移动指令的形式以及谁提供指令或者什么指令无关。

[0073] 此外,通过根据本发明的设备,能够在介入期间容易地将导管 190 定位到目标 180 内(参见图 5,以简图显示了本发明的方法)。由于导管 190 的末端 192 或者末端附近设置有磁性元件 194,因此通过 MPI 方法和设备的已知原理,磁性元件 194 的位置、以及由此导管 190 在目标 180(这里指病人头部)内的位置能够被确定下来。

[0074] 例如,通过已知的 MPI 方法,在施加了根据 MPI 方案的磁场之后,位置能够通过获取的探测信号重新得到,用于确定出磁性元件的位置。位置信息能够被产生或者磁性元件的当前位置能够在目标 180 预先确定的图像中指示出来,该图像可能已经在先前基于另一个成像形式或者同一 MPI 设备所获得的数据而被重建。当然,如果通过另一个成像形式所获得的图像数据被用于这个目的,那么通常需要配准步骤,来将这些图像数据配准到当前探测信号(或者由此重建的图像数据),已知的配准算法能够被用于这个目的。

[0075] 例如,为了使导管移动穿过目标,优选地使用聚焦场线圈,通过该线圈在期望方向上产生均质磁场,从而影响导管的期望运动。然而,为了定位,均质操纵场(即聚焦场)不再以同样方式施加,而是通常切换到梯度场(由选择场线圈 116 施加(该线圈也可以是选择场磁体或者多个选择场线圈)),以及该磁场被施加用于使无场点沿着穿过视场的轨迹移动。在这种方式下,连接到导管的磁性元件能够被探测到。在用于定位的这个 MPI 序列期间,导管上的作用力消失。为了在模式之间更快地切换,部分梯度分量能够在导管操纵期间一直保持。

[0076] 导管的向前以及向后移动能够被手动地完成,从而使得磁性场仅仅(或者主要地)用于控制导管末端的移动方向。然而,还能够使得磁场足够强从而(独自地)施加,以驱使导管的向前移动(以及如果需要的话向后移动)或者至少支持向前(或者向后)移动。在另一个实施例中,能够设置导管移动单元 160、例如 US2003/0125752A1 中所示的包括电机的前进机构,通过该单元,能够产生向前及向后移动。在这种情况下,导管 190 优选地通过推送丝 196 而连接到导管移动单元 160。通常地,能够提供导管向前(以及最终向后)移动的任何类型的装置都能够在此用于该目的。

[0077] 导管移动装置 160 能够直接地被使用者控制。然而优选地,导管移动装置 160 被控制单元 150 控制,该控制单元 150 还能够在导管定位时轻易地使导管移动停止。

[0078] 图 5 以简单示例显示了根据本发明的方法。仅仅显示出根据本发明的设备 100 的少数元件。

[0079] 如图 5 中可以看到,导管 190 被引入到病人头部 180 中。特别地,导管 190 的末端 192 被插入,在该末端 192 设有磁性元件 194,该元件包括诸如软磁箔的容易磁化材料或者由容易磁化的材料构成。特别地,使用能够通过施加磁场而实现移动以及通过已知的 MPI 原理和硬件实现定位(成像)的磁化材料。

[0080] 导管 190 的推送丝 190 被连接到导管移动装置 160,以便在控制单元 150 的控制下使导管向前和向后移动。通过接口 162,从外部移动控制单元 170 接收移动指令,该外部移

动控制单元包括例如用于显示预先获取的病人头部的图像数据的监视器 172、以及用于插入控制指令从而规划导管的移动的操作者控制 174。

[0081] 在实际的介入中,医师将会使用移动控制单元 170 对介入进行规划。导航规划、特别是移动控制指令随后通过接口 162 提供到 MPI 设备 100 的控制单元 150。控制单元 150 随后控制导管移动装置 160 以及线圈(未示出),从而提供导管 190 在病人头部内的移动。以期望的(例如规则的)时间间隔,导管 190 的移动被停止,以及它的当前位置通过施加 MPI 序列,优选地通过沿着穿过磁性元件 194 当前可能所处区域的轨迹移动 FFP 并且获取探测信号而被获取,该信号随后被处理从而获取磁性元件 194 的当前位置。

[0082] 由此,能够获得直接反馈,无论导管末端 192 的实际位置是否与期望位置相对应,从而能够通过手动或者通过控制单元 150 做出即时校正。出于此目的,优选地,由定位获得的位置数据被反馈到控制单元 150 和/或反馈给使用者,例如通过设备 100 的监视器 156 和/或导管移动单元 170 的监视器 172 而发出警报,从而使得使用者能够采取即时的行为,用于当前位置的校正。

[0083] 尽管发明已经在附图及前面描述中进行了详细解释和描述,但是这种解释和描述被认为是解释性的或者示例性的以及并非限制性的;本发明没有局限于所公开的实施例。本领域技术人员在实施要求保护的发明时,通过研究附图、说明书以及附加的权利要求,能够理解和实现所公开实施例的其它变形。

[0084] 在权利要求中,术语“包括”并没有排除其它元件或者步骤,以及单数冠词没有排除多个。单个元件或者其它单元能够实现权利要求中列举的多个项目的功能。相互不同从属权利要求中列举的某些措施并不表示这些措施的组合不能被使用而从中得利。

[0085] 权利要求中的任意附图标记不应被理解为限制了保护范围。

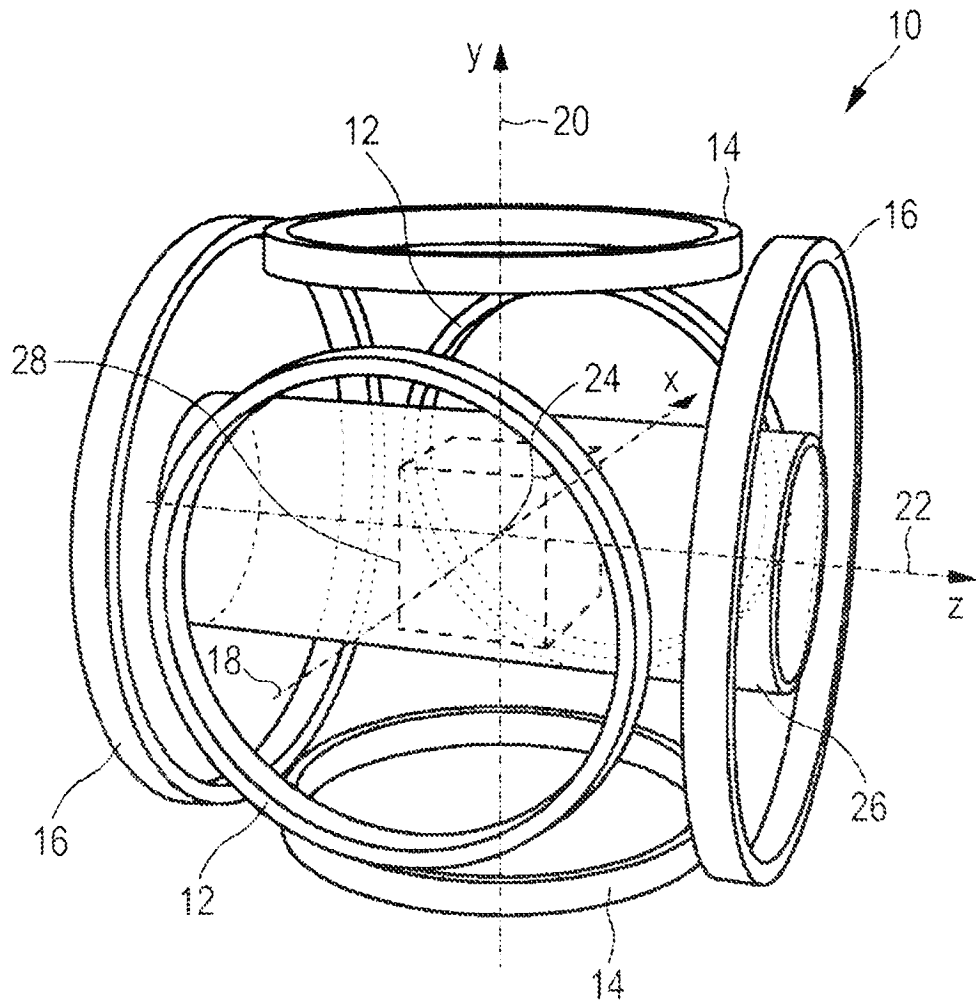


图 1

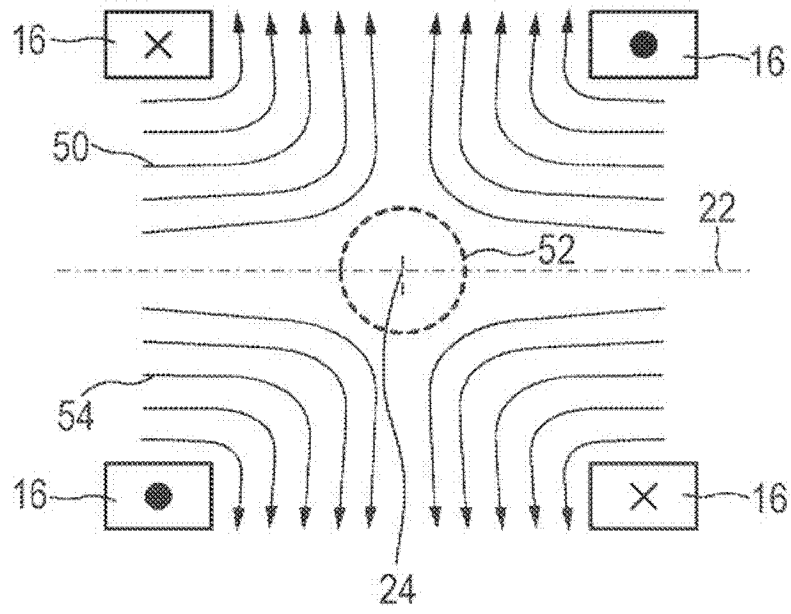


图 2

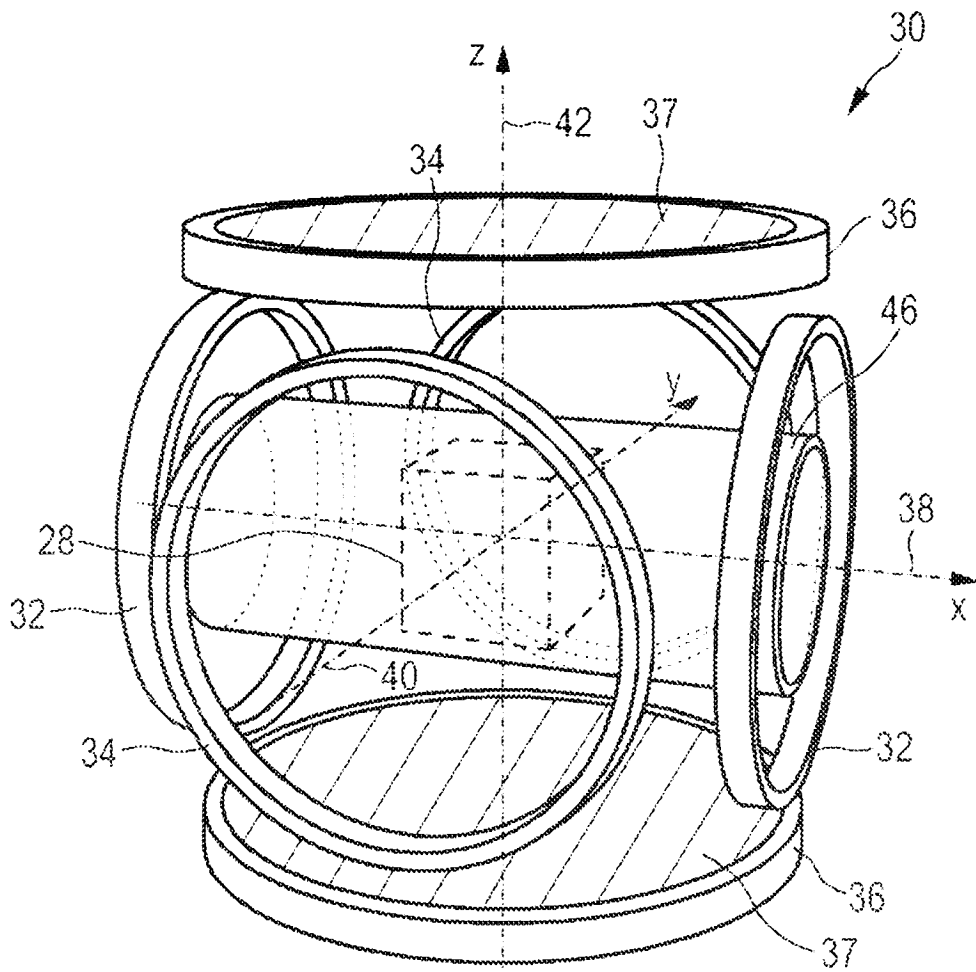


图 3

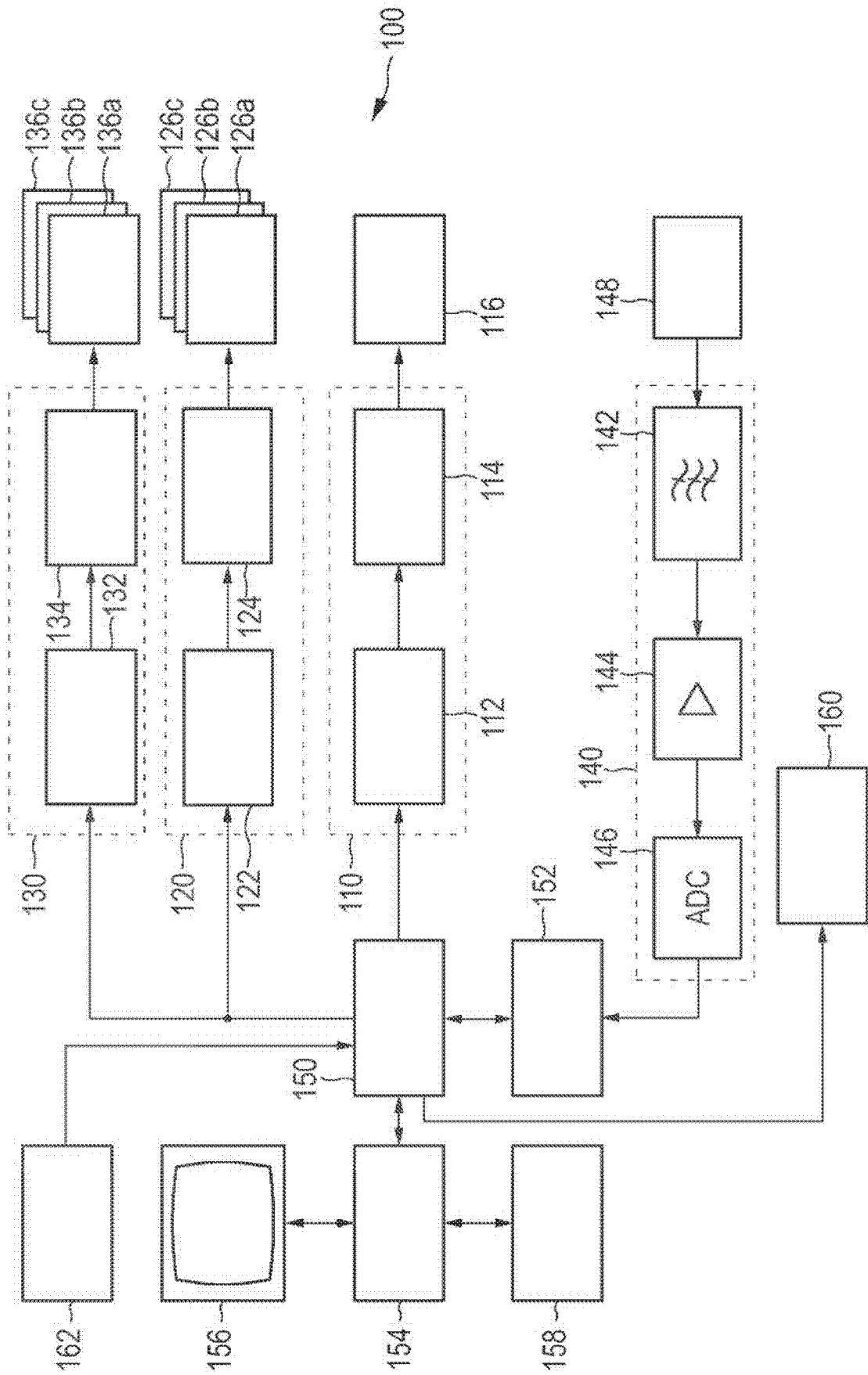


图 4

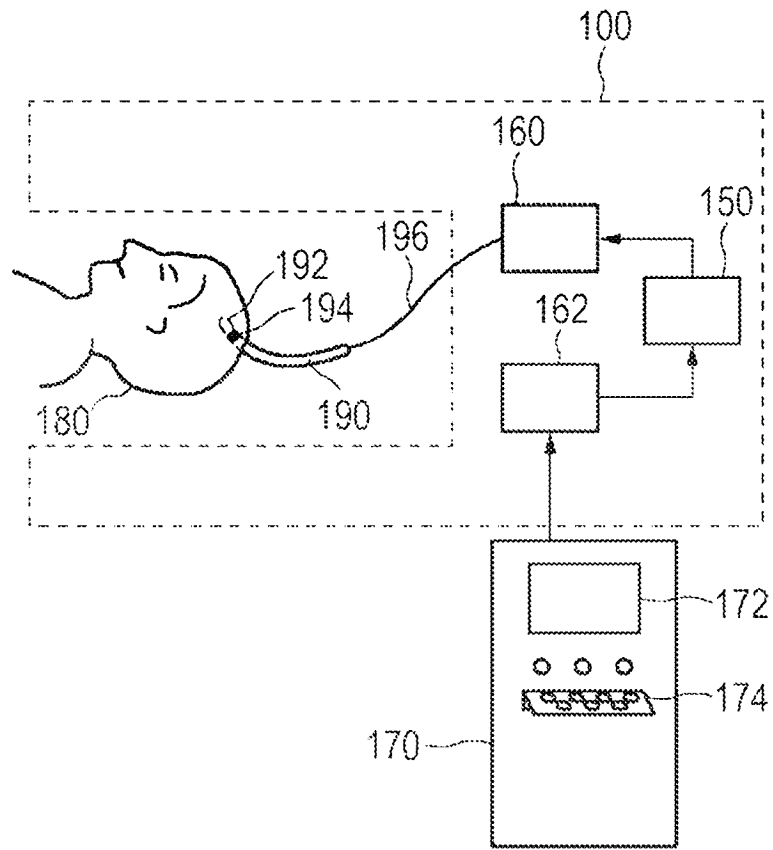


图 5