



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104768458 A

(43) 申请公布日 2015. 07. 08

(21) 申请号 201380058203. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 10. 21

A61B 5/05(2006. 01)

A61B 5/06(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/723, 433 2012. 11. 07 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 05. 07

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/059490 2013. 10. 21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/072854 EN 2014. 05. 15

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·E·拉米尔 B·格莱希

N·D·诺特纳格尔

(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

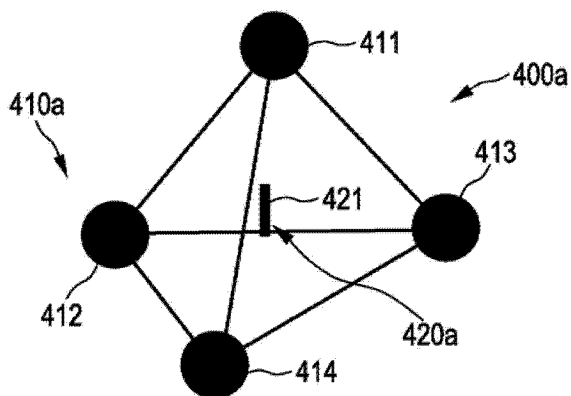
权利要求书3页 说明书15页 附图12页

(54) 发明名称

在 MPI 装置中使用的磁性设备

(57) 摘要

本发明涉及一种能够由磁性粒子成像装置来定位和移动的磁性设备 (400a), 所述磁性设备包括: 由一个或多个铁磁力接收元件形成的力接收部分 (410a), 所述力接收部分能够通过使用磁场而被移动和 / 或取向; 以及由一个或多个软磁性定位元件形成的定位部分 (420a), 所述一个或多个软磁性定位元件被布置于所述力接收部分内或者距所述力接收部分预定距离处, 所述定位部分响应于磁场的基本无场区在所述定位部分的位置上移动而提供响应信号。



1. 一种能够由磁性粒子成像装置定位和移动的磁性设备,所述磁性设备包括:
 - 力接收部分 (410a-410g),其由一个或多个铁磁性力接收元件形成,所述力接收部分能够通过使用磁场而被移动和 / 或定向,
 - 定位部分 (420a-420g),其由一个或多个软磁性定位元件形成,所述定位部分被布置于所述力接收部分内或距所述力接收部分预定距离处,所述定位部分响应于磁场的基本无场区在所述定位部分的位置上的移动而提供响应信号。
2. 如权利要求 1 所述的磁性设备,
 - 其中,所述定位部分 (420a-420g) 被布置于所述力接收单元生成所述磁场的最低畸变的位置处,所述磁场被施加用于所述定位部分的定位。
3. 如权利要求 1 所述的磁性设备,
 - 其中,所述定位部分 (420a-420g) 被布置于所述力接收部分内的中心区中,特别是对称中心区中。
4. 如权利要求 1 所述的磁性设备,
 - 其中,所述一个或多个定位元件包括以球体、针、片、粒子或箔的形式的一个或多个软磁性元件。
5. 如权利要求 1 所述的磁性设备,
 - 其中,所述一个或多个定位元件包括至少两个软磁性元件,所述至少两个软磁性元件被布置在相对于彼此不共面的取向上。
6. 如权利要求 1 所述的磁性设备,
 - 其中,所述定位部分还包括承载体 (425),特别是液体承载体,允许所述一个或多个定位元件与所施加的磁场对齐。
7. 如权利要求 1 所述的磁性设备,
 - 其中,所述一个或多个力接收元件包括以被布置为围绕所述定位部分的球体的形式的两个或更多个铁磁性元件 (411、412、413、414)。
8. 如权利要求 7 所述的磁性设备,
 - 其中,所述两个或更多个铁磁性元件 (411、412、413、414) 被布置于角锥体的中心,特别是四面体的中心。
9. 如权利要求 1 所述的磁性设备,
 - 其中,所述一个或多个力接收元件包括壳体 (415),所述壳体由围绕所述定位部分的铁磁性材料形成,所述壳体具有多个开口和 / 或狭缝 (416)。
10. 如权利要求 1 所述的磁性设备,
 - 其中,所述一个或多个力接收元件由退火的软磁性材料制成。
11. 如权利要求 1 所述的磁性设备,
 - 其中,所述力接收部分被配置为改变其磁化,特别是,在所述磁性设备要被定位时降低所述力接收部分的磁化。
12. 如权利要求 11 所述的磁性设备,
 - 其中,所述力接收部分包括用于改变所述力接收部分的所述磁化的开关,特别是致动器或控制器。
13. 如权利要求 1 所述的磁性设备,

其中,所述力接收部分由各向异性材料制成,被形成为细长的形式和 / 或包括一个或多个永磁体。

14. 一种用于定位和移动如权利要求 1 至 13 中的任一项所述的磁性设备的装置(100),所述装置包括:

- 选择器件,其包括选择场信号发生器单元(110)和选择场元件(116),用于生成具有其磁场强度的在空间中的图样的磁选择场(50),使得在视场(28)中形成具有低磁场强度的第一子区(52)和具有较高磁场强度的第二子区(54),在所述第一子区中,所述磁性设备的软磁性定位元件的磁化是不饱和的,在所述第二子区中,所述磁性设备的软磁性定位元件的磁化是饱和的,

- 驱动器件(120),其包括驱动场信号发生器单元(122)和驱动场线圈(124;125、126、127),用于借助于磁驱动场来改变所述视场(28)中的所述两个子区(52、54)在空间中的位置,使得所述磁性设备的所述软磁性定位元件的磁化局部地改变,

- 聚焦器件(110),其用于改变所述视场(28)在空间中的所述位置,

- 接收器件,其包括至少一个信号接收单元(140)和至少一个接收线圈(148),用于采集检测信号,所述检测信号取决于所述视场(28)中的所述磁化,所述磁化受所述第一子区(52)和所述第二子区(54)在空间中的所述位置的改变的影响,

- 处理器件(152),其用于处理所述检测信号,以及

- 控制器件(150),其用于控制所述选择器件、所述驱动器件和所述聚焦器件来生成磁场以将所述视场(28)移动到一位置,使得所述磁性设备被放置于所述磁性设备的目标位置和所述视场(28)的中心之间,以便生成力以沿着所述目标位置的方向移动所述磁性设备并且在此之后或同时将所述视场(28)移动到一位置,使得所述磁性设备被放置于所述视场(28)内,以定位所述磁性设备。

15. 如权利要求 14 所述的装置,

其中,所述控制器件适于控制所述选择器件、所述驱动器件和所述聚焦器件来生成磁场以交替地将所述视场移入用于生成作用于所述磁性设备上的力以将所述磁性设备移动到所述目标位置的方向中的位置中并且移动到用于定位所述磁性设备的位置中,直到所述磁性设备已到达所述目标位置。

16. 一种用于定位和移动如权利要求 1 至 13 中的任一项所述的磁性设备的方法,所述方法包括:

- 生成具有其磁场强度的在空间中的图样的磁选择场(50),使得在视场(28)中形成具有低磁场强度的第一子区(52)和具有较高磁场强度的第二子区(54),在所述第一子区中,所述磁性设备的软磁性定位元件的磁化是不饱和的,在所述第二子区中,所述磁性设备的软磁性定位元件的磁化是饱和的,

- 借助于磁驱动场来改变所述视场(28)中的所述两个子区(52、54)在空间中的位置,使得所述磁性设备的所述软磁性定位元件的磁化局部地改变,

- 改变所述视场(28)在空间中的所述位置,

- 采集检测信号,所述检测信号取决于所述视场(28)中的所述磁化,所述磁化受所述第一子区(52)和所述第二子区(54)在空间中的所述位置的改变的影响,

- 处理所述检测信号,以及

- 控制所述磁场的生成以将所述视场 (28) 移动到一位置,使得所述磁性设备被放置于所述磁性设备的目标位置和所述视场 (28) 的中心之间,以便生成力以沿着所述目标位置的方向移动所述磁性设备并且在此之后或同时将所述视场 (28) 移动到一位置,使得所述磁性设备被放置于所述视场 (28) 内,以定位所述磁性设备。

在 MPI 装置中使用的磁性设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种能够由磁性粒子成像装置来定位和移动的磁性设备。本发明还涉及一种用于移动和定位这样的磁性设备的装置和方法。

背景技术

[0002] 磁操纵是实现患者内的设备的无接触操纵的有前景的途径。范例是能够被引导进入期望的方向的磁性导管尖端或者能够局部地递送药物或收集信息的磁性药丸 (magnetic pills), 例如磁性引导的胶囊内窥镜 (MGCE)。这些途径实现更安全和更舒适的介入过程。然而, 现有的磁操纵系统需要大的专用场施加器。例如, Carpi 等人的“Controlled navigation of endoscopic capsules: Concept and preliminary experimental investigations”, IEEE Trans. Bio. Med. Eng., 第 54 卷, 第 11 号, 第 2028-2036 页 (2007 年 11 月) 以及“Magnetic Maneuvering of Endoscopic Capsules by Means of a Robotic Navigation System”, IEEE Transactions on biomedical engineering 第 56 卷, 第 5 号 (2009 年 5 月) 描述了一种被布置有磁性外壳的无线胶囊内窥镜, 其用于由机器人磁性导航系统操纵和监视。

[0003] 磁性粒子成像 (MPI) 是一种新兴的医学成像模态。第一版本的 MPI 由于其产生二维图像因而是二维的。较新版本的是三维的 (3D)。假如在对于单个 3D 图像的数据采集期间对象没有显著变化, 则通过将 3D 图像的时间序列组合为影片能够创建非静态对象的四维图像。

[0004] MPI 是重建式成像方法, 如计算机断层摄影 (CT) 或磁共振成像 (MRI)。因此, 对象的感兴趣体积的 MP 图像是通过两个步骤来生成的。第一步骤 (也被称为数据采集) 是使用 MPI 扫描器来执行的。MPI 扫描器具有生成静态磁梯度场的器件, 所述静态磁梯度场被称为“选择场”, 其在扫描器的等中心处具有 (单) 无场点 (FFP) 或场自由线 (FFL)。此外, 该 FFP (或者 FFL; 下文中提及“FFP”应被宽泛地理解为意味着 FFP 或 FFL) 由具有低磁场强度的第一子区包围, 所述第一子区继而由具有较高磁场强度的第二子区包围。另外, 扫描器具有用于生成时间相关的、空间中接近均匀磁场的器件。实际上, 该场是通过将具有小的幅值的快速变化的场 (被称为“驱动场”) 以及具有大的幅值的缓慢变化的场 (被称为“聚焦场”) 叠加来获得的。通过将时间相关的驱动场和聚焦场添加到静态选择场上, 可以将 FFP 沿预定的 FFP 路径贯穿围绕等中心的“扫描体积”移动。扫描器还具有一个或多个 (例如三个) 接收线圈的布置并且能够记录这些线圈中感应的任何电压。针对数据采集, 要被成像的对象被放置于扫描器之内, 使得对象的感兴趣体积被扫描器的视场包围, 所述视场是扫描的体积的子集。

[0005] 所述对象必须包括磁性纳米粒子或其他磁性非线性材料; 如果所述对象为动物或患者, 则在扫描之前将包括这样的粒子的造影剂施予给所述动物或患者。在数据采集期间, MPI 扫描器沿描绘出 / 覆盖扫描的体积 (或者至少视场) 的仔细选择的路径来移动 FFP。对象内的磁性纳米粒子经历变化的磁场并且通过改变其磁化来做出响应。纳米粒子的变化的

磁场在每个接收线圈中感应时间相关的电压。该电压在与所述接收线圈相关联的接收器中被采样。由所述接收器输出的样本被记录并且构成采集的数据。控制数据采集的细节的参数组成“扫描协议”。

[0006] 在第二步骤的图像生成（被称为图像重建）中，根据在第一步骤中采集的数据计算或重建图像。所述图像是数据的离散 3D 阵列，其表示对视场中的磁性纳米粒子的位置相关的浓度的采样近似。所述重建一般由计算机执行，所述计算机运行合适的计算机程序。计算机和计算机程序实现重建算法。重建算法是基于数据采集的数学模型的。与所有重建式成像方法一样，该模型能够被公式化为作用在采集的数据上的积分算子；所述重建算法试图在可能的程度上恢复所述模型的动作。

[0007] 这样的 MPI 装置和方法具有如下的优点：它们能够用于以非破坏性的方式并且以高的空间分辨率来在接近检查对象的表面和远离检查对象的表面两者处检查任意的检查对象（例如人类身体）。这样的装置和方法是众所周知的并且最早在 DE 10151778A1 中描述，以及在 Gleich, B. 和 Weizenecker, J. (2005 年) 在 Nature, 第 435 卷, 第 1214-1217 页, “Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles” 中描述，其中还总体描述了重建原理。在该文献中描述的用于磁性粒子成像 (MPI) 的装置和方法充分利用小的磁性粒子的非线性磁化曲线。

[0008] US 2012/0157823 公开了一种用于控制通过对象的导管的移动并且用于定位对象内的导管的装置，所述导管包括在其端部处或接近其端部处的磁性元件。本发明应用 MPI 的原理和硬件用于导管定位和导管移动两者，并且提供合适的控制器件以控制信号发生器单元来生成和提供通向各个场线圈的控制电流以生成合适的磁场，用于移动导管沿由移动指令指示的方向通过对象并且用于定位对象内的导管。

发明内容

[0009] 本发明的目的是提供一种磁性设备，所述磁性设备既能够使用 MPI 来定位并且能够由施加在 MPI 装置中的磁场所生成的磁力来操纵。

[0010] 本发明的又一个目的是提供一种用于定位和移动这样的磁性设备的装置。

[0011] 在本发明的一个方面中，提出了一种磁性设备，所述磁性设备能够由磁性粒子成像装置来定位和移动，所述磁性设备包括：

[0012] - 由一个或多个铁磁性力接收元件形成的力接收部分，所述力接收部分能够通过使用磁场来移动和 / 或定向，

[0013] - 由一个或多个软磁性定位元件形成的定位部分，所述定位部分被布置于所述力接收部分内，或者被布置于距所述力接收部分预定距离处，所述定位部分响应于磁场的基本无场区在所述定位部分的位置上的移动而提供响应信号。

[0014] 从属权利要求中定义了本发明的优选实施例。

[0015] 现有的磁操纵系统需要大的专用场施加器。与此相反，MPI 装置能够生成所需要的场和场梯度而无需（基本上）硬件修改并且同时增加了实时设备定位的可能。所提出的磁性设备包括力接收部分和 MPI 信号生成（定位）部分。所述力接收部分优选地被配置为经受来自磁梯度场的力和力矩。所述定位部分被配置为生成定位信号（即，由 MPI 装置采集的合适的检测信号，其实现所述磁性设备的定位）。优选地，所述力接收部分被配置为使

得不影响或者不阻止所述 MPI 装置检测所述定位信号。该设计允许对所述磁性设备进行同时的或交错的成像和操纵。此外,通过移除所述磁性设备的特征信号,能够同时执行对血管内或组织内的粒子的 MPI。

[0016] 在 MPI 装置中施加非常强的磁场梯度的可能使得能够在磁性设备上施以非常强的力。这能够例如用于引导自主的设备(如丸剂)通过胃肠道或者用于引导导管的磁性尖端。

[0017] 在实施例中,所述定位部分被布置于力接收单元生成磁场的最低畸变的位置,所述磁场被施加用于所述定位部分的定位。这提供了能够获得具有好的质量的来自定位部分的检测信号。

[0018] 另外,在实施例中,所述定位部分被布置于所述力接收部分内的中心区中,特别是对称中心区中。利用这种布置,来自所述定位部分的检测信号总体以最优质量被获得并且最少地被来自所述力接收部分的任何信号干扰。

[0019] 取决于具体的实现方式,特别是可用的空间和期望的信号准确度,所述一个或多个定位元件包括球体、针、片、粒子或箔的形式的一个或多个软磁性元件。不同的形状具有不同的取向相关的退磁因子。如果在特定方向因子为 $N > 0$, 则退磁降低了信号响应。只有在场分量与针的轴 ($N \sim 0$ 处) 时,针才递送高的信号。因而,其取向轴能够从取向相关的响应来推断。利用两个正交的针,可以确定不只一个轴,而是空间中的完整取向。片在两个方向上具有好的信号,这对于定位而言是好的,但是对于取向确定而言不是那么好。软磁性球在所有取向具有等同的退磁因子,并且因而具有非常低的信号。然而,较硬的磁性材料也可以递送好的信号,如果没有退火的话。

[0020] 在实施例中,所述一个或多个定位元件包括至少两个软磁性元件,所述软磁性元件相对于彼此被布置于非共面的取向。这使得能够确定所述磁性设备的取向。

[0021] 另外,在实施例中,所述定位部分还包括承载体,特别是液体承载体,其允许所述一个或多个定位元件与所施加的磁场对齐。在所述磁性设备的取向要被改变的情况下,例如,如果磁性设备被布置在要在患者的身体内(例如,胃肠道)移动的导管的尖端,对此特别感兴趣的。

[0022] 优选地,所述一个或多个力接收元件包括被布置于所述定位部分周围的球的形式的一个或更多个铁磁性元件。这提供了容易实现而有效的力接收部分。

[0023] 此外,所述两个或更多个铁磁性元件被布置于高度对称的体(例如角锥体,特别是四面体)的角上。该布置仍是非常简单的,但是具有特定的对称度,降低了所述定位部分处的场畸变。

[0024] 在实施例中,所述一个或多个力接收元件包括围绕所述定位部分的由铁磁性材料形成的壳体,所述壳体具有若干开口和/或槽。该实施例允许在身体内容易地进行操作,但是仍使得磁场能够很好地到达定位部分。

[0025] 优选地,所述一个或多个力接收元件由退火的软磁性材料制成。这提供了所述定位部分的检测信号不被(或者至少不是很大地)干扰。

[0026] 在另一实施例中,所述力接收部分被配置为改变其磁化,特别是在所述磁性设备要被定位时降低其磁化。例如,这能够通过改变具有固定的磁化方向的力接收元件的取向来完成。

[0027] 在另一种实现方式中,所述力接收部分包括切换器,特别是致动器或控制器,以改变所述力接收部分的磁化。

[0028] 再另外,在实施例,所述力接收部分由各向异性材料制成,被形成为细长的形式和 / 或包括一个或多个永磁体。这提供了磁性设备可以在施加的磁场中经受力矩。

[0029] 根据另一方面,提出了一种用于定位和移动根据本发明的磁性设备的装置,所述装置包括:

[0030] - 选择器件,其包括选择场信号发生器单元和选择场元件,用于生成具有其磁场强度的空间图样的磁选择场,使得在视场中形成具有低磁强度的第一子区(其中,所述磁性设备的软磁性定位元件的磁化不饱和)和具有较高磁场强度的第二子区(其中,所述磁性设备的软磁性定位元件的磁化饱和),

[0031] - 驱动器件,其包括驱动场信号发生器单元和驱动场线圈,用于借助于磁驱动场来改变所述视场中的所述两个子区在空间中的位置,使得所述磁性设备的所述软磁性定位元件的磁化局部地改变,

[0032] - 聚焦器件,其用于改变所述视场的空间中的位置,

[0033] - 接收器件,其包括至少一个信号接收单元和至少一个接收线圈,用于采集检测信号,所述检测信号取决于所述视场中的磁化,所述磁化受所述第一区和所述第二区在空间中的位置的改变的影响,

[0034] - 处理器件,其用于处理所述检测信号,以及

[0035] - 控制器件,其用于控制所述选择器件、所述驱动器件和所述聚焦器件来生成磁场以将视场移动到一位置,使得所述磁性设备被定位于所述磁性设备的目标位置和所述视场的中心之间,以便生成力以沿着所述目标位置的方向移动所述磁性设备并且在此之后或同时将所述视场移动到一位置,使得所述磁性设备被定位于所述视场中,以定位所述磁性设备。

[0036] 优选地,所述控制器件适于控制所述选择器件、所述驱动器件和所述聚焦器件来生成磁场以交替地将视场移入用于生成作用于所述磁性设备上的力以将所述磁性设备移动到所述目标位置的方向中的位置中并且移动到用于定位所述磁性设备的位置中,直到所述磁性设备已到达所述目标位置。

附图说明

[0037] 参考下文中描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些和其他方面将是显而易见的并将得以阐述。在以下附图中:

[0038] 图 1 示出了 MPI 装置的第一实施例,

[0039] 图 2 示出了由如图 1 中所示出的装置产生的选择场图样的范例,

[0040] 图 3 示出了 MPI 装置的第二实施例,

[0041] 图 4 示出了 MPI 装置的第三和第四实施例,

[0042] 图 5 示出了 MPI 装置的方框图,

[0043] 图 6 示出了根据本发明的磁性设备的第一实施例,

[0044] 图 7 示出了作用在磁选择场内的不同位置处的第一实施例的磁性设备上的力,

[0045] 图 8 示出了根据本发明的磁性设备的第二实施例,

- [0046] 图 9 示出了根据本发明的磁性设备的第三实施例，
[0047] 图 10 示出了根据本发明的磁性设备的第四实施例，
[0048] 图 11 示出了根据本发明的磁性设备的第五实施例，
[0049] 图 12 示出了根据本发明的磁性设备的第六实施例，
[0050] 图 13 示出了根据本发明的磁性设备的第七实施例，
[0051] 图 14 示出了图示控制根据本发明的磁性设备的第一实施例的图解，
[0052] 图 15 示出了图示控制根据本发明的磁性设备的第二实施例的图解，
[0053] 图 16 示出了图示控制根据本发明的磁性设备的第三实施例的图解，
[0054] 图 17 示出了图示控制根据本发明的磁性设备的特定范例的图解，
[0055] 图 18 示出了图示控制根据本发明的磁性设备的另一范例的图解，

具体实施方式

[0056] 在解释本发明的细节之前，将参考图 1 至图 4 详细解释磁性粒子成像的基础。具体而言，将描述用于医学诊断的 MPI 扫描器的四个实施例。还将给出数据采集的非正式描述。将指出不同实施例的相似和不同。一般而言，能够在 MPI 装置的所有这些不同实施例中本发明。

[0057] 图 1 中示出的 MPI 扫描器的第一实施例 10 具有三对共轴平行环形线圈 12、14、16，这些线圈对如图 1 中所示地被布置。这些线圈对 12、14、16 用于生成选择场以及驱动场和聚焦场。三个线圈对 12、14、16 的轴 18、20、22 相互正交并且在单个点相遇，指定 MPI 扫描器 10 的等中心 24。另外，这些轴 18、20、22 用作被附接到等中心 24 的 3D 笛卡尔 x - y - z 坐标系的轴。竖直轴 20 被指定为 y 轴，使得 x 轴和 z 轴是水平的。线圈对 12、14、16 用它们的轴来命名。例如， y 线圈对 14 由扫描器的顶部和底部的线圈形成。此外，具有正（负） y 坐标的线圈被称为 y^+ 线圈（ y^- 线圈），并且对于其余的线圈是类似的。在更方便时，坐标轴和线圈将被标记为 x_1 、 x_2 和 x_3 ，而非 x 、 y 和 z 。

[0058] 扫描器 10 能够被设置为引导预定的、时间相关的电流通过这些线圈 12、14、16 中的每个并且在两个方向之一。当沿线圈的轴看时，如果电流绕线圈顺时间流动，则其将被视为正的，否则为负。为了生成静态选择场，使恒定正电流 I^+ 流动通过 z^+ 线圈，并且使电流 $-I^+$ 流动通过 z^- 线圈。 z 线圈对 16 则用作反平行环形线圈对。

[0059] 应该指出，在该实施例中轴的布置和给予这些轴的命名仅为范例并且在另外的实施例中也可能不同。例如，在现实的实施例中，竖直轴通常被认为是 z 轴而非本实施例中的 y 轴。然而，这一般并不改变设备的功能和操作以及本发明的效果。

[0060] 磁选择场，其通常为磁梯度场，在图 2 中由场线 50 表示。其在生成选择场的 z 线圈对 16 的（例如，水平的） z 轴 22 的方向上具有基本上恒定的梯度，并且在该轴 22 上的等中心 24 到达零值。从该无场点（在图 2 中未单独地示出）出发，磁选择场 50 的场强随着离无场点的距离的增加而在所有三个空间方向上增加。在第一子区或区域 52（其用绕等中心 24 的虚线表示），场强小得使出现在该第一子区 52 中的粒子的磁化是不饱和的，而出现在第二子区 54（区域 52 之外）中的粒子的磁化处于饱和状态。在所述第二子区 54（即，在第一子区 52 之外的扫描器的视场 28 的剩余部分），选择场的磁场强度足够强以保持磁性粒子处于饱和状态。

[0061] 通过改变视场 28 内的两个子区 52、54(包括无场点)的位置,视场 28 中的(总体)磁化发生改变。通过确定视场 28 中的磁化或由所述磁化影响的物理参数,能够获得关于视场 28 中的磁性粒子的空间分布的信息。为了改变视场 28 中的两个子区 52、54(包括无场点)的相对空间位置,另外的磁场(即,磁驱动场)以及(如果适用的话)磁聚焦场被叠加到选择场 50。

[0062] 为了生成驱动场,使时间相关的电流 I_1^D 流动通过两个 x 线圈 12,使时间相关的电流 I_2^D 流动通过两个 y 线圈 14,并且使时间相关的电流 I_3^D 流动通过两个 z 线圈 16。因而,三个线圈对中的每个用作平行环形线圈对。类似地,为了生成聚焦场,使时间相关的电流 I_1^F 流动通过两个 x 线圈 12,使电流 I_2^F 流动通过两个 y 线圈 14,并且使电流 I_3^F 流动通过两个 z 线圈 16。

[0063] 应该指出,z 线圈对 16 是特殊的:其不仅生成它的驱动场和聚焦场的份额,而且还生成选择场(当然,在其他实施例中,可以提供单独的线圈)。流动通过 z^\pm 线圈的电流是 $I_3^D + I_3^F \pm I^S$ 。流动通过剩余两个线圈对 12、14 的电流是 $I_k^D + I_k^F$, $k = 1, 2$ 。由于其几何结构和对称性,三个线圈对 12、14、16 良好地解耦。这是所希望的。

[0064] 由反平行线圈对生成的选择场是关于 z 轴旋转对称的,并且其 z 分量在 z 中接近线性并且在围绕等中心 24 的很大体积内不相关于 x 和 y。具体而言,选择场在等中心处具有单个无场点(FFP)。与此相反,由平行环形线圈对生成的对驱动场和聚焦场的贡献,在绕等中心 24 的很大体积内在空间中是接近均匀的,并且平行于各自线圈对的轴。由所有三个平行环形线圈对共同生成的驱动场和聚焦场在空间中接近均匀并且被给予任何方向和强度,直到某个最大强度。驱动场和聚焦场也是时间相关的。聚焦场和驱动场之间的差别在于聚焦场随时间缓慢变化并且可以具有大的幅值,而驱动场快速变化并且具有小的幅值。不同地对待这些场是有生理和生物医学原因的。具有大的幅值的快速变化的场将难于生成并且潜在地可能对患者有害。

[0065] 在现实的实施例中,FFP 能够被认为是数学上的点,在所述点处,假定磁场为零。磁场强度随着离 FFP 的距离增大而增大,其中,增大速率对于不同的方向可能是不同的(例如,取决于设备的特定布局)。只要磁场强度低于使磁性粒子进入饱和状态所需的场强,粒子就活性地贡献于由设备测量的信号的信号生成;否则,粒子饱和并且不生成任何信号。

[0066] MPI 扫描器的实施例 10 具有同样沿 x 轴、y 轴和 z 轴取向的至少一个另外的平行环形线圈对,优选为三个另外的平行环形线圈对。这些线圈对(图 1 中未示出)用作接收线圈。与针对驱动场和聚焦场的线圈对 12、14、16 一样,由流动通过这些接收线圈对中的一个的恒定电流所生成的磁场在视场内是空间中接近均匀的,并且平行于各自线圈对的轴。接收线圈假定被良好地解耦。在接收线圈中感应的时间相关的电压被放大并且由被附接到该线圈的接收器采样。更精确地说,为了应对该信号的巨大的动态范围,接收器对接收到的信号和参考信号之间的差异进行采样。接收器的传递函数为从零赫兹(“DC”)至期望的信号水平下降到噪声水平之下的频率之间的非零结果。备选地,MPI 扫描器没有专门的接收线圈。替代的是,驱动场发射线圈被用作接收线圈。

[0067] 图 1 中示出的 MPI 扫描器的实施例 10 具有沿 z 轴 22(即,沿选择场的轴)的圆柱形腔 26。所有线圈都被放置于该腔 26 之外。针对数据采集,要被成像的患者(或对象)被置于腔 26 中,使得患者的感兴趣体积(要被成像的患者(或对象)的体积)被扫描器的视

场 28 包围（扫描器能够对其内容进行成像的扫描器的体积）。例如，患者（或对象）被放置于患者台上。视场 28 是几何上简单的、膛 26 的内部的同心体积，例如立方体、球、圆柱体或任意形状。图 1 中图示了立方体的视场 28。

[0068] 第一子区 52 的尺寸取决于磁选择场的梯度的强度并且取决于饱和所需要的磁场的场强，继而取决于所述磁性粒子。对于典型的磁性粒子在 80A/m 的磁场强度的充分的饱和和达到 $50 \times 10^3 \text{A/m}^2$ 的磁选择场的场强的梯度（在给定的空间方向）而言，粒子的磁化在其中未饱和的第一子区 52 具有约 1mm（在给定的空间方向）的尺寸。

[0069] 患者的感兴趣体积被假定为包括磁性粒子。在对（例如）肿瘤进行诊断成像之前，例如，借助于被注射进入患者（对象）的身体或者以其他方式施予（例如，口服）给患者的包括磁性粒子的液体，所述磁性粒子被引入所述感兴趣体积。

[0070] 一般而言，存在将磁性粒子引入视场中的各种方式。具体而言，在患者的身体要被引入磁性粒子的情况下，能够通过使用外科的或非外科的方法来施予磁性粒子，并且存在需要专业人员（例如，执业医师）的方法和不需要专业人员的方法（例如，能够由外行人人员或普通技术人员或患者他/她自己来执行）两者。在外科方法中，存在潜在地无风险和/或安全常规介入，例如，包括如向血管中注射造影剂的有创步骤（如果这样的注射终究被认为是外科方法），即，不需要相当的专业医学技术来执行并且不涉及严重的健康风险的介入。另外，能够应用如吞咽和吸入的非外科方法。

[0071] 一般而言，磁性粒子在执行数据采集的实际步骤之前预先递送或预先施予。然而，在实施例 1 中，也可能将另外的磁性粒子递送/施予进入视场。

[0072] 例如，磁性粒子的实施例包括球体基底，例如被提供具有软磁性层的玻璃的基底，所述软磁性层例如具有 5nm 的厚度并且包括铁镍合金（例如，坡莫合金）。例如，通过包覆层该层可以被覆盖，所述包覆层保护所述粒子免受化学地和/或物理地侵蚀性环境，例如，酸。将这样的粒子的磁化饱和所需要的磁选择场 50 的磁场强度取决于各种参数，例如，粒子的直径、为磁性层使用的磁性材料、以及其他参数。

[0073] 在这样的磁性粒子具有例如 $10 \mu\text{m}$ 的直径的情况下，则需要约 800A/m（对应于约 1mT 的通量密度）的磁场，而在 $100 \mu\text{m}$ 的直径的情况下，80A/m 的磁场足够。当选择具有更低的饱和磁化的材料的包覆或降低了层的厚度的情况下，可以获得甚至更小的值。

[0074] 在实践中，通常使用商业可用的商品名为 Resovist 的磁性粒子（或类似的磁性粒子），所述磁性粒子具有磁性材料的芯或者被形成为大的球并且具有纳米范围内的直径，例如 40 或 60 纳米。

[0075] 对于一般可用的磁性粒子和粒子组合物的进一步细节，这里引用 EP1304542、WO 2004/091386、WO 2004/091390、WO 2004/091394、WO2004/091395、WO 2004/091396、WO 2004/091397、WO 2004/091398、WO2004/091408 的相应部分，在此通过引用将其并入。在这些文献中，也能够找到一般的 MPI 方法的更多细节。

[0076] 在数据采集期间，x、y、和 z 线圈对 12、14、16 生成位置相关和时间相关的磁场（施加的场）。这通过引导合适的电流通过场生成线圈来实现。实际上，驱动场和聚焦场推动选择场移动，使得 FFP 沿描绘出扫描体积（视场的超集）的预先选择的 FFP 轨迹来移动。施加的场对患者体内的磁性纳米粒子进行取向。随着施加的场变化，得到的磁化也变化，即使其对施加的场非线性地响应。变化的施加的场和变化的磁化的总和感应沿 x_k 轴接收

线圈对的端子之间的时间相关的电压 V_k 。相关联的接收器将该电压转换为信号 S_k ，其进一步对该信号进行处理。

[0077] 类似于图 1 中示出的第一实施例 10，图 3 中示出的 MPI 扫描器的第二实施例 30 具有三个环形并且相互正交的线圈对 32、34、36，但是这些线圈对 32、34、36 仅生成选择场和聚焦场。再次生成选择场的 z 线圈 36 被填充有铁磁性材料 37。该实施例 30 的 z 轴 42 竖直地取向，而 x 轴 38 和 y 轴 40 水平地取向。扫描器的腔 46 平行于 x 轴 38，并且因而垂直于选择场的轴 42。驱动场由沿 x 轴 38 的螺线管（未示出）以及由沿两个剩余的轴 40、42 的鞍线圈对（未示出）生成。这些线圈绕形成腔的管缠绕。驱动场线圈也用作接收线圈。

[0078] 给出这样的实施例的几个典型的参数：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 是真空磁导率。驱动场的空间频率谱集中在 25kHz 左右（上至约 150kHz）的窄带中。接收到的信号的有效频率谱位于 50kHz 和 1MHz（最终上至约 15MHz）之间。腔具有 120mm 的直径。适合进入腔 46 的最大立方体 28 具有边缘长度 $120\text{mm}/\sqrt{2} \approx 84\text{mm}$ 。

[0079] 由于场生成线圈的构造在现有技术中是已知的，例如，根据磁共振成像的领域，因而本文中不对该主题进一步详述。

[0080] 在用于生成选择场的备选实施例中，能够使用永磁体（未示出）。在这样的（相对的）永磁体（未示出）的两极之间的空间中，形成类似于图 2 中示出的磁场，也就是，相对的极具有相同的极性。在另一备选实施例中，能够通过至少一个永磁体和至少一个线圈的混合来生成选择场。

[0081] 图 4 示出了 MPI 装置 200、300 的一般外部布局。图 4 示出了所提出的 MPI 装置 200 的实施例，MPI 装置 200 包括两个选择和聚焦场线圈单元 210、220，两个选择和聚焦场线圈单元 210、220 基本上等同并且被布置于形成在它们之间的检查区 230 的相对侧。另外，驱动场线圈单元 240 被布置于选择和聚焦场线圈单元 210、220 之间，所述选择和聚焦场线圈单元被置于患者的感兴趣区周围（未示出）。所述选择和聚焦场线圈单元 210、220 包括若干个选择和聚焦场线圈，用于生成表示以上解释的磁选择场和磁聚焦场的组合磁场。具体而言，每个选择和聚焦场线圈单元 210、220 包括一组（优选地等同的）选择和聚焦场所线圈。下面将解释所述选择和聚焦场线圈的细节。

[0082] 驱动场线圈单元 240 包括若干驱动场线圈，用于生成磁驱动场。这些驱动场线圈可以包括若干对驱动场线圈，具体而言，一对驱动场线圈用于在空间中的三个方向中的每个中生成磁场。在实施例中，驱动场线圈单元 240 包括针对空间中的两个不同方向的两对鞍线圈以及用于在患者的纵轴生成磁场的一个螺线管线圈。

[0083] 选择和聚焦场线圈单元 210、220 一般安装到加持单元（未示出）或房间的墙壁。优选地，在选择和聚焦场线圈单元 210、220 包括用于承载各自线圈的极靴的情况下，加持单元不仅机械地支撑选择和聚焦场线圈单元 210、220 而且还提供用于连接两个选择和聚焦场线圈单元 210、220 的极靴的磁通量的路径。

[0084] 如图 4a 中所示，两个选择和聚焦场线圈单元 210、220 每个包括屏蔽层 211、221，用于屏蔽所述选择和聚焦场线圈免受由驱动场线圈单元 240 的驱动场线圈生成的磁场。

[0085] 在图 4B 中示出的 MPI 装置 201 的实施例中，仅提供单个选择和聚焦场线圈单元 220 以及驱动场线圈单元 240。一般而言，单个选择和聚焦场线圈单元对生成所需要的组合的磁选择场和磁聚焦场而言是足够的。所述单个选择和聚焦场线圈单元 220 因此可以被集

成到患者被置于其上以进行检查的（未示出的）患者台上。优选地，所述驱动场线圈单元 240 的驱动场线圈可以提前被布置在患者身体的周围，例如，作为柔性线圈元件。在另一种实现方式中，驱动场线圈单元 240 能够被打开，例如，能够分离为两个子单元 241、242（如由图 4b 中示出的轴方向上的分隔线 243、244 所指示），使得患者能够被置于它们之间，并且驱动场线圈单元 241、242 然后能够被耦合到一起。

[0086] 在 MPI 装置的再另外的实施例中，可以提供更多的选择和聚焦场线圈单元，所述选择和聚焦场线圈单元优选地根据围绕检查区 230 的均匀分布来布置。然而，使用越多的选择和聚焦场线圈单元，用于将患者放置到其中的检查区的可及性以及用于在检查期间由医学助理或医生接近患者本身的可及性更高。

[0087] 图 5 示出了根据本发明的 MPI 装置 100 的总体方框图。上文中解释的磁性粒子成像的一般原理是有效的并且也适用于该实施例，除非另行说明。

[0088] 图 5 中示出的装置 100 的实施例包括用于生成期望的磁场的各种线圈。首先，将解释 MPI 中的线圈及其功能。

[0089] 为了生成组合的磁选择和聚焦场，提供选择和聚焦器件 110。磁选择和聚焦场具有其磁场强度的在空间中的图样，使得在视场 28 中形成具有低磁场强度的第一子区（图 2 中的 52）（其中，磁性粒子的磁化是不饱和的）和具有较高磁场强度的第二子区（图 4 中的 54）（其中，所述磁性粒子的磁化是饱和的），所述视场 28 是检查区 230 的一小部分，其通常通过使用磁选择场来实现。另外，通过使用磁选择和聚焦场，能够改变所述检查区 230 内的视场 28 的空间位置，如通常通过使用磁聚焦场来完成。

[0090] 选择和聚焦器件 110 包括至少一组选择和聚焦场线圈 114 以及选择和聚焦场发生器单元 112，用于生成要提供到所述至少一组选择和聚焦场线圈 114（表示图 4A、4B 中示出的选择和聚焦场线圈单元 210、220 中的一个）的选择和聚焦场电流，以控制所述磁选择和聚焦场的生成。优选地，为所述至少一组选择和聚焦场线圈 114 中的每个线圈元件（或者每对线圈元件）提供单独的发生器子单元。所述选择和聚焦场发生器单元 112 包括可控的电流源（一般包括放大器）以及滤波器单元，其为各个线圈元件提供场电流以单独地设置每个线圈对磁选择和聚焦场的梯度强度和场强的贡献。应该指出，也能够省略滤波器单元 114。另外，在其他实施例中，提供单独的聚焦和选择器件。

[0091] 为了生成磁驱动场，装置 100 还包括驱动器件 120，所述驱动器件 120 包括驱动场信号发生器单元 122 和一组驱动场线圈 124（表示图 4A、图 4B 中示出的驱动线圈单元 240），用于借助于磁驱动场来改变视场中的两个子区的空间位置和 / 或尺寸，使得磁性材料的磁化局部地改变。如上所述，所述驱动场线圈 124 优选地包括相对地布置的鞍线圈的至少两个对 125、126 以及一个螺线管线圈 127。其他实现方式（例如，三对线圈元件）也是可能的。

[0092] 驱动场信号发生器单元 122 优选地包括针对所述一组驱动场线圈 124 的中的每个线圈元件（或至少每对线圈元件）的单独的驱动场信号生成子单元。所述驱动场信号发生器单元 122 优选地包括驱动场电流源（优选地包括电流放大器）和滤波器单元（在本发明中其也可以被省略），用于向各自的驱动场线圈提供时间相关的驱动场电流。

[0093] 选择和聚焦场信号发生器单元 112 和驱动场信号发生器单元 122 优选地由控制单元 150 控制，所述控制单元 150 优选地控制所述选择和聚焦场信号发生器单元 112，使得选

择场的所有空间点的场强的总和以及梯度强度的总和被设置在预定的水平。出于该目的，能够由用户根据 MPI 装置的期望应用向控制单元 150 提供控制指令，然而，根据本发明，这可以优选地被省略。

[0094] 为了使用 MPI 装置 100 来确定检查区（或检查区中的感兴趣区域）中的磁性粒子的空间分布，具体而言是获得所述感兴趣区域的图像，提供信号检测接收器件 148（具体而言是接收线圈）以及信号接收单元 140（其接收由所述信号接收器件 148 检测到的信号）。优选地，在实践中提供三个接收线圈 148 和三个接收单元 140（每个接收线圈一个），但是也可以使用多于三个接收线圈和接收单元，在这种情况下，采集到的检测信号不是三维的而是 K 维的，其中，K 是接收线圈的数量。

[0095] 所述信号接收单元 140 包括滤波器单元 142，用于对接收到的检测信号进行滤波。该滤波的目的是将相干的信号的测量值相互分离，其由检查区中的磁化引起，所述磁化受两个分区（52、54）的位置变化的影响。为此，例如，所述滤波器单元 142 可以被设计为使得其空间频率小于接收线圈 148 工作的空间频率（或小于这些空间频率的两倍）的信号，不通过滤波器单元 142。所述信号然后经由放大器单元 144 发送到模拟 / 数字转换器 146 (ADC)。

[0096] 由所述模拟 / 数字转换器 146 产生的数字化信号被馈送到图像处理单元（也被称为重建器件）152，图像处理单元 152 根据这些信号和各自的位置来重建所述磁性粒子的空间分布，所述各自的位置是在接收各自的信号期间所述检查区中的第一磁场的所述第一分区 52 被假设的位置并且由图像处理单元 152 从控制单元 150 获得。所重建的所述磁性粒子的空间分布最终经由控制器件 150 发送到计算机 154，所述计算机 154 将其显示在监视器 156 上。因而，能够显示出磁性粒子在检查区的视场中的分布的图像。

[0097] 在 MPI 装置 100 的其他应用中，例如，用于影响磁性粒子（例如，针对高温处置）或用于移动磁性粒子（例如，被附接到导管以移动所述导管，或者附着到药剂以将所述药剂移动到特定位置），也可以省略或者仅仅是使用所述接收器件。

[0098] 此外，可以任选地提供输入单元 158，例如，键盘。因此，用户可以能够设置最高分辨率的期望方向并且继而在监视器 156 上接收动作区域的各个图像。如果需要最高分辨率的关键方向与由用户首先设置的方向偏离，则用户仍然能够手动地改变所述方向以产生具有改进的成像分辨率的另外的图像。这一分辨率改进过程也能够由控制单元 150 和计算机 154 自动地操作。该实施例中的控制单元 150 设置第一方向中的梯度场，所述梯度场被自动估计或者由用户设置为初始值。然后步进地改变梯度场的方向，直到由此接收到的图像的分辨率（其由计算机 154 进行比较）最大，相应的不再改进。因此能够发现最关键的方向相应地自动地调整，以接收最高的可能分辨率。

[0099] 图 6 示出了磁性设备 400a 的第一实施例，其能够被如上所述的由 MPI 装置（或 MPI 装置的任意其他实施例）定位和移动。其包括力接收部分 410a 和定位部分 420a。

[0100] 力接收部分 410a 被配置为使得其能够通过使用磁梯度场而被移动和 / 或通过使用磁场而被取向。一般而言，其由一个或多个铁磁性力接收元件形成。在该实施例中，所述力接收部分 410a 包括四个铁磁性球 411、412、413、414，所述铁磁性球被布置于四面体的角上，使得其有效地经受力但是不会（或者至少基本不会）生成检测信号，使得定位部分 420a 的信号不会（或者至少基本不会）被干扰。

[0101] 定位部分 420a 被配置为使得其响应于磁场（由 MPI 装置生成）的基本零场点（或者，更一般而言，基本零场区，其能够具有线形或一般地，任何任意形状）在定位部分 420a 的位置上的移动而生成响应信号（检测信号）。定位部分 420a 一般由一个或多个软磁性定位元件形成，所述一个或多个软磁性定位元件被布置于所述力接收部分 410a 内（或者与所述力接收部分的预定距离处）。在该实施例中，定位部分 420a 包括软磁性箔 421，软磁性箔 421 被布置于所述力接收部分的对称中心，即，在由铁磁性球 411、412、413、414 形成的四面体的中心。当无场点通过所述软磁性箔时，所述软磁性箔 421 创建非常强且尖锐的响应。所述软磁性材料的形状优选地被优化以减少形状诱发的退磁。在实现方式中，其包括针的形状，这给出好的响应信号。

[0102] 图 7 示出了处于由选择线圈 16 生成的用磁场线 50 指示的（也在图 2 中示出）磁选择场中的不同位置处的磁性设备 410a。箭头 F 指示磁性设备 400a 的磁化矢量，所述磁化矢量一般与磁场成比例并平行于磁场。因此，施加在磁性设备 400a 上的磁力（其与磁化的幅度成比例并且从无场区 52 指向其外，具体是力的强度和方向）因此取决于磁性设备 400a 的位置。可以看出，在基本无场区 52（即，第一子区），没有磁化并且因此基本上没有力施加在磁性设备上，使得通过改变无场区关于磁性设备的位置（例如通过使用聚焦场），能够调节磁化并且从而调节力。

[0103] 图 8 示出了磁性设备 400b 的第二实施例，磁性设备 400b 包括力接收部分 410b 和定位部分 420b。所述力接收部分 410b 包括单个部分，所述单个部分被配置为由铁磁性材料制成的细长壳体（或外壳）415 并且具有丸剂的形状。外壳 415 具有缝隙 416，使得由 MPI 装置施加的磁场能够穿透进入定位部分 420b。定位部分 420b 被布置于壳体 415 之内并且可以同样地被形成为定位部分 420a。

[0104] 图 9 示出了磁性设备 400c 的第三实施例，磁性设备 400c 包括力接收部分 410c 和定位部分 420c。力接收部分 410c 包括单个部分，所述单个部分被形成为由铁磁性材料制成的壳体（或外壳）416 并且具有圆盘的形状，所述圆盘在其上侧和 / 或下侧开口。定位部分 420c 被布置于壳体 416 之内并且可以同样地被形成为定位部分 420a，但是在该实施例中，其包括若干个软磁性针或片 422、423、424，所述若干个软磁性针或片 422、423、424 以非共面的方式（优选地正交地）组合，以在 FFP 轨迹的所有取向获得良好的检测信号。应该指出，也可以如上所述的其他实施例中使用定位部分 420c 的那些不同和 / 或额外的元件。

[0105] 图 10 示出了磁性设备 400d 的第四实施例，磁性设备 400d 包括力接收部分 410d 和定位部分 420d。定位部分 420d 包括能够使用标准 MPI 来成像的一个或多个磁纳米粒子 426，例如，容纳于壳体 427 中。

[0106] 一般而言，所述定位部分的所述一个或多个定位元件被置于力接收部分仅生成小的场畸变的位置。力接收部分一般具有紧凑的或球体的形状，并且从而被优化，以有效地经受。另外，所述力接收部分优选地由退火的软磁性材料制成并且因而被优化以不生成检测信号，使得定位部分的检测信号不被（或者至少不显著）干扰。

[0107] 在另一实施例中，所述力接收部分使用强的各向异性材料和 / 或被形成为细长的设备以生成大的极化场。另外，可以对永磁体进行组装。因而力接收部分的取向能够由均匀的磁场支配（至少在两个自由度上），而力的强度由梯度强度以及到无场点的距离支配，其确定磁化的大小。永磁体具有磁化的方向和材料之间的固定关系，并且因而能够吸收力

矩。该实施例因此能够实现通过使用力矩来改变磁性设备的取向，这能够在例如包括要被相对于患者的身体（例如，在胃肠道内）取向的相机的丸剂的应用中利用。

[0108] 图 11 中示出了丸剂形式的磁性设备 400e 的另一实施例。在该实施例中，承载体 425 被提供为定位部分 420e 的一部分，承载体 425 基本上对应于图 9 中示出的定位部分 420c。磁性设备 400e 还包括壳体 410e，壳体 410e 用作力接收部分或者包括单独的（未示出）力接收部分，并且包封所述承载体 425 和所述定位部分 420e。承载体 425 使得定位部分 420e 能够独立于所述力接收部分 410e 的取向而与外部磁场对齐。

[0109] 在该实施例中，承载体 425 是包括壳体 425a 的液体承载体（与液体罗盘可比），所述壳体 425a 包封定位部分 420e 的针或片，所述针或片在注入到所述壳体 425a 中的液体 425b 中游动，使得所述针或片能够独立于壳体 425a 和磁性设备 400e 的其他部分移动。承载体 425 优选地在定位部分 420e 中具有一定的各向异性，使得出现力矩，所述力矩将定位部分 420e 与磁场对齐。

[0110] 针对改进的成像，如图 12 中所示，可以构想可切换的磁性设备 400f，这减少了其在与设备操纵不相关的成像序列期间的磁化。可以构想使用专用场序列或者经由内部电子器件和 / 或致动器来重新布置磁性设备中的磁性材料的配置来进行切换。磁性设备 400f 的实施例包括力接收部分 410f，力接收部分 410f 包括两个永磁体 428、429 和例如通过热敏螺栓形成的切换元件 430 的布置。定位部分在图 12 中未示出，但是可以被定位于磁性设备 400f 的另一端或者处于所述可切换磁体布置之内，然而，所述可切换磁体布置则必须是有狭缝的。

[0111] 永磁体 428 围绕永磁体 429，并且永磁体 428、429 能够相对于彼此独立地移动。例如，在该实施例中，永磁体 429 被包含在承载体 425 中，如以上在图 11 中所示。

[0112] 例如，通过使用强的外部磁场，永磁体 428 的相对取向可以从如图 12A 中所示的环形取向或反平行取向（其在低的场下在能量上是优选的并且提供低的总偶极矩）改变为如图 12B 中所示并且用箭头指示的平行取向（提供高的偶极矩）。期望的相对取向因而能够通过施加强磁场或者去掉强的磁场而被控制，只要永磁体可以相对于彼此改变它们的取向（即，在合适的永磁体承载体的情况下）。为了在图 12 中所示的不同状态之间进行切换，连接体（即，例如通过双金属形成的螺栓 430）通过交替磁场而被加热，使得其不再阻挡内部磁体 429。没有外部磁场的情况下，磁体 428、429 能够被螺栓 430 固定在实际取向。因而，磁性设备 400f 能够通过使用外部磁场而被切换。

[0113] 在不需要机械元件来进行切换的再另一个实施例（未示出）中，所述永磁体可以通过使用交替的磁场而被加热到居里温度以上以“将其关闭”。其如果在此后冷却而没有施加磁场，则其将在此后具有较低的总磁化。备选地，可以通过施加热来影响铁磁体中的亚格子磁化以影响总磁化。

[0114] 图 13 中示出了磁性设备 400g 的再另一实施例。在该实施例中，力接收部分 410g 和定位部分 420g 以一距离被布置，具体而言被布置在磁性设备 400g 的壳体 431 的相对端。想法是，在具有很大的设备（例如，大的丸剂或导管）时，这样的布置可以更简单并且更实用。具体而言，无需建立复杂的对称布置而将部分 410g、420g 之间的相互干扰最小化。

[0115] 存在可用于控制 MPI 装置来定位磁性设备并且使用通过由所述 MPI 装置施加的磁场所生成的磁力来操纵磁性设备两者的各种选项。

[0116] 对于定位,可以应用基于时间的网格定位。这样的网格算法被用于根据检测信号直接生成视场的图像而无需使用(通常使用的)系统功能。信号在时间域中被写在 FFP 的当前位置处。获得了非常尖锐的时间信号,其允许通过高通滤波的 SNR 改进,得到图像中在定位部分(例如,由软磁性材料制成的针)的位置处的亮的像素。

[0117] 针对快速定位,可以应用阈值加上若干个 FFP 通过的质心上的平均。以此方式,可以将定位部分的亮像素从剩余信号中分离出来。如果,除所述软磁性材料之外,视场中没有引起检测信号的其他材料,则可以确定图像上信号的质心,以确定所述软磁性材料的位置。

[0118] 定位部分(例如,磁性箔)响应取决于相对于驱动场的取向。可以根据对不同 FFP 轨迹取向(不同的峰幅值和宽度;包括不同方向的轨迹)的即时响应来确定箔取向。这允许确定取决于方向的定位的误差、使用关于轨迹和箔取向的知识来预先选择最尖峰和/或确定设备取向。

[0119] 备选地,如果使用 3D 驱动场序列,则可以使用退磁效应(例如作为定位部分的针的退磁效应)来确定场中的设备(的定位部分)的取向。针仅沿其轴被磁化。在一个轨迹周期上取平均的信号或谱中的信号内容与磁化在线圈轴上的投影成比例。出于此目的,可以使用能有效地检测该方向相关性的不同的 FFP 轨迹,例如通过快速对 FFP 轨迹进行重新取向以检测正交方向。备选地,轨迹可以永远被取向为使得获得最强的信号。

[0120] 再另外,可以使用多色 MPI,根据所述多色 MPI,能够同时检测到造成检测信号的不同材料。所获得的信号在重建期间被分离,使得生成两幅图像,所述两幅图像能够再次以不同的颜色进行组合。如果使用多色 MPI,则基于时间的峰移除(例如,在定位之后)允许对检测信号(例如,由血液或组织中的粒子造成)的不受干扰的重建。

[0121] 针对操纵,可以使用交错模式,所述交错模式提供设备定位和力施加之间的时间分离。在同时模式中,成像和力施加是组合的,但是,磁性设备必须永远被保持在驱动场片(即,视场)之内。

[0122] 在实施例中,提供设备位置的正交视图或 3D 可视化。此外,能够控制磁位置的期望位置,例如,通过游戏杆或其他用户界面。例如,由定点设备指向的期望方向可以自动被转换为适当的场序列(如上所述,通过将无场区定位于与期望方向相反的特定距离),效果是将设备或导管尖端推向期望的方向。晃动或旋转设备的场序列能够在所述设备被卡住时帮助其释放。这可以由操作者在他感觉设备卡住了的情况下来激活。它们还可以用于对组织进行穿孔。力控制可能经由 FFP 到对象的距离(这确定的磁化的程度)来实现。

[0123] 图 14 示出了图示了控制根据本发明的磁性设备的第一实施例的图解。图 14A 示出了所提出的控制方法的步骤。在开始(步骤 S10),将假定磁性设备 400 处于视场(FOV) 28 内。这能够通过使用平均信号来核查。如果信号太低,则假定磁性设备 400 不在 FOV28 之内并且将执行搜索例程,如以下参考图 16 所解释。

[0124] 为了向磁性设备 400 上施加力,FOV 28 暂时被移动到不同的位置(步骤 S11),使得磁性设备 400 的平均 FFP 位置被布置于 FOV 28 和目标位置 500 之间。由驱动场诱发的 FFP 运动太快而不会造成磁性设备 400 的移位。因此,对于施加力,平均 FFP 位置(在一个驱动场轨迹上取平均)是相关的。使用聚焦场来改变该位置。

[0125] 磁性设备 400 的力接收部分因而在磁化上被反转并且经由磁场梯度而从 FOV 28 朝向目标位置 500 加速。力总是指向最高(绝对)场梯度的方向,其总是远离 FFP。因此,

当 FFP 被置于磁性设备 400 的一侧时,磁性设备 400 被移动到相对的侧。平均 FFP 和磁性设备 400 之间的距离确定了磁性设备的磁化,因此,确定了力的强度。在随后的步骤 S12 中,FOV 28 被移动回磁性设备 400 先前被定位的位置。然后,步骤的循环再次开始。

[0126] 如图 14B 中所示,交替地应用用于定位磁性设备 400 的磁定位脉冲 P_L 和用于在磁性设备 400 上施加力的力施加脉冲 P_F 。在该背景下,应该指出,实际上,定位序列不是脉冲的,而是仅保持运行。然而,在聚焦场变化期间,所述信号可能被干扰。因而,定位信号 P_L 对应于时间窗,在所述时间窗期间所述定位信号不被干扰并且能够被估计。

[0127] 图 15 示出了图示控制根据本发明的磁性设备的第二实施例的图解。图 15A 示出了控制方法的该实施例的步骤。在该实施例中,避免参考图 14 解释的方法中发生的停滞时间,所述停滞时间是由于 FOV 28 在步骤 S11 中被移动到距磁性设备 400 太远的位置。根据该实施例,在第一步骤 S21 中,磁性设备 400 被定位。在随后的步骤 S22 中,FOV 28 被移动到不同的位置,但是没有像步骤 S11 中那么远。FOV 28 仅被定位为使得磁性设备 400 位于 FOV 28 的边界并且仍可以被定位。因此,在该实施例中,可以如在图 15B 中所示地同时进行针对磁性设备的移动的定位和力施加。但是,不利的是,能够施加的力较低,这是由于力随着 FOV 28 和磁性设备 400 之间的距离的增加而增加。但是,利用该实施例,可以更加频繁地或者甚至一直对磁性设备 400 进行定位,使得可以更好和更快地控制磁性设备 400 的定位。

[0128] 图 16 示出了图示控制根据本发明的磁性设备的第三实施例的图解。图 16A 示出了控制方法的该实施例的步骤。利用该实施例,可以首先搜索磁性设备 400。出于此目的,FOV 28 接连地被移动到不同位置,如步骤 S31、S32、S33 中所示。然后比较所获得的平均信号强度。磁性设备 400 被定位于其处的位置生成最强的信号,因为 FFP 直接移动通过定位部分并且改变其磁化。通过该磁化的改变,电压信号被感应到接收线圈中。在初始搜索之后,FOV 28 将被放置于造成最强平均信号的位置,使得其后可以开始“实际”控制,如步骤 S34 中所指示,例如,通过执行如以上参考图 14 或图 15 解释的控制方法。图 16B 示出了通过使用由聚焦场器件(例如,聚焦场线圈或选择和聚焦场线圈)应用的磁移动脉冲 P_M 来移动 FOV 28 以及通过使用磁定位脉冲 P_L 来定位磁性设备 400。

[0129] 图 17 示出了图示控制根据本发明的磁性设备的特定范例的图解。在对磁性设备 400 进行初始搜索之后,开始进行操纵。能够看出,磁性设备被定位于目标位置 500 的短距离处。为了校正位置,FOV 28 被移动特定的时间段,使得平均 FFP 被布置于目标位置 500 下方更大的距离处。FOV 28 在该位置保持特定时间,在该时间期间,力接收部分的磁化改变并且磁场梯度施加力而将磁性设备向着目标位置 500 的方向移动。随后,FOV 28 被移动到磁性设备 400 之上并且磁性设备 400 再次被定位。由于现在磁性设备 400 更接近目标位置,因而 FOV 28 再次被移开以进一步迫使磁性设备进入目标位置 500 的方向。最终,磁性设备 400 被定位于目标位置 500 处,使得其位置能够稳定。

[0130] 图 18 示出了图示控制根据本发明的磁性设备的另一范例的图解。为了更频繁地定位并且没有干扰,FOV 28 仅被从所述磁性设备移开到磁性设备仍由 FOV 28 覆盖的距离。因而,磁性设备 400 能够仍定位于该位置处。随后该步骤被重复执行若干次,直到磁性设备 400 被布置在目标位置 500 处。具体而言,通过移动 FOV,试图不断地移动设备接近 FOV 的边缘,以施加恒定的力直到达到目标位置。

[0131] 尽管在附图和前述说明中图示和描述了本发明,但是这样的图示和说明应被认为是图示性的和示范性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容和权利要求书,在实践请求保护的本发明时,可以理解和实现对所公开的实施例的其他变型。

[0132] 在权利要求书中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以完成权利要求书中记载的几个项目的功能。尽管在不同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0133] 权利要求书中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

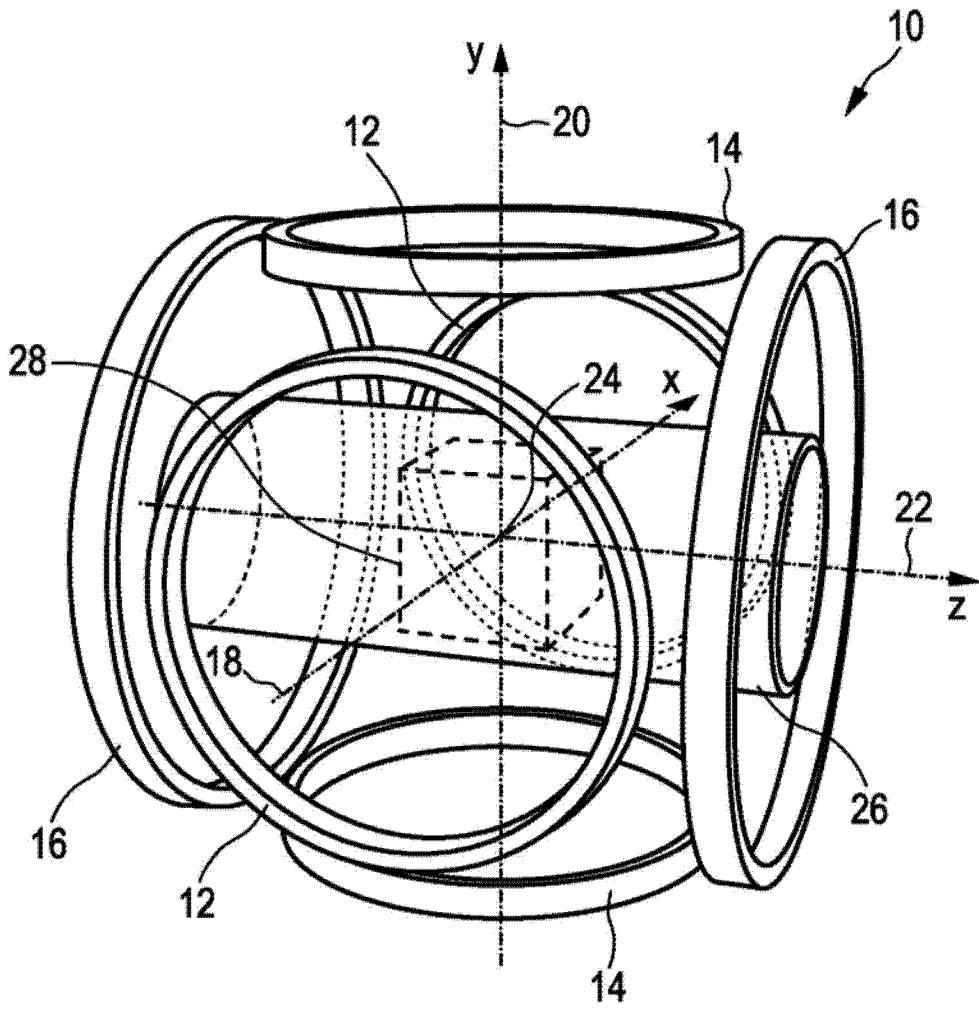


图 1

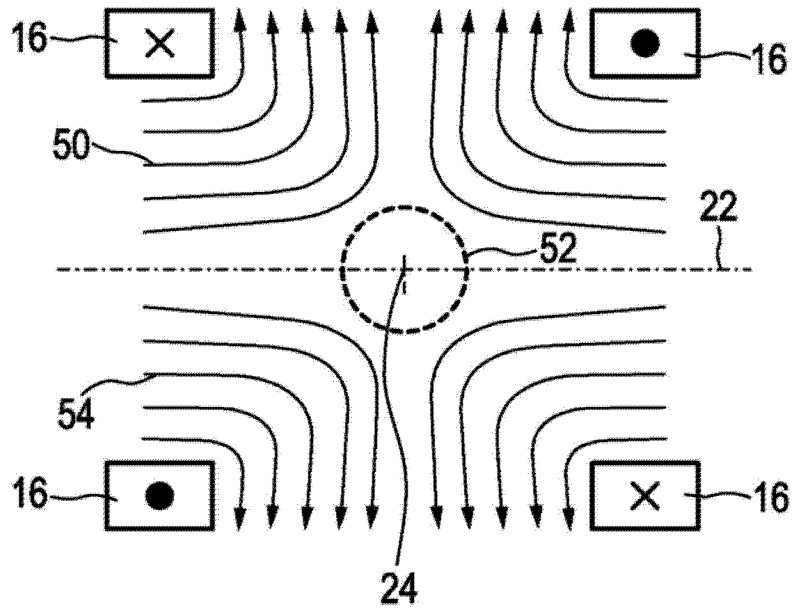


图 2

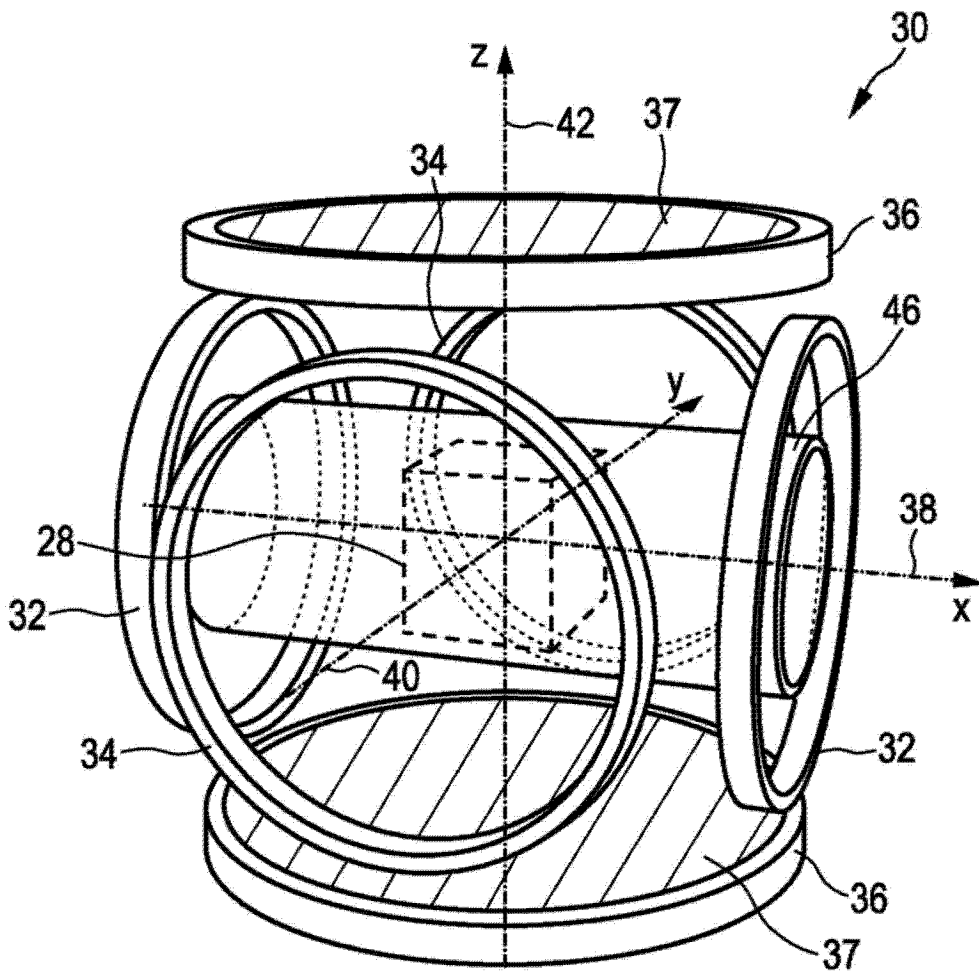


图 3

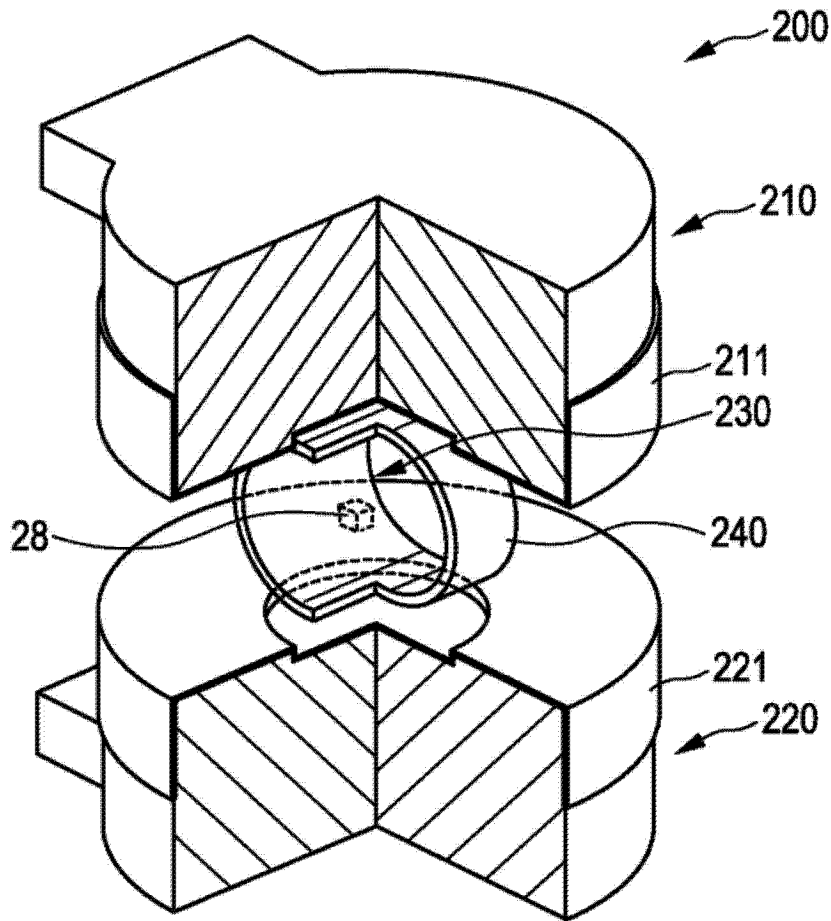


图 4A

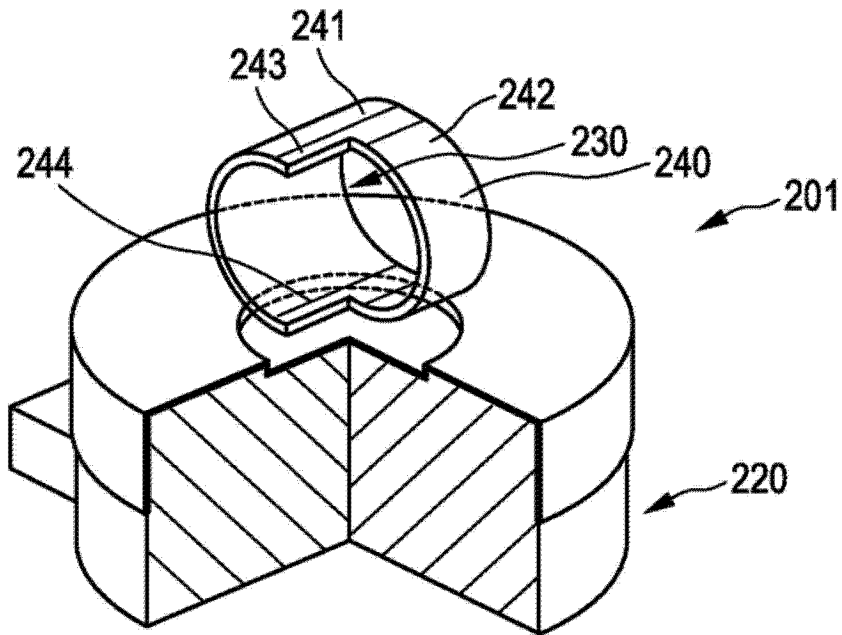


图 4B

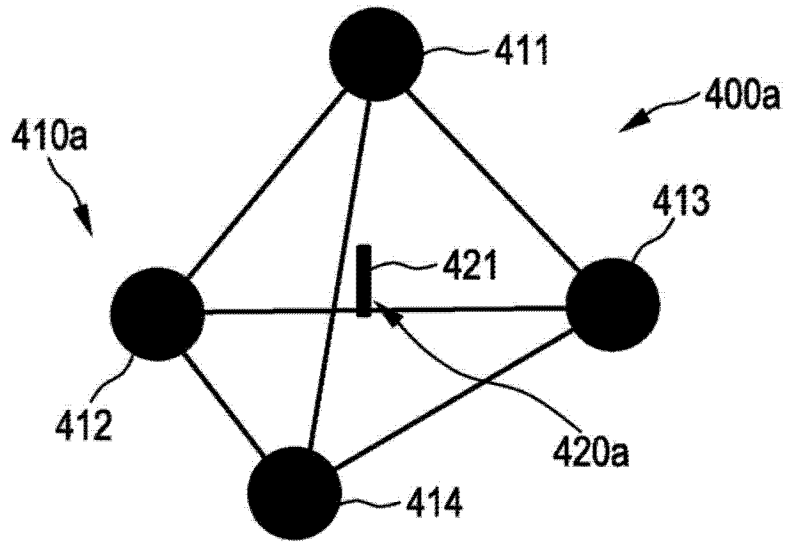


图 6

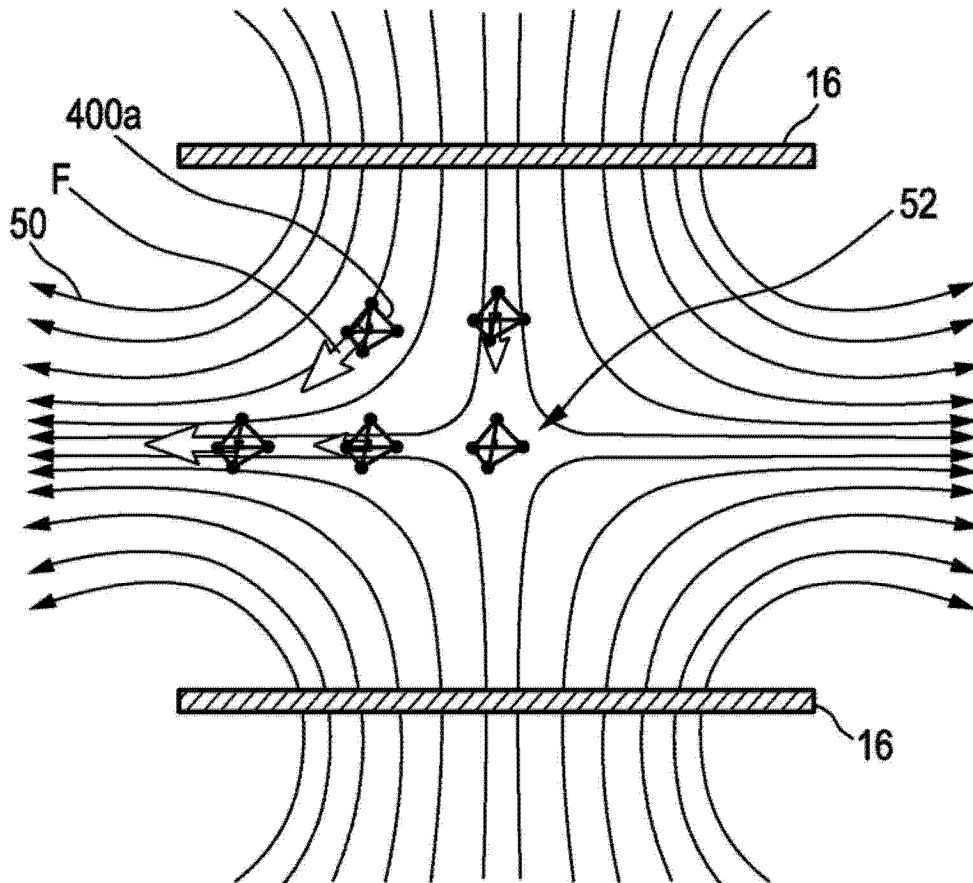


图 7

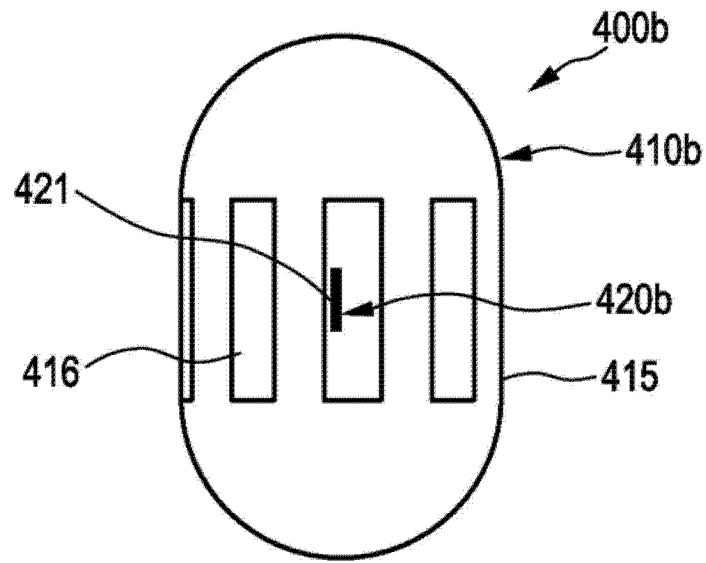


图 8

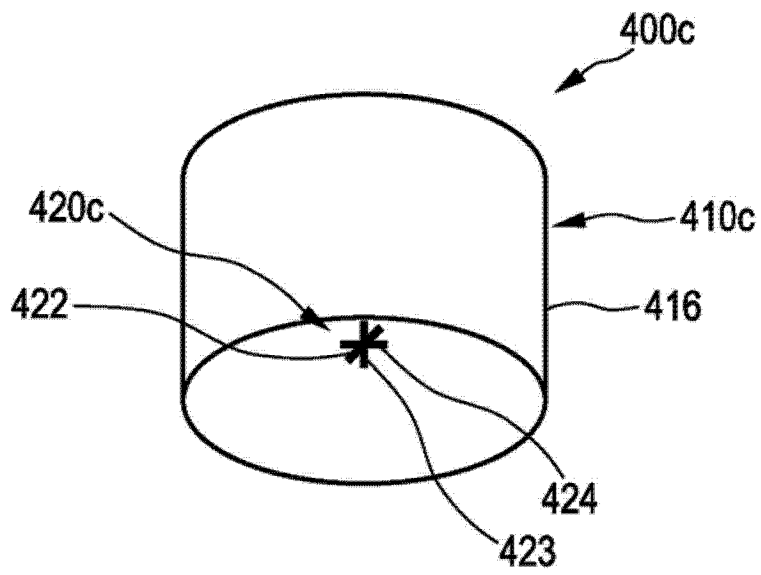


图 9

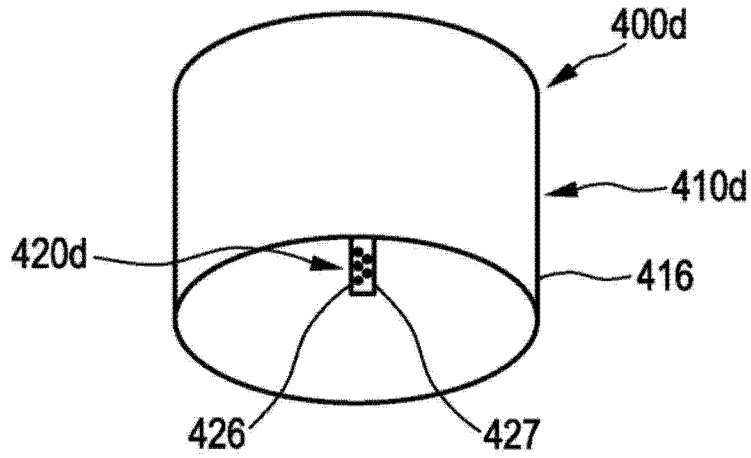


图 10

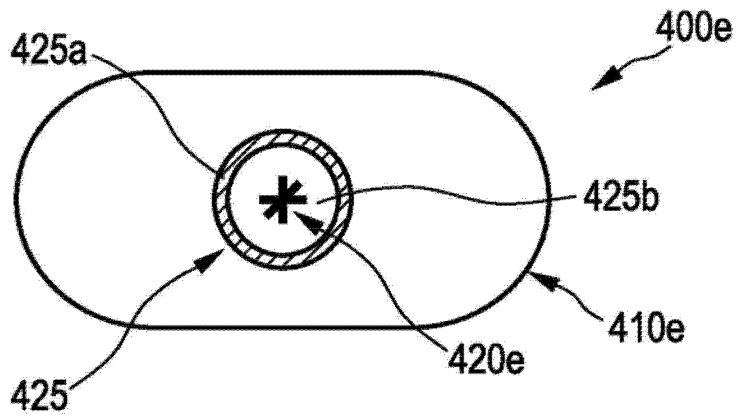


图 11

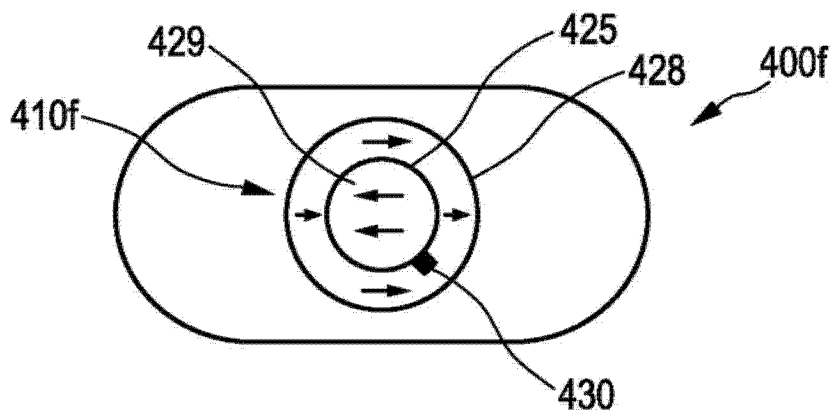


图 12A

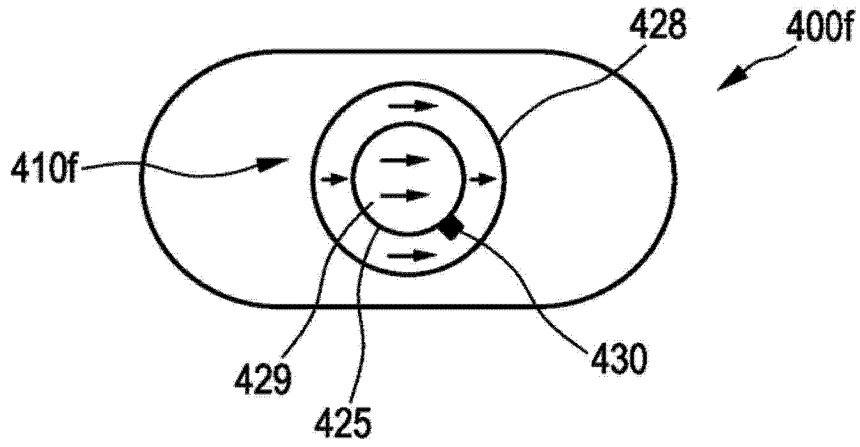


图 12B

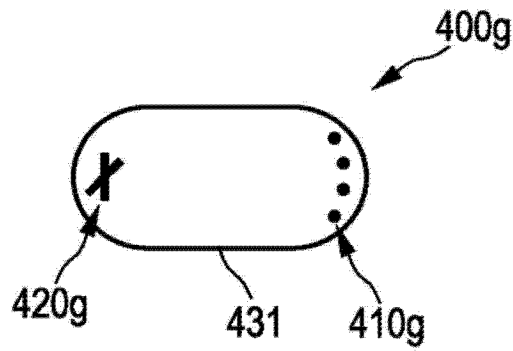


图 13

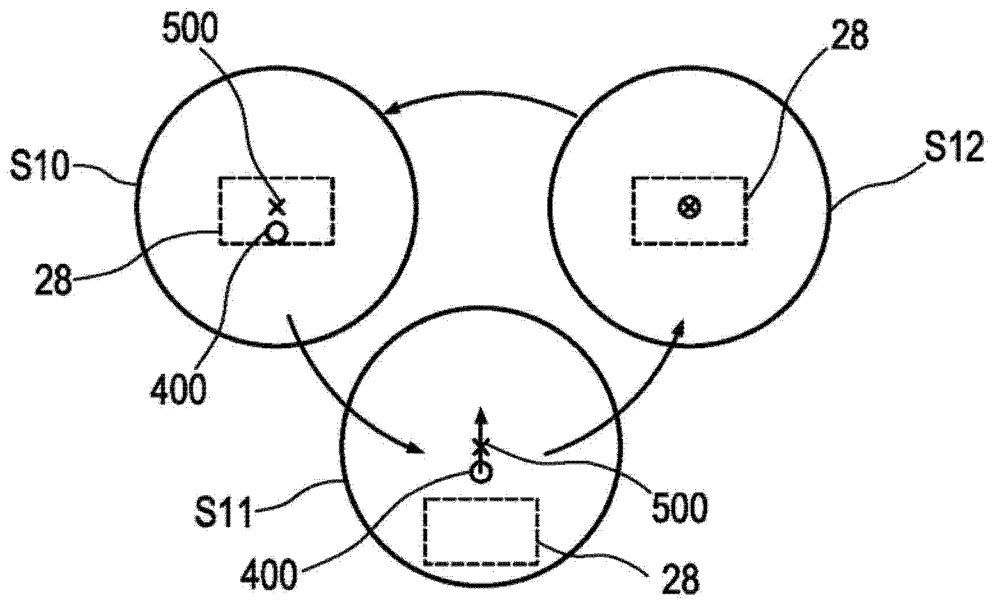


图 14A

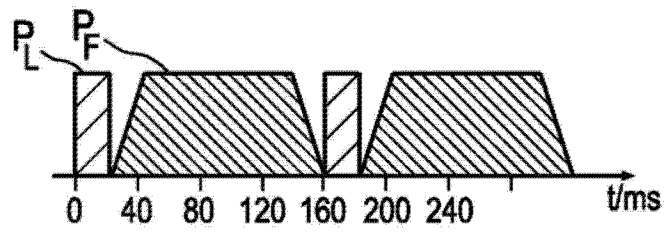


图 14B

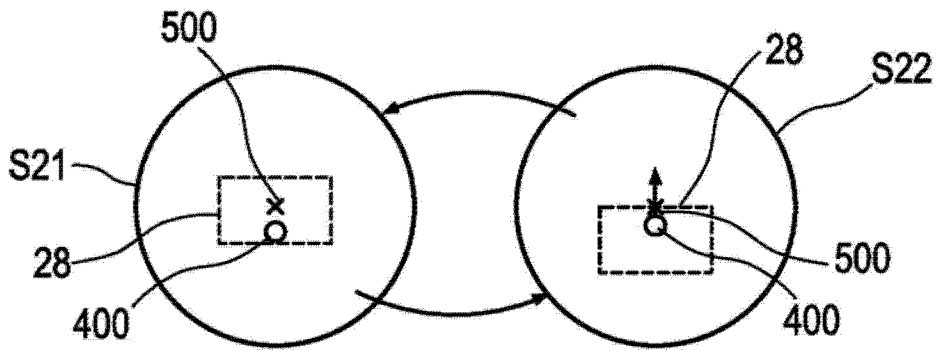


图 15A

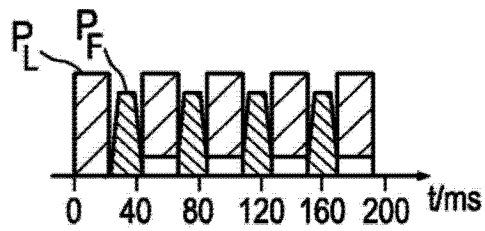


图 15B

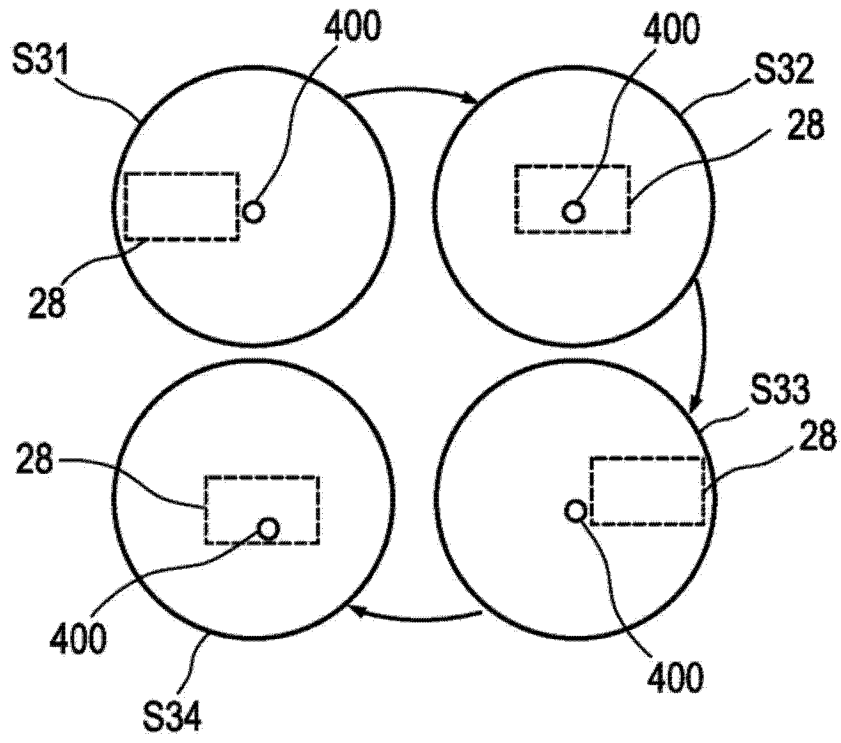


图 16A

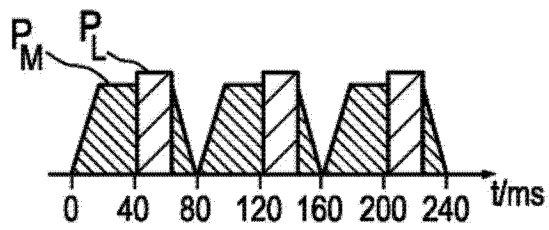


图 16B

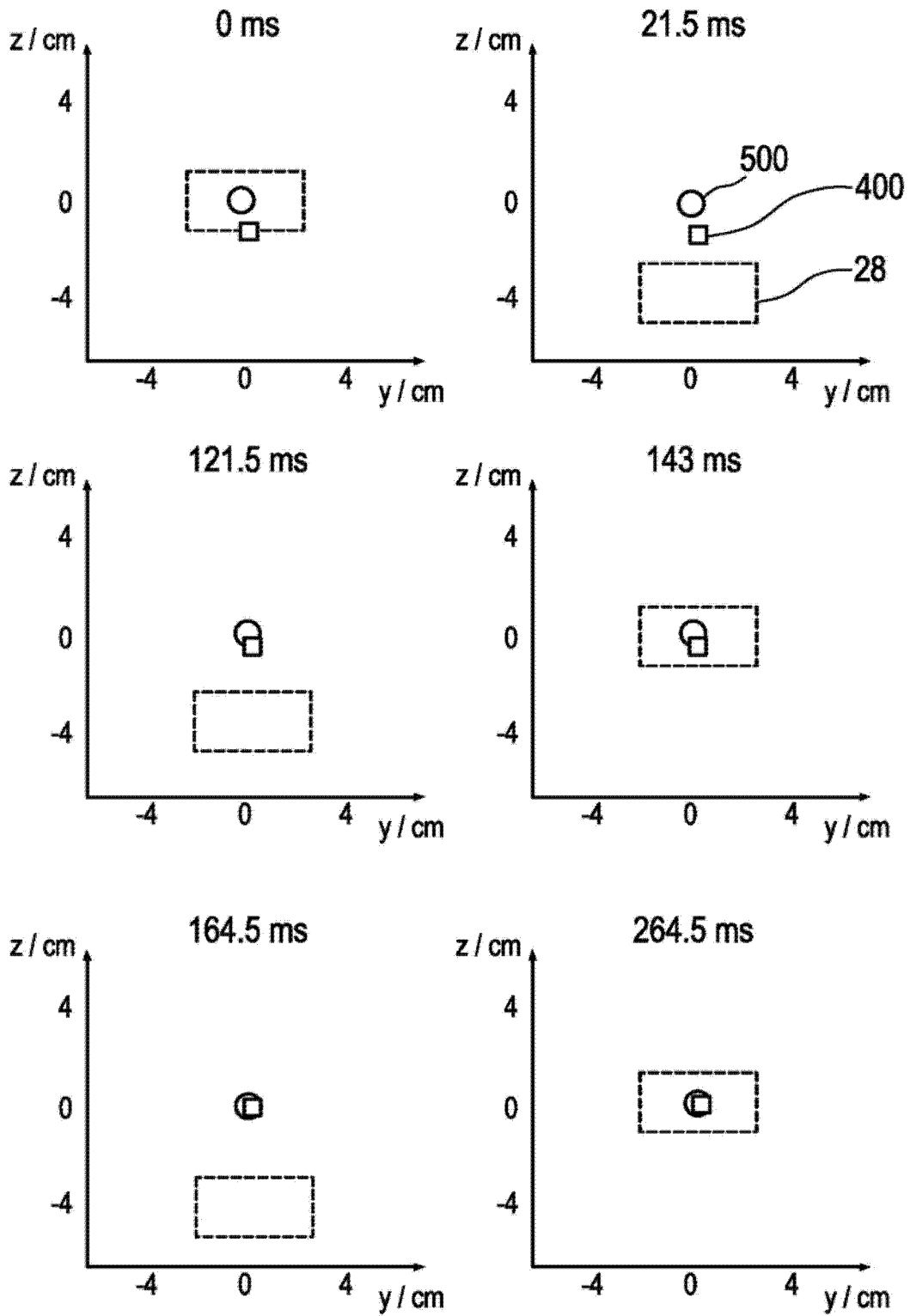


图 17

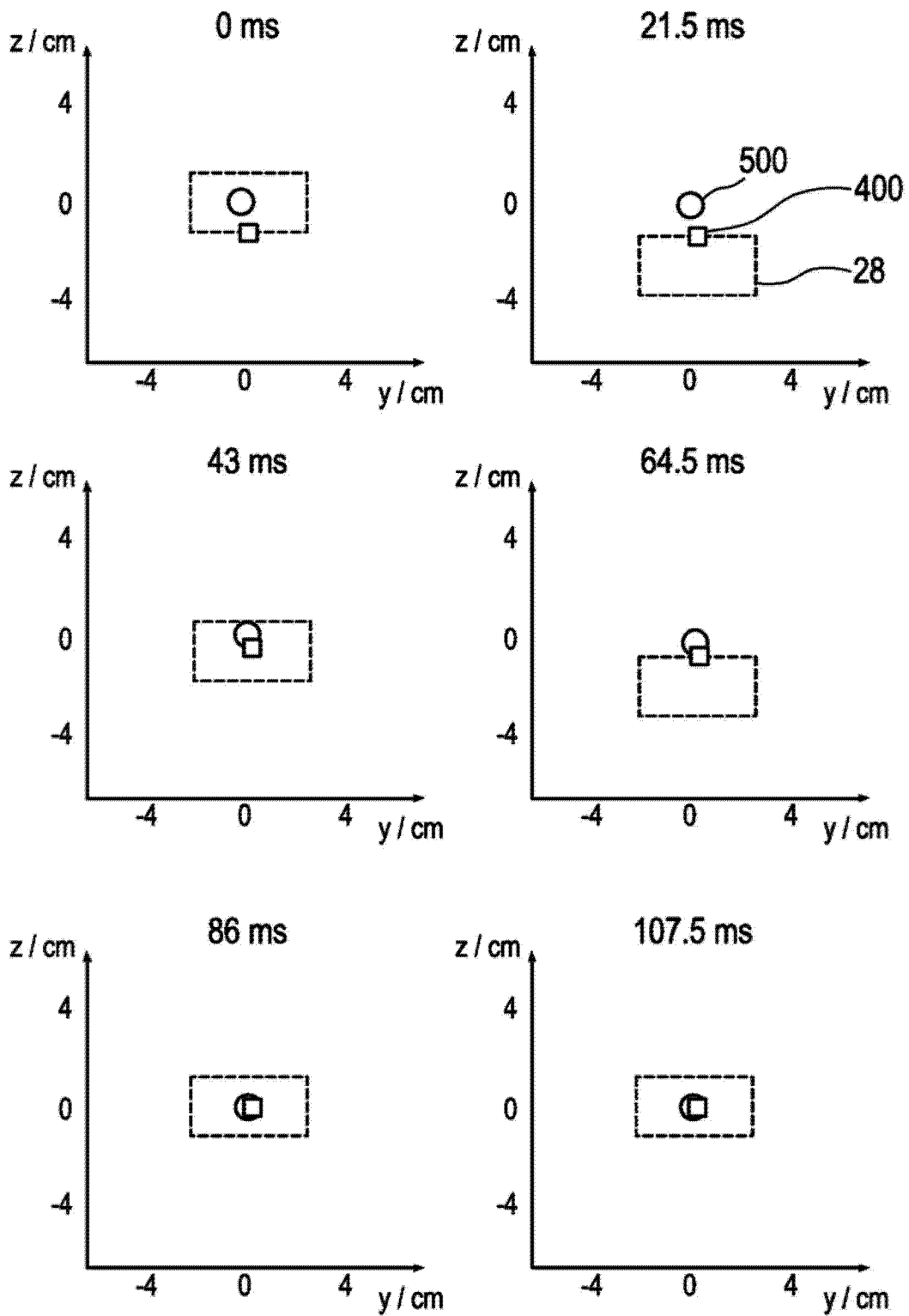


图 18