



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102355866 A

(43) 申请公布日 2012. 02. 15

(21) 申请号 201080012332. 1

代理人 李慧

(22) 申请日 2010. 02. 12

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 19/00 (2006. 01)

102009013352. 6 2009. 03. 16 DE

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 09. 16

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2010/051771 2010. 02. 12

(87) PCT申请的公布数据

W02010/105882 DE 2010. 09. 23

(71) 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 约翰内斯·赖因施克

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司
责任公司 11240

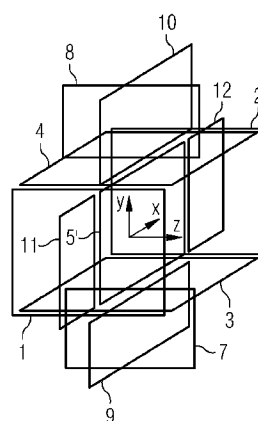
权利要求书 4 页 说明书 13 页 附图 5 页

(54) 发明名称

用于在工作区内导引磁性物体的线圈装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于在一工作区内导引一磁性物体（特别是胶囊内窥镜）的线圈装置。本发明的装置可以针对不同磁性物体的导航要求，用数目较少的单个线圈以及用于控制这些线圈的控制单元配置出适用的线圈装置。本发明线圈系统的优选实施方案包括：十一个单个线圈结合八个功率放大器，九个单个线圈结合七个功率放大器，八个单个线圈结合六个或七个功率放大器，六个单个线圈结合五个功率放大器，以及五个单个线圈结合五个功率放大器。特定而言，借助本发明线圈装置的特定实施方案可对患者的胃部或者大肠和小肠进行检查。



1. 一种线圈装置,用于在一位于一直角坐标系中的工作区内非接触式导引一磁性物体,特别是一胶囊内窥镜,所述磁性物体包含一磁偶极矩 (m),所述直角坐标系包含三个轴 (x, y, z),即一水平第一轴 (x)、一水平第二轴 (z) 和一竖直第三轴 (y),其中,所述线圈装置包括复数个单个线圈 ($1, 2, \dots, 12$) 和一个以上控制单元,所述单个线圈用于产生一磁场 (B) 的分量 (B_x, B_y, B_z) 以及用于产生梯度磁场,所述控制单元用于控制所述单个线圈 ($1, 2, \dots, 12$) 的供电,其中:

所述复数个单个线圈 ($1, 2, \dots, 12$) 包括复数个第一单个线圈 ($1, 2, \dots, 6$),其中,从每个所述第一单个线圈 ($1, 2, \dots, 6$) 的纵轴方向观察,所述工作区均位于该第一单个线圈 ($1, 2, \dots, 6$) 的周边内;

所述轴 (x, y, z) 中的一个以上分配有至少一个由两个第一单个线圈 ($1, 2, \dots, 6$) 构成的第一线圈对,所述两个第一单个线圈沿相应的轴 (x, y, z) 布置在所述工作区的相对两侧且所述两个第一单个线圈各自所在的平面大体平行;

所述轴 (x, y, z) 中的一个以上没有分配第一线圈对,而是分配有单个第一单个线圈 ($5'$) 或者没有分配任何第一单个线圈 ($5'$),其中,所述工作区至少部分被任一所述第一单个线圈 ($1, 2, \dots, 6$) 的周边包围;

所述复数个单个线圈包括复数个第二单个线圈 ($7, 8, \dots, 12$),其中,从每个所述第二单个线圈 ($7, 8, \dots, 12$) 的纵轴方向观察,所述工作区均位于第二单个线圈的周边外;

所述轴 (x, y, z) 中的一个以上分配有至少一个由两个第二单个线圈 ($7, 8, \dots, 12$) 构成的第二线圈对,所述两个第二单个线圈基本上处于一个共同的平面内且沿相应的轴 (x, y, z) 布置在所述工作区的相对两侧。

2. 根据权利要求 1 所述的线圈装置,其中,至少两个单个线圈 ($1, 2, \dots, 12$) 能由一共用控制单元控制。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的线圈装置,其包括正好十一个单个线圈 ($1, 2, \dots, 12$),其中:

设有两个第一线圈对 ($1, 2, 3, 4$),其中一个第一线圈对 ($1, 2$) 分配给所述第一轴 (x),另一个第一线圈对 ($3, 4$) 分配给所述第三轴 (y);

设有单个第一单个线圈 ($5'$),其分配给所述第二轴 (z);

设有一第二线圈对 ($11, 12$),其分配给所述第一轴 (x) 且布置在由所述第一轴和第三轴 (x, y) 所定义的一平面内;

设有两个第二线圈对 ($7, 8, 9, 10$),其分配给所述第三轴 (y) 且布置在大体相垂直的平面内,其中一个平面由所述第一轴和第三轴 (x, y) 定义,另一平面由所述第二轴和第三轴 (z, y) 定义。

4. 根据权利要求 1 所述的线圈装置,其包括正好十一个单个线圈 ($1, 2, \dots, 12$),其中:

设有两个第一线圈对 ($1, 2, 3, 4$),其中一个第一线圈对 ($1, 2$) 分配给所述第一轴 (x),另一个第一线圈对 ($3, 4$) 分配给所述第三轴 (y);

设有单个第一单个线圈 ($5'$),其分配给所述第二轴 (z);

设有一第二线圈对 ($11, 12$),其分配给所述第一轴 (x) 且布置在由所述第一轴和第三轴 (x, y) 所定义的一平面内;

设有一第二线圈对 ($7, 8$),其分配给所述第一轴 (x) 且布置在由所述第一轴和第二轴

(x, z) 所定义的一平面内；

设有一第二线圈对 (9, 10), 其分配给所述第三轴 (y) 且布置在由所述第一轴和第三轴 (x, y) 所定义的一平面内。

5. 根据权利要求 3 或 4 所述的线圈装置, 其包括正好八个控制单元, 其中:

所述第一单个线圈 (1, 2, ..., 6) 能全部由单独的控制单元控制;

所述第二线圈对 (7, 8, ..., 12) 能分别由一共用控制单元控制。

6. 根据权利要求 1 或 2 所述的线圈装置, 其包括正好九个单个线圈 (1, 2, ..., 12), 其中:

设有两个第一线圈对 (1, 2, 3, 4), 其中一个第一线圈对 (1, 2) 分配给所述第一轴 (x), 另一个第一线圈对 (3, 4) 分配给所述第三轴 (y);

设有单第一单个线圈 (5'), 其分配给所述第二轴 (z);

设有两个第二线圈对 (7, 8, 9, 10), 其分配给所述第三轴 (y) 且布置在大体相垂直的平面内, 其中一个平面由所述第一轴和第三轴 (x, y) 定义, 另一平面由所述第二轴和第三轴 (z, y) 定义。

7. 根据权利要求 1 或 2 所述的线圈装置, 其包括正好九个单个线圈 (1, 2, ..., 12), 其中:

设有两个第一线圈对 (1, 2, 3, 4), 其中一个第一线圈对 (1, 2) 分配给所述第一轴 (x), 另一个第一线圈对 (3, 4) 分配给所述第三轴 (y);

设有单个第一单个线圈 (5'), 其分配给所述第二轴 (z);

设有一第二线圈对 (7, 8), 其分配给所述第一轴 (x) 且布置在由所述第一轴和第二轴 (x, z) 所定义的一平面内;

设有一第二线圈对 (9, 10), 其分配给所述第三轴 (y) 且布置在由所述第一轴和第三轴 (x, y) 所定义的一平面内。

8. 根据权利要求 6 或 7 所述的线圈装置, 其包括正好七个控制单元, 其中:

所述第一单个线圈 (1, 2, ..., 6) 能全部由单独的控制单元控制;

所述第二线圈对 (7, 8, ..., 12) 能分别由一共用控制单元控制。

9. 根据权利要求 1 或 2 所述的线圈装置, 其包括正好八个单个线圈 (1, 2, ..., 12), 其中:

设有一第一线圈对 (3, 4), 其分配给所述第三轴 (y);

设有一第二线圈对 (11, 12), 其分配给所述第一轴 (x) 且布置在由所述第一轴和第三轴 (x, y) 所定义的一平面内;

设有两个第二线圈对 (7, 8, 9, 10), 其分配给所述第三轴 (y) 且布置在大体相垂直的平面内, 其中一个平面由所述第一轴和第三轴 (x, y) 定义, 另一平面由所述第二轴和第三轴 (z, y) 定义。

10. 根据权利要求 1 或 2 所述的线圈装置, 其包括正好八个单个线圈 (1, 2, ..., 12), 其中:

设有一第一线圈对 (1, 2), 其分配给所述第一轴 (y);

设有一第二线圈对 (11, 12), 其分配给所述第一轴 (x) 且布置在由所述第一轴和第三轴 (x, y) 所定义的一平面内;

设有一第二线圈对 (7,8), 其分配给所述第一轴 (x) 且布置在由所述第一轴和第二轴 (x, z) 所定义的一平面内;

设有一第二线圈对 (9,10), 其分配给所述第三轴 (y) 且布置在由所述第一轴和第三轴 (x, y) 所定义的一平面内。

11. 根据权利要求 9 或 10 所述的线圈装置, 其包括正好七个控制单元, 其中, 所述第二单个线圈 (7,8, ..., 12) 能全部由单独的控制单元控制, 所述第一线圈对中的两个第一单个线圈 (1,2;3,4) 能由一共用控制单元控制。

12. 根据权利要求 9 或 10 所述的线圈装置, 其包括正好六个控制单元, 其中,

所述分配给所述第一轴 (x) 且布置在由所述第一轴和第三轴 (x, y) 所定义的一平面内的第二线圈对 (11,12) 中的第二单个线圈能由一共用控制单元控制;

所述第一线圈对中的两个第一单个线圈 (1,2;3,4) 能由一共用控制单元控制;

其余的单个线圈 (7,8,9,10) 能由单独的控制单元控制。

13. 一种线圈装置, 用于在一位于一直角坐标系中的工作区内非接触式导引一磁性物体, 特别是一胶囊内窥镜, 所述磁性物体包含一磁偶极矩 (m), 所述直角坐标系包含三个轴 (x, y, z), 即一水平第一轴 (x)、一水平第二轴 (z) 和一竖直第三轴 (y), 其中, 所述线圈装置包括复数个单个线圈 (1,2, ..., 12) 和一个以上控制单元, 所述单个线圈用于产生一磁场 (B) 的分量 (B_x , B_y , B_z) 以及用于产生梯度磁场, 所述控制单元用于控制所述单个线圈 (1,2, ..., 12) 的供电, 其中:

所述复数个单个线圈 (1,2, ..., 12) 包括复数个第一单个线圈 (1,2, ..., 6), 其中, 从每个所述第一单个线圈 (1,2, ..., 6) 的纵轴的方向观察, 所述工作区均位于该第一单个线圈 (1,2, ..., 6) 的周边内;

所述轴 (x, y, z) 中的一个以上分配有至少一个由两个第一单个线圈 (1,2, ..., 6) 构成的第一线圈对, 所述两个第一单个线圈沿相应的轴 (x, y, z) 布置在所述工作区的相对两侧且所述两个第一单个线圈各自所在的平面大体平行;

至少一个第一线圈对 (5,6) 中的第一单个线圈 (1,2, ..., 6) 能由一共用控制单元控制。

14. 根据权利要求 13 所述的线圈装置, 其包括正好六个第一单个线圈 (1,2, ..., 6), 其中, 每个轴 (x, y, z) 各分配有一第一线圈对。

15. 根据权利要求 14 所述的线圈装置, 其包括正好五个控制单元, 其中, 一第一线圈对中的两个第一单个线圈 (1,2,3,4) 能由一共用控制单元控制, 其余的第一单个线圈 (5,6) 能由单独的控制单元控制。

16. 一种线圈装置, 用于在一位于一直角坐标系中的工作区内非接触式导引一磁性物体, 特别是一胶囊内窥镜, 所述磁性物体包含一磁偶极矩 (m), 所述直角坐标系包含三个轴 (x, y, z), 即一水平第一轴 (x)、一水平第二轴 (z) 和一竖直第三轴 (y), 其中, 所述线圈装置包括复数个单个线圈 (1,2, ..., 12) 和复数个控制单元, 所述单个线圈用于产生一磁场 (B) 的分量 (B_x , B_y , B_z) 以及用于产生梯度磁场, 所述控制单元用于控制所述单个线圈的供电, 其中:

所述复数个单个线圈 (1,2, ..., 12) 仅包括复数个第一单个线圈 (1,2, ..., 6), 其中, 从每个所述第一单个线圈 (1,2, ..., 6) 的纵轴的方向观察, 所述工作区均位于该第一单个线圈 (1,2, ..., 6) 的周边内;

所述轴 (x, y, z) 中的一个以上分配有至少一个由两个第一单个线圈 (1, 2, ..., 6) 构成的第一线圈对, 所述两个第一单个线圈沿相应的轴 (x, y, z) 布置在所述工作区的相对两侧且所述两个第一单个线圈各自所在的平面大体平行;

所述轴 (x, y, z) 中的一个以上没有分配第一线圈对, 而是分配有单个第一单个线圈 (5'), 其中, 所述工作区至少部分被任一所述第一单个线圈 (1, 2, ..., 6) 的周边包围。

17. 根据权利要求 16 所述的线圈装置, 其中, 所述第一单个线圈 (1, 2, ..., 6) 能全部由单独的控制单元控制。

18. 根据权利要求 16 或 17 所述的线圈装置, 其包括正好五个第一单个线圈 (1, 2, 3, 4, 5')。

19. 根据上述任一项权利要求所述的线圈装置, 其中, 所述控制单元包括复数个功率放大器。

20. 根据上述任一项权利要求所述的线圈装置, 其中, 所述单个线圈 (1, 2, ..., 12) 至少部分包括复数个环形线圈和 / 或复数个鞍形线圈。

21. 根据上述任一项权利要求所述的线圈装置, 其中, 所述单个线圈 (1, 2, ..., 12) 至少部分包括复数个扁平线圈, 特别是纵向宽度大于线圈厚度的扁平线圈, 其中, 所述宽度优选至少为所述厚度的五倍。

22. 根据上述任一项权利要求所述的线圈装置, 其包括一检查台, 需要检查的患者在所述线圈装置工作期间躺在所述检查台上, 其中, 所述检查台经布置使得位于所述检查台上的患者纵轴基本上沿所述第二轴 (z) 的方向延伸。

用于在工作区内导引磁性物体的线圈装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于在工作区内非接触式导引磁性物体（特别是胶囊内窥镜）的线圈装置。

背景技术

[0002] 在医学领域中,越来越广泛地使用内窥镜和导管来对患者内脏进行诊断或治疗。将这些器械通过身体开口或切口置入体内并从外部加以导引,使其沿纵向移动,为此需要设置与器械的机械连接。然而当器械向前运动进入人体时,通常会在弯曲处或分叉部位产生某种形式的导航困难,使得器械操作者有时必须通过多次尝试才能将器械送到预期方向上,并且需要找到为器械提供支承力的人体组织以便进行下一步导航。这个过程对操作者而言很费时且给患者带来疼痛。在最糟糕的情况下甚至不能排除以下可能,即根本不能以预期方向进行导引或者出现组织穿孔的危险。此外在进行内窥镜检查时,如能使装备有摄像机的内窥镜顶端按一定方向进行旋转,以便(例如)对某段胃肠道上的粘膜进行彻底观察,这将是十分有利的。现有的导管式内窥镜只能有条件地做到这一点,其原因在于导管尖端只能在有限范围内运动。除此以外,普通导管式内窥镜还具有很难或根本无法接触到一定距离以外的内脏器官这一缺点。

[0003] 借助于胃肠道的自然蠕动来运动的被动式胶囊内窥镜没有导管式内窥镜的上述缺点,然而同样也是不可导航的,亦即,不能针对胃肠道中的特定部位进行观察。因此需要采用磁导航或导引系统,以便对包含磁偶极矩的胶囊内窥镜进行无导管或无线式导引。在下文中,无导管或无线式导引也被称为“非接触式”导引。

[0004] DE 103 40 925 B3 和 WO 2006/092421A1 各描述了一种电磁线圈装置,这种电磁线圈装置由 14 个单个线圈构成,用于对胶囊内窥镜、视频胶囊或其他类型的探针进行导航。此处的胶囊配有磁性元件,例如永磁体或铁磁体。电磁线圈装置产生复数个沿直角坐标系的轴 x、y、z 的磁场分量 B_x 、 B_y 、 B_z 以及复数个梯度磁场,以便实现对胶囊内窥镜的非接触式导引。

[0005] 这个装置所应用的原理如下:磁性元件(即包含磁偶极矩 m 的元件)试图平行于磁场 B (这个磁场由磁场分量 B_x 、 B_y 、 B_z 构成)的方向朝直角坐标系各轴定向。由于磁性元件与胶囊内窥镜固定相连,因而也可借此来影响胶囊内窥镜的定向。此外,由梯度磁场 $\partial B_x / \partial x$ 等引发的作用力 $F = G \cdot m$ 通过一个包括这些梯度场的梯度矩阵 G 作用于磁偶极矩 m ,公式如下:

$$[0006] \quad F = G \cdot m = \begin{pmatrix} \partial B_x / \partial x & \partial B_x / \partial y & \partial B_x / \partial z \\ \partial B_y / \partial x & \partial B_y / \partial y & \partial B_y / \partial z \\ \partial B_z / \partial x & \partial B_z / \partial y & \partial B_z / \partial z \end{pmatrix} \cdot m$$

[0007] 其中,作用力 F 和磁矩 m (类似于磁场 B) 均为具有相应 x 轴、 y 轴和 z 轴分量的三维矢量。根据麦克斯韦方程组 $\text{rot}H = 0$ 和 $\text{div}B = 0$, 以及根据 $B = \mu_0 \cdot H$, 3×3 梯度矩阵 G 对称且无迹,亦即,这个梯度矩阵包含有包括

$\partial B_x/\partial y(=\partial B_y/\partial x)$ 、 $\partial B_x/\partial z(=\partial B_z/\partial x)$ 、 $\partial B_y/\partial z(=\partial B_z/\partial y)$ 和三个对角元素中的两个（例如 $\partial B_x/\partial x$ 和 $\partial B_y/\partial y$ ）在内的五个独立梯度场。

[0008] 通过对电磁线圈装置中的单个线圈进行针对性控制,可对磁场 B 和梯度场进行任意调节。借此一方面可使磁性物体发生旋转,从而在电磁线圈装置内部的工作区内对其进行任意定向。另一方面可在磁性物体上施加作用力 F,使其除了旋转运动外还能进行平移运动。为此需实现八个准静止磁自由度,即磁场分量 B_x 、 B_y 、 B_z 以及梯度矩阵 G 的三项对角元素中的两项（例如 $\partial B_x/\partial x$ 和 $\partial B_y/\partial y$ ）和次对角元素中的三个（例如 $\partial B_x/\partial y$ 、 $\partial B_z/\partial x$ 、 $\partial B_z/\partial y$ ）。

[0009] DE 103 40 925 B3 和 WO 2006/092421A1 所描述的系统的缺点在于,由于需要设置 14 个单独受控线圈,数量众多的线圈和实施为功率放大器的控制单元使得系统在制造和安装上成本相对较高。

发明内容

[0010] 因此,本发明的目的是提供一种成本较低的磁导引系统,这种磁导引系统由一线圈装置和复数个分配给各线圈的控制单元构成。

[0011] 本发明用来达成上述目的的解决方案是一种根据权利要求 1 所述的线圈装置、一种根据权利要求 13 所述的线圈装置或一种根据权利要求 16 所述的线圈装置。本发明的改进方案由从属权利要求定义。

[0012] 本发明的线圈装置用于在一工作区内导引一包含一磁偶极矩的磁性物体,为所述工作区规定一包含三个轴的直角坐标系,所述三个轴包括一水平第一轴、一水平第二轴和一竖直第三轴。所述线圈装置包含复数个用于产生一磁场的复数个分量和复数个梯度场的单个线圈,其中,所述梯度场已通过本文开篇所述的梯度矩阵 G 得到说明。此外还设有复数个特别是实施为相应功率放大器的控制单元。

[0013] 本发明第一实施方式的目的是以较少的单个线圈来使一磁性物体沿任一空间方向运动,为此,单个线圈的结构和布置方式如下:

[0014] 所述复数个单个线圈包括复数个第一单个线圈,其中,从每个第一单个线圈的纵轴方向观察,所述工作区均位于该第一单个线圈的周边内。此处和下文中所称的单个线圈的纵轴指的是线圈绕组所包围的轴。其中,所述绕组构成线圈的周边。下文中,单个线圈的宽度是指绕组在纵轴方向上的宽度。

[0015] 根据本发明,所述直角坐标系的一个以上轴分配有至少一个由两个第一单个线圈构成的第一线圈对,所述两个第一单个线圈沿相应的轴布置在所述工作区的相对两侧且所述两个第一单个线圈各自所在的平面大体平行。为了尽量减少线圈数目,所述直角坐标系的一个以上轴没有分配第一线圈对,而是分配有单个第一单个线圈或者没有分配任何第一单个线圈,其中,“没有分配任何第一单个线圈”这种情况是指沿该轴未设置任何第一单个线圈或由第一单个线圈所构成的线圈对。在用一个第一单个线圈取代线圈对的情况下,工作区至少部分地被这单个第一单个线圈的周边包围,亦即,该周边的宽度至少部分覆盖工作区。

[0016] 除所述第一单个线圈外还设有复数个第二单个线圈,其中,从每个第二单个线圈的纵轴方向观察,所述工作区均位于该第二单个线圈的周边外。其中,所述直角坐标系的一

个以上轴各分配有至少一个由两个第二单个线圈构成的第二线圈对,所述第二单个线圈基本上处于一共同平面内且沿相应的轴布置在所述工作区的相对两侧。此处和下文中所称的共同平面是指穿过线圈对中的第二线圈的周边的平面。因此,第二线圈对中的第二单个线圈是呈翼状布置在工作区周围。

[0017] 本发明线圈装置的上述实施方式的优点是:用单个第一单个线圈取代至少一个由两个第一单个线圈构成的线圈对,以此来减少所用单个线圈的数目。根据一种特别优选的实施方案,还可以用一共用控制单元控制至少两个单个线圈,以此来进一步减少所用控制单元的数目。

[0018] 本发明第一实施方式的一种特殊设计方案包括正好十一个单个线圈。其中,设有两个第一线圈对,其中一个第一线圈对分配给所述第一轴,另一个第一线圈对分配给所述第三轴。而所述第二轴分配有单个第一单个线圈。此外还设有一第二线圈对,该线圈对分配给所述第一轴且布置在由所述第一轴和第三轴所定义的平面内。此外还设有两个第二线圈对,这两个第二线圈对分配给所述第三轴且布置在大体相垂直的平面内,其中一个平面由所述第一轴和第三轴定义,另一平面由所述第二轴和第三轴定义。通过这种方式,作为所述线圈装置的施力对象的磁性物体仅需十一个线圈就能在工作区内进行任意定向,且能对该磁性物体施加任意作用力。

[0019] 根据一种同样能对所述磁性物体任意定向和施力的替代性实施方案,所述线圈装置包括与上述实施方式相同的第一线圈对和第一单个线圈。此外也同样设有一第二线圈对,该线圈对分配给所述第一轴且布置在由所述第一轴和第三轴所定义的平面内。同样设有一分配给所述第三轴且布置在由所述第一轴和第三轴所定义的平面内的第二线圈对。但与上述实施方式的不同之处在于,进一步还设有一第二线圈对,该第二线圈对分配给所述第一轴且布置在由所述第一轴和第二轴所定义的平面内。

[0020] 根据上述两个特殊实施例的一种特别优选的实施方案,控制所述线圈所用的控制单元的最低数目为八个。其中,在线圈装置工作过程中,第一单个线圈全部由单独的控制单元控制,第二线圈对则分别由一共用控制单元控制。

[0021] 本发明第二实施方式的目的是在工作区内对一磁性物体进行任意定向,且在所述磁性物体的磁偶极矩的方向与所述竖轴所定义的平面内对所述磁性物体仅施加磁力。这个实施方案尤其适用于应用胶囊内窥镜进行胃筛查的领域,例如公开案 WO 2007/077922A1 中有相关描述。其中,患者喝完水后,胶囊内窥镜在患者胃里的水中运动。

[0022] 根据本发明第二实施方式的一种设计方案,所述线圈装置包括正好九个单个线圈。其中,设有两个第一线圈对,其中一个第一线圈对分配给所述第一轴,另一个第一线圈对分配给所述第三轴。此外还设有单个第一单个线圈,该第一单个线圈分配给所述第二轴。所述线圈装置进一步还包含两个第二线圈对,这两个第二线圈对分配给所述第三轴且布置在大体相垂直的平面内,其中一个平面由所述第一轴和第三轴定义,另一平面由所述第二轴和第三轴定义。

[0023] 根据上述设有九个线圈的实施方式的一种替代性实施方案,设有相同的第一线圈对、相同的单个第一单个线圈以及相同的第二线圈对,该第二线圈对分配给所述第三轴且布置在由所述第一轴和第三轴所定义的平面内。但与上述实施方式的不同之处在于,此处还设有一第二线圈对,该第二线圈对分配给所述第一轴且布置在由所述第一轴和第二轴所

定义的平面内。

[0024] 根据本发明第二实施方式的上述设计方案的一种特别优选的实施方案,采用正好七个控制单元,其中,第一单个线圈可全部由单独的控制单元控制,第二线圈对可分别由一共用控制单元控制。

[0025] 本发明线圈装置的第三实施方式的目的是在工作区内对一磁性物体进行任意定向,且在所述磁性物体的纵轴方向上对该磁性物体仅施加磁力。其中,所述物体的磁偶极矩垂直于该物体的纵轴。在胶囊内窥镜的应用领域,这个实施方案尤其适用于对胶囊内窥镜进行软管导航使其穿过患者的小肠和/或大肠。

[0026] 根据这个第三实施方式的一种设计方案,所述线圈装置包括正好八个单个线圈。其中,设有一分配给所述第三轴的第一线圈对,以及一分配给所述第一轴且布置在由所述第一轴和第三轴所定义的平面内的第二线圈对。此外还设有另外两个第二线圈对,这两个第二线圈对分配给所述第三轴且布置在大体相垂直的平面内,其中一个平面由所述第一轴和第三轴定义,另一平面由所述第二轴和第三轴定义。

[0027] 根据本发明第三实施方式的另一实施方案,所述由八个单个线圈构成的线圈装置包括一分配给所述第一轴的第一线圈对、一分配给所述第一轴且布置在由所述第一轴和第三轴所定义的平面内的第二线圈对,以及另一第二线圈对,该第二线圈对分配给所述第一轴且布置在由所述第一轴和第二轴所定义的平面内。此外还设有另一第二线圈对,该第二线圈对分配给所述第三轴且布置在由所述第一轴和第三轴所定义的平面内。

[0028] 在第三实施方式的上述两种实施方案中,可以设置正好七个控制单元,其中,第二单个线圈可全部由单独的控制单元控制,第一线圈对中的两个第一单个线圈可由一共用控制单元控制。作为替代方案,可将控制单元的数目减至六个,此时,分配给所述第一轴且布置在由所述第一轴和第三轴所定义的平面内的第二线圈对中的第二单个线圈可由一共用控制单元控制。此外,第一线圈对中的两个第一单个线圈同样可由一共用控制单元控制。在这个实施方式中,线圈装置中的其余单个线圈可全部由单独的控制单元控制。

[0029] 本发明线圈装置的第四实施方式的目的是在工作区内对所述磁性物体进行任意定向,且在所述磁性物体的纵轴方向上仅施加磁力。其中,所述磁性物体中的磁性元件的磁偶极矩优选沿所述磁性物体的纵轴定向,这会带来一定局限性:与上述实施方式不同,所述磁性物体(例如胶囊)无法绕其纵轴旋转。这个实施方式优选应用于胶囊内窥镜的应用领域,特别是对胶囊进行“软管导航”使其穿过小肠或大肠。

[0030] 根据本发明第四实施方式的第一实施方案,仅设有由第一单个线圈构成的第一线圈对,其中,至少一个第一线圈对中的第一单个线圈可由一共用控制单元控制。

[0031] 这个实施方案可完全弃用呈翼状布置的第二线圈对,而且通过用一共用控制单元控制至少一个第一线圈对,还能达到减少功率放大器数量的目的。根据一种特别优选的实施方案,设有六个第一单个线圈,其中,每个轴各分配有一个由两个第一单个线圈构成的第一线圈对。这个实施方案优选包括正好五个控制单元,其中,其中一个第一线圈对中的两个第一单个线圈可由一共用控制单元控制,其余的第一单个线圈可由单独的控制单元控制。

[0032] 根据本发明线圈装置的第四实施方式的另一实施方案,同样仅设有第一单个线圈,但所述直角坐标系的一个以上轴没有分配第一线圈对,而是各分配有单个第一单个线圈,其中,所述工作区至少部分被任一单个第一单个线圈的周边包围。其中,第一单个线圈

优选可全部由单独的控制单元控制。根据一种优选实施方案,所述线圈装置包括正好五个第一单个线圈,也就是设有两个第二线圈对和单个第一单个线圈,后者用于取代一个第一线圈对。

[0033] 根据本发明线圈装置上述各实施方式的一种优选设计方案,所述单个线圈至少部分包括复数个环形线圈和/或复数个鞍形线圈。所述单个线圈同样可以至少部分包括复数个扁平线圈,特别是纵向宽度大于线圈厚度的扁平线圈,其中,宽度优选是厚度的至少十倍。102008004871.2-35号德国专利申请案中所描述的线圈实施方式的任何一种实施方案均可应用于本发明的线圈装置。该德国专利申请案所揭示的全部内容均构成本发明的内容。

[0034] 如前所述,本发明的线圈装置优选应用于磁性胶囊内窥镜领域。根据一种优选实施方案,所述线圈装置包含一检查台,需要检查的患者在所述线圈装置工作期间躺在这个检查台上,其中,所述检查台以某种方式布置,使得位于该检查台上的患者的纵轴基本上沿所述直角坐标系的第二轴的方向延伸。

附图说明

[0035] 下面借助附图对本发明的实施例进行详细说明,其中:

[0036] 图1为设有八个功率放大器的12线圈系统的示意图,该系统建立在申请人先前专利申请案的基础上;

[0037] 图2为本发明第一实施方式中设有八个功率放大器的11线圈系统的示意图;

[0038] 图3和图4为设有七个功率放大器的10线圈系统的示意图,该系统建立在申请人先前专利申请案的基础上;

[0039] 图5为本发明第二实施方式中设有七个功率放大器的9线圈系统;

[0040] 图6和图7为本发明第三实施方式中设有六或七个功率放大器的8线圈系统;

[0041] 图8和图9为本发明第四实施方式中设有五个功率放大器的6线圈系统或5线圈系统;

[0042] 图10为图3所示线圈系统的一个具体实施例的透视图;以及

[0043] 图11为流经图10所示线圈系统中一线圈对的电流示意图,该线圈对由线圈9和线圈10构成。

具体实施方式

[0044] 在描述各实施方式之前,先对本发明线圈装置所导引的物体的磁偶极矩与本发明线圈系统的电流或相应产生的磁场之间的关系予以阐述。所述磁性物体优选为一包含磁性元件(例如永磁体)且定位在患者(未图示)体内的胶囊内窥镜,这种定位例如通过患者吞服胶囊而实现。这种胶囊通常包括用于摄制患者内脏图像的摄像机,以及用于将所摄制的图像发送给带相应接收器的处理单元的发送模块。所述磁偶极矩在下文中称为 m ;它表示一个三维矢量。其中,该偶极矩例如由永磁体产生且可在胶囊内沿胶囊纵轴定向,必要时也可垂直于胶囊纵轴定向。永磁体与胶囊内窥镜固定相连,因此,本发明线圈装置在永磁体上所产生的作用力和转矩会直接传递到胶囊内窥镜上。

[0045] 概而言之,线圈系统中设有 n 个线圈,电流 I_1 至 I_n 在这些线圈中流动。磁矩 m 或

线圈电流矢量 I 的矢量表达式如下：

$$[0046] \quad m = \begin{pmatrix} m_x \\ m_y \\ m_z \end{pmatrix}$$

$$[0047] \quad I = \begin{pmatrix} I_1 \\ \vdots \\ I_n \end{pmatrix}$$

[0048] 其中, m_x 、 m_y 及 m_z 分别表示磁偶极矩在所述线圈系统所属直角坐标系的 x 轴、 y 轴及 z 轴方向上的分量。

[0049] 线圈电流产生一个磁场,这个磁场对胶囊内窥镜施加转矩并使胶囊内窥镜沿磁场的场力线方向定向。此外,线圈系统所产生的磁场的梯度还产生一个作用于胶囊内窥镜的磁力。这个磁力在下文中表示为 F ,其矢量表达式如下：

$$[0050] \quad F = \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix}$$

[0051] 其中, F_x 、 F_y 及 F_z 仍然表示该作用力在 x 、 y 及 z 向上的相应分量。

[0052] 在矩阵表达式中,线圈系统在位置 r 所产生的磁场 B 以及作用力 F 与线圈电流矢量 I 之间的关系如下：

$$[0053] \quad \begin{pmatrix} B \\ F \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} U_1 & 0 \\ 0 & U_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} V_1 \\ V_2 \end{pmatrix} I$$

[0054] 其中：

$$[0055] \quad U_1 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$[0056] \quad V_1 \cdot I = \begin{pmatrix} B_x \\ B_y \\ B_z \end{pmatrix}, \quad V_2 \cdot I = \begin{pmatrix} \partial B_x / \partial x \\ \partial B_y / \partial x \\ \partial B_z / \partial x \\ \partial B_z / \partial y \\ \partial B_y / \partial y \end{pmatrix}$$

[0057] 其中, V_1 和 V_2 是由位置 r 和线圈系统的具体实施方式所规定的矩阵。

[0058] 可以看出,磁力 F 仅与 $\partial B_x / \partial x$ 、 $\partial B_y / \partial x$ 、 $\partial B_z / \partial z$ 、 $\partial B_z / \partial y$ 和 $\partial B_y / \partial y$ 这五个梯度场有关,产生这种情况的原因是本文开篇所述的事实,即根据麦克斯韦方程组,梯度矩阵对称且无迹。

[0059] 根据方程组 $F = G \cdot m$, 矩阵 U_2 的值为：

$$[0060] \quad U_2 = \begin{pmatrix} m_x & m_y & m_z & 0 & 0 \\ 0 & m_x & 0 & m_z & m_y \\ -m_z & 0 & m_x & m_y & -m_z \end{pmatrix}$$

[0061] 列号→ 1 2 3 4 5

[0062] 胶囊内窥镜运动过程中,可以采用多种可规定运动方向方案和偶极矩定向方案,相应的医学用途也不同。由此得出的线圈系统配置和用于控制线圈系统的功率放大器的配置也不同。其中,按照具体的规定边界条件,某些方案中的线圈对可由相同的功率放大器控制,而某些线圈对则可弃用或用单个线圈代替。下文将对复数个实施方式进行说明,这些实施方式将根据不同的要求实现线圈系统最低配置,即配置最小数量的线圈和功率放大器。

[0063] 首先借助图 1 至图 3 对能使胶囊内窥镜在工作区内任意定向且能以任意空间方向对该胶囊施加磁力的线圈系统配置进行阐述。这种导航要求称为情形 (A)。如前所述,磁力 F 与胶囊的磁偶极矩 m 之间为线性关系。据此就足以在下一情形 (A) 以及所有其他情形 (B) 至 (D) 中对以下方案进行分析:

[0064] (X) 偶极矩沿 x 向定向,

[0065] (Y) 偶极矩沿 y 向定向,

[0066] (Z) 偶极矩沿 z 向定向。

[0067] 对于情形 (A. X),即偶极矩仅具有 x 分量 m_x 时,前述矩阵 U_2 中只有列号为 1、2 和 3 的列是相关的,将这些列与场梯度 $\partial B_x/\partial x$ 、 $\partial B_y/\partial y$ 和 $\partial B_z/\partial x$ 相结合。对于情形 (A. Y),因偶极矩 m_y 缘故,前述矩阵 U_2 中只有 2、4、5 列是相关的。对于情形 (A. Z),即仅存在一个带分量 m_z 的偶极矩时,矩阵 U_2 中只有列号为 3、4 和 5 的列是重要的。将所有上述情况予以组合后得出结论:情形 (A) 需要将五个场梯度全部与三个基本磁场分量相结合,也就是至少需要用八个功率放大器来控制线圈系统的线圈。

[0068] 图 1 为设有八个功率放大器的 12 线圈系统的示意图,这个线圈系统的结构依据的是 102008004871.2-35 号德国专利申请案。该专利申请案中所描述的所有关于可用线圈的实施方式均可应用于下文将要说明的本发明线圈系统的实施方案。图 1 所示的线圈系统包括十二个单个线圈 1 至 12,其中,第一至第四线圈 1 至 4 可实施为形状相同的鞍形线圈并包围一个工作区,该工作区位于附图所示包含水平方向的 x 轴及 z 轴和竖直方向的 y 轴的直角坐标系内,这个设计方案与上述先前德国专利申请案相似。

[0069] 采用线圈系统操作胶囊内窥镜时,如图 1 及所有其他附图的实施方式所示,内窥镜检查过程中线圈 1 至 4 包围患者的身体部分,也就是使患者的纵轴与 z 轴平行。因此,患者身体从其他线圈 5 和 6 的内部穿过,这些线圈与上述先前德国专利申请案一样,可以实施为环形线圈。在此情况下,相应的磁性物体即胶囊内窥镜在工作区内运动,亦即,所述工作区位于患者体内。也可以用扁平线圈代替鞍形线圈 1 至 4 或环形线圈 5 和 6,与鞍形线圈不同,扁平线圈呈平面状且优选具有矩形截面。这些扁平线圈优选为绕组包的宽度大于高度(即沿线圈纵轴的宽度明显大于线圈厚度或绕组高度)的宽式扁平线圈。

[0070] 如图 1 所示,线圈 1 至 6 包围工作区,该工作区的原点即为所示坐标系的原点。这个工作区位于线圈 1 至 6 所构成的体积的中央且是一个立方体,其彼此面对的侧面之间的距离约为彼此面对的线圈间的距离的一半。因此,线圈 1 至 6 是权利要求书所述的第一单个线圈,其中,从每个单个线圈的纵轴方向观察,所述工作区均位于该单个线圈周边内。与此相应,彼此面对的线圈 1 和 2 或 3 和 4 或 5 和 6 在此是第一线圈对,这些线圈对各对应直角坐标系的一个相应轴,其中,线圈对中的各单个线圈分别位于工作区的相对两侧,且线圈对中各单个线圈各自所在的平面大体平行。在此情况下,线圈 1 和 2 所构成的线圈对用于

产生所产生磁场 B 的磁场分量 B_x , 其中, 通过各用一个功率放大器来分别控制这两个线圈, 还可产生梯度场 $\partial B_x / \partial x$ 。线圈 3 和 4 用于调节磁场分量 B_y , 其中, 用单独的功率放大器来分别控制这两个线圈还可以产生梯度场 $\partial B_y / \partial y$ 。线圈 5 和 6 用于产生磁场分量 B_z , 其中, 用单独的功率放大器来分别控制这个线圈对的两个线圈还可以产生梯度场 $\partial B_z / \partial z$ 。在所有设有相应线圈 1 至 6 的其他实施方式中, 这些线圈均以类似于图 1 的方案进行布置, 且其产生磁场分量或梯度场的功能也相同。

[0071] 为了进一步产生前述梯度矩阵 G 的次对角元素, 图 1 的实施例中还设有线圈 8 至 12, 即权利要求书所述的第二单个线圈。其中, 线圈 7 和 8 构成一个线圈对, 这两个线圈沿 y 轴偏离工作区且布置在 $y-z$ 平面内。线圈 9 和 10 所构成的线圈对同样沿 y 轴偏离工作区, 但与线圈 7 和 8 所构成的线圈对成 90° 角, 位于 $x-y$ 平面内。此外还设有一个由线圈 11 和 12 构成的线圈对, 这两个线圈在 $x-y$ 平面内分别在工作区的两个侧面沿 x 轴分开布置。根据权利要求书中关于第二单个线圈的定义, 从单个线圈 7 至 12 中任一线圈的纵轴方向观察, 所述工作区均位于该线圈周边外。

[0072] 为了产生与梯度矩阵 G 的次对角元素相对应的梯度场, 各线圈对中的单个线圈 7、8 或 9、10 或 11、12 可分别由一共用功率放大器控制。其中, 由单个线圈 7 和 8 构成的线圈对用于产生梯度场 $\partial B_y / \partial x (= \partial B_x / \partial y)$, 由单个线圈 9 和 10 构成的线圈对产生梯度场 $\partial B_z / \partial y (= \partial B_y / \partial z)$, 由单个线圈 11 和 12 构成的线圈对用于产生梯度场 $\partial B_x / \partial z (= \partial B_z / \partial x)$ 。为了产生梯度场 $\partial B_x / \partial y$, 也可视需要将线圈 7 和 8 按图 7 所示的方式进行布置, 即两个线圈 7 和 8 沿 x 轴布置在 $x-y$ 平面内。在此处以及下文中设有线圈 7 至 12 的其他实施方式中, 用于产生梯度场的线圈的线圈编号分配方式均与此处相同。一般情况下, 各单个线圈的几何位置均与图 1 所示坐标系中的相同。只有线圈 7 和 8 存在两种用以产生梯度场 $\partial B_x / \partial y$ 的替代性布置方案。

[0073] 如前所述, 若想让磁性物体按上述情形 (A) 在工作区内任意运动或定向, 就需要用八个功率放大器来产生三个磁场分量 B_x 、 B_y 和 B_z 以及五个梯度场。第一实施方案是按如下方式将编号 1 至 8 的功率放大器分配给线圈 1 至 12:

[0074] 功率放大器 1: 线圈 1

[0075] 功率放大器 2: 线圈 2

[0076] 功率放大器 3: 线圈 3

[0077] 功率放大器 4: 线圈 4

[0078] 功率放大器 5: 线圈 5 和 6

[0079] 功率放大器 6: 线圈 9 和 10

[0080] 功率放大器 7: 线圈 7 和 8

[0081] 功率放大器 8: 线圈 11 和 12

[0082] 与此类似, 另一分配功率放大器与线圈的实施方案如下:

[0083] 功率放大器 1: 线圈 1 和 2

[0084] 功率放大器 2: 线圈 3

[0085] 功率放大器 4: 线圈 6

[0086] 功率放大器 5: 线圈 5

[0087] 功率放大器 6: 线圈 9 和 10

[0088] 功率放大器 7 :线圈 7 和 8

[0089] 功率放大器 8 :线圈 11 和 12

[0090] 另一类似方案是,线圈 1 至 6 的集合中的线圈 3 和 4 共用一个功率放大器,而其余线圈分别由单独的功率放大器操作,线圈 7 至 12 由功率放大器以上述方式进行控制。

[0091] 图 2 为图 1 所示线圈系统的一种实施方案,其中,这个线圈系统是本发明线圈装置的第一实施方式。根据图 1 所示实施方式的实施方案,第一单个线圈所构成的线圈对由共用功率放大器操作,可以看出,这个线圈对可由单个线圈代替。在此基础上,图 2 的实施方式用单个线圈 5' 代替由线圈 5 和 6 构成的线圈对,这个单个线圈布置在两个线圈 5 和 6 (现已弃用) 的中间。单个线圈 5' 优选为绕组厚度明显小于 z 向宽度的宽式扁平线圈。因此在图 2 所示的线圈装置中,所用线圈的数目从 12 个减至 11 个,这就节约了线圈系统的成本。其中,各功率放大器 1 至 8 与图 2 所示线圈系统中相应线圈之间的分配关系如下:

[0092] 功率放大器 1 :线圈 1

[0093] 功率放大器 2 :线圈 2

[0094] 功率放大器 3 :线圈 3

[0095] 功率放大器 4 :线圈 4

[0096] 功率放大器 5 :线圈 5'

[0097] 功率放大器 6 :线圈 9 和 10

[0098] 功率放大器 7 :线圈 7 和 8

[0099] 功率放大器 8 :线圈 11 和 12

[0100] 下面借助图 3 至图 5 对这样一些实施方式进行说明,这些实施方式与能够在工作区内进行任意定向的磁性物体结合应用,但是,该磁性物体的磁偶极矩与线圈系统竖轴 (即 y 轴) 的磁偶极矩所定义的平面内仅产生磁力。在胶囊内窥镜的应用领域,这相当于以下情况:胶囊在患者胃里的水中运动,患者在进行此次检查前饮用了大量的水。胶囊在水中受到浮力作用,其结果是,胶囊漂浮在水面上,完全不受磁力作用或者仅受到微弱的磁力作用。下文将这种应用称为情形 (B)。对于情形 (B. X),即偶极矩仅具有分量 m_x 时,作用力必然位于 x-y 平面内。亦即,不必生成分力 F_z 且只需将矩阵 U_2 中的列 1 和 2 与场梯度 $\partial B_x / \partial x$ 和 $\partial B_y / \partial x$ 予以结合。对于情形 (B. Y),即偶极矩沿 y 向定向时,作用力必然沿 y 向定向。亦即,作用力的产生只与矩阵 U_2 中的列 5 有关。对于情形 (B. Z),即胶囊的偶极矩沿 z 向定向时,作用力必然位于 y-z 平面内。此情况下不产生分力 F_x ,作用力的产生只与矩阵 U_2 中编号为 4 和 5 的列有关。综上所述,情形 (B) 只与列 1、2、4 和 5 中的项有关,也就是只需要场梯度 $\partial B_x / \partial x$ 、 $\partial B_y / \partial x$ 、 $\partial B_z / \partial y$ 和 $\partial B_y / \partial y$,但不需要 $\partial B_z / \partial x$ 。再加上三个基本磁场分量,一共设置七个功率放大器就足以对线圈装置进行控制。

[0101] 图 3 和图 4 分别示意了用于产生磁场的线圈系统的两个实施例,适用于上述情形 (B) 的导航要求。所示实施例与上述先前德国专利申请案 (102008004871. 2-35 号) 中所描述的实施方式大体相符。所示线圈系统仅包括十个线圈,而无需设置图 1 和图 2 的实施方式中所描述的线圈 11 和 12,因为这些线圈的作用是产生场梯度 $\partial B_z / \partial x$,而情形 (B) 不必对该场梯度进行控制。因此,图 3 中各线圈的几何布置与图 1 中的相符,但线圈 9 和 10 已弃用。功率放大器与线圈的分配关系也可参照图 1 所述的两种实施方案,只需弃用编号为 8 的功率放大器,即用于控制线圈 11 和 12 所构成的线圈对的功率放大器。

[0102] 图 4 为图 3 所示线圈系统的一个修改方案,该方案同样建立在上述先前德国专利申请案基础上。这个实施方式与图 3 所示实施方式的唯一区别在于线圈 7 和 8 的布置方式。在此实施方式中,这两个线圈位于 x - z 平面内且沿 x 轴布置在工作区的相对两侧。采用这种线圈布置方式能够达到与图 3 中线圈 7 和 8 的布置方式相同的效果,亦即,这两个线圈也能用于调节磁场分量 $\partial B_x / \partial y$ 。可以根据图 2 所示的功率放大器与线圈的分配关系来对图 4 中的单个线圈进行类似的控制。

[0103] 图 5 为本发明线圈系统的第二实施方式,该实施方式用于在情形 (B) 的基础上以类似于图 3 和图 4 所示实施方式的方式对胶囊内窥镜进行导航。图 5 所示的实施方式同样基于以下认识:由线圈 1、2 或 3、4 或 5、6 所构成的线圈对中,由单个功率放大器控制的那个线圈对可用单个线圈代替。在图 5 所示的实施方案中,图 3 中的线圈 5 和 6 被单个线圈 5' 所取代。其余线圈的布置方式则与图 3 中的实施方式完全一致。在图 5 所示的实施方式中,线圈系统仅包括九个线圈,所用功率放大器是七个,分配给线圈的方式如下:

[0104] 功率放大器 1 :线圈 1

[0105] 功率放大器 2 :线圈 2

[0106] 功率放大器 3 :线圈 3

[0107] 功率放大器 4 :线圈 4

[0108] 功率放大器 5 :线圈 5'

[0109] 功率放大器 6 :线圈 9 和 10

[0110] 功率放大器 7 :线圈 7 和 8

[0111] 根据图 5 所示实施方式的一个修改方案,也可以用单个线圈代替线圈 1 和 2 所构成的线圈对或者线圈 3 和 4 所构成的线圈对,此情况下沿 y 轴保留线圈 5 和 6 所构成的线圈对。与图 5 中的实施方式类似,所有符合权利要求 1 中关于第一单个线圈的定义的线圈各由单个功率放大器控制,而线圈 7、8 和 9、10 则分别由一共用功率放大器控制。

[0112] 根据本发明如图 6 和图 7 所示的实施方式,磁性物体可在工作区内进行任意定向,其中,在胶囊纵轴的方向上只能施加磁力,永磁体的磁矩在胶囊中垂直于胶囊纵轴定向。这种在下文中称为情形 (C) 的导航要求主要应用于在小肠或大肠内对胶囊内窥镜进行“软管导航”。由于磁矩垂直于胶囊纵轴定向,因此胶囊可绕其纵轴进行旋转,从而让(例如)螺旋形胶囊能够借助相应的旋转运动在肠道中顺利地向前运动。下述线圈配置基于图 6 和图 7 所示的实施方式,尤其可应用于公开案 US 2003/0020810A1 或 US2003/0181788A1 所揭示的螺旋形胶囊。

[0113] 对于偶极矩 m_x 沿 x 向定向的情形 (C. X),所产生的作用力必然位于 y - z 平面内。亦即,不会产生分力 F_x 且矩阵 U_2 中只有列号为 2 和 3 的列中的项是相关的,将这些项与相应的场梯度 $\partial B_y / \partial x$ 和 $\partial B_z / \partial x$ 相乘。对于偶极矩 m_y 沿 y 向定向的情形 (C. Y),作用力必然位于 x - z 平面内。此时不产生分力 F_y ,因而矩阵 U_2 中只有列 2 和 4 中的项是相关的。对于磁偶极矩沿 z 向定向的情形 (C. Z),作用力必然位于 x - y 平面内。亦即,不会产生 F_z 分力且矩阵 U_2 中只有列 3 和 4 是相关的。综上所述,情形 (C) 只需要三个场梯度,也就是 $\partial B_y / \partial x$ 、 $\partial B_z / \partial x$ 和 $\partial B_z / \partial y$ 。再加上三个基本磁场分量,这种情形至少需要六个功率放大器。

[0114] 图 6 为本发明线圈装置用于满足情形 (C) 中导航要求的一种实施方式。其中,图 6 所示实施方式的结构与图 1 中的类似,但已弃用线圈 1、2 和 5、6。为了产生所述三个场梯

度 $\partial B_y/\partial x$ 、 $\partial B_z/\partial x$ 和 $\partial B_z/\partial y$ 以及所述三个基本磁场分量,可用六或七个功率放大器供电。使用七个功率放大器时,编号 1 至 7 的功率放大器以如下方式分配给线圈:

[0115] 功率放大器 1 :线圈 9

[0116] 功率放大器 2 :线圈 10

[0117] 功率放大器 3 :线圈 7

[0118] 功率放大器 4 :线圈 8

[0119] 功率放大器 5 :线圈 11

[0120] 功率放大器 6 :线圈 12

[0121] 功率放大器 7 :线圈 3 和 4

[0122] 在仅用六个功率放大器控制如图 6 所示的 8 线圈系统的实施方案中,功率放大器与线圈的分配关系如下:

[0123] 功率放大器 1 :线圈 9

[0124] 功率放大器 2 :线圈 10

[0125] 功率放大器 3 :线圈 7

[0126] 功率放大器 4 :线圈 8

[0127] 功率放大器 5 :线圈 11 和 12

[0128] 功率放大器 6 :线圈 3 和 4

[0129] 图 7 为 8 线圈系统用于满足上述情形 (C) 中导航要求的另一种实施方案。

[0130] 图 7 所示实施方式与图 6 所示实施方式的不同之处在于,用于产生磁场分量 $\partial B_y/\partial x$ 的线圈 7 和 8 沿 x 轴布置在 x-z 平面内。此外还用线圈对 1、2 代替线圈对 3、4,线圈对 1、2 位于工作区的相对两侧且沿 x 轴布置在相互平行的平面内。

[0131] 同样可用六或七个功率放大器来控制线圈。在采用七个功率放大器的实施方案中,这些功率放大器以如下方式分配给线圈:

[0132] 功率放大器 1 :线圈 9

[0133] 功率放大器 2 :线圈 10

[0134] 功率放大器 3 :线圈 7

[0135] 功率放大器 4 :线圈 8

[0136] 功率放大器 5 :线圈 11

[0137] 功率放大器 6 :线圈 12

[0138] 功率放大器 7 :线圈 1 和 2

[0139] 在仅用六个功率放大器控制线圈的实施方案中,编号 1 至 6 的功率放大器以如下方式分配给线圈:

[0140] 功率放大器 1 :线圈 9

[0141] 功率放大器 2 :线圈 10

[0142] 功率放大器 3 :线圈 7

[0143] 功率放大器 4 :线圈 8

[0144] 功率放大器 5 :线圈 11 和 12

[0145] 功率放大器 6 :线圈 1 和 2

[0146] 根据下文中称为情形 (D) 的另一种导航要求,需要在工作区内对磁性胶囊进行任

意定向且在胶囊纵轴的方向上只能对胶囊施加磁力,其中,该胶囊的磁矩沿胶囊纵轴定向。与这种情形(D)相关的磁导引优选实施方案同样适用于在小肠和/或大肠内对胶囊内窥镜进行软管导航。但在实施方案(D)中,由于磁偶极矩平行于纵轴,胶囊无法绕其纵轴旋转。

[0147] 对于偶极矩 m_x 沿 x 向定向的情形(D.X),仅产生分力 F_x ,也就是矩阵 U_2 中只有列 1 是相关的,将该列与场梯度 $\partial B_x/\partial x$ 相结合。对于偶极矩 m_y 沿 y 向定向的情形(D.Y),作用力沿 y 向定向,也就是只会产生分力 F_y 。在此情况下,矩阵 U_2 中只有列 5 是相关的,将该列与场梯度 $\partial B_y/\partial y$ 相结合。对于偶极矩 m_z 沿 z 向定向的情形(D.Z),作用力只包含分量 F_z ,即矩阵 U_2 中只有列 1 和 5 是相关的,将这些列与相应的场梯度 $\partial B_x/\partial x$ 或 $\partial B_y/\partial y$ 相结合。综上所述,情形(D)除了三个基本磁场分量外只需产生梯度矩阵 G 的另外两个次对角元素,因为根据该梯度矩阵的无迹性可得出: $\partial B_z/\partial z = -\partial B_x/\partial x - \partial B_y/\partial y$ 。也就是说,仅需五个功率放大器就能实现情形(D)。

[0148] 图 8 和图 9 为相应于满足情形(D)中导航要求的线圈系统实施方案。图 8 所示的实施方案中采用了六个单个线圈 1 至 6,这些单个线圈在权利要求书的术语中被称作第一单个线圈。由于只需要设置五个功率放大器,由线圈 1 和 2 或线圈 3 和 4 或线圈 5 和 6 所构成的线圈对中的其中一个线圈对可用一共用功率放大器控制。下面是编号 1 至 5 的功率放大器与相应线圈的一种可能的分配关系:

[0149] 实施方案 a):

[0150] 功率放大器 1:线圈 1 和 2

[0151] 功率放大器 2:线圈 3

[0152] 功率放大器 3:线圈 4

[0153] 功率放大器 4:线圈 5

[0154] 功率放大器 5:线圈 6

[0155] 实施方案 b):

[0156] 功率放大器 1:线圈 1

[0157] 功率放大器 2:线圈 2

[0158] 功率放大器 3:线圈 3 和 4

[0159] 功率放大器 4:线圈 5

[0160] 功率放大器 5:线圈 6

[0161] 实施方案 c):

[0162] 功率放大器 1:线圈 1

[0163] 功率放大器 2:线圈 2

[0164] 功率放大器 3:线圈 3

[0165] 功率放大器 4:线圈 4

[0166] 功率放大器 5:线圈 5 和 6

[0167] 图 9 为另一种用于满足情形(D)中导航要求的实施方式。其中,在图 8 所示的实施方式中由一共用功率放大器控制的那个线圈对被单个线圈代替。在图 9 所示的实施方案中,由线圈 5 和 6 构成的线圈对被单个线圈 5' 取代。同样,也可以用单个线圈来代替线圈 1 和 2 所构成的线圈对或线圈 3 和 4 所构成的线圈对,将这个线圈布置在要弃用的线圈对的中间。在图 9 所示的实施方式中,所有线圈各由单个功率放大器供电。亦即,编号 1 至 5 的

功率放大器与线圈的分配关系如下：

[0168] 功率放大器 1 :线圈 1

[0169] 功率放大器 2 :线圈 2

[0170] 功率放大器 3 :线圈 3

[0171] 功率放大器 4 :线圈 4

[0172] 功率放大器 5 :线圈 5'

[0173] 图 10 为图 3 所示线圈装置的一具体实施例的透视图,其中,图 10 中所用的线圈也可应用于图 1 至图 9 所示的所有前述实施方式。可以看出,这个实施例中的线圈 1 至 10 均为扁平线圈,其中除了线圈 7 和 8 外,特别是线圈 9 和 10 也实施为宽式扁平线圈,其宽度 b 明显大于线圈的厚度或绕组高度。宽式扁平线圈优选也适用于用单个居中布置的线圈代替某个线圈对的实施方式。其中,至少将这个居中布置的线圈(即前述实施例中参考符号为 5' 的线圈)实施为宽式扁平线圈。

[0174] 图 11 为流经图 10 所示线圈 9 和 10 的电流图。其中,所述梯度矩阵的相应次对角元素的场梯度仅由图 11 中参考符号为 L 的初级导线引发。该导线在线圈中的剩余部分(即回线)应尽量远离工作区布置。此外,线圈的带电部分应尽量靠近工作区,由此实现将线圈 9 或 10 实施为宽式扁平线圈的优选方案。

[0175] 本发明的上述实施方案提供了多种线圈系统最低配置,这些线圈系统配置能够以较低成本(即设置尽可能少的功率放大器或线圈)来达到磁性物体在运动自由度方面的要求,所述磁性物体尤指装有永磁体的胶囊内窥镜。本发明主要基于以下认识:就相应的导航要求而言,用于控制线圈的功率放大器的数目以及线圈的数目是可以减少的。

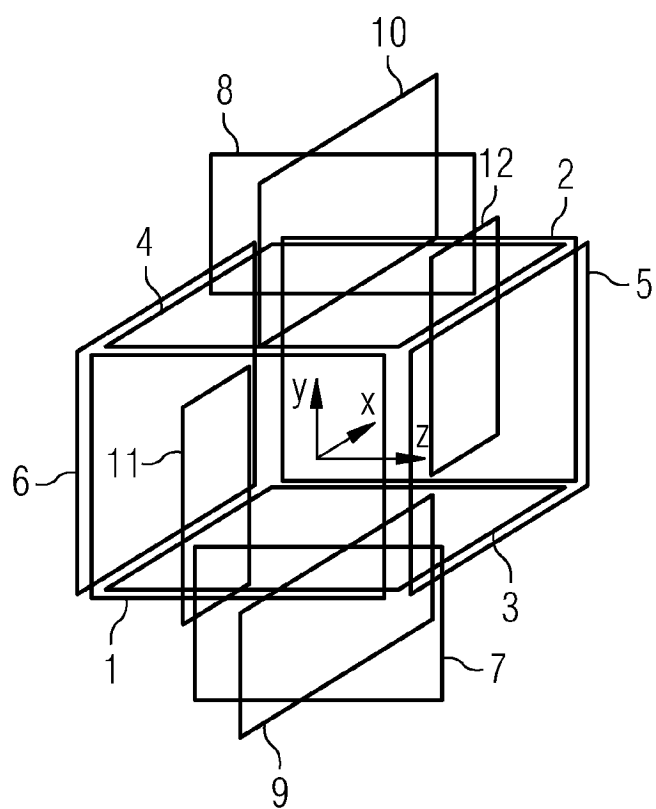


图 1

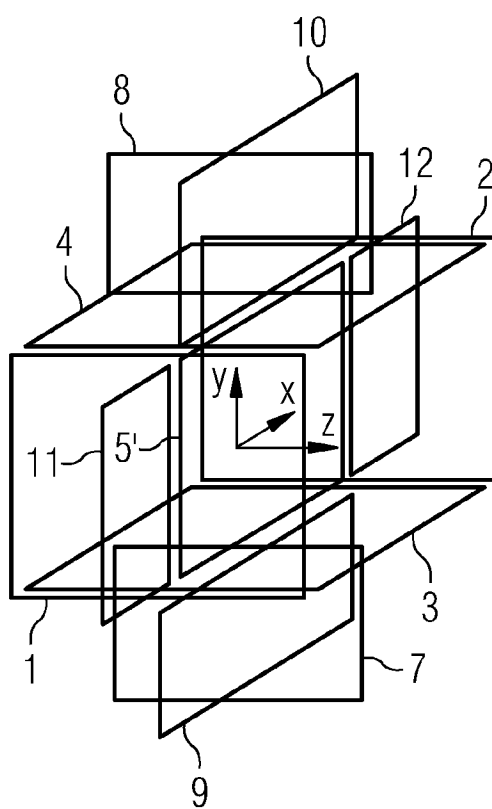


图 2

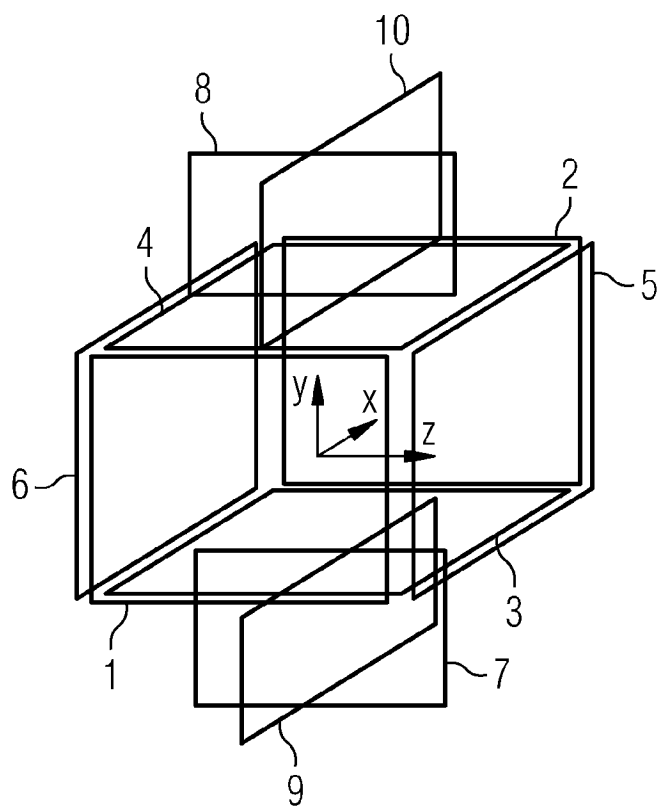


图 3

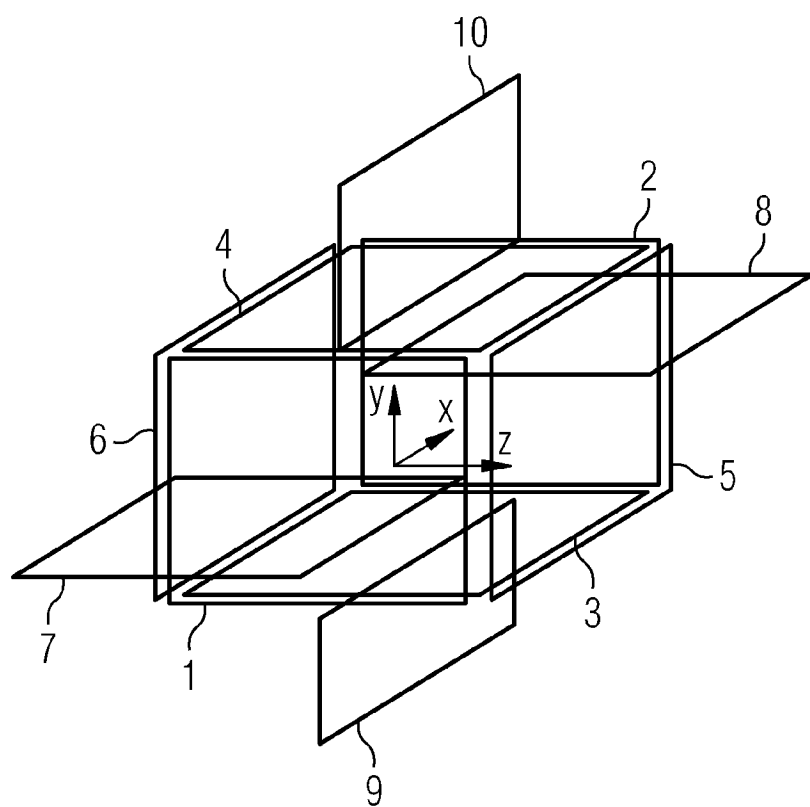


图 4

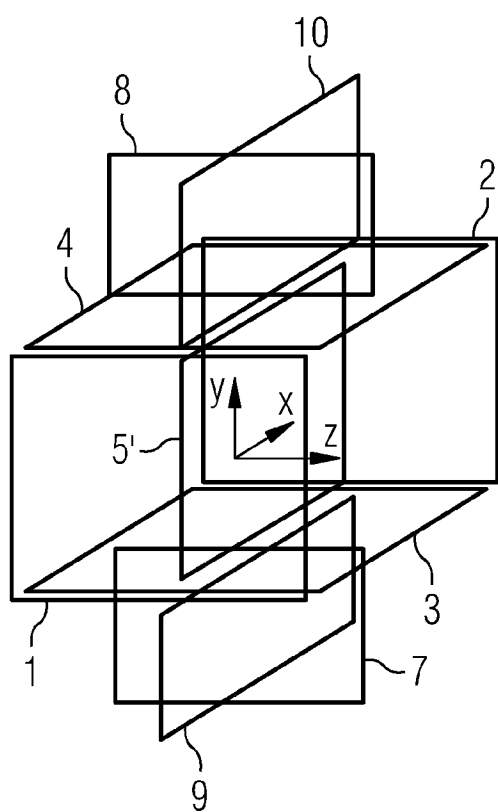


图 5

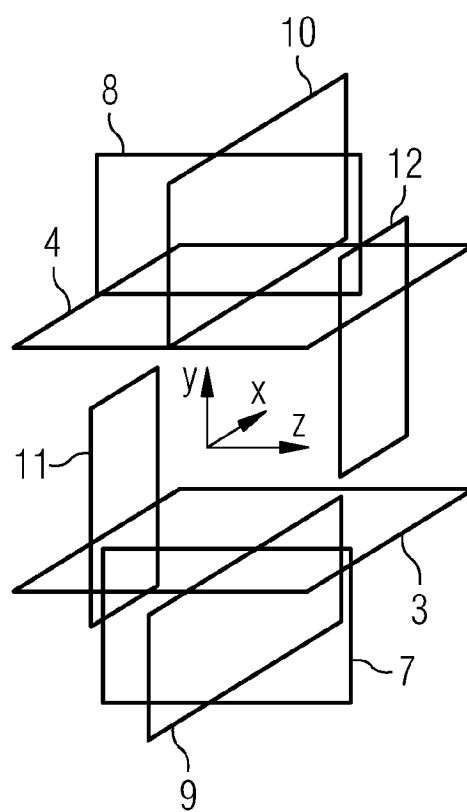


图 6

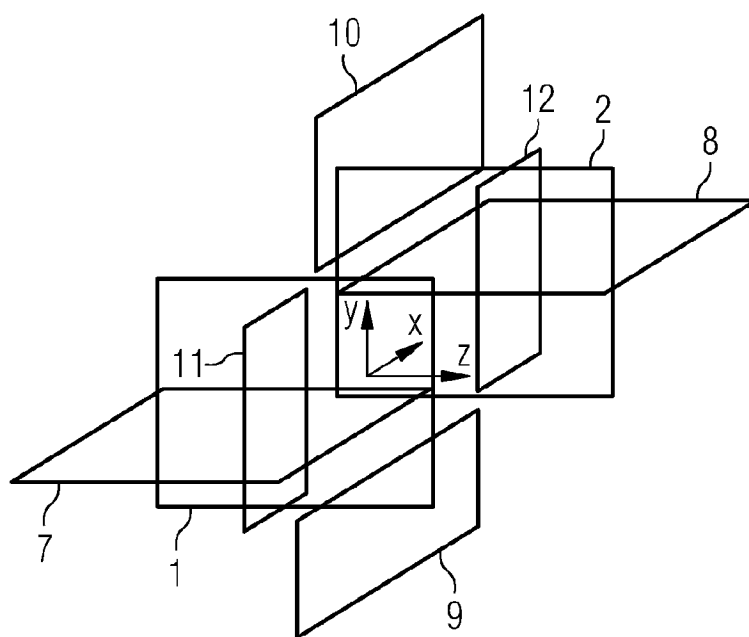


图 7

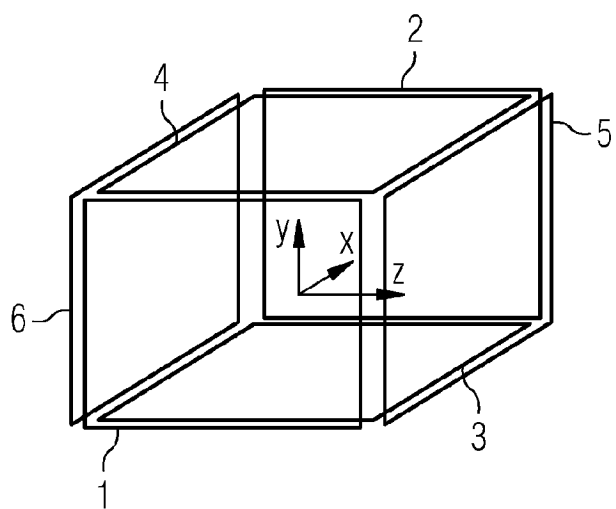


图 8

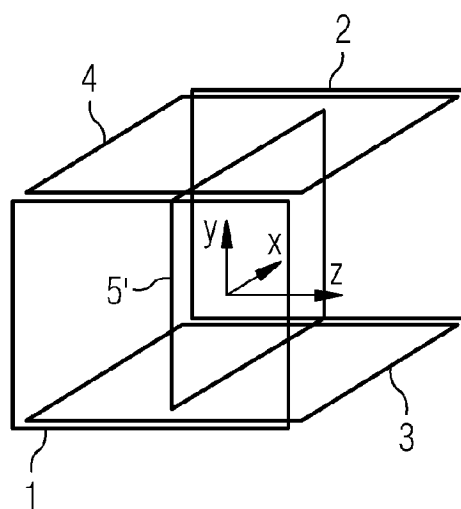


图 9

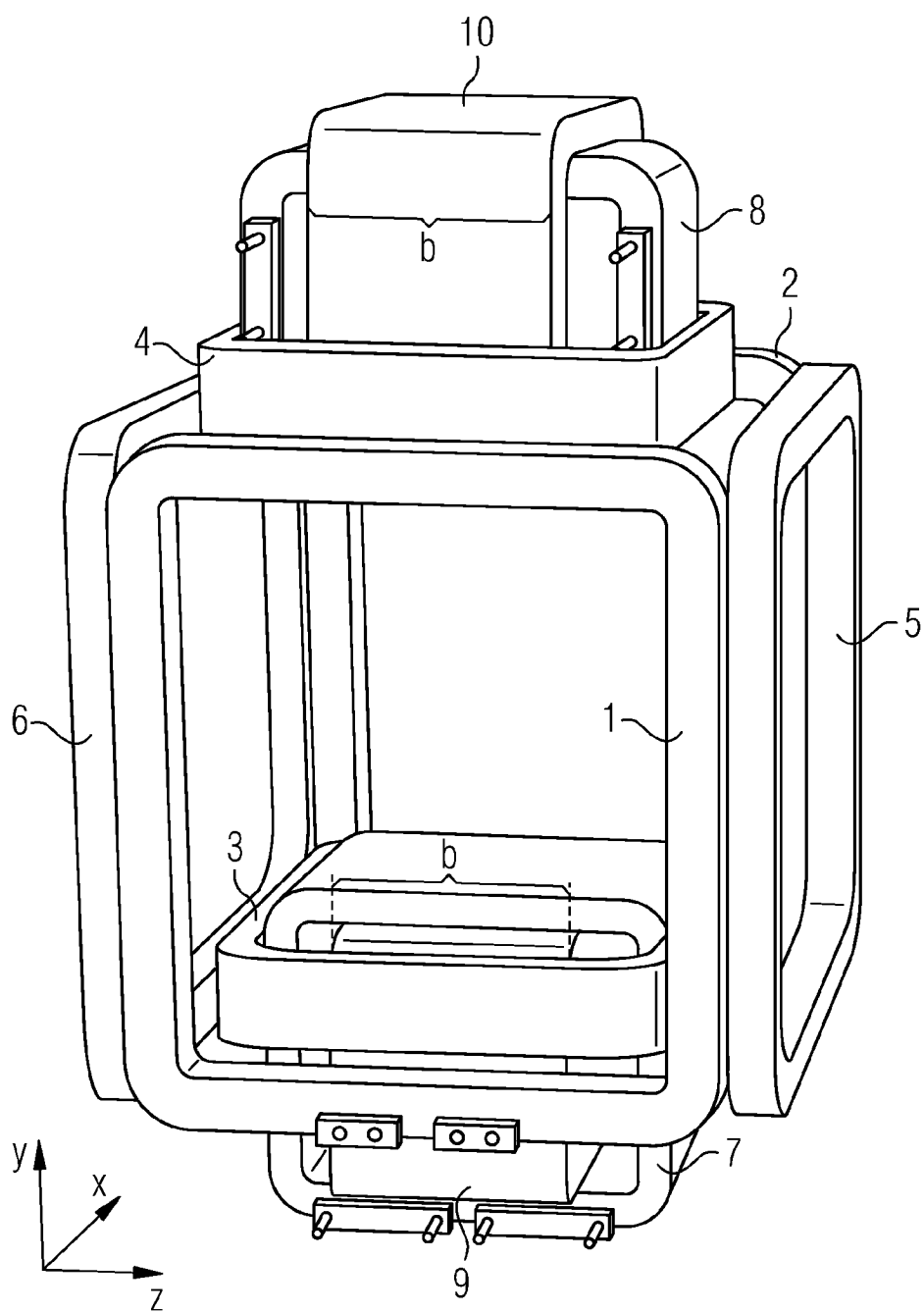


图 10

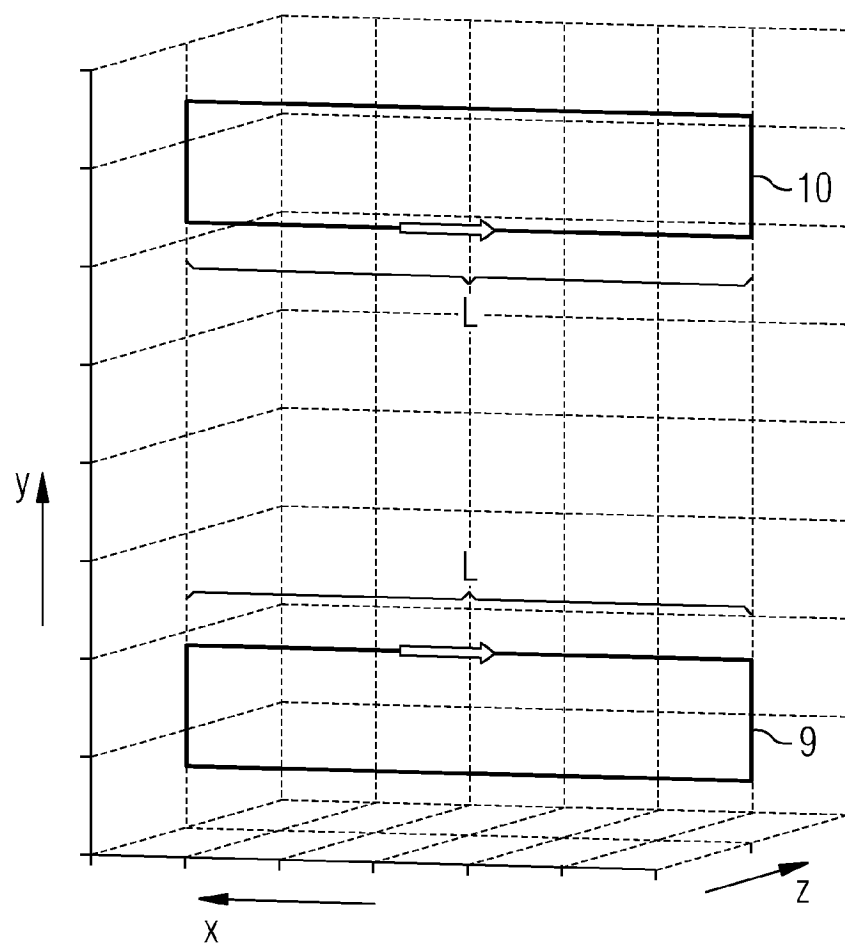


图 11

专利名称(译)	用于在工作区内导引磁性物体的线圈装置		
公开(公告)号	CN102355866A	公开(公告)日	2012-02-15
申请号	CN201080012332.1	申请日	2010-02-12
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子公司		
[标]发明人	约翰内斯赖因施克		
发明人	约翰内斯·赖因施克		
IPC分类号	A61B19/00		
CPC分类号	A61B34/73 A61B34/70 A61B2034/732		
代理人(译)	李慧		
优先权	102009013352 2009-03-16 DE		
其他公开文献	CN102355866B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于在一工作区内导引一磁性物体(特别是胶囊内窥镜)的线圈装置。本发明的装置可以针对不同磁性物体的导航要求,用数目较少的单个线圈以及用于控制这些线圈的控制单元配置出适用的线圈装置。本发明线圈系统的优选实施方案包括:十一个单个线圈结合八个功率放大器,九个单个线圈结合七个功率放大器,八个单个线圈结合六个或七个功率放大器,六个单个线圈结合五个功率放大器,以及五个单个线圈结合五个功率放大器。特定而言,借助本发明线圈装置的特定实施方案可对患者的胃部或者大肠和小肠进行检查。

