



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101909541 A

(43) 申请公布日 2010. 12. 08

(21) 申请号 200880124853. 9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008. 12. 29

A61B 19/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

102008004871. 2 2008. 01. 17 DE

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 07. 15

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2008/068312 2008. 12. 29

(87) PCT申请的公布数据

W02009/089992 DE 2009. 07. 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

责任公司 11240

代理人 李慧

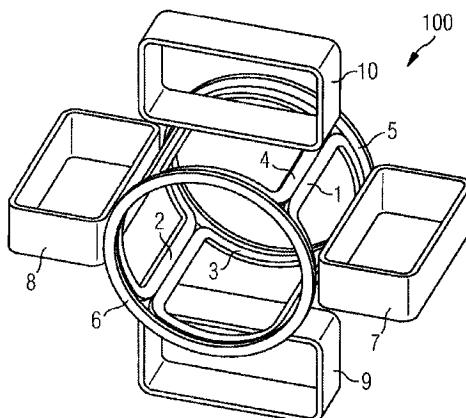
权利要求书 4 页 说明书 8 页 附图 8 页

(54) 发明名称

用于在工作区内导引磁性元件的线圈布置

(57) 摘要

本发明涉及一种线圈布置，所述线圈布置用于对一配备有一永磁体的胶囊内窥镜进行非接触式导引，以便对患者内脏进行诊断或治疗。所述线圈布置包括复数个成对布置的单个线圈，通过所述单个线圈可产生一磁场的复数个分量以及一对称无毛刺梯度矩阵的至少四个独立梯度场。通过按本发明的方式对所述单个线圈进行布置以及用功率放大器对所述单个线圈进行控制，可借助更少数量的单个线圈和更少数量的功率放大器产生患者检查所需数量的磁自由度。



1. 一种线圈布置 (100), 用于在一位于笛卡儿坐标系 ( $x, y, z$ ) 中的工作区 (A) 内非接触式导引一磁性元件 (200), 所述磁性元件特别是一胶囊内窥镜且包含一磁偶极矩 ( $\vec{m}$ ), 所述线圈布置包括复数个单个线圈 (1-12), 所述单个线圈用于产生一磁场 ( $\vec{B}$ ) 的分量 ( $B_x, B_y, B_z$ ) 和 / 或用于产生一梯度矩阵 ( $G$ ) 的至少四个独立梯度场, 其中,

复数个第一单个线圈 (1-4) 一个接一个地沿一假想圆柱体的侧面的周向布置, 所述圆柱体沿  $z$  轴延伸,

复数个第二单个线圈 (5-6) 布置在所述圆柱体的两个端面, 以及复数个第三单个线圈 (7-12) 呈翼状布置。

2. 根据上述任一项权利要求所述的线圈布置 (100), 其特征在于,

每两个单个线圈 (1-12) 构成一线圈对 (1-2, 3-4, 5-6, 7-8, 9-10, 11-12), 其中,

共属同一线圈对 (1-2, 3-4, 5-6, 7-8, 9-10, 11-12) 的两个单个线圈 (1-12) 相对于所述笛卡儿坐标系 ( $x, y, z$ ) 的原点呈点对称布置, 以及所述线圈对 (1-2, 3-4, 5-6, 7-8, 9-10, 11-12) 能产生所述磁场 ( $\vec{B}$ ) 的分量 ( $B_x, B_y, B_z$ ) 和 / 或所述对称无毛刺梯度矩阵 ( $G$ ) 的至少四个独立梯度场。

3. 根据上述任一项权利要求所述的线圈布置 (100), 其特征在于,

所述复数个第一单个线圈 (1-4) 至少包括一个第一线圈 (1)、一个第二线圈 (2)、一个第三线圈 (3) 和一个第四线圈 (4), 其中, 所述第一线圈 (1) 和所述第二线圈 (2) 构成第一一线圈对 (1-2), 所述第三线圈 (3) 和所述第四线圈 (4) 构成一第二线圈对 (3-4)。

4. 根据权利要求 3 所述的线圈布置 (100), 其特征在于,

所述第一线圈 (1) 的几何中心位于  $x$  轴负半轴上,

所述第二线圈 (2) 的几何中心位于  $x$  轴正半轴上,

所述第三线圈 (3) 的几何中心位于  $y$  轴负半轴上, 以及

所述第四线圈 (4) 的几何中心位于  $y$  轴正半轴上,

其中, 所述第一线圈 (1) 和所述第二线圈 (2) 的横截面位于平行于  $y-z$  平面的平面内, 所述第三线圈 (3) 和所述第四线圈 (4) 的横截面位于平行于  $x-z$  平面的平面内。

5. 根据权利要求 3 或 4 中任一项权利要求所述的线圈布置 (100), 其特征在于,

所述第一线圈 (1)、所述第二线圈 (2)、所述第三线圈 (3) 和所述第四线圈 (4) 沿所述侧面的周向以相同立体角 ( $\alpha$ ) 延伸。

6. 根据权利要求 3 或 4 中任一项权利要求所述的线圈布置 (100), 其特征在于,

所述第一线圈 (1) 和所述第二线圈 (2) 分别沿所述侧面的周向以第一立体角 ( $\alpha_1$ ) 延伸, 所述第三线圈 (3) 和所述第四线圈 (4) 分别沿所述侧面的周向以第二立体角 ( $\alpha_2$ ) 延伸。

7. 根据权利要求 6 所述的线圈布置 (100), 其特征在于,

所述第二立体角 ( $\alpha_2$ ) 大于所述第一立体角 ( $\alpha_1$ ), 其中, 所述第二立体角 ( $\alpha_2$ ) 特定而言在  $90^\circ < \alpha_2 < 110^\circ$  的范围内。

8. 根据上述任一项权利要求所述的线圈布置 (100), 其特征在于,

所述复数个第一单个线圈 (1-4) 分别按鞍形线圈、扁平线圈或环形线圈样式来设计。

9. 根据上述任一项权利要求所述的线圈布置 (100), 其特征在于,

从所述侧面的周向观察,所述复数个第一单个线圈(1-4)彼此间隔布置。

10. 根据上述任一项权利要求所述的线圈布置(100),其特征在于,

所述复数个第二单个线圈(5-6)至少包括一个第五线圈(5)和一个第六线圈(6),其中,所述第五线圈(5)和所述第六线圈(6)构成一第三线圈对(5-6)。

11. 根据权利要求10所述的线圈布置(100),其特征在于,

所述第五线圈(5)的几何中心位于z轴正半轴上,以及

所述第六线圈(6)的几何中心位于z轴负半轴上,

其中,所述第五线圈(5)和所述第六线圈(6)的横截面位于平行于x-y平面的平面内。

12. 根据上述任一项权利要求所述的线圈布置(100),其特征在于,

所述复数个第二单个线圈(5-6)设计为环形线圈或扁平线圈。

13. 根据上述任一项权利要求所述的线圈布置(100),其特征在于,

所述复数个第三单个线圈(7-12)至少包括一个第七线圈(7)、一个第八线圈(8)、一个第九线圈(9)和一个第十线圈(10),其中,所述第七线圈(7)和所述第八线圈(8)构成一第四线圈对(7-8),所述第九线圈(9)和所述第十线圈(10)构成一第五线圈对(9-10)。

14. 根据权利要求13所述的线圈布置(100),其特征在于,

所述复数个第三单个线圈(7-12)还至少包括一第十一线圈(11)和一第十二线圈(12),其中,所述第十一线圈(11)和所述第十二线圈(12)构成一第六线圈对(11-12)。

15. 根据权利要求14所述的线圈布置(100),其特征在于,

所述第十一线圈(11)的几何中心位于x轴负半轴上,

所述第十二线圈(12)的几何中心位于x轴正半轴上,

其中,所述第十一线圈(11)和所述第十二线圈(12)的横截面位于x-y平面内。

16. 根据权利要求13至15中任一项权利要求所述的线圈布置(100),其特征在于,

所述第七线圈(7)的几何中心位于x轴负半轴上,

所述第八线圈(8)的几何中心位于x轴正半轴上,

所述第九线圈(9)的几何中心位于y轴负半轴上,以及

所述第十线圈(10)的几何中心位于y轴正半轴上,

其中,所述第七线圈(7)和所述第八线圈(8)的横截面位于x-z平面内,所述第九线圈

(9)和所述第十线圈(10)的横截面位于x-y平面内。

17. 根据权利要求14至16中任一项权利要求所述的线圈布置(100),其特征在于,

所述第十一线圈(11)与所述第七线圈(7)的几何中心所在位置叠合或紧邻,所述第十二线圈(12)与所述第八线圈(8)的几何中心所在位置叠合或紧邻。

18. 根据权利要求13至15中任一项权利要求所述的线圈布置(100),其特征在于,

所述第七线圈(7)的几何中心位于y轴负半轴上,

所述第八线圈(8)的几何中心位于y轴正半轴上,

所述第九线圈(9)的几何中心位于y轴负半轴上,以及

所述第十线圈(10)的几何中心位于y轴正半轴上,

其中,所述第七线圈(7)和所述第八线圈(8)的横截面位于y-z平面内,所述第九线圈

(9)和所述第十线圈(10)的横截面位于x-y平面内。

19. 根据权利要求18所述的线圈布置(100),其特征在于,

所述第九线圈 (9) 与所述第七线圈 (7) 的几何中心所在位置叠合或紧邻, 所述第十线圈 (10) 与所述第八线圈 (8) 的几何中心所在位置叠合或紧邻。

20. 根据权利要求 13 至 19 中任一项权利要求所述的线圈布置 (100), 其特征在于, 所述复数个第三单个线圈 (7-12) 设计为环形线圈或扁平线圈。

21. 根据权利要求 13 至 20 中任一项权利要求所述的线圈布置 (100), 其特征在于, 所述第七线圈 (7) 和所述第八线圈 (8), 和 / 或

所述第九线圈 (9) 和所述第十线圈 (10), 和 / 或

所述第十一线圈 (11) 和所述第十二线圈 (12),

分别由至少两个子线圈 (7a, 7b, 8a, 8b, ...) 构成, 这些子线圈沿所述线圈横截面的法向量方向一个位于另一个上面, 其中, 一个位于另一个上面的两个子线圈 (7a, 7b, 8a, 8b, ...) 之间存在一间隙。

22. 根据权利要求 3 至 9 中任一项权利要求、权利要求 10 至 12 中任一项权利要求以及权利要求 13 至 21 中任一项权利要求所述的线圈布置 (100), 其特征在于,

设有一用于为所述第一线圈 (1) 和所述第二线圈 (2) 供电的第一功率放大器,

设有一用于为所述第七线圈 (7) 和所述第八线圈 (8) 供电的第二功率放大器,

设有一用于为所述第九线圈 (9) 和所述第十线圈 (10) 供电的第三功率放大器, 以及

设有一用于为所述第十一线圈 (11) 和所述第十二线圈 (12) 供电的第四功率放大器,

其中, 分别为所述第三线圈 (3)、所述第四线圈 (4)、所述第五线圈 (5) 和所述第六线圈 (6) 设有一用于供电的其他功率放大器。

23. 根据权利要求 3 至 9 中任一项权利要求、权利要求 10 至 12 中任一项权利要求以及权利要求 13 至 21 中任一项权利要求所述的线圈布置 (100), 其特征在于,

设有一用于为所述第一线圈 (1) 和所述第二线圈 (2) 供电的第一功率放大器,

设有一用于为所述第五线圈 (5) 和所述第六线圈 (6) 供电的第二功率放大器,

设有一用于为所述第七线圈 (7) 和所述第八线圈 (8) 供电的第三功率放大器, 以及

设有一用于为所述第九线圈 (9) 和所述第十线圈 (10) 供电的第四功率放大器,

其中, 分别为所述第三线圈 (3) 和所述第四线圈 (4) 设有一用于供电的其他功率放大器。

24. 根据权利要求 3 至 9 中任一项权利要求、权利要求 10 至 12 中任一项权利要求以及权利要求 13 至 21 中任一项权利要求所述的线圈布置 (100), 其特征在于,

设有一用于为所述第一线圈 (1) 和所述第二线圈 (2) 供电的第一功率放大器,

设有一用于为所述第七线圈 (7) 和所述第八线圈 (8) 供电的第二功率放大器,

设有一用于为所述第九线圈 (9) 和所述第十线圈 (10) 供电的第三功率放大器,

其中, 分别为所述第三线圈 (3)、所述第四线圈 (4)、所述第五线圈 (5) 和所述第六线圈 (6) 设有一用于供电的其他功率放大器。

25. 根据权利要求 3 至 9 中任一项权利要求、权利要求 10 至 12 中任一项权利要求以及权利要求 13 至 21 中任一项权利要求所述的线圈布置 (100), 其特征在于,

设有一用于为所述第三线圈 (3) 和所述第四线圈 (4) 供电的第一功率放大器,

设有一用于为所述第七线圈 (7) 和所述第八线圈 (8) 供电的第二功率放大器,

设有一用于为所述第九线圈 (9) 和所述第十线圈 (10) 供电的第三功率放大器,

其中，分别为所述第一线圈（1）、所述第二线圈（2）、所述第五线圈（5）和所述第六线圈（6）设有一用于供电的其他功率放大器。

26. 根据权利要求 22 至 24 中任一项权利要求所述的线圈布置（100），其特征在于，所述磁性元件（200）是一包含一磁偶极矩（ $\vec{m}$ ）的胶囊内窥镜，所述磁偶极矩平行于所述胶囊内窥镜的纵轴定向。

27. 根据权利要求 22 或 25 中任一项权利要求所述的线圈布置（100），其特征在于，所述磁性元件（200）是一包含一磁偶极矩（ $\vec{m}$ ）的胶囊内窥镜，所述磁偶极矩垂直于所述胶囊内窥镜的纵轴定向。

28. 根据上述任一项权利要求所述的线圈布置（100），其特征在于，所述磁性元件（200）包含一永磁体，所述永磁体与所述磁性元件固连。

29. 根据上述任一项权利要求所述的线圈布置（100），其特征在于，所述磁性元件（200）的重心布置在所述磁性元件（200）的几何中心外，特定而言位于所述磁性元件的纵轴上且沿所述纵轴方向偏移。

30. 根据上述任一项权利要求所述的线圈布置（100），其特征在于，所述线圈布置（100）以绕 z 轴旋转的方式进行布置。

## 用于在工作区内导引磁性元件的线圈布置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种线圈布置，用于在工作区内非接触式导引一磁性元件，所述磁性元件特别是一胶囊内窥镜。

### 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的开口部位或切口置入体内并从外部加以导引，使这些器械沿纵向移动，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，通常会在体内的弯曲处或有分支的部位存在如下形式的导航困难，即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会给患者带来疼痛。在最糟糕的情况下甚至不能排除如下可能，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，如能使配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，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存在很难或根本无法接触到一定距离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，也就是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 10340925B3 和 WO 2006/092421A1 各描述了一种电磁线圈布置，这种电磁线圈布置由 14 个单个线圈构成，用于对胶囊内窥镜、视频胶囊内镜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。这种电磁线圈布置产生复数个磁梯度场以及沿笛卡儿坐标系的轴 x 的磁场分量  $B_x$ 、沿笛卡儿坐标系的轴 y 的磁场分量  $B_y$ 、沿笛卡儿坐标系的轴 z 的磁场分量  $B_z$ ，以便实现对胶囊内窥镜的非接触式导引。

[0005] 这个装置所用的原理如下：磁性元件（即包含磁偶极矩  $\vec{m}$  的元件）试图以平行于磁场  $\vec{B}$ （这个磁场由磁场分量  $B_x$ 、 $B_y$ 、 $B_z$  构成）的方向沿笛卡儿坐标系各轴定向。由于磁性元件与胶囊内窥镜固连，因而也可借此来影响胶囊内窥镜的定向。此外，由磁梯度场  $\partial B_x / \partial x$  等触发的作用力  $\vec{F} = \underline{\underline{G}} \cdot \vec{m}$  通过一个包括这些梯度场的梯度矩阵  $\underline{\underline{G}}$  作用于磁偶极矩  $\vec{m}$ ，其公式如下：

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

[0007] 根据麦克斯韦方程组  $\text{rot } \vec{B} = 0$  和  $\text{div } \vec{B} = 0$ ，梯度矩阵 G 对称且无毛刺 (spurfrei)，也就是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] 通过对电磁线圈布置中的单个线圈进行针对性控制, 可对磁场  $\vec{B}$  和梯度场进行任意调节。借此一方面可使磁性元件发生旋转, 从而在电磁线圈布置内部的工作区内对其进行任意定向。另一方面可在磁性元件上施加作用力  $\vec{F}$ , 使其除了进行旋转运动外还能进行平移运动。为此需实现八个准静态磁自由度, 即磁场分量  $B_x$ 、 $B_y$ 、 $B_z$  以及梯度矩阵  $G$  的三个对角元素中的两个 (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 10340925B3 和 WO 2006/092421A1 所描述的系统的缺点在于, 由于需要设置 14 个单个受控线圈, 这么多数量的线圈和功率放大器使得系统在制造和安装上成本相对较高。

## 发明内容

[0010] 因此, 本发明的目的在于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布置和复数个分配给各线圈的功率放大器构成。

[0011] 这个目的通过独立权利要求所述的发明内容而达成。有利设计方案由从属权利要求给出。

[0012] 本发明基于以下认识, 即只需要对胶囊内窥镜进行有限次数的操纵就可对患者进行检查, 也就是根据实际需要的操纵来优化线圈布置的设计方案。特定而言, 通过对线圈布置进行技术要求上的详细分析以及对单个线圈进行设计来实现一种大幅降低成本的设计方案, 其中从选择方式上看, 只有那些考虑到胶囊内窥镜需要哪些预期操作时所需要的场强和场梯度才是必须要实现的。

[0013] 设计线圈布置时假定胶囊内窥镜中固定装有永磁体。也就是所述永磁体与所述胶囊固连, 使得该永磁体由本发明线圈布置引发的运动可传递给胶囊内窥镜。所述永磁体的磁矩  $m$  优选沿胶囊纵轴方向或垂直于胶囊纵轴方向定向。根据这两种永磁体定向方式, 本发明的磁导引系统相应存在微小的差别。

[0014] 通过对胶囊内窥镜实际所需的操作进行优化, 只需设置十或十二个单个线圈即可实现一种用于导引胶囊内窥镜的线圈布置, 下文将联系附图以食管 (Ösophagus 或 Esophagus)、胃 (Gaster) 及十二指肠 (Duodenum) 检查 (所谓的 EGD 检查) 为例对这种优化进行说明。其中, 所述十或十二个单个线圈中的部分线圈成对 (即由同一个功率放大器操作) 工作。其优点在于只需设置六个或七个或八个功率放大器。

[0015] 本发明线圈布置的基本作用方式与 DE 10340925B3 或 WO2006/092421A1 所描述的装置的作用方式类似。因此, 也可从 DE 10340925B3 和 WO 2006/092421A1 中了解本发明的基本作用方式和理论基础。

[0016] 本发明线圈布置的优点在于, 可以通过不同于 DE 10340925B3 或 WO2006/092421A1 的线圈布置设计以更少的单个线圈和更少的功率放大器来产生相同数量的磁自由度 (最多八个)。如果某种特殊用途或特殊检查不需要这其中的一个或复数个自由度, 就可进一步减少所需功率放大器的数量, 有时还可以进一步减少所需线圈的数量。

## 附图说明

- [0017] 下面借助实施例和附图对本发明的其他优点、特征和技术细节进行说明，其中：
- [0018] 图 1 为本发明线圈布置的一实施例的示意图；
- [0019] 图 2 为所述线圈布置的不同线圈对的示意图，其中对流经这些线圈对的电流进行了标示；
- [0020] 图 3a 为本发明线圈布置的另一实施例的示意图；
- [0021] 图 3b 为图 3a 所示实施例的透视图；
- [0022] 图 3c 为图 3a 所示实施例的一替代实施例；
- [0023] 图 4a 为一扁平线圈 (Flaechenspule)；
- [0024] 图 4b 为一分成复数个子线圈的扁平线圈；
- [0025] 图 5a 为本发明线圈布置的横截面图；
- [0026] 图 5b 为一鞍形线圈的透视图；
- [0027] 图 6 为一环形线圈的透视图；
- [0028] 图 7 为本发明线圈布置的又一实施例的示意图；以及
- [0029] 图 8 为圆柱体横截面示意图。

## 具体实施方式

- [0030] 第一实施例
- [0031] 图 1 是本发明的线圈布置 100，所述线圈布置用于在患者（图中未示出）体内对一磁性元件（特别是一胶囊内窥镜 200）进行导引或导航，所述胶囊内窥镜包括一永磁体，该永磁体包含有沿胶囊纵轴方向定向的磁偶极矩  $\vec{m}$ （图中未示出）。所述永磁体与胶囊内窥镜 200 固连，使得所述永磁体由线圈布置 100 引发的运动可直接传递给胶囊内窥镜 200。特定而言，线圈布置 100 可产生磁场分量  $B_x$ 、 $B_y$ 、 $B_z$  以及梯度矩阵  $G$  的特定梯度场 ( $\partial B_x / \partial x$  等等)，这些磁场分量和梯度场可在图 1 所示的笛卡儿坐标系中进行定义。线圈布置 100 的纵轴对应于该坐标系的 z 轴。这种形式的坐标系定义法也适用于其他实施例。
- [0032] 与 DE 10340925B3 和 WO 2006/092421A1 所描述的包含十四个单个线圈的线圈布置不同，第一实施例的线圈布置 100 仅包括十二个单个线圈 1-12，即第一线圈 1 至第十二线圈 12。
- [0033] 线圈布置 100 的十二个单个线圈 1-12 中的四个（特定而言为第一线圈 1 至第四线圈 4）设计为相同形状的鞍形线圈 1-4 且包围一工作区 A，患者置于这个工作区内。鞍形线圈 1-4 构成一假想圆柱体的侧面且以相同立体角  $\alpha_1 = \alpha_2$  沿该侧面的周向延伸（参见图 5a）。该圆柱体的中心位于笛卡儿坐标系原点，圆柱体的纵轴或对称轴沿坐标系 z 向定向。从所述侧面的周向观察，鞍形线圈 1-4 有利地彼此间隔一定距离布置，即在这些鞍形线圈的端部区段（也就是 z 向延伸的这些线圈的纵侧）之间各存在一间隙，这样就允许这些鞍形线圈发生热膨胀。第一鞍形线圈 1、2 构成第一线圈对 1、2，第二鞍形线圈 3、4 构成第二线圈对 3、4。
- [0034] 第五线圈 5 和第六线圈 6 构成所述圆柱体的 z 向端面并设计为环形线圈，也就是单个线圈 5、6 是平面圆形线圈并具有矩形横截面。环形线圈 5、6 分别位于一个平行于 x-y 平面的平面内并构成第三线圈对 5、6。从 z 向观察，环形线圈 5 处于位置  $+z_r$ ，环形线圈 6 处

于位置  $-z_r$ , 举例而言,  $z_r = 400\text{mm}$ 。环形线圈 5、6 的中心位于 z 轴上, 环形线圈 5、6 的内径等于鞍形线圈 1-4 所构成的侧面的内径  $d_m$ , 举例而言,  $d_m = 620\text{mm}$ 。所述侧面的 z 向长度由鞍形线圈 1-4 的 z 向长度定义。根据图 5b 所示, 鞍形线圈长度例如可为 700mm。

[0035] 作为替代方案, 鞍形线圈 1-4 和 / 或环形线圈 5、6 可设计为扁平线圈。这种情况下, 这些线圈在坐标系中的前述位置可保持不变。扁平线圈 (例如) 区别于鞍形线圈的特征在于, 扁平线圈设计为平面线圈 (ebene Spulen) 且优选具有矩形横截面。

[0036] 其他六个单个线圈 7-12, 特定而言为第七线圈 7 至第十二线圈 12, 呈翼状布置且设计为矩形扁平线圈 7-12, 其中, 矩形各边均平行于所述坐标系的相应轴定向。如图 1 所示, “翼状”这个概念在此指的是, 各单个线圈分别布置于 x-y 平面、x-z 平面或 y-z 平面内, 同时在径向上布置于鞍形线圈 1-4 所构成的圆柱体侧面的外部。

[0037] 原则上应将单个线圈 1-12 布置在尽可能接近工作区 A 的位置。尤其需要注意的是, 确定扁平线圈 7-12 的尺寸时应使其从坐标系原点观察起来明显较平而不是较宽。

[0038] 第一扁平线圈 7、8 位于 x-z 平面内, 即在 y 向上处于位置  $y = 0$ , 并构成第四线圈对 7、8。第一扁平线圈 7 位于径向内侧的导电区段在 x 向上处于位置  $-r_f$ , 第一扁平线圈 8 位于径向内侧的导电区段在 x 向上处于位置  $+r_f$ , 举例而言,  $2r_f = 840\text{mm}$ 。第一扁平线圈 7、8 的 z 向定位使其几何中心位于  $z = 0$ 。

[0039] 第二扁平线圈 9、10 位于 x-y 平面内, 即在 z 向上处于位置  $z = 0$ , 并构成第五线圈对 9、10。第二扁平线圈 9 位于径向内侧的导电区段在 y 向上处于位置  $-r_f$ , 第二扁平线圈 10 位于径向内侧的导电区段在 y 向上处于位置  $+r_f$ 。第二扁平线圈 9、10 的 x 向定位使其几何中心位于  $x = 0$ 。

[0040] 此外还提供构成第六线圈对 11、12 的第三扁平线圈 11、12。扁平线圈 11、12 位于 x-y 平面内, 即在 z 向上处于位置  $z = 0$ , 第三扁平线圈 11 与第一扁平线圈 7 相交且布置在第一扁平线圈 7 内部, 第三扁平线圈 12 与第一扁平线圈 8 相交且布置在第一扁平线圈 8 内部。附加扁平线圈 11 位于径向内侧的导电区段在 x 向上处于位置  $-r_f$ , 附加扁平线圈 12 位于径向内侧的导电区段在 x 向上处于位置  $+r_f$ 。附加扁平线圈 11、12 的 y 向定位使其几何中心位于  $y = 0$ 。

[0041] 线圈对 (即鞍形线圈对、环形线圈对或扁平线圈对) 的特征在于, 共属同一个线圈对的两个单个线圈相对于笛卡儿坐标系 (x、y、z) 的原点而言是彼此点对称的。连接一线圈对的两个线圈的几何中心的直线穿过坐标系原点。此外, 特别对于鞍形线圈对和环形线圈对而言, 连接一线圈对的两个线圈的几何中心的直线都应垂直于这两个线圈的横截面。鞍形线圈的横截面在此指的是由两个沿 z 向延伸的导电区段定义的平面。举例而言, 如图 5b 所示, 鞍形线圈 4 的横截面位于一个平行于 y-z 平面的平面内。如果需要, 可通过共用功率放大器为共属同一个线圈对的两个线圈供电, 而不是各由一单独的功率放大器分别为这两个单个线圈供电。

[0042] 图 2a-2c 是流经线圈对 1 和 2 (图 2a)、线圈对 7 和 8 (图 2b) 以及线圈对 9 和 10 (图 2c) 的电流示意图, 其中, 箭头表示电流方向。这三个线圈对分别只由一个功率放大器操作。线圈对 1、2 在此产生磁场  $\vec{B}$  的分量  $B_x$ 。线圈对 7、8 用以产生梯度场  $\partial B_y / \partial x$  ( $= \partial B_x / \partial y$ ), 线圈对 9、10 产生梯度场  $\partial B_z / \partial y$ 。

[0043] 与在图 2 中所描述的线圈对不同, 线圈 3-6 各由单独的功率放大器分别进行操

作,一方面产生磁场 $\vec{B}$ 的分量 $B_y$ (单个线圈3、4)和 $B_z$ (单个线圈5、6)。另一方面可产生梯度场 $\partial B_y / \partial y$ 和 $\partial B_z / \partial z$ ,其实现方式是对单个线圈3和4施加不同电流以产生梯度场 $\partial B_y / \partial y$ 。相应地,通过为单个线圈5和6施加不同电流可产生梯度场 $\partial B_z / \partial z$ 。

[0044] 扁平线圈11、12由一共用功率放大器操作并产生梯度场 $\partial B_z / \partial x$ 。

[0045] 综上所述,通过第一实施例的线圈布置100,只需设置十二个单个线圈和八个功率放大器就可实现所有八个磁自由度,即磁场分量 $B_x$ 、 $B_y$ 、 $B_z$ 和梯度矩阵 $\mathfrak{G}$ 的五个梯度场 $\partial B_y / \partial y$ 、 $\partial B_z / \partial z$ 、 $\partial B_x / \partial y$ 、 $\partial B_z / \partial x$ 、 $\partial B_z / \partial y$ 。

[0046] 第一实施例的线圈布置100采用刚性设计,也就是,单个线圈1-12无法进行机械运动,且不设有永磁体。其它实施例中的线圈布置同样如此。

[0047] 在对其他实施例进行说明之前,下文先对根据所述胶囊内窥镜实际所需操作而采取的进一步优化措施进行说明。

[0048] 为了对患者的食管(*Ösophagus*或*Esophagus*)、胃(*Gaster*)和十二指肠(*Duodenum*)进行彻底检查,需要对胶囊内窥镜200进行有限次的操作M1-M5。因而可根据专门应用对线圈布置100进行如图3a/b、图8和图9所示的相应设计。通常情况下,患者采取仰卧或俯卧姿势且以身体纵轴在z向的方式位于线圈布置100内部。

[0049] M1:由于食管大致沿z向定向,因此只需使胶囊内窥镜200沿z向运动即可进行食管检查。为此须产生一z向作用力。与此相应,所述线圈布置须产生梯度场 $\partial B_z / \partial z$ 。

[0050] M2:为了在胃中对胶囊200进行导航,需要使胃里部分充满液体。因而患者须在检查前和检查过程中喝水。为了在水面上(即在x向和/或z向)对y向定向的、具有以胶囊纵向磁化的永磁体的胶囊内窥镜进行操纵,需要产生梯度场 $\partial B_y / \partial x$ (= $\partial B_x / \partial y$ )和 $\partial B_y / \partial z$ (= $\partial B_z / \partial y$ )。由麦克斯韦方程 $\text{rot } \vec{B} = 0$ 必然可以得出括号中的表达式。

[0051] M3:为了在胃中将胶囊内窥镜200保持在水面上,必须产生一个抵消重力的磁力。这同样是以胶囊内窥镜200的磁矩 $\vec{m}$ 沿y向定向为前提的。为此须产生一梯度场 $\partial B_y / \partial y$ 。该梯度场此外也可用于使胶囊内窥镜200潜入水中和重新浮出水面。

[0052] M4:举例而言,为了获取胃部内壁图像,可能需要使胶囊内窥镜200以特定的任意方向 $\vec{r}$ 进行旋转。为此,线圈布置100必须产生一个平行于期望方向 $\vec{r}$ 的磁场 $\vec{B}$ 。因此,必须可以产生磁场 $\vec{B}$ 的所有分量 $B_x$ 、 $B_y$ 、 $B_z$ 。

[0053] M5:为了对仍然大致沿y向定向的胶囊内窥镜200进行导引以使其穿过幽门,需要再次产生梯度场 $\partial B_y / \partial y$ 。

#### [0054] 第二实施例

[0055] 在第二实施例中,图3a/b所示的线圈布置100用于对患者胃中的胶囊内窥镜200进行导航。为此可假定胶囊内窥镜200是通过正常吞服而进入胃部的。为了在胃中对胶囊200进行操作,需要执行前述操作M2至M4。为此,

[0056] 第一实施例的线圈布置100必须产生一任意方向的磁场 $\vec{B}$ 及梯度场 $\partial B_y / \partial y$ 、 $\partial B_y / \partial x$ 和 $\partial B_z / \partial y$ 。与第一实施例相比,本实施例不必产生梯度场 $\partial B_z / \partial x$ 。这样就无需设置第三扁平线圈11、12,也就是说,第二实施例只需使用十个单个线圈1-10,即第一线圈1至第十线圈10。

[0057] 此外,第二实施例也只需使用六个功率放大器就可产生前述的磁场分量和梯度

场：由单个线圈 1 和 2、5 和 6、7 和 8、9 和 10 构成的四个线圈对分别由一共用功率放大器供电并产生磁场分量和梯度场  $B_x$ 、 $B_z$ 、 $\partial B_y / \partial x$  以及  $\partial B_z / \partial y$ 。单个线圈 3 和 4 通过不同电流产生磁场分量  $B_y$  和梯度场  $\partial B_y / \partial y$ ，因此，它们是由两个单独的功率放大器操作。

[0058] 由于梯度矩阵  $G$  如前所述是对称的，因此  $\partial B_y / \partial x = \partial B_x / \partial y$ 。与单个线圈 7、8 在图 3a 中用于产生梯度场  $\partial B_y / \partial x$  的定位不同，单个线圈 7、8 在图 3c 中以与单个线圈 9、10 相交的方式进行布置，以便产生梯度场  $\partial B_x / \partial y$ 。线圈对 7、8 在此仍然由一共用功率放大器供电。扁平线圈 7、8 此时位于 y-z 平面内，即在 x 向上处于位置  $x = 0$  上。第一扁平线圈 7、8 的 z 向定位使其几何中心位于  $z = 0$ 。

#### [0059] 第三实施例

[0060] 在第三实施例中，线圈布置 100 用于导引平行于线圈布置纵轴磁化的胶囊内窥镜 200 穿过患者的食管（Ösophagus 或 Esophagus）、胃（Gaster）和十二指肠（Duodenum），即进行彻底的 EGD 检查。为此，在第三实施例中需要执行前述所有操纵 M1 至 M5。

[0061] 在此情况下，必须对线圈布置 100 进行设计以使其产生任意方向磁场  $\vec{B}$  及梯度场  $\partial B_y / \partial y$ 、 $\partial B_z / \partial z$ 、 $\partial B_y / \partial x$  和  $\partial B_z / \partial y$ 。与第二实施例相同的是，此处需要设置十个单个线圈 1-10。而与第二实施例不同的是，在此需要设置七个功率放大器：由第一线圈 1 和第二线圈 2、第七线圈 7 和第八线圈 8、第九线圈 9 和第十线圈 10 构成的三个线圈对分别由一个功率放大器操作并产生磁场和梯度场  $B_x$ 、 $\partial B_y / \partial x$  以及  $\partial B_z / \partial y$ 。第三线圈 3 和第四线圈 4 通过不同电流产生磁场分量  $B_y$  和梯度场  $\partial B_y / \partial y$ ，因此，它们是由两个单独的功率放大器操作。与此相同，线圈 5 和 6 由两个单独的功率放大器操作以产生  $B_z$  和  $\partial B_z / \partial z$ 。

#### [0062] 第四实施例

[0063] 在第四实施例中，胶囊内窥镜 200 的永磁体的磁矩垂直于胶囊内窥镜 200 的纵轴定向。

[0064] 为了进行与第二实施例相同的胃部检查，必须使从前述操纵 M2 至 M4 中发展而来的操纵 M2' 至 M4' 具有可行性：

[0065] M2'：在对位于胃中水面上沿垂直方向定向的胶囊 200 进行导航时，所述胶囊内窥镜的磁矩  $\vec{m}$  位于 x-z 平面内。为了沿 x 向和 / 或 z 向操纵所述胶囊内窥镜，需要产生梯度场  $\partial B_x / \partial x$  和  $\partial B_z / \partial z$ 。

[0066] M3'：为了将胶囊内窥镜 200 的位置保持在胃中的水面上或使胶囊 200 沿垂直方向运动，必须产生梯度场  $\partial B_y / \partial x$  和  $\partial B_z / \partial y$ 。

[0067] M4'：为了使胶囊内窥镜 200 以特定的任意方向  $\vec{r}$  进行旋转，线圈布置 100 必须产生平行于期望方向  $\vec{r}$  的磁场  $\vec{B}$ 。

[0068] 综上所述，用径向磁化胶囊 100 进行胃部检查时，需要产生磁场分量  $B_x$ 、 $B_y$ 、 $B_z$  以及梯度场  $\partial B_x / \partial x$ 、 $\partial B_z / \partial z$ 、 $\partial B_y / \partial x$  和  $\partial B_z / \partial y$ 。

[0069] 同样可以使用如图 3a/b 所示设有十个单个线圈 1-10 的线圈布置来产生这些场，其中，由单个线圈 3 和 4、7 和 8、9 和 10 构成的三个线圈对分别由一共用功率放大器供电，以产生磁场和梯度场  $B_y$ 、 $\partial B_y / \partial x$  以及  $\partial B_z / \partial y$ 。单个线圈 1 和 2 通过不同电流产生磁场分量  $B_x$  和梯度场  $\partial B_x / \partial x$ ，因此，它们是由两个单独的功率放大器操作。单个线圈 5 和 6 同样是由两个单独的功率放大器操作以产生  $B_z$  和  $\partial B_z / \partial z$ 。因此，所需功率放大器为七个。

## [0070] 第五实施例

[0071] 第五实施例的线圈布置 100 与第一实施例的线圈布置 100 相同,也包括十二个单个线圈 1-12(图 1)和八个功率放大器。这些单个线圈 1-12 和功率放大器的接线方式参见第一实施例。如上文第一实施例所述,图 1 中包括十二个单个线圈 1-12 的线圈布置 100 可产生所有八个磁自由度。由此也可对径向磁化的胶囊内窥镜 200 执行所有所需的操纵。因此,第一和第五实施例的线圈布置 100 可普遍应用于那些磁矩  $\vec{m}$  平行于或垂直于胶囊纵轴定向的胶囊内窥镜 200。然而对于径向磁化的胶囊内窥镜 200 而言,由于需要产生的作用力和转矩不同,因而在线圈布置 100 的设计方案(单个线圈的供电方式)和单个线圈的设计方案(例如安培匝数)上与第一实施例之间存在区别。

## [0072] 其他实施例

[0073] 确定扁平线圈 7-12 的尺寸时应使其从坐标原点看起来明显较平而不是较宽。以图 4a 中的扁平线圈 7 为例,“平”这一特征在此涉及的是导电区段的厚度  $d_F$ ,即内侧(和外侧)导电区段的在 x 向的长度。“宽”这一特征描述的是导电区段的在 y 向的长度  $l_F$ 。据此,扁平线圈 7 可以采用  $d_F < l_F$  的设计。扁平线圈 8 可采用相同尺寸。其余的扁平线圈 9 和 10、11 和 12 也可采用上述设计。其中,为不同线圈对 7 和 8、9 和 10 以及视情况设置的 11 和 12 所选定的尺寸  $d_F$ 、 $l_F$  不必一致。

[0074] 扁平线圈 7-12 可分成复数个单独的子线圈。再次以图 4a 中的扁平线圈 7 为例,位于 x-z 平面内的扁平线圈 7 可沿 y 向(即沿扁平线圈 7 横截面的法向量的方向)分成复数个子线圈 7a、7b 和 7c,这些子线圈一个位于另一个上面,参见图 4b。扁平线圈 8 同样可分成复数个子线圈 8a、8b 和 8c(图中未示)。根据优选实施例,子线圈 7a 和 8a 的尺寸一致,7b 和 8b 的尺寸一致,以及 7c 和 8c 的尺寸一致。由此可有利地实现扁平线圈 7 和 8 所能产生的场梯度  $\partial B_y / \partial x$  的均质性。其中,每两个线圈(其中一个线圈位于另一个线圈的上面)之间存在一个数量级(Groessenordnung)为 1cm 的间隙。与此相应,其余的扁平线圈 9-12 也可分成复数个子线圈并相应实现各自场梯度的均质性。将这些扁平线圈分成多于或少于图 4b 所示的子线圈,也是可以的。

[0075] 图 5a 所示的线圈布置 100 的另一实施例仅涉及鞍形线圈 1-4。鞍形线圈 1-4 的专门设计方案可代替之前所述实施例中所包含的鞍形线圈 1-4。鞍形线圈 1-4 可在沿侧面周向的立体角  $\alpha$  方面采用不同设计。第一线圈 1 和第二线圈 2 各沿侧面的周向以第一立体角  $\alpha_1$  延伸,第三线圈 3 和第四线圈 4 则各以第二立体角  $\alpha_2$  延伸。为了既能增强 y 向磁场  $B_y$ ,又能增强梯度场  $\partial B_y / \partial y$ ,需要将鞍形线圈 3 和 4 的立体角  $\alpha_2$  增大至  $\alpha_2 > 90^\circ$ 。但该立体角优选在  $90^\circ < \alpha_2 < 110^\circ$  范围内。在此情况下,需要相应减小鞍形线圈 1 和 2 的第一立体角  $\alpha_1$ 。

[0076] 图 5b 是鞍形线圈 4 的一种优选实施例。其余的鞍形线圈可采用与之相应的尺寸。鞍形线圈 4 设计为扁平状,也就是径向导电区段的长度  $d_s$  可小于(例如)z 向导电区段的横向长度  $l_s$ 。

[0077] 图 6 是环形线圈 5 的一种实施例,从 z 向观察,该环形线圈实施为扁平状。也就是该环形线圈的 z 向长度  $l_R$  可小于其厚度  $d_R$ ,即小于环形线圈 5 的径向长度  $d_R$ 。环形线圈 6 可采用相同设计。

[0078] 在图 7 所示的另一实施例中,扁平线圈 7、8 和 / 或 9、10 在空间上更接近工作

区 A 布置。其优点在于,与梯度矩阵  $\mathbb{G}$  的次对角元素相对应的梯度场(此处特别指梯度场  $\partial B_y / \partial x$  和 / 或  $\partial B_z / \partial y$ )可得到增强,而无需为此设置更大功率的电子装置。为此需要将扁平线圈 7、8 和 / 或 9、10 的一部分并入鞍形线圈内部,从而使得至少扁平线圈 7、8 和 / 或 9、10 的径向内侧导电区段更接近工作区 A。与前述实施例不同,此处的扁平线圈 7、8 和 / 或 9、10 在径向上不再完全位于鞍形线圈 1-4 所构成的圆柱体的侧面外部。为此须根据鞍形线圈的尺寸相应缩短扁平线圈 7、8 和 / 或 9、10 的 z 向尺寸,如此便可有利地减轻扁平线圈 7、8 和 / 或 9、10 的重量。

[0079] 除了所需单个线圈的数目、胶囊磁化方向以及功率放大器对单个线圈的操作方式(成对操作还是单独操作)外,上述各实施例之间的区别还在于,具体实施例也可在单个线圈 1-10 或 1-12 的尺寸和所需功率方面存在不同。

[0080] 在图 1 和图 3c 所示的采用相交线圈的实施例中,相交线圈中的一个线圈可位于另一个线圈的内部,也就是必须将在里面的线圈设计得小于在外面的包围线圈。作为替代方案,这两个线圈的导电区段可交叠,也就是这两个线圈的导电路径在线圈相交点交替进行。

[0081] 需要指出的是,以上对坐标系 x、y、z 的定义是任意的,特别是在 x 轴和 y 轴的定向方面。以上任一种实施例所述的线圈布置 100 以任意旋转角围绕线圈布置纵轴(即所述坐标系的 z 轴)进行旋转,这种情况同样是本发明的标的,尽管对此未予详述。这种情况尤其涉及第一和第五实施例及其他实施例,因为通过这些实施例可产生全部的磁自由度。通过使线圈布置 100 绕 z 轴旋转(例如)90°,可形成一个同样可以产生所有磁自由度的线圈布置 100'。据此,线圈布置 100' 具有与线圈布置 100 相同的作用。

[0082] 线圈布置 100 的所有前述实施例都包含有四个鞍形线圈 1-4 和两个环形线圈 5、6,所有这些线圈都位于一个具有如图 8a 所示圆形横截面的圆柱体侧面上或者构成一圆柱体的侧面。作为替代方案,这个由 6 个线圈构成的圆柱体也可具有方形或矩形横截面(图 8b、图 8c)。在此情况下,需要用四个扁平线圈代替四个鞍形线圈,用两个矩形线圈代替两个环形线圈。此外如图 8d 所示,所述圆柱体也可具有四角经倒圆处理的方形或矩形横截面。该横截面也可呈椭圆形(图 8e)或不对称形状(图 8f),例如压扁后的圆形。所述圆柱体的横截面形状通过对单个线圈 1-6 进行成形处理而实现。

[0083] 如需对所述单个线圈进行水冷,就可设置一个通过不带电的通水空心管进行冷却的冷却系统。这个空心管可作为环形线圈 5、6 的卷绕层布置在绕包的外侧并优选与该绕包浇注在一起。在鞍形线圈 1-4 中,该冷却管卷绕层可位于带电绕包的外侧。如果是扁平线圈 7-10 或 7-12,有利做法就是先将空心管层卷绕在线圈架上,随后再在上面卷绕矩形导电体。

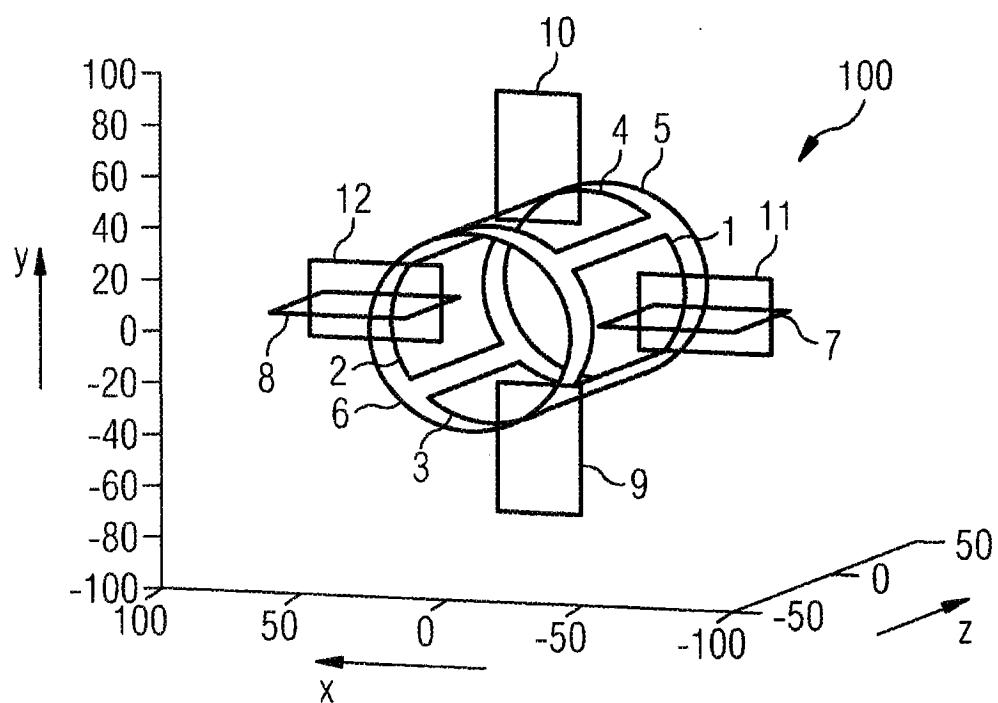


图 1

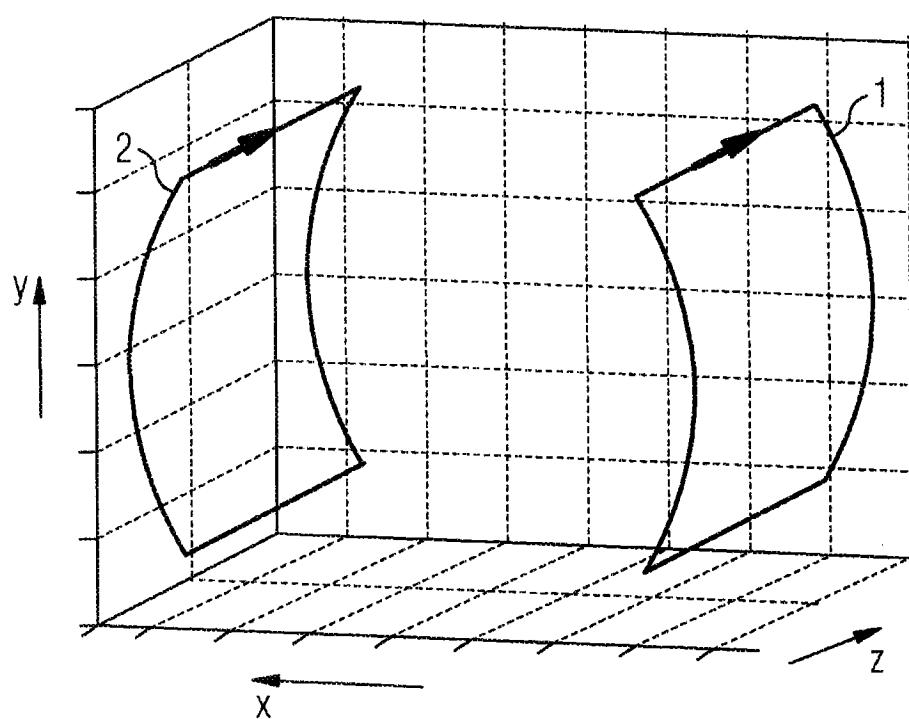


图 2A

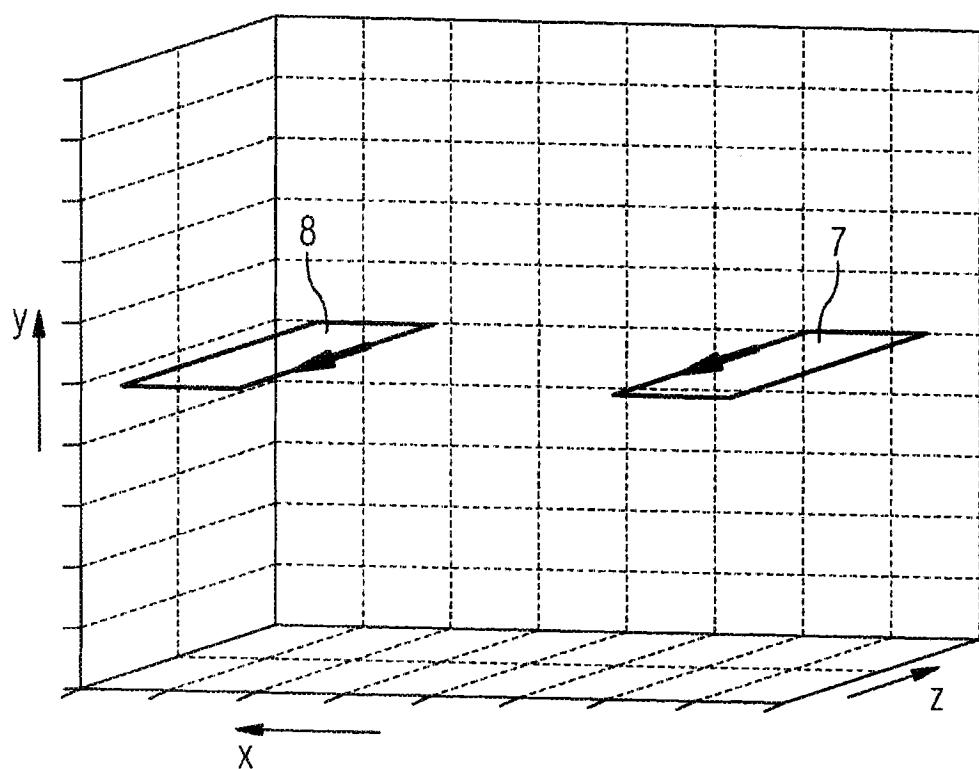


图 2B

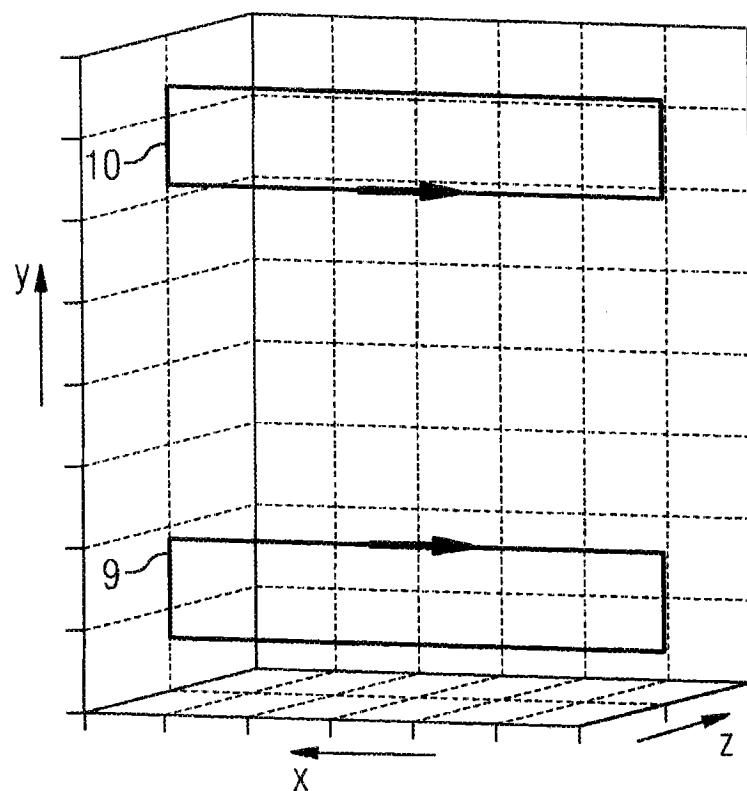


图 2C

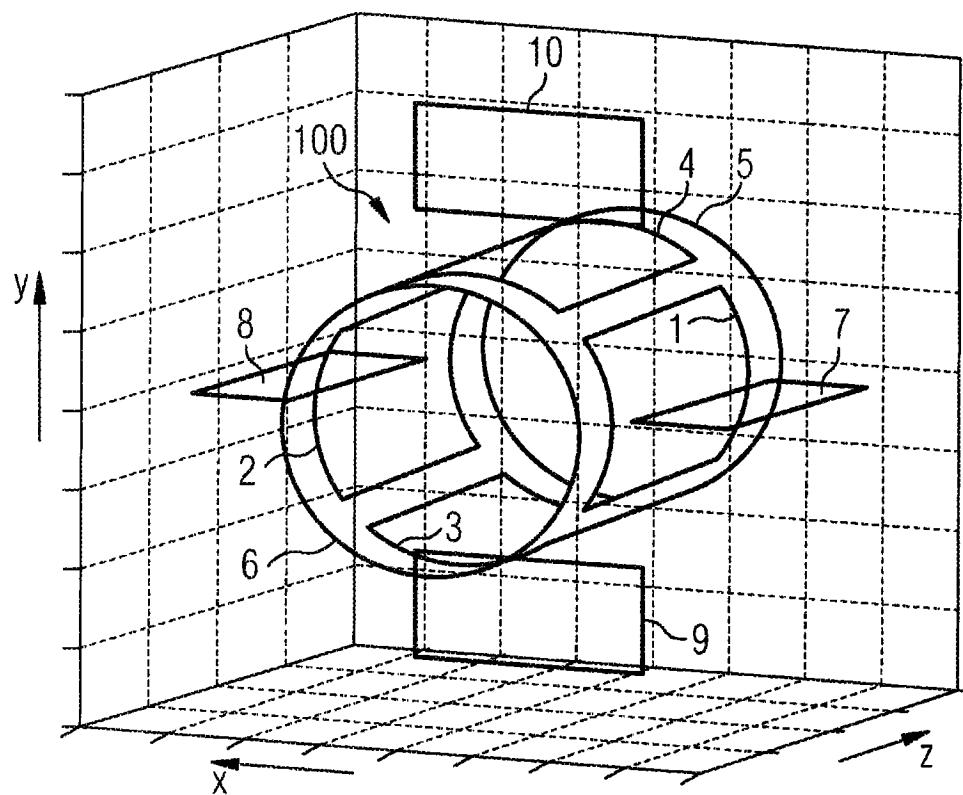


图 3A

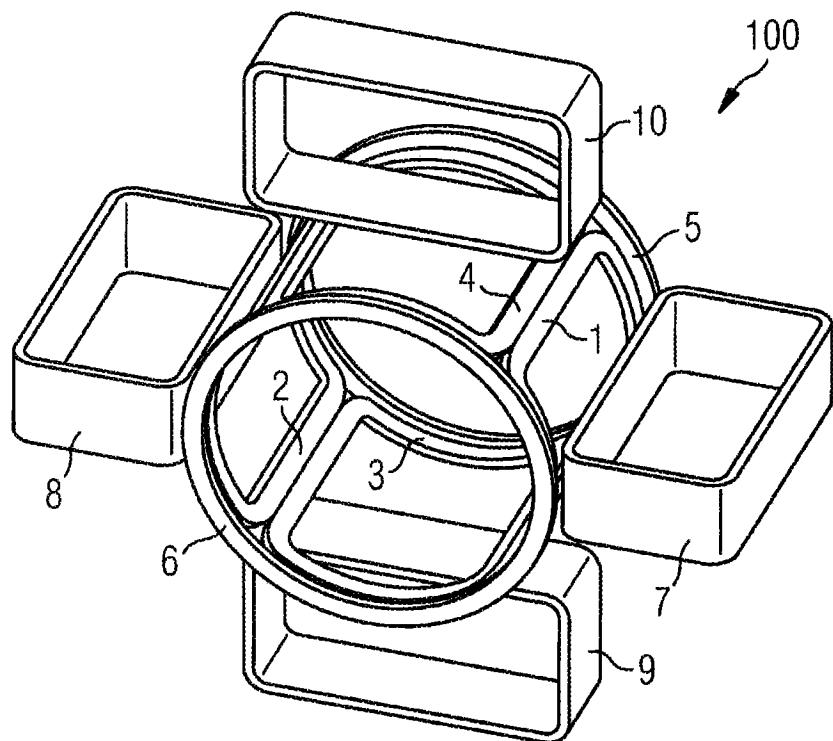


图 3B

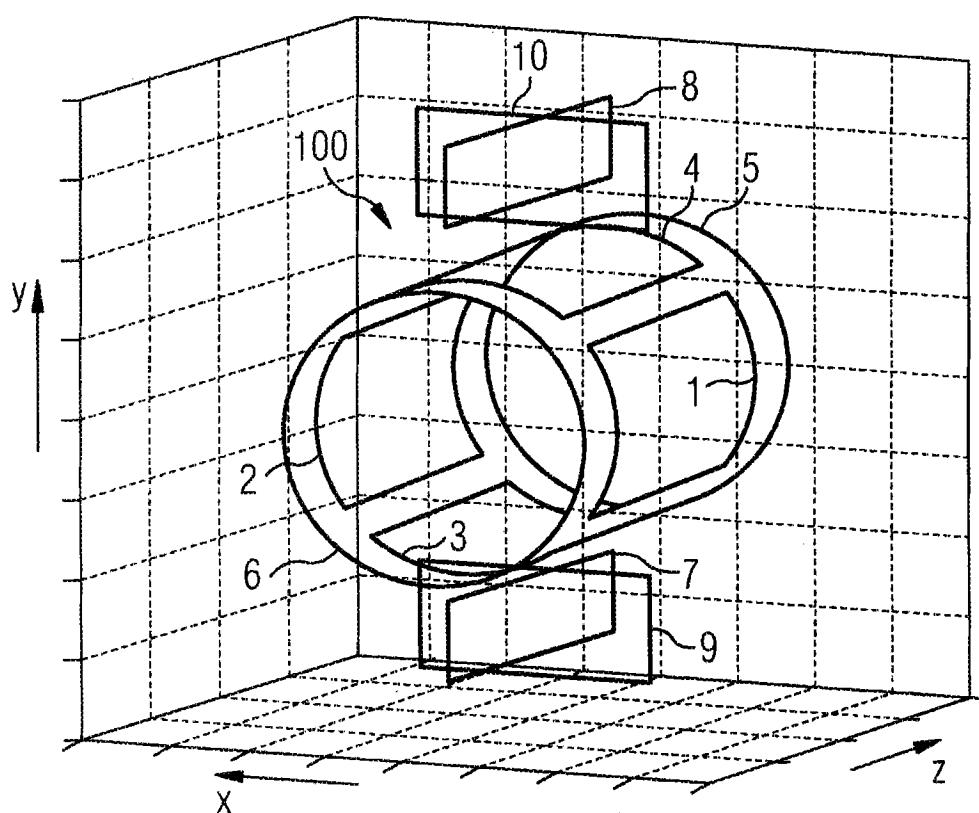


图 3C

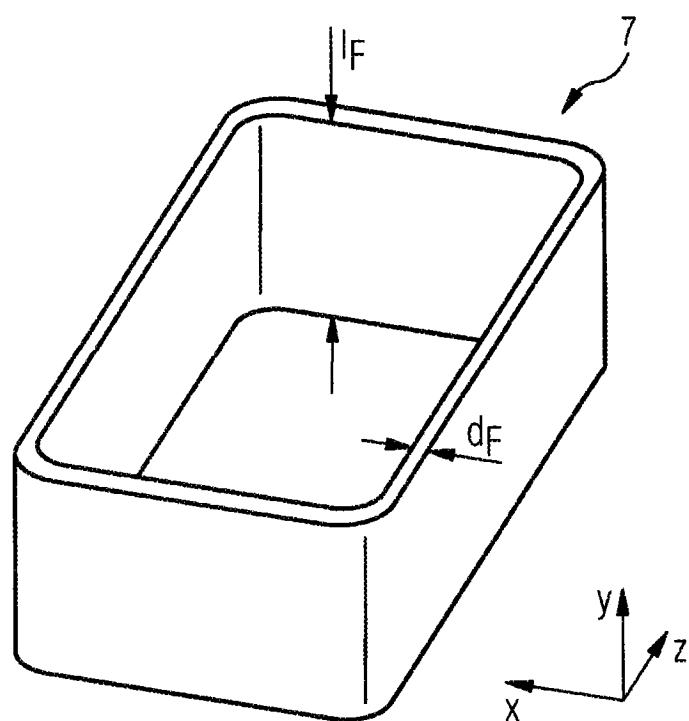


图 4A

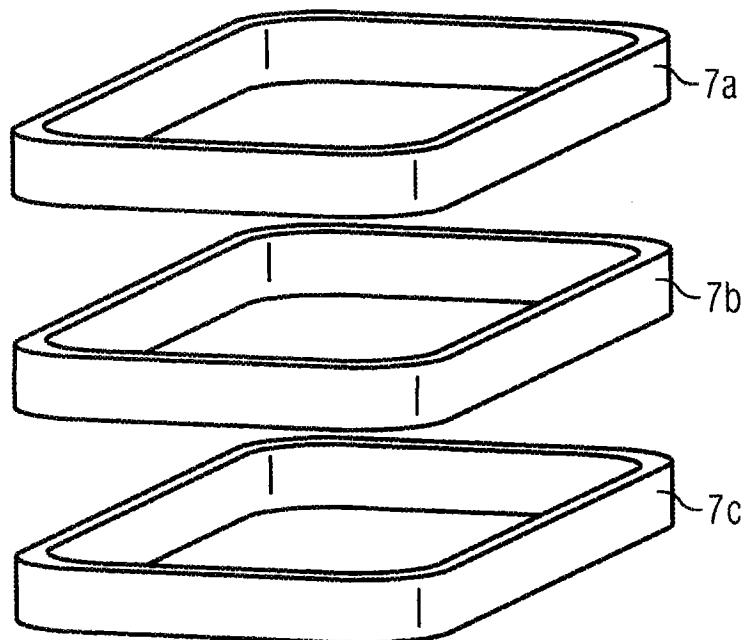


图 4B

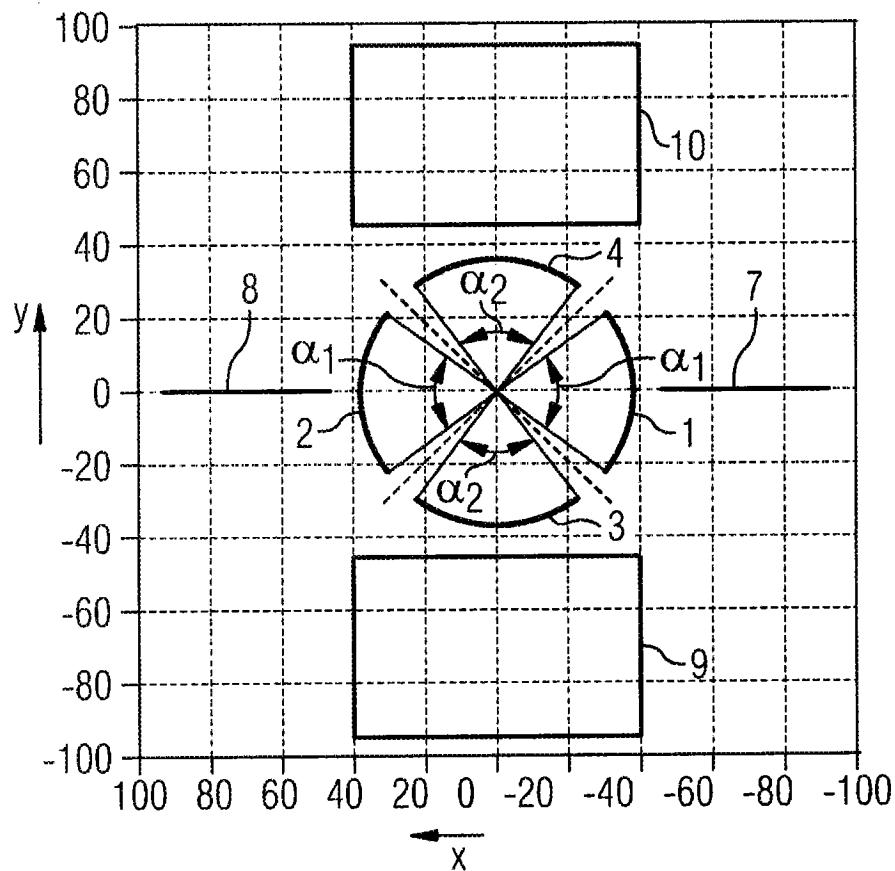


图 5A

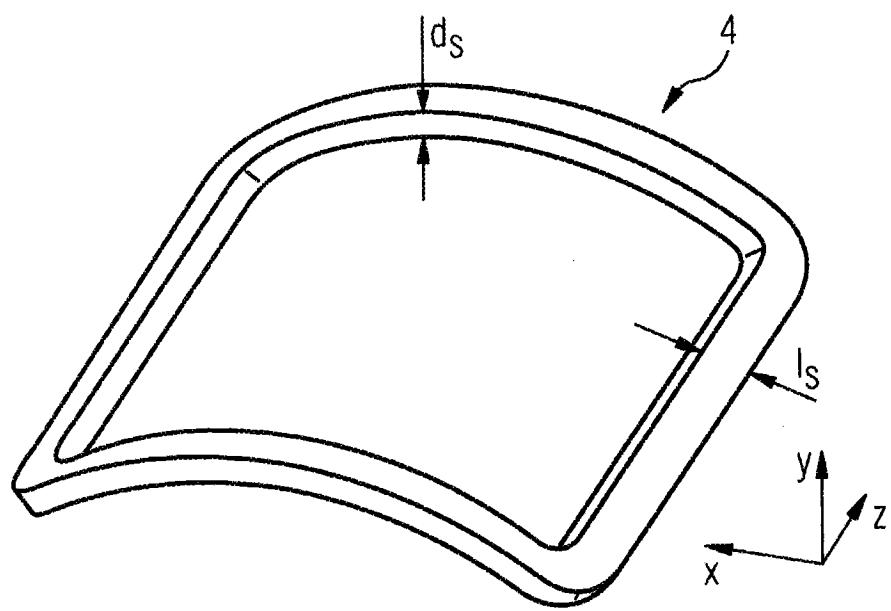


图 5B

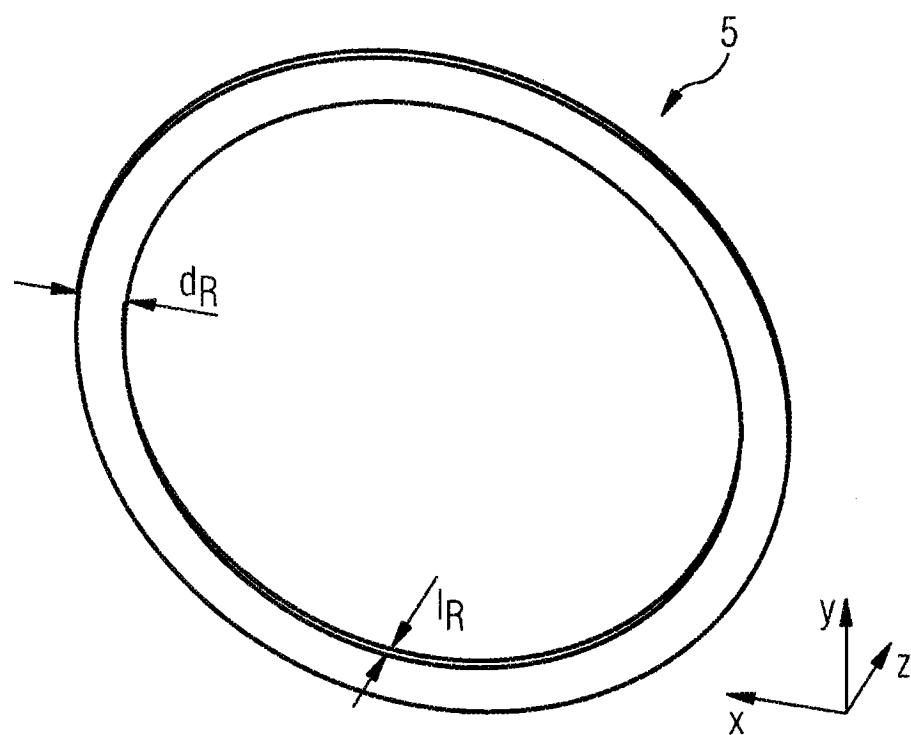


图 6

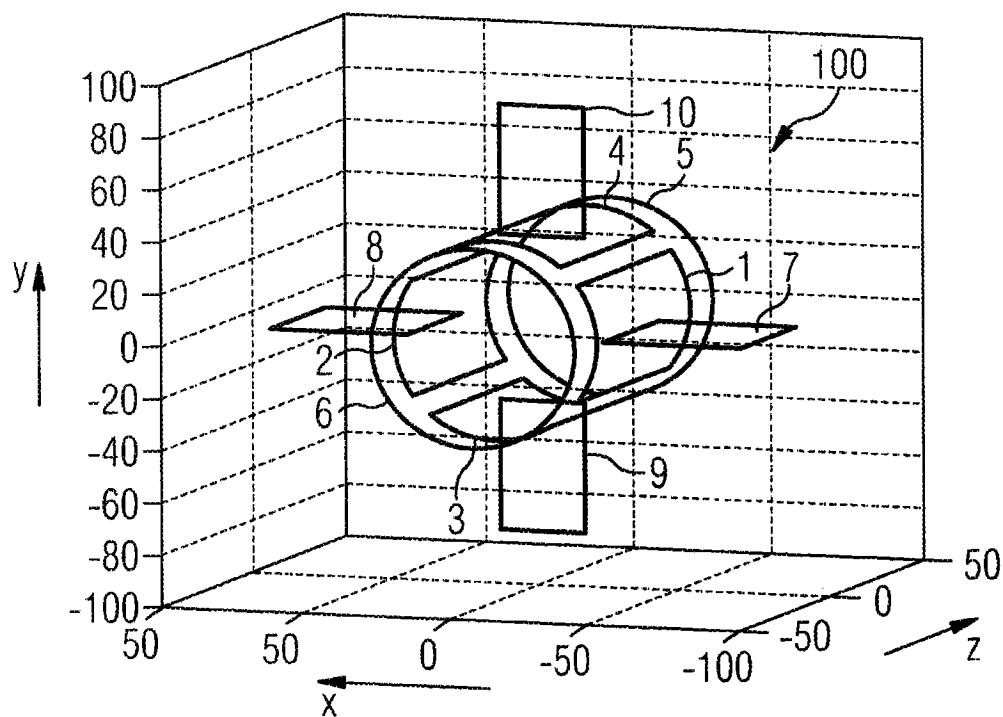


图 7

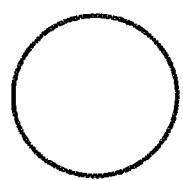


图 8A

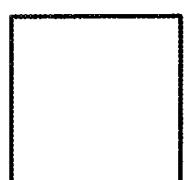


图 8B

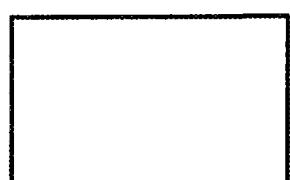


图 8C

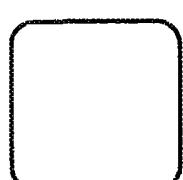


图 8D

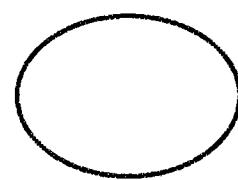


图 8E

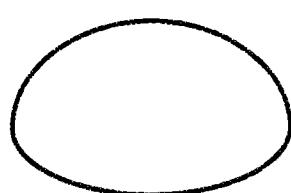


图 8F

专利名称(译)	用于在工作区内导引磁性元件的线圈布置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101909541A</a>	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	CN200880124853.9	申请日	2008-12-29
[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	A61B19/22 A61B2019/2261 A61B2019/2253 A61B34/73 A61B34/70 A61B2034/732		
代理人(译)	李慧		
优先权	102008004871 2008-01-17 DE		
其他公开文献	<a href="#">CN101909541B</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

#### 摘要(译)

本发明涉及一种线圈布置，所述线圈布置用于对一配备有一永磁体的胶囊内窥镜进行非接触式导引，以便对患者内脏进行诊断或治疗。所述线圈布置包括复数个成对布置的单个线圈，通过所述单个线圈可产生一磁场的复数个分量以及一对称无毛刺梯度矩阵的至少四个独立梯度场。通过按本发明的方式对所述单个线圈进行布置以及用功率放大器对所述单个线圈进行控制，可借助更少数量的单个线圈和更少数量的功率放大器产生患者检查所需数量的磁自由度。

