

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5436447号
(P5436447)

(45) 発行日 平成26年3月5日(2014.3.5)

(24) 登録日 平成25年12月20日(2013.12.20)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 19/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 19/00 5 0 1

請求項の数 30 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2010-542559 (P2010-542559)	(73) 特許権者	390039413
(86) (22) 出願日	平成20年12月29日 (2008.12.29)		シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
(65) 公表番号	特表2011-509723 (P2011-509723A)		Siemens Aktiengesellschaft
(43) 公表日	平成23年3月31日 (2011.3.31)		ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン ヴィッテルスバッハープラッツ 2
(86) 国際出願番号	PCT/EP2008/068312		Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen, Germany
(87) 国際公開番号	W02009/089992	(74) 代理人	100061815
(87) 国際公開日	平成21年7月23日 (2009.7.23)		弁理士 矢野 敏雄
審査請求日	平成22年9月21日 (2010.9.21)	(74) 代理人	100099483
(31) 優先権主張番号	102008004871.2		弁理士 久野 琢也
(32) 優先日	平成20年1月17日 (2008.1.17)		
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 作業空間内で磁気素子を案内するためのコイル装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

デカルト座標系 (x , y , z) 内の作業空間 (A) 内でカプセル内視鏡としての磁気素子 (2 0 0) を磁気双極子モーメント

(\vec{m})

によって無接触でガイドするためのコイル装置 (1 0 0) であって、磁場

(\vec{B})

の成分 (B_x , B_y , B_z) を発生させるため、および / または、勾配行列

【数 1】

$$\underline{\underline{G}} = \begin{pmatrix} \partial B_x / \partial x & \partial B_x / \partial y & \partial B_x / \partial z \\ \partial B_y / \partial x & \partial B_y / \partial y & \partial B_y / \partial z \\ \partial B_z / \partial x & \partial B_z / \partial y & \partial B_z / \partial z \end{pmatrix}$$

の少なくとも 4 つの独立した傾斜磁場を発生させるために

複数の単独コイル (1 - 1 2) を含んでいる形式のコイル装置 (1 0 0) において、

複数の第 1 の単独コイル (1 - 4) が z 軸に沿って延びる仮定の柱体の柱体面の周方向に沿って並べて配置されており、

複数の第 2 の単独コイル (5 - 6) が前記柱体の両端部に配置されており、
 複数の第 3 の単独コイル (7 - 12) が前記柱体の外側に翼形に立設して配置されてい
 る、
 ことを特徴とするコイル装置 (100)。

【請求項 2】

前記単独コイル (1 - 12) のうちの 2 つずつが 1 つのコイル対 (1 - 2 , 3 - 4 , 5
 - 6 , 7 - 8 , 9 - 10 , 11 - 12) に割り当てられており、
 1 つのコイル対 (1 - 2 , 3 - 4 , 5 - 6 , 7 - 8 , 9 - 10 , 11 - 12) に割り当
 てられた両方の単独コイル (1 - 12) は前記デカルト座標系 (x , y , z) の原点に関
 して点対称に配置されており、

前記コイル対 (1 - 2 , 3 - 4 , 5 - 6 , 7 - 8 , 9 - 10 , 11 - 12) によって、
 前記磁場

$$(\vec{B})$$

の成分 (B_x , B_y , B_z) および / またはトレースが 0 の対称な勾配行列

$$(\underline{G})$$

の少なくとも 4 つの独立した傾斜磁場を発生させることができる、請求項 1 記載のコイル
 装置 (100)。

【請求項 3】

前記第 1 の単独コイル (1 - 4) は少なくとも 1 つの第 1 のコイル (1)、第 2 のコイ
 ル (2)、第 3 のコイル (3) および第 4 のコイル (4) を含んでおり、前記第 1 のコイ
 ル (1) と前記第 2 のコイル (2) は第 1 のコイル対 (1 - 2) を、前記第 3 のコイル (3)
 と前記第 4 のコイル (4) は第 2 のコイル対 (3 - 4) を形成している、請求項 1 ま
 たは 2 記載のコイル装置 (100)。

【請求項 4】

前記第 1 のコイル (1) の幾何学的中心点は x 軸の負の部分の上であり、
 前記第 2 のコイル (2) の幾何学的中心点は x 軸の正の部分の上であり、
 前記第 3 のコイル (3) の幾何学的中心点は y 軸の負の部分の上であり、
 前記第 4 のコイル (4) の幾何学的中心点は y 軸の正の部分の上であり、
 前記第 1 のコイル (1) と前記第 2 のコイル (2) の断面は y z 平面に平行な平面上に
 あり、前記第 3 のコイル (3) と前記第 4 のコイル (4) の断面は x z 平面に平行な平面
 上にある、請求項 3 記載のコイル装置 (100)。

【請求項 5】

前記第 1 のコイル (1)、前記第 2 のコイル (2)、前記第 3 のコイル (3) および前
 記第 4 のコイル (4) は前記柱体面の周方向に沿って同じ立体角 () にわたって広がっ
 ている、請求項 3 または 4 記載のコイル装置 (100)。

【請求項 6】

前記第 1 のコイル (1) と前記第 2 のコイル (2) はそれぞれ前記柱体面の周方向に沿
 って第 1 の立体角 (θ_1) にわたって広がっており、前記第 3 のコイル (3) と前記第 4
 のコイル (4) はそれぞれ前記柱体面の周方向に沿って第 2 の立体角 (θ_2) にわたって
 広がっている、請求項 3 または 4 記載のコイル装置 (100)。

【請求項 7】

前記第 2 の立体角 (θ_2) は前記第 1 の立体角 (θ_1) よりも大きく、かつ、 $90^\circ < \theta_2 < 110^\circ$ の範囲内にある、請求項 6 記載のコイル装置 (100)。

【請求項 8】

前記第 1 の単独コイル (1 - 4) はそれぞれ鞍型コイルの構造、平面コイルの構造また
 は環状コイルの構造で形成されている、請求項 1 から 7 のいずれか 1 項記載のコイル装置
 (100)。

【請求項 9】

前記第 1 の単独コイル (1 - 4) は前記柱体面の周方向で見て互いに離れて配置されている、請求項 1 から 8 のいずれか 1 項記載のコイル装置 (1 0 0) 。

【請求項 1 0】

前記第 2 の単独コイル (5 - 6) は少なくとも 1 つの第 5 のコイル (5) と第 6 のコイル (6) を含んでおり、前記第 5 のコイル (5) と前記第 6 のコイル (6) は第 3 のコイル対 (5 - 6) を形成している、請求項 1 から 9 のいずれか 1 項記載のコイル装置 (1 0 0) 。

【請求項 1 1】

前記第 5 のコイル (5) の幾何学的中心点は z 軸の正の部分の上であり、
前記第 6 のコイル (6) の幾何学的中心点は z 軸の負の部分の上であり、
前記第 5 のコイル (5) と前記第 6 のコイル (6) の断面は $x y$ 平面に平行な平面上にある、請求項 1 0 記載のコイル装置 (1 0 0) 。

10

【請求項 1 2】

前記第 2 の単独コイル (5 - 6) は環状コイルとしてまたは平面コイルとして形成されている、請求項 1 から 1 1 のいずれか 1 項記載のコイル装置 (1 0 0) 。

【請求項 1 3】

前記第 3 の単独コイル (7 - 1 2) は少なくとも 1 つの第 7 のコイル (7) 、第 8 のコイル (8) 、第 9 のコイル (9) および第 1 0 のコイル (1 0) を含んでおり、前記第 7 のコイル (7) と前記第 8 のコイル (8) は第 4 のコイル対 (7 - 8) を、前記第 9 のコイル (9) と前記第 1 0 のコイル (1 0) は第 5 のコイル対 (9 - 1 0) を形成している、請求項 1 から 1 2 のいずれか 1 項記載のコイル装置 (1 0 0) 。

20

【請求項 1 4】

前記第 3 の単独コイル (7 - 1 2) はさらに少なくとも 1 つの第 1 1 のコイル (1 1) と第 1 2 のコイル (1 2) を含んでおり、前記第 1 1 のコイル (1 1) と前記第 1 2 のコイル (1 2) は第 7 のコイル対 (1 1 - 1 2) を形成している、請求項 1 3 記載のコイル装置 (1 0 0) 。

【請求項 1 5】

前記第 1 1 のコイル (1 1) の幾何学的中心点は x 軸の負の部分の上であり、
前記第 1 2 のコイル (1 2) の幾何学的中心点は x 軸の正の部分の上であり、
前記第 1 1 のコイル (1 1) と前記第 1 2 のコイル (1 2) の断面は $x y$ 平面内にある、請求項 1 4 記載のコイル装置 (1 0 0) 。

30

【請求項 1 6】

前記第 7 のコイル (7) の幾何学的中心点は x 軸の負の部分の上であり、
前記第 8 のコイル (8) の幾何学的中心点は x 軸の正の部分の上であり、
前記第 9 のコイル (9) の幾何学的中心点は y 軸の負の部分の上であり、
前記第 1 0 のコイル (1 0) の幾何学的中心点は y 軸の正の部分の上であり、
前記第 7 のコイル (7) と前記第 8 のコイル (8) の断面は $x z$ 平面内にあり、前記第 9 のコイル (9) と前記第 1 0 のコイル (1 0) の断面は $x y$ 平面内にある、請求項 1 3 から 1 5 のいずれか 1 項記載のコイル装置 (1 0 0) 。

【請求項 1 7】

前記第 1 1 のコイル (1 1) と前記第 7 のコイル (7) の幾何学的中心点の位置と、前記第 1 2 のコイル (1 2) と前記第 8 のコイル (8) の幾何学的中心点の位置は一致しているか、または近接している、請求項 1 4 から 1 6 のいずれか 1 項記載のコイル装置 (1 0 0) 。

40

【請求項 1 8】

前記第 7 のコイル (7) の幾何学的中心点は y 軸の負の部分の上であり、
前記第 8 のコイル (8) の幾何学的中心点は y 軸の正の部分の上であり、
前記第 9 のコイル (9) の幾何学的中心点は y 軸の負の部分の上であり、
前記第 1 0 のコイル (1 0) の幾何学的中心点は y 軸の正の部分の上であり、
前記第 7 のコイル (7) と前記第 8 のコイル (8) の断面は $y z$ 平面内にあり、前記第

50

9のコイル(9)と前記第10のコイル(10)の断面はx y平面内にある、請求項13から15のいずれか1項記載のコイル装置(100)。

【請求項19】

前記第9のコイル(11)と前記第7のコイル(7)の幾何学的中心点の位置と、前記第10のコイル(10)と前記第8のコイル(8)の幾何学的中心点の位置は一致しているか、または近接している、請求項18記載のコイル装置(100)。

【請求項20】

前記第3の単独コイル(7-12)は環状コイルとしてまたは平面コイルとして形成されている、請求項13から19のいずれか1項記載のコイル装置(100)。

【請求項21】

前記第7のコイルと前記第8のコイル(8)、および/または
前記第9のコイル(9)と前記第10のコイル(10)、および/または
前記第11のコイル(11)と前記第12のコイル(12)はそれぞれこれらのコイルの各断面の法ベクトルの方向に互いに重なり合う少なくとも2つの部分コイル(7a, 7b, 8a, 8b, ...)から成っており、

前記2つの部分コイル(7a, 7b, 8a, 8b, ...)の間には間隙がある、請求項13から20のいずれか1項記載のコイル装置(100)。

【請求項22】

前記第1のコイル(1)と前記第2のコイル(2)に給電するための第1の電力増幅器が設けられており、

前記第7のコイル(7)と前記第8のコイル(8)に給電するための第2の電力増幅器が設けられており、

前記第9のコイル(9)と前記第10のコイル(10)に給電するための第3の電力増幅器が設けられており、

前記第11のコイル(11)と前記第12のコイル(12)に給電するための第4の電力増幅器が設けられており、

前記第3のコイル(3)、前記第4のコイル(4)、前記第5のコイル(5)および前記第6のコイル(6)に給電するためにそれぞれさらに1つの電力増幅器が設けられている、請求項3から9のいずれか1項、請求項10から12のいずれか1項、および請求項13から21のいずれか1項記載のコイル装置(100)。

【請求項23】

前記第1のコイル(1)と前記第2のコイル(2)に給電するための第1の電力増幅器が設けられており、

前記第5のコイル(5)と前記第6のコイル(6)に給電するための第2の電力増幅器が設けられており、

前記第7のコイル(7)と前記第8のコイル(8)に給電するための第3の電力増幅器が設けられており、

前記第9のコイル(9)と前記第10のコイル(10)に給電するための第4の電力増幅器が設けられており、

前記第3のコイル(3)と前記第4のコイル(4)に給電するためにそれぞれさらに1つの電力増幅器が設けられている、請求項3から9のいずれか1項、請求項10から12のいずれか1項、および請求項13から21のいずれか1項記載のコイル装置(100)。

【請求項24】

前記第1のコイル(1)と前記第2のコイル(2)に給電する第1の電力増幅器が設けられており、

前記第7のコイル(7)と前記第8のコイル(8)に給電するための第2の電力増幅器が設けられており、

前記第9のコイル(9)と前記第10のコイル(10)に給電するための第3の電力増幅器が設けられており、

10

20

30

40

50

前記第 3 のコイル (3)、前記第 4 のコイル (4)、前記第 5 のコイル (5) および前記第 6 のコイル (6) に給電するためにそれぞれさらに 1 つの電力増幅器が設けられている、請求項 3 から 9 のいずれか 1 項、請求項 10 から 12 のいずれか 1 項、および請求項 13 から 21 のいずれか 1 項記載のコイル装置 (100)。

【請求項 25】

前記第 3 のコイル (3) と前記第 4 のコイル (4) に給電するための第 1 の電力増幅器が設けられており、

前記第 7 のコイル (7) と前記第 8 のコイル (8) に給電するための第 2 の電力増幅器が設けられており、

前記第 9 のコイル (9) と前記第 10 のコイル (10) に給電するための第 3 の電力増幅器が設けられており、

10

前記第 1 のコイル (1)、前記第 2 のコイル (2)、前記第 5 のコイル (5) および前記第 6 のコイル (6) に給電するためにそれぞれさらに 1 つの電力増幅器が設けられている、請求項 3 から 9 のいずれか 1 項、請求項 10 から 12 のいずれか 1 項、および請求項 13 から 21 のいずれか 1 項記載のコイル装置 (100)。

【請求項 26】

前記磁気素子 (200) は磁気双極子モーメント

(\vec{m})

を有するカプセル内視鏡であり、前記磁気双極子モーメント

20

(\vec{m})

は前記カプセル内視鏡の長手軸に平行に向き付けられている、請求項 22 から 24 のいずれか 1 項記載のコイル装置 (100)。

【請求項 27】

前記磁気素子 (200) は磁気双極子モーメント

(\vec{m})

を有するカプセル内視鏡であり、前記磁気双極子モーメント

30

(\vec{m})

は前記カプセル内視鏡の長手軸に垂直に向き付けられている、請求項 22 または 25 記載のコイル装置 (100)。

【請求項 28】

前記磁気素子 (200) は当該磁気素子に固定的に接続された永久磁石を含んでいる、請求項 1 から 27 のいずれか 1 項記載のコイル装置 (100)。

【請求項 29】

前記磁気素子 (200) の重心は当該磁気素子 (200) の幾何学的中心点を外して、とりわけ当該磁気素子 (200) の長手軸上で該長手軸の方向にずらして配置されている、請求項 1 から 28 のいずれか 1 項記載のコイル装置 (100)。

40

【請求項 30】

前記コイル装置 (100) は z 軸回りに回転させて配置されている、請求項 1 から 29 のいずれか 1 項記載のコイル装置 (100)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は作業空間内で磁気素子を、とりわけカプセル内視鏡を無接触でガイドするためのコイル装置に関する。

【0002】

カプセル内視鏡とカテーテルは患者の体内を診断または処置するために医療分野で広く

50

使用されている。これらの器具は体孔または切開部から体内に挿入され、外部から案内されて長手方向に動かされる。このためには、器具への機械的な接続が必要である。しかし、器具が体内へ前進運動するとき、通常は曲部または分岐部において誘導が困難になる。すなわち、器具の操作者は状況によっては複数回の試行錯誤によって器具を望む方向に誘導しなければならず、さらなる誘導のために組織から器具への支持力が必要である。これは操作者にとっては大きな時間的コストであり、患者にとっては苦痛である。最悪の場合、計画した方向への案内が全く上手く行かないか、組織に穴を開けてしまう危険を避けることができない。また、内視鏡の場合には、例えば胃腸管部分の粘膜を完全に見るために、カメラを備えた内視鏡を所定の方向に回転させることに苦心があるかも知れない。これは今日のカテーテル内視鏡では条件付きでしか可能でない。というのも、カテーテルの先端の可動性は限られているからである。さらに、通常のカテーテル内視鏡には、遠くにある内臓に達するのが困難または不可能であるという欠点がある。

10

【 0 0 0 3 】

胃腸管の自然な蠕動によって動く受動的なカプセル内視鏡はカテーテル内視鏡の上記欠点を持っていないが、誘導ができない。つまり、胃腸管の内部の特定の箇所を特定的に見ることができない。そのため、磁気双極子素子を含んだカプセル内視鏡をカテーテルによってまたはワイヤレスで案内することのできる磁気的な誘導ないし案内システムが提案されてきた。以下では、カテーテルまたはワイヤレスによる案内を「無接触」と呼ぶ。

【 0 0 0 4 】

DE 103 40 925 B3とWO 2006/092421 A1にはそれぞれ、カプセル内視鏡、ビデオカプセルまたはその他のゾンデを誘導するための14個の単独コイルから構成されたマグネットコイルが記載されている。ここで、カプセルは磁気素子を、例えば永久磁石または強磁性体を、備えている。マグネットコイル装置はデカルト座標系のx、y、z軸に沿った磁場成分 B_x 、 B_y 、 B_z およびカプセル内視鏡の無接触案内を可能にする傾斜磁場を発生させる。

20

【 0 0 0 5 】

ここでは、磁気素子、すなわち、磁気双極子モーメント

\vec{m}

を有する物体が、デカルト座標系の軸の方向の磁場成分 B_x 、 B_y 、 B_z から成る磁場

30

\vec{B}

の方向に平行な方向を向こうとすることが利用される。磁気素子はカプセル内視鏡に固定的に結合されているので、このようにしてカプセルの向き付けに影響を与えることができる。さらに、傾斜磁場 B_x / x に起因して、傾斜磁場を含む勾配行列

$\underline{\underline{G}}$

による力

$$\vec{F} = \underline{\underline{G}} \cdot \vec{m}$$

40

が

【 数 1 】

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

に従って磁気双極子モーメント

\vec{m}

50

に作用する。

【0006】

勾配行列 G はマクスウェルの方程式

$$\text{rot } \vec{B} = 0 \text{ および } \text{div } \vec{B} = 0$$

から対称であり、かつトレースが 0 である。すなわち、 $B_x / y (= B_y / x)$ 、 $B_x / z (= B_z / x)$ 、 $B_y / z (= B_z / y)$ であり、3つの対角成分のうちの 2 つ (例えば B_x / x と B_y / y) が 5 つの独立した傾斜磁場を含んでいる。

【0007】

マグネットコイル装置の単独コイルを適切に制御することによって、磁場

\vec{B}

と傾斜磁場は任意に調節することができる。これにより、一方では、磁気素子を回転させることが可能であり、したがってマグネットコイル装置内部の作業空間 A 内で任意に向き付けすることが可能である。他方では、回転に加えて並進もさせるために、磁気素子に力

\vec{F}

をかけることが可能である。このために、8つの準静的な磁気自由度、すなわち、磁場成分 B_x 、 B_y 、 B_z と勾配行列

\underline{G}

の 3 つの対角成分のうちの 2 つ (例えば B_x / x および B_y / y) と副対角成分のうちの 3 つ (例えば B_x / y 、 B_z / x 、 B_z / y) が実現される。

【0008】

DE 103 40 925 B3 と WO 2006/092421 A1 に記載されているシステムは、個別に制御される 14 個のコイルが必要とされるため、多数のコイルと電力増幅器のせいで製造および設置に比較的成本がかかるという欠点を有している。

【0009】

それゆえ、本発明の課題は、1つのコイル装置とこのコイルに割り当てられた複数の電力増幅器とからなる低コストの磁気案内システムを提供することである。

【0010】

この課題は独立請求項に示されている発明によって解決される。有利な実施形態は従属請求項に示されている。

【0011】

本発明は、患者を検査するためには、カプセル内視鏡の限られた数の操作だけしか必要ないこと、したがって、この実際に必要な操作の点でコイル装置の設計を最適化することができるということに基づいている。特に、コイル装置への要求の詳細な分析と単独コイルの設計とによって、カプセル内視鏡の所望の操作を考えた場合に必要となる磁場の強さと磁場の勾配さえ実現可能であればよいというほどの、明らかに低コストのデザインが得られる。

【0012】

コイル装置を設計する際には、カプセル内視鏡内に永久磁石が固定的に取り付けられていることが仮定される。このように、永久磁石はカプセルに固定的に結合されているので、本発明によるコイル装置が生じさせた永久磁石の運動はカプセル内視鏡に伝わる。永久磁石の磁気モーメント

\vec{m}

は好ましくはカプセルの長手軸方向または長手軸方向に対して垂直の方向を向いている。永久磁石の向きに関するこれら 2 つの可能性に応じて、本発明による磁気案内システムに

10

20

30

40

50

軽い違いが生じる。

【 0 0 1 3 】

以下において、食道 (E s o p h a g u s)、胃 (G a s t e r) および十二指腸 (D u o d e n u m) の検査 (いわゆる「 E G D 」検査) を例として、図面を参照して説明する、カプセル内視鏡の実際に必要な操作に関する最適化によって、たった 1 0 または 1 2 個の単独コイルによってカプセル内視鏡を案内するコイル装置がもたらされる。なお、これら 1 0 または 1 2 個の単独コイルのうちのいくつかが一対で、すなわち同じ電力増幅器によって、動かされる。これは有利には 6 , 7 または 8 個の電力増幅器しか必要ないということである。

【 0 0 1 4 】

本発明によるコイル装置の基本的な動作様式は D E 1 0 3 4 0 9 2 5 B 3 または W O 2 0 0 6 / 0 9 2 4 2 1 A 1 に記載されている装置の動作様式と同様である。したがって、本発明によるコイル装置の基本的な動作様式と理論的な基礎に関しては、D E 1 0 3 4 0 9 2 5 B 3 または W O 2 0 0 6 / 0 9 2 4 2 1 A 1 が参照される。

【 0 0 1 5 】

有利には、本発明によるコイル装置によれば、コイル装置のレイアウトの変更によって、D E 1 0 3 4 0 9 2 5 B 3 または W O 2 0 0 6 / 0 9 2 4 2 1 A 1 に記載されている装置に比べて、より少数の単独コイルとより少数の電力増幅器で、同じ磁気的自由度 (最大で 8) を得ることが可能になる。特殊な処置または検査ゆえにこれら自由度のうちの 1 つまたは複数が必要ない場合には、より少数の電力増幅器で、場合によってはさらにコイルまでより少なくても間に合う。

【 0 0 1 6 】

本発明のその他の利点、特徴および詳細は以下に説明する実施例と図面とから明らかになる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【図 1】本発明によるコイル装置の実施例の概略図である。

【図 2】コイル装置の様々なコイル対とこれらコイル対を流れる電流を示した概略図である。

【図 3 a】本発明によるコイル装置の別の実施例の概略図である。

【図 3 b】図 3 a の実施例の透視図である。

【図 3 c】図 3 a の実施例の代替的な実施形態を示す。

【図 4 a】平面コイルを示す。

【図 4 b】部分コイルに分割された平面コイルを示す。

【図 5 a】本発明によるコイル装置の断面を示す。

【図 5 b】鞍型コイルの透視図である。

【図 6】環状コイルの透視図である。

【図 7】本発明によるコイル装置の別の実施例の概略図である。

【図 8】柱体の断面の概略図である。

【 0 0 1 8 】

第 1 の実施例

図 1 には、患者 (図示せず) の内部で磁気素子を、とりわけカプセル内視鏡 2 0 0 をガイドまたはナビゲートする本発明によるコイル装置 1 0 0 が示されている。コイル装置 1 0 0 はカプセルの長手軸の方向に磁気双極子モーメント

\vec{m}

を有する永久磁石を含んでいる (図示せず)。この永久磁石はカプセル内視鏡 2 0 0 に固定的に結合されているので、コイル装置 1 0 0 が生じさせた永久磁石の運動はカプセル内視鏡 2 0 0 に直接伝わる。特に、コイル装置 1 0 0 は、図 1 に示されているようにデカルト座標系 x, y, z で定義された、磁場成分 B_x, B_y, B_z と勾配行列

G

の所定の傾斜磁場 (B_x / x など) を形成することができる。コイル装置 100 の長手軸は座標系の z 軸に相当している。座標系のこの定義は別の実施例についても同じ形で通用する。

【0019】

第 1 の実施例のコイル装置 100 は、DE 103 40 925 B3 および WO 2006/092421 A1 に記載されている 14 個の単独コイルを有するコイル装置とは異なり、第 1 のコイル 1 から第 12 のコイル 12 までを含む 12 個のコイル 1 - 12 し

10

【0020】

コイル装置 100 の 12 個の単独コイル 1 - 12 のうち 4 つ、とりわけ第 1 のコイル 1 から第 4 のコイル 4 までは、同一の形をした鞍型コイル 1 - 4 として形成されており、患者を配置するための作業空間 A を含んでいる。鞍型コイル 1 - 4 は円形の断面を有する (仮想の) 柱体の側面を形成しており、柱体面の周に沿ってそれぞれ同じ立体角 $\theta_1 = \theta_2$ にわたって延在している (図 5 a 参照)。柱体の中心はデカルト座標系の原点にあり、柱体の長手軸または対称軸は z 方向を向いている。鞍型コイル 1 - 4 は柱体面の周方向で見ると互いには互いに間隔を空けて配置されており、すなわち、鞍型コイル 1 - 4 の端面部分の間、したがってまた鞍型コイル 1 - 4 の z 方向に延びる側面の間にそれぞれ 1 つの間隔があり、鞍型コイルの熱膨張を許す。第 1 の鞍型コイル 1, 2 は第 1 のコイル対 1, 2 を形成しており、第 2 の鞍型コイル 3, 4 は第 2 のコイル対 3, 4 を形成している。

20

【0021】

第 5 および第 6 のコイル 5, 6 は柱体の z 方向における終端部を形成しており、環状コイルとして形成されている。つまり、単独コイル 5, 6 は平らな円形のコイルであり、長方形の断面を有している。環状コイル 5, 6 は $x y$ 平面に平行な面の上にあり、第 3 のコイル対 5, 6 を形成している。 z 方向から見て、環状コイル 5, 6 は位置 $+z_r$ と $-z_r$ にある。ただし、 $z_r = 400 \text{ mm}$ 。環状コイル 5, 6 の中心は z 軸上にあり、環状コイル 5, 6 の内径は鞍型コイル 1 - 4 によって形成される柱体面の内径 d_M と一致している。なおここで、例えば $d_M = 620 \text{ mm}$ としてよい。柱体面の z 方向における長さは鞍型コイル 1 - 4 の z 方向における長さによって決まる。図 5 b によれば、鞍型コイルは例えば 700 mm の長さとするところ

30

【0022】

代替的に、鞍型コイル 1 - 4 および / または環状コイル 5, 6 を平面コイルとしてもよい。その際、上で説明した各コイルの座標系内での位置は不変としてよい。平面コイルは、例えば鞍型コイルと違って平らなコイルとして形成されており、好ましくは長方形の断面を有していることを特徴としている。

【0023】

さらなる 6 個の単独コイル 7 - 12、とりわけ第 7 のコイル 7 から第 12 のコイル 12 は翼形に配置されており、長方形の平面コイル 7 - 12 として形成されている。ただし、各長方形の辺は座標系の対応する軸に平行である。ここで、「翼形」とは、各単独コイルが $x y$ 平面、 $x z$ 平面または $y z$ 平面内にあり、さらに、図 1 に示されているように、鞍型コイル 1 - 4 によって形成された柱体面の外側に放射状に配置されていることを意味している。

40

【0024】

基本的に、単独コイル 1 - 12 は作業空間 A のできるだけ近くに配置しなければならない。特に、平面コイル 7 - 12 の寸法は、座標系の原点から見て明らかに幅広いというよりも平らであるように選定される。

【0025】

第 1 の平面コイル 7, 8 は $x z$ 平面内にあり、つまり、 y 方向において $y = 0$ の位置にあり、第 4 のコイル対 7, 8 を形成している。第 1 の平面コイル 7, 8 の半径方向内側の

50

導電部分は x 方向において $+r_f$ と $-r_f$ の位置にあり、例えば $2r_f = 840\text{ mm}$ としてよい。 z 方向においては、第1の平面コイル7, 8はその幾何学的な中心点が $z = 0$ にあるように配置されている。

【0026】

第2の平面コイル9, 10は xy 平面内にあり、つまり、 z 方向において $z = 0$ の位置にあり、第5のコイル対9, 10を形成している。第2の平面コイル9, 10の半径方向内側の導電部分は y 方向において $+r_f$ と $-r_f$ の位置にある。 x 方向においては、第2の平面コイル9, 10はその幾何学的な中心点が $x = 0$ にあるように配置されている。

【0027】

さらには、第6のコイル対11, 12を形成する第3の平面コイル11, 12が設けられている。平面コイル11, 12は xy 平面内にあり、つまり、 z 方向において $z = 0$ の位置にあり、第1の平面コイル7, 8に対して垂直に、第1の平面コイル7, 8の内側に配置されている。第2の平面コイル11, 12の半径方向内側の導電部分は x 方向において $+r_f$ と $-r_f$ の位置にある。 y 方向においては、第2の平面コイル11, 12はその幾何学的な中心点が $y = 0$ にあるように配置されている。

【0028】

コイル対、すなわち、鞍型コイル対、環状コイル対および平面コイル対は、コイル対に属する単独コイルの両方がデカルト座標系(x, y, z)の原点に関して点対称であることを特徴としている。コイル対のそれぞれのコイルの幾何学的中心点を結ぶ直線は座標系の原点を通る。また、特に鞍型コイル対と環状コイル対に関では、これらコイル対のそれぞれのコイルの幾何学的中心点を結ぶ直線はコイルの断面に対して垂直である。なおここで、鞍型コイルの断面とは、 z 方向に走る2つの導電部分によって定まる平面のことである。したがって、例えば、図5bによれば、鞍型コイル4の断面は yz 平面に平行な平面内にある。場合によっては、コイル対に属する両方の単独コイルにそれぞれ別々の電力増幅器によって電流を供給する代わりに、共通の電力増幅器によって電流を供給してもよい。

【0029】

図2a - 2cには、コイル対1, 2を通る電流(図2a)、コイル対7, 8を通る電流(図2b)およびコイル対9, 10を通る電流(図2c)が示されている。なお、電流の方向は矢印によって表されている。これら3つのコイル対はそれぞれただ1つの電力増幅器によって駆動される。コイル対1, 2は磁場

\vec{B}

の成分 B_x を生じさせる。コイル対7, 8は傾斜磁場 $B_y / x (= B_x / y)$ を発生させるために使用され、コイル対9, 10は傾斜磁場 B_z / y を発生させるために使用される。

【0030】

コイル3 - 6は、図2に関連して上で説明したコイル対とは違って、個々に別個の電力増幅器によって駆動され、磁場

\vec{B}

の成分 B_y (単独コイル3, 4)と B_z (単独コイル5, 6)を発生させる。一方、傾斜磁場 B_y / y と B_z / z は、傾斜磁場 B_y / y を発生させるために単独コイル3, 4に異なる電流を供給することによって発生させられる。同様に、傾斜磁場 B_z / z は単独コイル5および6内の異なる電流によって形成される。

【0031】

平面コイル11, 12は共通の電力増幅器によって駆動され、傾斜磁場 B_z / x を発生させる。

【0032】

したがって、第1の実施例のコイル装置100によれば、12個の単独コイルと8個の

10

20

30

40

50

電力増幅器だけで全部で 8 つの磁気自由度、すなわち磁場成分 B_x , B_y , B_z および勾配行列

$\underline{\underline{G}}$

の 5 つの傾斜磁場 B_y / y , B_z / z , B_x / y , B_z / x , B_z / y を実現することが可能である。

【 0 0 3 3 】

第 1 の実施例のコイル装置 1 0 0 は高い剛性を有するように実施されている、つまり、単独コイル 1 - 1 2 は機械的に可動でなく、永久磁石は設けられていない。同じことは別の実施例のコイル装置にも言える。

10

【 0 0 3 4 】

別の実施例を説明する前に、以下ではカプセル内視鏡の実際に必要な操作に関する別の最適化について説明する。

【 0 0 3 5 】

患者の食道 (E s o p h a g u s)、胃 (G a s t e r) および十二指腸 (D u o d e n u m) の完全な検査のためには、カプセル内視鏡 2 0 0 の限られた数の操作 M 1 - M 5 しか必要ない。それゆえ、コイル装置 1 0 0 を図 3 a / b、8 および 9 による特別な使用形態向けに設計してもよい。患者はふうつ体の長手軸を z 方向にして仰向けまたは俯せでコイル装置 1 0 0 の内部にいる。

M 1 : 食道の検査のためには、カプセル内視鏡 2 0 0 を z 方向にのみ動かさなければならない。というのも、食道も十分近似的に z 方向を向いているからである。したがって、 z 方向に力を発生させなければならない。それゆえ、コイル装置は傾斜磁場 B_z / z を形成しなければならない。

20

M 2 : 胃の中でカプセル 2 0 0 をナビゲートするために、胃は部分的に液体で充たされていることが前提とされる。このために、患者は検査前および検査中に水を摂らなければならない。 y 方向を向いたカプセル内視鏡をカプセル長手方向に磁化した永久磁石によって水面上で、すなわち x および z 方向に操縦するためには、傾斜磁場 B_y / x (= B_x / y) および B_y / z (= B_z / y) が必要である。括弧内の表現はマクスウェル方程式

$$\text{rot} \vec{B} = 0$$

30

から必然的に生じる。

M 3 : 胃の中で水面上のカプセル内視鏡 2 0 0 の位置を維持するためには、重さに抵抗する磁力を発生させなければならない。その際、カプセル内視鏡 2 0 0 の磁気モーメント

\vec{m}

は y 方向に向き付けられていることが再び前提とされる。したがって、傾斜磁場 B_y / y を発生させなければならない。この傾斜磁場はさらに、カプセル内視鏡 2 0 0 を沈ませ、再び浮上させるためにも使用することができる。

M 4 : 例えば胃の内壁の画像を撮影するには、カプセル内視鏡 2 0 0 を任意の決まった方向

40

\vec{r}

に回転させることが必要な場合がある。そのために、コイル装置 1 0 0 は所望の方向

\vec{r}

に平行に磁場

\vec{B}

を形成しなければならない。それゆえ、磁場

50

\vec{B}

のすべての成分 B_x , B_y , B_z を生じさせることが可能でなければならない。

M5 : 実質的に y 方向を向いているカプセル内視鏡 200 が幽門を通過するには、再び傾斜磁場 B_y / y が必要である。

【0036】

第2の実施例

第2の実施例では、図3a / bに示されているコイル装置 100 は患者の胃の中のカプセル内視鏡 200 をナビゲートするために使用される。これに関して、カプセル内視鏡 200 は通常の嚥下動作によって胃の中に送り込まれたと仮定してよい。胃の中でカプセル 200 を操縦するためには、上記の操作 M2 - M4 が必要である。したがって、第1の実施例のコイル装置 100 は任意の方向の磁場

10

\vec{B}

と傾斜磁場 B_y / y , B_y / x , B_z / y を発生させなければならない。それゆえ、第1の実施例とは違い、傾斜磁場 B_z / x を発生させる必要はない。したがって、第3の平面コイル 11 , 12 は不要であるから、第2の実施例では、10個の単独コイル 1 - 10、すなわち第1のコイル 1 から第10のコイル 10 までしか必要ない。

【0037】

また、第2の実施例の上記した磁場成分と傾斜磁場を発生させるためには、6個の電力増幅器しか必要ない。単独コイル 1 および 2、5 および 6、7 および 8、ならびに 9 および 10 から成る4つのコイル対はそれぞれ1つの共通する電力増幅器によって給電され、磁場成分と傾斜磁場 B_x , B_z , B_y / x , B_z / y を発生させる。単独コイル 3 および 4 は磁場成分 B_y と傾斜磁場 B_y / y を発生させるために異なる電流によって、したがって2つの別個の電力増幅器によって駆動される。

20

【0038】

勾配行列

$\underline{\underline{G}}$

は上で述べたように対称であり、 $B_y / x = B_x / y$ が成り立つ。図3aに示されている傾斜磁場 B_y / x を発生させるための単独コイル 7 , 8 の配置に代えて、単独コイル 7 , 8 を図3cに示されているように傾斜磁場 B_x / y を発生させるために単独コイル 9 , 10 と交差するように配置してもよい。さらに、コイル対 7 , 8 は共通の電力増幅器によって給電される。平面コイル 7 , 8 は yz 平面内にのみある、つまり、 x 方向においては $x = 0$ の位置にある。 z 方向では、第1の平面コイル 7 , 8 はその幾何学的中心点が $z = 0$ にあるように配置されている。

30

【0039】

第3の実施例

第3の実施例におけるコイル装置 100 は、コイル装置 100 の長手軸に平行に磁化したカプセル内視鏡 200 を患者の食道 (Esophagus)、胃 (Gaster) および十二指腸 (Duodenum) の中で案内するために、つまり、完全なEGD検査のために設けられている。したがって、第3の実施例では、上で挙げたすべての操作 M1 - M5 が実現されなければならない。

40

【0040】

それゆえ、コイル装置 100 は任意の方向に磁場

\vec{B}

と傾斜磁場 B_y / y 、 B_z / z 、 B_y / x および B_z / y を発生させることができるように形成されていなければならない。このためには、第2の実施例と同様に、10個の単独コイル 1 - 10 が必要である。しかし、第2の実施例とは異なり、7つ

50

の電力増幅器が必要とされる。第1のコイル1と第2のコイル2、第7のコイル7と第8のコイル8および第9のコイル9と第10のコイル10から成る3つのコイル対はそれぞれ1つの電力増幅器によって駆動され、磁場および傾斜磁場 B_x 、 B_y / x および B_z / y を発生させる。第3のコイル3と第4のコイル4は磁場成分 B_y と傾斜磁場 B_y / y を発生させるために異なる電流によって、したがって2つの別個の電力増幅器によって駆動される。同様に、コイル5および6は B_z と B_z / z を発生させるために2つの別個の電力増幅器によって駆動される。

【0041】

第4の実施例

第4の実施例では、カプセル内視鏡200の永久磁石の磁気モーメントがカプセル内視鏡200の長手軸に対して垂直に向き付けられている。

10

【0042】

第2の実施例の場合と同様に胃の検査を実行するために、上で説明した操作M2 - M4に準拠した操作M2' - M4'が実行可能でなければならない。

M2'：水面に対して垂直方向を向いたカプセル200を胃の中でナビゲートする際、カプセル内視鏡の磁気モーメント

$$\vec{m}$$

は xz 平面内にある。カプセル内視鏡を x 方向および y 方向または z 方向へ操縦するためには、傾斜磁場 B_x / x および B_z / z が必要である。

20

M3'：胃の中でカプセル内視鏡200の位置を水面上で維持するためには、またはカプセル200を垂直方向に動かすためには、傾斜磁場 B_y / x および B_z / y を発生させなければならない。

M4'：カプセル内視鏡200を任意の決まった方向

$$\vec{r}$$

に回転させるためには、コイル装置100は所望の方向

$$\vec{r}$$

に平行な磁場

30

$$\vec{B}$$

を形成しなければならない。

【0043】

したがって、まとめると、直径方向に磁化したカプセル200を用いて胃の検査をするためには、磁場成分 B_x 、 B_y 、 B_z ならびに傾斜磁場 B_x / x 、 B_z / z 、 B_y / x および B_z / y が必要とされる。

【0044】

この磁場を発生させるために、再び図3a / bに示されているように10個の単独コイル1 - 10を有するコイル装置を使用してよい。その際、単独コイル3と4、7と8および9と10から成る3つのコイル対は、磁場および傾斜磁場 B_y 、 B_y / x および B_z / y を発生させるために、それぞれ共通の1つの電力増幅器によって給電される。単独コイル1および2は磁場成分 B_x と傾斜磁場 B_x / y を発生させるために異なる電流によって、したがって2つの別個の電力増幅器によって駆動される。同様に、単独コイル5および6は B_z と B_z / z を発生させるために2つの別個の電力増幅器によって駆動される。したがって、7つの電力増幅器が必要とされる。

40

【0045】

第5の実施例

第5の実施例のコイル装置100は第1の実施例のコイル装置100と同じであり、12個の単独コイル1 - 12（図1）と8つの電力増幅器を含んでいる。単独コイル1 - 1

50

2と電力増幅器との接続については第1の実施例を参照されたい。第1の実施例との関連で説明したように、図1の12個の単独コイル1-12を含むコイル装置100を用いれば、全部で8の磁気自由度を得ることが可能である。したがって、直径方向に磁化したカプセル内視鏡200に関して必要とされるすべての操作も実行することができる。それゆえ、第1の実施例と第5の実施例のコイル装置100は、カプセルの長手軸に平行または垂直な磁気モーメント

\vec{m}

を有するカプセル内視鏡200向けに汎用的に使用することができる。ただし、直径方向に磁化したカプセル内視鏡200の場合、第1の実施例と比べて、発生させるべき力とトルクが異なるため、コイル装置100のコイルの通電に関する設計と例えばアンペア回数に関する単独コイルの設計に違いが生じる。

【0046】

別の実施形態

平面コイル7-12の寸法は、座標系の原点から見て明らかに幅広いというよりも平らであるように選んでよい。ここで、「平ら」という特徴は図4aの平面コイル1の例では導電部分の厚さ d_F 、つまり、x方向で見て、内側（および外側）の導電部分の長さに関係している。「幅広い」という特徴はy方向における導電部分の長さ l_F を表している。したがって、平面コイル7の場合、 $d_F < l_F$ が成り立つように設計されていてよい。平面コイル8も同じ寸法にしてよい。残りの平面コイル9と10または11と12も同様に形成してよい。その際、異なるコイル対7と8、9と10、さらに場合によっては11と12に対して選定される寸法 d_F 、 l_F が同じでなくてもよい。

【0047】

平面コイル7-12はそれぞれ複数の部分コイルに分割されていてよい。再び図4aの平面コイル7の例に戻ると、xz平面内にある平面コイル7を、図4bに示されているように、y方向に、すなわち、コイル7の断面に対する法ベクトルの方向に重なり合う部分コイル7a、7bおよび7cに分割してよい。これに相應して、平面コイル8も部分コイル8a、8bおよび8cに分割されていてよい（図示なし）。部分コイル7aと8a、7bと8b、7cと8cの寸法は一致していることが好ましい。これにより、有利には、平面コイル7および8によって発生させられる磁場勾配 B_y / x の調和が達成される。その際、重なり合う2つのコイルの間に1cm程度の大きさの間隙を設けてよい。同様に、残りの平面コイル9-12も複数の部分コイルに分割し、その傾斜磁場を相應に調和させるようにしてよい。図4bに示されているよりも多数または少数の部分コイルに分割することも同様に可能である。

【0048】

コイル装置100の図5aによる別の実施形態は鞍型コイル1-4のみに関している。前記した実施例の範囲内に含まれている鞍型コイル1-4を、鞍型コイル1-4の特殊な実施形態で置き換えてもよい。柱体面の周に沿った立体角 θ_1 がそれぞれ異なるように鞍型コイル1-4を形成してもよい。第1のコイル1と第2のコイル2は柱体面の周に沿ってそれぞれ第1の立体角 θ_1 にわたって広がっており、一方で第3のコイル3と第4のコイル4はそれぞれ第2の立体角 θ_2 にわたって広がっている。一方ではy方向の磁場 B_y を強め、他方では B_y / y も強めるために、鞍型コイル3および4の立体角 θ_2 は $\theta_2 > 90^\circ$ に拡大される。しかし、この立体角は $90^\circ < \theta_2 < 110^\circ$ の範囲内にあることが好ましい。鞍型コイル1および2の第1の立体角 θ_1 はそれに相應して小さくなる。

【0049】

図5bには、鞍型コイル4の好適な実施形態が示されている。残りの鞍型コイルも同様の寸法にしてよい。鞍型コイル4は平らに形成されている、つまり、導電部分の半径方向における長さ d_s が導電部分の例えばz方向における長さ l_s よりも小さい。

【0050】

図6には、z方向から見て平らに形成された環状コイル5の実施形態が示されている。

10

20

30

40

50

これはつまり、 z 方向の長さ l_R が環の厚さ d_R よりも小さい、すなわち環状コイル 5 の半径方向における長さ d_R よりも小さいということを意味する。環状コイル 6 も同じに形成してよい。

【0051】

図 7 にスケッチされている別の実施形態では、平面コイル 7, 8 および / または 9, 10 が空間的に作業空間 A にさらに近づけられる。こうすることの利点は、高性能の電子機器を必要とせずに、勾配行列

G

の副対角成分に対応する傾斜磁場、今のケースではとりわけ傾斜磁場 B_y / x および / または B_z / y が強められるということにある。このために、平面コイル 7, 8 および / または 9, 10 は空間的に鞍型コイルに部分的に組み込まれているので、少なくとも平面コイル 7, 8 および / または 9, 10 の半径方向内側の導電部分は作業空間 A により近い。上記実施例とは異なり、平面コイル 7, 8 および / または 9, 10 は、もはや完全には、鞍型コイル 1 - 4 によって形成された柱体面の半径方向外側にはない。平面コイル 7, 8 および / または 9, 10 はこのために鞍型コイルの z 方向における寸法に応じて短くされなければならない。こうすることで、平面コイル 7, 8 および / または 9, 10 の重量が低減されるというさらなる利点をもたらされる。

【0052】

上で説明した複数の実施例は、使用される単独コイルの数、カプセルの磁化の方向、および、単独コイルが電力増幅器によってコイル対として駆動されるか、個別に駆動されるかということの他に、単独コイル 1 - 10 ないし 1 - 12 の寸法と電力要求とに関する具体的な実施形態の点でも相違している。

【0053】

図 1 および 3 c に関連して示された、交差したコイルをもつ実施例では、交差したコイルのうちのそれぞれ一方が他方のコイルの内側にある、つまり、内側にあるコイルは相応して外側から包囲するコイルよりも小さく形成されていなければならない。あるいは、導電部分が交差するようにしてもよい、すなわち、コイルの交点において両方のコイルの導電回路が交替するようにしてもよい。

【0054】

座標系 x, y, z の上記定義は、特に x 軸および y 軸の向きに関して、任意であることが指摘される。上記実施例のうちの 1 つによるコイル装置 100 の、長手軸回りの、すなわち座標系の z 軸回りの任意の回転角だけの回転についてはこれ以上説明しないが、同様に本発明の対象である。このことは特に第 1 および第 5 の実施例ならびにこれらの発展形態に関係する。というのも、これらによってすべての磁気自由度を生じさせることが可能だからである。コイル装置 100 を z 軸回りに例えば 90° 回転させると、コイル装置 100' が得られるが、コイル装置 100' によっても同様にすべての磁気自由度を生じさせることができる。したがって、コイル装置 100' はコイル装置 100 と全く同じく作用する。

【0055】

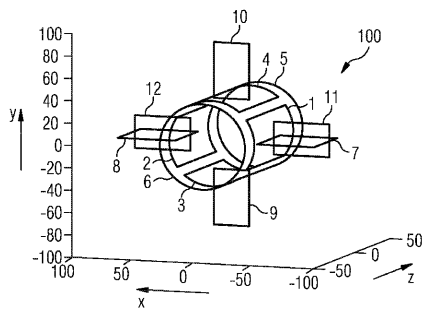
コイル装置 100 の説明したすべての実施例は 4 つの鞍型コイル 1 - 4 と 2 つの環状コイル 5, 6 を含んでいる。これらの鞍型コイルと環状コイルはすべて、図 8 a に概略的に示されている円形の断面を有する柱体の側面上にある、ないしは円柱面を描く。しかし、この 6 コイル柱体は代わりに正方形または長方形の断面を有していてもよい (図 8 b, 8 c)。その場合、4 つの鞍型コイルの代わりに 4 つの平面コイルが、2 つの環状コイルの代わりに 2 つの長方形コイルが使用される。また、柱体の断面は、図 8 d に示されているように、角の丸い正方形または長方形であってもよい。同様に、楕円 (図 8 e) または非対称な断面 (図 8 f)、例えば平らにした円も考えられる。柱体の断面は単独コイル 1 - 6 の成形によって実現される。

【0056】

個々のコイルの水冷が必要な場合には、通電しない、水の流れる中空導管による冷却システムを設けてよい。環状コイル 5, 6 の場合、この中空導管は巻層体の外側に巻層として配置され、好ましくは巻層体とともに鋳造されていてよい。鞍型コイル 1 - 4 の場合には、冷却管巻層を通電する巻層体の外側に配置してよい。平面コイル 7 - 10 ないし 7 - 12 の場合、有利には、巻型にまず中空導管の層を巻き付け、その上に通電する長方形の導線を巻き付ける。

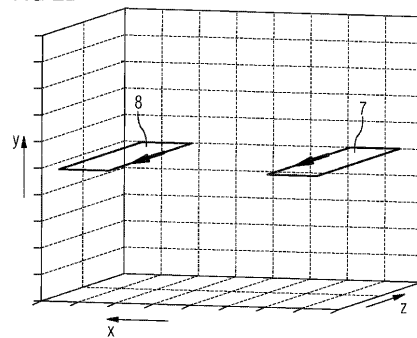
【図 1】

FIG 1



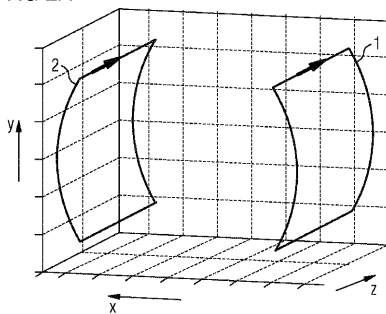
【図 2 B】

FIG 2B



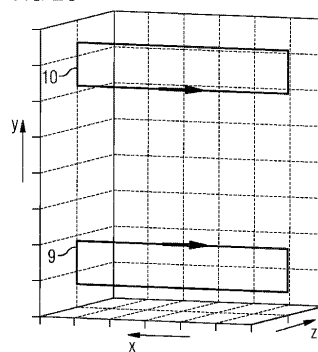
【図 2 A】

FIG 2A



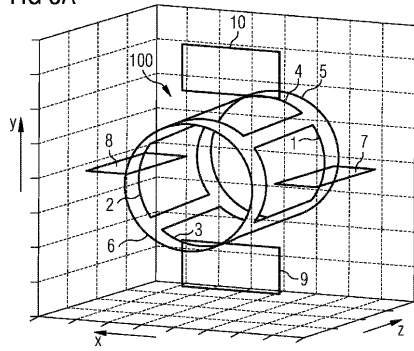
【図 2 C】

FIG 2C



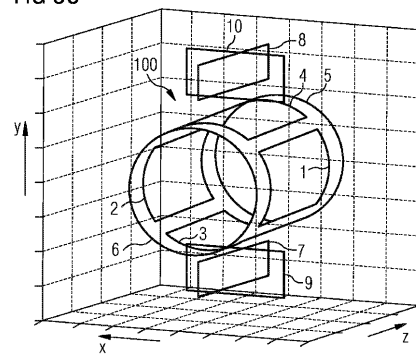
【図 3 A】

FIG 3A



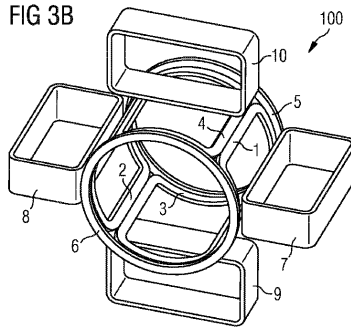
【図 3 C】

FIG 3C



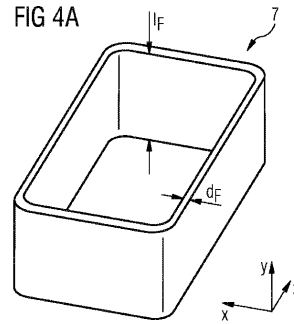
【図 3 B】

FIG 3B



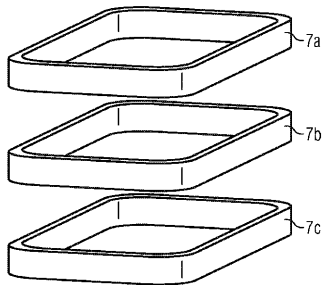
【図 4 A】

FIG 4A



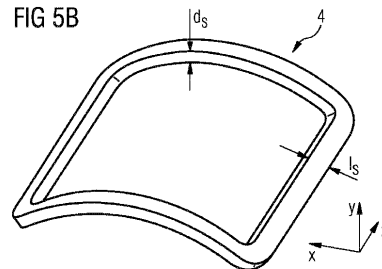
【図 4 B】

FIG 4B



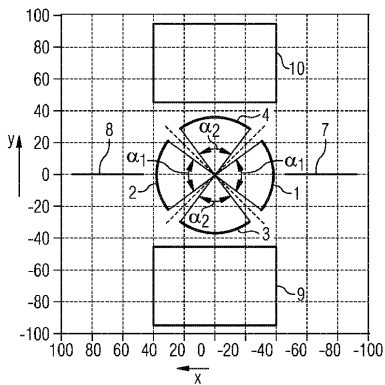
【図 5 B】

FIG 5B



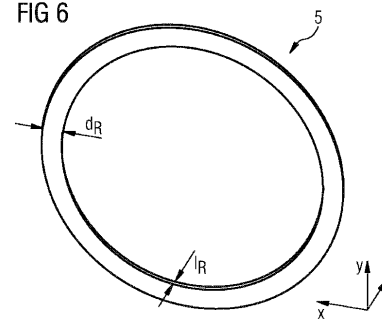
【図 5 A】

FIG 5A



【図 6】

FIG 6



フロントページの続き

- (74)代理人 100112793
弁理士 高橋 佳大
- (74)代理人 100128679
弁理士 星 公弘
- (74)代理人 100135633
弁理士 二宮 浩康
- (74)代理人 100114890
弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト
- (72)発明者 ヨハanne ラインシュケ
ドイツ連邦共和国 ニュルンベルク ローリッツァー シュトラーセ 8

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開2005-081146(JP,A)
特表2002-528237(JP,A)
特表2001-514040(JP,A)
国際公開第2006/092421(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
A61B 5/07
A61B 5/055
A61B 19/00

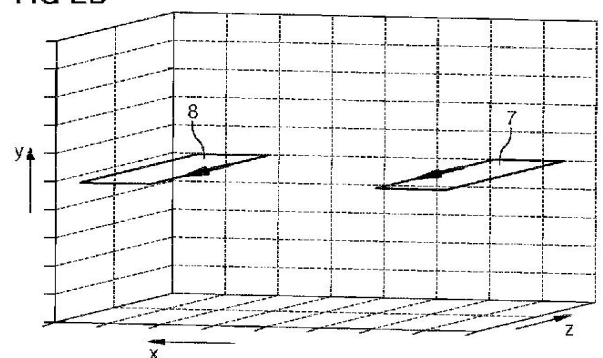
专利名称(译)	用于在工作空间中引导磁性元件的线圈装置		
公开(公告)号	JP5436447B2	公开(公告)日	2014-03-05
申请号	JP2010542559	申请日	2008-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子激活日元Gezerushiyafuto		
当前申请(专利权)人(译)	西门子激活日元Gezerushiyafuto		
[标]发明人	ヨハネスラインシュケ		
发明人	ヨハネス ラインシュケ		
IPC分类号	A61B1/00 A61B19/00		
CPC分类号	A61B34/73 A61B34/70 A61B2034/732		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B19/00.501		
代理人(译)	矢野俊夫 星 公弘 二宫和也HiroshiYasushi		
优先权	102008004871 2008-01-17 DE		
其他公开文献	JP2011509723A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

线圈装置技术领域本发明涉及一种线圈装置，该线圈装置用于引导设置有永磁体的胶囊内窥镜而不接触，以便诊断或治疗患者的内部。线圈装置包括成对布置的多个单线圈，其产生至少四个具有零磁场分量和迹线的对称梯度矩阵的独立梯度场。通过布置根据本发明的独立线圈并用功率放大器控制这些线圈，可以获得与用几个单线圈和几个功率放大器进行患者检查所需的尽可能多的磁自由度。

【 图 2 B 】

FIG 2B



【 图 2 C 】