

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-166306

(P2014-166306A)

(43) 公開日 平成26年9月11日(2014.9.11)

|                               |                      |             |
|-------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl.                  | F I                  | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 3 2 0 B | 4 C 0 3 8   |
| <b>A 6 1 B</b> 5/07 (2006.01) | A 6 1 B 5/07         | 4 C 1 6 1   |

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 19 頁)

|              |                              |          |                                              |
|--------------|------------------------------|----------|----------------------------------------------|
| (21) 出願番号    | 特願2013-229925 (P2013-229925) | (71) 出願人 | 000004075                                    |
| (22) 出願日     | 平成25年11月6日 (2013.11.6)       |          | ヤマハ株式会社                                      |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2013-15137 (P2013-15137)   |          | 静岡県浜松市中区中沢町10番1号                             |
| (32) 優先日     | 平成25年1月30日 (2013.1.30)       | (74) 代理人 | 100117651                                    |
| (33) 優先権主張国  | 日本国(JP)                      |          | 弁理士 高垣 泰志                                    |
|              |                              | (72) 発明者 | 佐藤 秀樹                                        |
|              |                              |          | 静岡県浜松市中区中沢町10番1号 ヤマハ株式会社内                    |
|              |                              | Fターム(参考) | 4C038 CC03 CC07 CC09<br>4C161 DD07 FF14 HH55 |

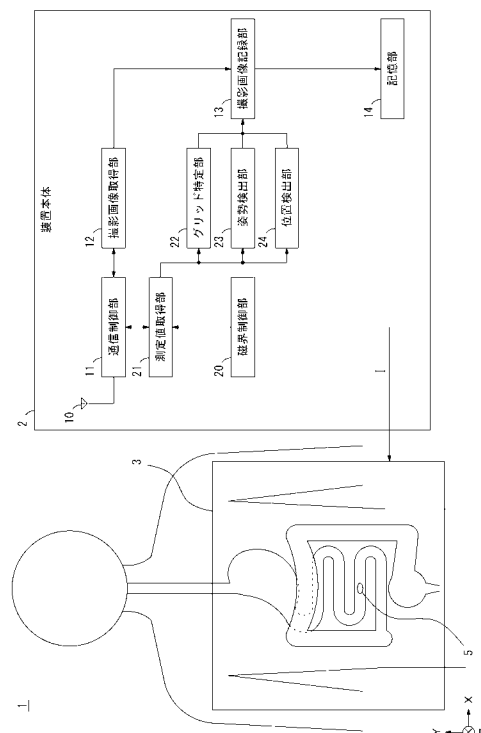
(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡用位置認識装置

(57) 【要約】

【課題】消費電力を抑制すると共に、装置の大型化を招くことなく、生体内部に投与されるカプセル型内視鏡の位置を認識する。

【解決手段】磁気センサーを有するカプセル型内視鏡の生体内部における位置を検出するカプセル型内視鏡用位置認識装置1は、複数のコイルを二次元配列して複数のグリッドを形成したコイルアレイ3と、コイルアレイ3をカプセル型内視鏡5の投与された生体に接近させた状態で複数のコイルのうちから選択したコイルに対して電流を流すことにより、生体内部に磁界を発生させる磁界制御部20と、カプセル型内視鏡5から磁気センサーによる磁界の測定値を取得する測定値取得部21と、測定値取得部21によって取得される測定値に基づき、コイルアレイ3の複数のグリッドのうちから、生体内部においてカプセル型内視鏡5が位置するグリッドを特定するグリッド特定部22と、を備える。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

磁気センサーを有するカプセル型内視鏡の生体内部における位置を検出するカプセル型内視鏡用位置認識装置であって、

複数のコイルを二次元配列して複数のグリッドを形成したコイルアレイと、

前記コイルアレイを前記カプセル型内視鏡の投与された生体に接近させた状態で前記複数のコイルのうちから選択したコイルに対して電流を流すことにより、生体内部に磁界を発生させる磁界制御手段と、

前記カプセル型内視鏡から前記磁気センサーによる磁界の測定値を取得する測定値取得手段と、

前記測定値取得手段によって取得される測定値に基づき、前記コイルアレイの複数のグリッドのうちから、生体内部において前記カプセル型内視鏡が位置するグリッドを特定するグリッド特定手段と、

を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡用位置認識装置。

## 【請求項 2】

前記コイルアレイは、複数の矩形状コイルの長辺を縦方向に配置して横方向に並べた第 1 コイル群と、複数の矩形状コイルの長辺を横方向に配置して縦方向に並べた第 2 コイル群とを有し、前記第 1 コイル群と前記第 2 コイル群とを重ね合わせて縦方向の矩形状コイルと横方向の矩形状コイルとが互いに交叉する領域によって複数のグリッドを形成し、

前記磁界制御手段は、前記複数の矩形状コイルのうちから選択する一の矩形状コイルに対して順次電流を流し、

前記グリッド特定手段は、前記第 1 コイル群に含まれる一の矩形状コイルに電流が順次供給されているときに前記測定値取得手段によって取得される測定値に基づき、前記第 1 コイル群に含まれる複数の矩形状コイルのうちから生体内部における前記カプセル型内視鏡の位置に対応する矩形状コイルを特定すると共に、前記第 2 コイル群に含まれる一の矩形状コイルに電流が順次供給されているときに前記測定値取得手段によって取得される測定値に基づき、前記第 2 コイル群に含まれる複数の矩形状コイルのうちから生体内部における前記カプセル型内視鏡の位置に対応する矩形状コイルを特定し、前記第 1 及び第 2 コイル群のそれぞれから特定された 2 つの矩形状コイルに基づいて生体内部において前記カプセル型内視鏡が位置するグリッドを特定することを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡用位置認識装置。

## 【請求項 3】

生体内部における前記カプセル型内視鏡の姿勢を検出する姿勢検出手段、  
を更に備え、

前記磁気センサーは、互いに直交する 3 軸方向の磁界を検出する 3 軸磁気センサーであり、

前記磁界制御手段は、前記第 1 コイル群のうちから前記グリッド特定手段によって特定されたグリッドを挟んで横方向両側に位置する 2 つの矩形状コイルを選択すると共に、前記第 2 コイル群のうちから前記グリッド特定手段によって特定されたグリッドを挟んで縦方向両側に位置する 2 つの矩形状コイルを選択し、前記第 1 及び第 2 コイル群から選択した 2 つの矩形状コイルに対して所定方向の電流を順次流し、

前記姿勢検出手段は、前記磁界制御手段によって前記第 1 及び第 2 コイル群のそれぞれから選択された 2 つの矩形状コイルに対して電流が供給されているときに前記測定値取得手段によって取得される前記 3 軸磁気センサーの 3 軸方向の測定値に基づき、前記コイルアレイに対する前記カプセル型内視鏡の姿勢を検出することを特徴とする請求項 2 に記載のカプセル型内視鏡用位置認識装置。

## 【請求項 4】

前記姿勢検出手段によって生体内部における前記カプセル型内視鏡の姿勢が検出されることに伴い、当該姿勢と、前記グリッド特定手段によって特定されたグリッドを構成する前記第 1 コイル群の一の矩形状コイルに電流が供給されているときに前記測定値取得手段

10

20

30

40

50

によって取得された測定値と、前記グリッド特定手段によって特定されたグリッドを構成する前記第 2 コイル群の一の矩形状コイルに電流が供給されているときに前記測定値取得手段によって取得された測定値とに基づき、前記グリッド特定手段によって特定されたグリッド内における前記カプセル型内視鏡の位置を検出する位置検出手段、  
を更に備えることを特徴とする請求項 3 に記載のカプセル型内視鏡用位置認識装置。

【請求項 5】

前記位置検出手段は、前記グリッド特定手段によって特定されたグリッドを構成する一の矩形状コイルに電流が供給されているときに前記測定値取得手段によって取得された測定値に基づいて前記カプセル型内視鏡と前記コイルアレイとの距離を特定し、前記グリッド特定手段によって特定されたグリッド内における前記カプセル型内視鏡の位置を、前記距離に応じて検出することを特徴とする請求項 4 に記載のカプセル型内視鏡用位置認識装置。

10

【請求項 6】

前記第 1 及び第 2 コイル群のそれぞれは、横方向又は縦方向に隣接する複数の矩形状コイルが互いに所定幅重なった状態に設けられることを特徴とする請求項 2 乃至 5 のいずれかに記載のカプセル型内視鏡用位置認識装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内に投与されて生体内部を撮影するカプセル型内視鏡の生体内における位置を検出するカプセル型内視鏡用位置認識装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

従来、人間やその他動物の口腔より生体内にカプセル型内視鏡を投与して生体内部の画像を撮影する方法が知られている（例えば特許文献 1，2）。この種の撮影方法では、カプセル型内視鏡によって撮影される画像が生体内部のどの部位を撮影したものであるかを特定することが重要となる。

【0003】

特許文献 1 の従来技術は、生体内に投与されるカプセル型内視鏡に 3 軸磁気センサーを搭載すると共に、生体外部のマスタ装置に所定の位置関係で第 1 コイルと第 2 コイルとを設け、それら第 1 コイルと第 2 コイルのそれぞれに時分割で電流を流すことにより、生体内部のカプセル型内視鏡にそれぞれ異なる方向の第 1 磁界と第 2 磁界とを印加する。そしてカプセル型内視鏡の 3 軸磁気センサーで検出される第 1 磁界と第 2 磁界の測定値に基づいて三角測量の原理で演算を行うことにより、マスタ装置に対するカプセル型内視鏡の位置を特定する。

30

【0004】

特許文献 2 の従来技術は、生体外部から生体内部に対して一定方向の磁界を印加し、その磁界をカプセル型内視鏡に設けた 3 軸磁気センサーで検知することにより、印加磁界に対するカプセル型内視鏡の向きを算出する。そしてカプセル型内視鏡は、生体内部の消化器官などの配置を示す配置情報を予め記憶しており、印加磁界に対するカプセル型内視鏡の向きの履歴と、配置情報とを照合することによって生体内部における位置を特定する。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2006-212051 号公報

【特許文献 2】特開 2011-15904 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献 1 の従来技術は、生体外部の 2 箇所に設けられた第 1 コイルと

50

第2コイルのそれぞれが生体内部に対して磁界を印加する構成であるが、磁界の強度は距離の3乗に反比例して減衰する。それ故、第1コイルと第2コイルのそれぞれが生体内のどこに位置するか分からないカプセル型内視鏡に対して3軸磁気センサーで検知可能な強い磁界を発生させる必要があり、各コイルに流す電流が増加する。その結果、消費電力が大きくなるという問題がある。

【0007】

また特許文献2の従来技術では、生体内部のほぼ全体に対して一定方向の磁界を印加するため、生体を包囲するように巻き回したコイルを配置する必要がある。そのため、装置が大型化するという問題がある。

【0008】

本発明は、上記問題点を解決するためになされたものであり、消費電力を抑制すると共に、装置の大型化を招くことなく実現可能なカプセル型内視鏡用位置認識装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するため、まず第1に、本発明に係るカプセル型内視鏡用位置認識装置は、磁気センサーを有するカプセル型内視鏡の生体内部における位置を検出するものであり、複数のコイルを二次元配列して複数のグリッドを形成したコイルアレイと、コイルアレイをカプセル型内視鏡の投与された生体に接近させた状態で複数のコイルのうちから選択したコイルに対して電流を流すことにより、生体内部に磁界を発生させる磁界制御手段と、カプセル型内視鏡から磁気センサーによる磁界の測定値を取得する測定値取得手段と、測定値取得手段によって取得される測定値に基づき、コイルアレイの複数のグリッドのうちから、生体内部においてカプセル型内視鏡が位置するグリッドを特定するグリッド特定手段と、を備える構成である。かかる構成によれば、コイルアレイを生体に接近させた状態で各コイルに電流を流して必要な磁界を生体内部に印加し、カプセル型内視鏡が位置するグリッドを特定することができるので、装置の大型化を招くことなく、消費電力を抑制することができる。

【0010】

第2に、本発明は、上記第1の構成において、コイルアレイは、複数の矩形状コイルの長辺を縦方向に配置して横方向に並べた第1コイル群と、複数の矩形状コイルの長辺を横方向に配置して縦方向に並べた第2コイル群とを有し、第1コイル群と第2コイル群とを重ね合わせて縦方向の矩形状コイルと横方向の矩形状コイルとが互いに交叉する領域によって複数のグリッドを形成し、磁界制御手段は、複数の矩形状コイルのうちから選択する一の矩形状コイルに対して順次電流を流し、グリッド特定手段は、第1コイル群に含まれる一の矩形状コイルに電流が順次供給されているときに測定値取得手段によって取得される測定値に基づき、第1コイル群に含まれる複数の矩形状コイルのうちから生体内部におけるカプセル型内視鏡の位置に対応する矩形状コイルを特定すると共に、第2コイル群に含まれる一の矩形状コイルに電流が順次供給されているときに測定値取得手段によって取得される測定値に基づき、第2コイル群に含まれる複数の矩形状コイルのうちから生体内部におけるカプセル型内視鏡の位置に対応する矩形状コイルを特定し、第1及び第2コイル群のそれぞれから特定された2つの矩形状コイルに基づいて生体内部においてカプセル型内視鏡が位置するグリッドを特定する構成である。

【0011】

第3に、本発明は、上記第2の構成において、生体内部におけるカプセル型内視鏡の姿勢を検出する姿勢検出手段を更に備え、磁気センサーは互いに直交する3軸方向の磁界を検出する3軸磁気センサーであり、磁界制御手段は、第1コイル群のうちからグリッド特定手段によって特定されたグリッドを挟んで横方向両側に位置する2つの矩形状コイルを選択すると共に、第2コイル群のうちからグリッド特定手段によって特定されたグリッドを挟んで縦方向両側に位置する2つの矩形状コイルを選択し、第1及び第2コイル群から選択した2つの矩形状コイルに対して所定方向の電流を順次流し、姿勢検出手段は、磁界

10

20

30

40

50

制御手段によって第 1 及び第 2 コイル群のそれぞれから選択された 2 つの矩形形状コイルに対して電流が供給されているときに測定値取得手段によって取得される 3 軸磁気センサーの 3 軸方向の測定値に基づき、コイルアレイに対するカプセル型内視鏡の姿勢を検出する構成である。

#### 【0012】

第 4 に、本発明は、上記第 3 の構成において、姿勢検出手段によって生体内部におけるカプセル型内視鏡の姿勢が検出されることに伴い、当該姿勢と、グリッド特定手段によって特定されたグリッドを構成する第 1 コイル群の一の矩形形状コイルに電流が供給されているときに測定値取得手段によって取得された測定値と、グリッド特定手段によって特定されたグリッドを構成する第 2 コイル群の一の矩形形状コイルに電流が供給されているときに測定値取得手段によって取得された測定値とに基づき、グリッド特定手段によって特定されたグリッド内におけるカプセル型内視鏡の位置を検出する位置検出手段を更に備える構成である。

#### 【0013】

第 5 に、本発明は、上記第 4 の構成において、位置検出手段は、グリッド特定手段によって特定されたグリッドを構成する一の矩形形状コイルに電流が供給されているときに測定値取得手段によって取得された測定値に基づいてカプセル型内視鏡とコイルアレイとの距離を特定し、グリッド特定手段によって特定されたグリッド内におけるカプセル型内視鏡の位置を、その距離に応じて検出する構成である。

#### 【0014】

第 6 に、本発明は、上記第 2 乃至第 5 のいずれかの構成において、第 1 及び第 2 コイル群のそれぞれは、横方向又は縦方向に隣接する複数の矩形形状コイルが互いに所定幅重なった状態に設けられる構成である。

#### 【発明の効果】

#### 【0015】

本発明によれば、装置の大型化を招くことなく、消費電力を抑制することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0016】

【図 1】カプセル型内視鏡用位置認識装置の一構成例を示す図である。

【図 2】コイルアレイの一構成例を示す図である。

【図 3】コイルアレイにおけるグリッドの構成例を示す図である。

【図 4】カプセル型内視鏡の内部構成の一例を示す図である。

【図 5】1 つのコイルに電流を流して磁界を発生させた例を示す図である。

【図 6】A-A' 線上での磁界測定結果を示す図である。

【図 7】B-B' 線上での磁界測定結果を示す図である。

【図 8】2 つのコイルに電流を流して磁界を発生させた例を示す図である。

【図 9】C-C' 線上での磁界測定結果を示す図である。

【図 10】D-D' 線上での磁界測定結果を示す図である。

【図 11】カプセル型内視鏡の位置及び姿勢を特定するためのフローチャートである。

【図 12】グリッド特定部が一の矩形形状コイルを特定する概念を示す図である。

【図 13】姿勢検出処理の概念を説明する図である。

【図 14】位置特定処理の詳細な処理手順の一例を示すフローチャートである。

【図 15】カプセル型内視鏡に作用する磁界強度とカプセル型内視鏡の Z 方向の位置との関係を示す図である。

【図 16】変換係数とカプセル型内視鏡の Z 方向の位置との関係を示す図である。

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【0017】

以下、本発明に関する好ましい実施形態について図面を参照しつつ詳細に説明する。尚、以下に説明する実施形態において互いに共通する部材には同一符号を付しており、それらについての重複する説明は省略する。

## 【0018】

図1は、本発明の一実施形態であるカプセル型内視鏡用位置認識装置1（以下、単に「位置認識装置1」という。）の一構成例を示す図である。この位置認識装置1は、撮影対象者の口腔から生体内に投与されるカプセル型内視鏡5の生体内部における位置を特定する装置であり、カプセル型内視鏡5と無線通信を行って各種情報を収集する装置本体2と、撮影対象者の腹部又は背部に近接させた状態に配置されるシート状又はパネル状のコイルアレイ3とを備える。コイルアレイ3にはXYZ 3次元座標系が設定されており、例えばこの座標系が撮影対象者に対してほぼ一定の位置関係となるように配置される。

## 【0019】

コイルアレイ3は、図2（a）に示すように複数のコイルを二次元配列することにより、撮影対象者の腹部又は背部に対向する面内に複数のグリッドGを形成したものである。本実施形態のコイルアレイ3は、例えば短辺10cm、長辺40cmの矩形状にワイヤーを所定回数巻き回した複数の矩形状コイルで構成される。具体的に説明すると、このコイルアレイ3は、図2（b）に示す第1コイル群3aと、図2（c）に示す第2コイル群3bとを重ね合わせて構成される。第1コイル群3aは、複数の矩形状コイル31～37の長辺を縦方向（Y方向）に配置して横方向（X方向）に並べたものであり、隣り合うコイルどうしを短辺方向の半分の領域が互いに重なるようにして配置したものである。尚、第1コイル群3aに含まれる複数の矩形状コイル31～37のそれぞれを区別しないときには、それらを総称して矩形状コイル30（又はコイル30）と呼ぶ。また第2コイル群3bは、複数の矩形状コイル41～47の長辺を横方向（X方向）に配置して縦方向（Y方向）に並べたものであり、隣り合うコイルどうしを短辺方向の半分の領域が互いに重なるようにして配置したものである。尚、第2コイル群3bに含まれる複数の矩形状コイル41～47のそれぞれを区別しないときには、それらを総称して矩形状コイル40（又はコイル40）と呼ぶ。

## 【0020】

図3は、コイルアレイ3に形成されるグリッドGを説明する図である。上記のような第1及び第2コイル群3a、3bを互いに重ね合わせることで、コイルアレイ3においては、図3（a）に示すように第1コイル群3aに含まれる矩形状コイル30と第2コイル群3bに含まれる矩形状コイル40とが互いに交叉する。そしてこの交叉によって形成される正方形の閉領域がひとつのグリッドGを形成する。コイルアレイ3にはそのような閉領域が複数形成されるため、それら複数の閉領域のそれぞれによってグリッドGが形成される。また本実施形態では、上述したように第1及び第2コイル群3a、3bのそれぞれにおいて、互いに隣り合うコイルどうしを短辺方向の半分の領域が重なるように配置しているため、コイルアレイ3の中央部においては、図3（b）に示すように、一のグリッドG1の1/4ずつの領域がその周囲に位置する4つのグリッドG2～G5と重複するグリッド配置となる。

## 【0021】

図1に戻り、装置本体2は、アンテナ10、通信制御部11、撮影画像取得部12、撮影画像記録部13、記憶部14、磁界制御部20、測定値取得部21、グリッド特定部22、姿勢検出部23及び位置検出部24を備えており、生体内に投与されたカプセル型内視鏡5によって撮影される生体内部の撮影画像を取得すると共に、コイルアレイ3に含まれる各矩形状コイル30、40に対して所定の電流Iを流すことによって生体内部に発生させる磁界を制御し、カプセル型内視鏡5によってその磁界を測定した測定値に基づき、生体内部におけるカプセル型内視鏡5の位置及び姿勢を特定して撮影画像と共に記録するものである。

## 【0022】

アンテナ10は、生体内部のカプセル型内視鏡5と無線による通信を行うものである。通信制御部11は、アンテナ10を介してカプセル型内視鏡5に各種のコマンドなどを送信すると共に、カプセル型内視鏡5から送信される撮影画像や磁界の測定値などを受信するものである。撮影画像取得部12は、例えば撮影コマンドを通信制御部11に出力して

カプセル型内視鏡 5 に送信することにより、カプセル型内視鏡 5 に生体内部の画像を撮影させてその撮影画像を取得する。撮影画像記録部 1 3 は、撮影画像取得部 1 2 によって取得された撮影画像を、メモリやハードディスクなどで構成される不揮発性の記憶部 1 4 に記録する。

#### 【0023】

磁界制御部 2 0、測定値取得部 2 1、グリッド特定部 2 2、姿勢検出部 2 3 及び位置検出部 2 4 は、撮影画像取得部 1 2 と連携動作し、カプセル型内視鏡 5 が生体内部の画像を撮影した時点での生体内部におけるカプセル型内視鏡 5 の位置及び姿勢を特定する。磁界制御部 2 0 は、コイルアレイ 3 に含まれる複数の矩形状コイル 3 0、4 0 のうちから選択した 1 つ又は 2 つのコイルに対して電流  $I$  を流すことにより、コイルアレイ 3 の一部に局所的な磁界を発生させて生体内部に印加するものである。測定値取得部 2 1 は、磁界制御部 2 0 によって生体内部に磁界が印加されている状態で、通信制御部 1 1 に測定コマンドを出力してカプセル型内視鏡 5 に送信することにより、カプセル型内視鏡 5 においてその磁界を測定した測定値を取得する。そして測定値取得部 2 1 は、カプセル型内視鏡 5 から取得する磁界の測定値をメモリなどの図示しない記憶手段に一時保存する。グリッド特定部 2 2 は、測定値取得部 2 1 によって取得された磁界の測定値に基づき、コイルアレイ 3 に形成される複数のグリッドのうちから、生体内部におけるカプセル型内視鏡 5 の位置に対応する一つのグリッドを特定する。姿勢検出部 2 3 は、測定値取得部 2 1 によって取得された磁界の測定値に基づき、グリッド特定部 2 2 で特定された一のグリッドの閉領域内においてカプセル型内視鏡 5 がどの方向を向いているかを検知してカプセル型内視鏡 5 の姿勢を検出する。さらに位置検出部 2 4 は、測定値取得部 2 1 によって取得された磁界の測定値に基づき、グリッド特定部 2 2 で特定された一のグリッドの閉領域内におけるカプセル型内視鏡 5 の具体的な座標位置を検出する。尚、グリッド特定部 2 2、姿勢検出部 2 3 及び位置検出部 2 4 における具体的な検出手法は後述する。

#### 【0024】

撮影画像記録部 1 3 は、グリッド特定部 2 2 で特定される一のグリッドに関するグリッド情報、姿勢検出部 2 3 で検出される姿勢情報、及び、位置検出部 2 4 で検出される座標情報のそれぞれを撮影画像に付加して記憶部 1 4 に記録する。これにより、カプセル型内視鏡 5 で撮影された撮影画像に対し、生体内部の撮影位置と撮影方向とを対応付けて記録しておくことができる。

#### 【0025】

図 4 は、カプセル型内視鏡 5 の内部構成の一例を示す図である。カプセル型内視鏡 5 は、錠剤態様に形成されたケースの内部に、アンテナ 5 0、通信制御部 5 1、撮影制御部 5 2、撮像部 5 3、照明部 5 4、センサー制御部 5 5 及び磁気センサー 5 6 を備え、装置本体 2 から受信するコマンドに応じて撮影動作や生体内部の磁界測定動作を行うように構成される。アンテナ 5 0 は、装置本体 2 と無線による通信を行うものであり、通信制御部 5 1 は、アンテナ 5 0 を介して装置本体 2 から送信される各種コマンドを受信すると共に、撮影画像や磁界の測定値などを装置本体 2 へ送信するものである。撮影制御部 5 2 は、撮影コマンドを受信した場合に動作し、撮像部 5 3 を駆動制御して画像を撮影する。また撮影制御部 5 2 は、撮像部 5 3 の撮影タイミングに同期して照明部 5 4 を発光させることにより、生体内部を照明した状態で画像撮影を行う。そして撮影制御部 5 2 は、撮像部 5 3 によって撮影された画像を取得し、その撮影画像を通信制御部 5 1 に出力して装置本体 2 へ送信する。センサー制御部 5 5 は、測定コマンドを受信した場合に動作し、磁気センサー 5 6 を駆動することにより、カプセル型内視鏡 5 に作用している磁界の測定を行う。

#### 【0026】

本実施形態の磁気センサー 5 6 は、カプセル型内視鏡 5 において固有に定義される X Y Z の互いに直交する 3 軸方向の磁界を個別に測定するため、X 軸磁気センサー 5 7 と、Y 軸磁気センサー 5 8 と、Z 軸磁気センサー 5 9 とを備えた 3 軸磁気センサーである。X 軸磁気センサー 5 7 は、カプセル型内視鏡 5 に作用する磁界のうち、カプセル型内視鏡 5 に定義された X 軸方向の磁界成分を検出するものである。また Y 軸磁気センサー 5 8 はその

X軸と直交する方向に定義されたY軸方向の磁界成分を検出するものであり、Z軸磁気センサー59はそれらX軸とY軸との双方に直交する方向に定義されたZ軸方向の磁界成分を検出するものである。尚、カプセル型内視鏡5は生体内部を進行していくことに伴ってその姿勢を逐次変化させていくため、各磁気センサー57、58、59によるX、Y、Zの磁界検出方向は、上述したコイルアレイ3に設定されるXYZ3次元座標系のX軸、Y軸及びZ軸には必ずしも一致しない。

#### 【0027】

次に、カプセル型内視鏡5の位置を特定するためにコイルアレイ3で発生させる磁界について説明する。図5は、コイルアレイ3の1つのコイル30に電流Iを流して磁界を発生させた例を示す図である。図5(a)に示すように第1コイル群3aに含まれる1つのコイル30に電流Iを流すと、図中破線矢印で示すような磁界が発生する。このとき発生する磁界をコイル30からZ軸方向に所定間隔D(例えばD=5cm)だけ離れた位置に設定した測定面9でX、Y、Zの3軸方向について測定する。尚、図5に示すXYZ座標系は、コイルアレイ3の3次元座標系に対応するものである。また測定面9における測定箇所は、図5(b)に示すように、平面視でコイル30の中心を通り、横方向(X方向)に横断するA-A'線上と、縦方向(Y方向)に横断するB-B'線上の2箇所である。すなわち、A-A'線は、電流Iが流れるコイル30の長辺中央を通過してコイル30の内側領域を横断し、B-B'線は、短辺中央を通過してコイル30の内側領域を横断する。

#### 【0028】

図6は測定面9のA-A'線上で磁界を測定した結果を示す図であり、(a)はX方向の磁界H<sub>x</sub>を、(b)はY方向の磁界H<sub>y</sub>を、(c)はZ方向の磁界H<sub>z</sub>を、(d)は磁界の強度Hを示している。ここで図中のL<sub>x</sub>は、コイル30の短辺幅を示している。また、磁界の強度Hは、次式で表される値である。

#### 【0029】

##### 【数1】

$$H = \sqrt{(H_x)^2 + (H_y)^2 + (H_z)^2}$$

#### 【0030】

図6(a)に示すように、A-A'線上におけるX方向の磁界H<sub>x</sub>は、電流Iが流れるコイル30のワイヤー位置にほぼ一致して極大値と極小値とを示し、コイル30の内側領域では測定位置に比例して変化する。また図6(b)に示すようにA-A'線上においてY方向の磁界H<sub>y</sub>は、ほぼ0で均一である。また図6(c)に示すようにA-A'線上におけるZ方向の磁界H<sub>z</sub>は、コイル30の内側領域においてコイル30の中心に向かう程負側に強い磁界となる。そして図6(d)に示すようにそれらを総合した磁界の強度Hもまた、コイル30の中心に向かう程、大きな強度の磁界となる。

#### 【0031】

図7は測定面9のB-B'線上で磁界を測定した結果を示す図であり、(a)はX方向の磁界H<sub>x</sub>を、(b)はY方向の磁界H<sub>y</sub>を、(c)はZ方向の磁界H<sub>z</sub>を、(d)は磁界の強度Hを示している。ここで図中のL<sub>y</sub>は、コイル30の長辺幅を示している。図7(a)に示すように、B-B'線上におけるX方向の磁界H<sub>x</sub>は、ほぼ0で均一である。また図7(b)に示すようにB-B'線上におけるY方向の磁界H<sub>y</sub>は、電流Iが流れるコイル30のワイヤー位置にほぼ一致して極大値と極小値とを示す。また図7(c)に示すようにB-B'線上におけるZ方向の磁界H<sub>z</sub>は、コイル30の内側領域において負側に強い磁界となる。そして図7(d)に示すように、それらを総合した磁界の強度Hは、コイル30の内側領域において大きな強度の磁界となるが、コイル30の内側領域の中央においてはほぼ一定の値となるのに対し、コイル30のワイヤー位置に近づくと急激に低下する。

#### 【0032】

以上のことから、コイルアレイ3に含まれる1つの矩形状コイル30、40に電流Iを流して磁界を発生させた場合には、(1)電流Iを流すコイル30、40の短辺を横断す



る方向（B-B'線方向）に関し、コイル30，40の内側領域の中央において磁界の強度Hがほぼ均一な状態となり、中央よりも外側においては磁界の強度Hが低下する、（2）その矩形状コイル30，40の長辺を横断する方向（A-A'線方向）に関し、磁界の強度Hがコイル30，40の内側領域の中心に近づく程強くなる、（3）その矩形状コイル30，40の長辺を横断する方向（A-A'線方向）に関し、X方向（A-A'方向）の磁界H<sub>x</sub>の強度がコイル30，40の内側領域の位置に応じて比例して変化する、という3つの測定原理が得られる。

#### 【0033】

次に図8は、コイルアレイ3の2つのコイル30に電流Iを流して磁界を発生させた例を示す図である。電流Iを流す2つのコイル30は、少なくとも上述したグリッド1個分の間隔を隔てたものから選択される。尚、図8の例では、グリッド1個分の間隔を隔てた位置にある2つのコイル30に対して電流Iを流したものである。図8（a）に示すように、2つのコイル30にそれぞれ異なる方向の電流Iを流すと、図中破線矢印で示すような磁界が発生する。すなわち、一方のコイル面からは上から下に向かう磁界が発生し、他方のコイル面からは下から上に向かう磁界が発生する。このとき発生する磁界を、上記と同様、2つのコイル30からZ軸方向に所定間隔Dだけ離れた位置に設定した測定面9でX，Y，Zの3軸方向について測定する。測定面9における測定箇所は、図8（b）に示すように、平面視で2つのコイル30の間のグリッドに対応する領域Rにおいて、その領域Rの中心を通り、横方向（X方向）に横断するC-C'線上と、縦方向（Y方向）に横断するD-D'線上の2箇所である。

#### 【0034】

図9は測定面9のC-C'線上で磁界を測定した結果を示す図であり、（a）はX方向の磁界H<sub>x</sub>を、（b）はY方向の磁界H<sub>y</sub>を、（c）はZ方向の磁界H<sub>z</sub>を示している。ここで図中のR<sub>x</sub>は、1つのグリッドに対応する領域RのX方向幅を示している。図9（a）に示すように、C-C'線上におけるX方向の磁界H<sub>x</sub>は、領域R内において多少の変化が見られるものの、ほぼ一定の値となる。また図9（b）に示すようにC-C'線上においてY方向の磁界H<sub>y</sub>は、ほぼ0で均一である。また図9（c）に示すようにC-C'線上におけるZ方向の磁界H<sub>z</sub>は、領域Rの内側の位置に応じて強度が変化するが、領域Rの中央の領域（例えばR<sub>x</sub>/2の領域）に注目すると、多少の変化は見られるものの、ほぼ0で一定の状態とみなすことができる。また、電流Iを流す2つのコイル30を更に離れた位置から選択すれば、領域Rの位置に応じた強度変化が小さくなるため、このZ方向の磁界H<sub>z</sub>は領域Rの全域においてほぼ0で一定とみなすこともできる。

#### 【0035】

図10は測定面9のD-D'線上で磁界を測定した結果を示す図であり、（a）はX方向の磁界H<sub>x</sub>を、（b）はY方向の磁界H<sub>y</sub>を、（c）はZ方向の磁界H<sub>z</sub>を示している。ここで図中のR<sub>y</sub>は、1つのグリッドに対応する領域RのY方向幅を示している。図10（a）に示すように、D-D'線上におけるX方向の磁界H<sub>x</sub>は、領域R内においてほぼ均一な値となる。また図10（b）に示すようにD-D'線上においてY方向の磁界H<sub>y</sub>は、ほぼ0で均一である。また図10（c）に示すようにD-D'線上におけるZ方向の磁界H<sub>z</sub>についても、ほぼ0で均一である。

#### 【0036】

以上のことから、少なくともグリッド1個分を隔てた2つの矩形状コイル30に電流Iを流して磁界を発生させた場合には、（4）それら2つの矩形状コイル30の間のグリッドに対応する領域Rには、一方の矩形状コイルから他方の矩形状コイルに向かう一方向（X方向）の磁界成分だけを印加することができる、という4つ目の測定原理が得られる（図10（a）参照）。

#### 【0037】

本実施形態の位置認識装置1は、上述した測定原理（1）～（4）に基づいて生体内部におけるカプセル型内視鏡5の位置及び姿勢を特定するものである。以下、これについて詳しく説明する。

## 【0038】

図11は、位置認識装置1の装置本体2において行われる処理手順の一例を示すフローチャートである。装置本体2は、コイルアレイ3がカプセル型内視鏡5の投与された生体に近接配置された状態でこのフローチャートの処理を開始し、撮影処理を実行する（ステップS1）。この撮影処理（ステップS1）では、撮影画像取得部12が機能し、例えばオペレータによって操作入力される撮影指示に基づき撮影コマンドをカプセル型内視鏡5に送信し、カプセル型内視鏡5によって生体内部が撮影された撮影画像を取得する。尚、撮影画像取得部12は、一定周期毎に撮影コマンドを送信してカプセル型内視鏡5から撮影画像を取得するものであっても良い。

## 【0039】

次に装置本体2は、グリッド特定処理を実行する（ステップS2）。このとき装置本体2は、上述した測定原理（1）、（2）に基づき、コイルアレイ3に形成された複数のグリッドのうち、生体内部においてカプセル型内視鏡5の位置に対応する一のグリッドを特定する。すなわち、磁界制御部20がコイルアレイ3に含まれる各コイル30、40の矩形状コイル1つずつに対して所定電流Iを順番に流していき、測定値取得部21は、各コイル30、40によって生体内部に印加される磁界をカプセル型内視鏡5に測定させ、その測定値を取得する。そしてグリッド特定部22は、それらの測定値に基づき、第1コイル群3aに含まれる複数の矩形状コイル31～37の中からカプセル型内視鏡5の位置に対応する一の矩形状コイルを特定すると共に、第2コイル群3bに含まれる複数の矩形状コイル41～47の中からカプセル型内視鏡5の位置に対応する一の矩形状コイルを特定し、それら特定した2つの矩形状コイルの交叉位置に形成されるグリッドを、カプセル型内視鏡5の位置に対応する一のグリッドとして特定する。ただし、測定値取得部21によって取得される測定値は、カプセル型内視鏡5のXYZ3軸の磁気センサー57、58、59で検出される各軸方向の磁界強度である。そのため、グリッド特定部22は、それら各軸方向の磁界強度に基づいて上記した数1の演算を行うことにより、カプセル型内視鏡5に作用している磁界強度Hを算出し、第1及び第2コイル群3a、3bのそれぞれからその磁界強度Hが最大値を示す一の矩形状コイルを特定する。

## 【0040】

図12は、グリッド特定部22が第1コイル群3aから一の矩形状コイルを特定する概念を示す図である。図12に示すように、例えばカプセル型内視鏡5がコイルアレイ3のほぼ中央に位置するとき、そのカプセル型内視鏡5を内側に包含しているコイル33、34に電流Iを流すと、カプセル型内視鏡5の測定結果に基づいて得られる磁界強度Hは比較的大きな値となるのに対し、カプセル型内視鏡5を内側に包含していないコイル31、32、35、36、37に同じ電流Iを流しても磁界強度Hが小さな値となる。またカプセル型内視鏡5を内側に包含している2つのコイル33、34に電流Iを流した場合を比較すると、カプセル型内視鏡5は、コイル33の中心位置よりもコイル34の中心位置に近いので、コイル34に電流Iを流した場合の磁界強度Hが最大値Hmaxを示す。したがって、このような場合は、上述した測定原理（1）、（2）に基づき、磁界強度Hが最大となる一の矩形状コイル34を特定することにより、カプセル型内視鏡5がコイル中心に最も近い位置となる一のコイルを特定することができる。尚、第2コイル群3bから一の矩形状コイルを特定する場合もこれと同様である。そしてグリッド特定部22は、上記のようにして第1及び第2コイル群3a、3bのそれぞれから特定した矩形状コイルが互いに交叉する位置に形成された一のグリッドを特定する。これにより、コイルアレイ3に形成された複数のグリッドのうち、特定された一のグリッドの中央の領域にカプセル型内視鏡5が最も接近して位置することが検出されたことになる。

## 【0041】

次に装置本体2は、姿勢検出処理を実行する（ステップS3）。このとき装置本体2は、上述した測定原理（4）に基づき、特定された一のグリッド内においてカプセル型内視鏡5がどの方向を向いているかを特定する。すなわち、図13（a）に示すように、磁界制御部20は、第1コイル群3aのうちからグリッド特定部22によって特定されたグリ

ッドGを挟んで横方向（X方向）両側に位置する2つの矩形形状コイル32, 36を選択し、それら2つの矩形形状コイル32, 36に対して電流Iを流す。このとき、上述した測定原理（4）により、グリッドG内に位置するカプセル型内視鏡5に対して一方の矩形形状コイル32から他方の矩形形状コイル36に向かう一方向（X方向）の磁界成分HXだけを印加することができる。そして測定値取得部21は、図13（a）に示す磁界成分HXが印加されている状態でカプセル型内視鏡5にその磁界成分HXを測定させ、その測定値を取得する。ただし、このときも測定値取得部21によって取得される磁界成分HXの測定値は、カプセル型内視鏡5のXYZ3軸の磁気センサー57, 58, 59で検出される各軸方向の磁界強度である。例えばカプセル型内視鏡5におけるXYZ3軸のそれぞれを、SX軸、SY軸、SZ軸とした場合、カプセル型内視鏡5の各磁気センサー57, 58, 59で磁界成分HXを検出して得られる測定値は、図13（b）に示すように、HX1, HX2, HX3となる。つまり、この測定値（HX1, HX2, HX3）により、カプセル型内視鏡5から見たコイルアレイ3のX軸方向を符号付きで特定することができる。

10

#### 【0042】

また磁界制御部20は、上記と同様に、第2コイル群3bのうちからグリッド特定部22によって特定されたグリッドGを挟んで縦方向（Y方向）両側に位置する2つの矩形形状コイルを選択し、それら2つの矩形形状コイルに対して電流Iを流し、グリッドG内に位置するカプセル型内視鏡5に対しY方向の磁界成分HYだけを印加する。そして測定値取得部21は、その状態でカプセル型内視鏡5の各磁気センサー57, 58, 59で磁界成分HYを検出して得られる測定値（HY1, HY2, HY3）を取得する。この測定値（HY1, HY2, HY3）により、カプセル型内視鏡5から見たコイルアレイ3のY軸方向を符号付きで特定することができる。

20

#### 【0043】

姿勢検出部23は、測定値取得部21によって取得される測定値に基づき、カプセル型内視鏡5から見たコイルアレイ3のX軸方向及びY軸方向を符号付きで特定する。また姿勢検出部23は、X軸方向及びY軸方向の特定結果に基づき、カプセル型内視鏡5から見たコイルアレイ3のZ軸方向を符号付きで特定する。その結果、コイルアレイ3のXYZ3次元座標系に対して生体内部のカプセル型内視鏡5がどのような姿勢にあるかを特定することができる。

#### 【0044】

尚、図13（a）の例では、グリッドGが特定された矩形形状コイル34を挟んでその矩形形状コイル34に隣接している2つの矩形形状コイル32, 36を選択して電流Iを流す場合を例示しているが、矩形形状コイル34から更に離れた位置にある2つの矩形形状コイルを選択して電流Iを流しても良い。

30

#### 【0045】

次に装置本体2は、グリッド特定部22で特定された一のグリッドG内におけるカプセル型内視鏡5の位置を特定する位置特定処理を実行する（ステップS4）。このとき装置本体2は、上述した測定原理（3）に基づき、特定された一のグリッド内におけるカプセル型内視鏡5の位置を特定する。すなわち、位置検出部24は、姿勢検出部23によって検出されたカプセル型内視鏡5の姿勢と、グリッド特定部22によって特定されたグリッドを構成する第1コイル群3aの一の矩形形状コイルに電流Iが供給されているときに測定値取得部21によって取得された測定値（ステップS2の処理の時に測定された測定値）とに基づき、カプセル型内視鏡5に作用するX方向（コイルアレイ3の3次元座標系におけるX方向）の磁界成分Hxを算出する。この磁界成分Hxは、図6（a）に示したようにカプセル型内視鏡5の位置に応じて比例変化するものである。そのため、位置検出部24は、その算出した磁界成分Hxの値に基づいてカプセル型内視鏡5のX方向の位置を特定する。また位置検出部24は、上記と同様に、カプセル型内視鏡5の姿勢と、グリッド特定部22によって特定されたグリッドを構成する第2コイル群3bの一の矩形形状コイルに電流Iが供給されているときに測定値取得部21によって取得された測定値（ステップS2の処理の時に測定された測定値）とに基づき、カプセル型内視鏡5に作用するY方向

40

50

(コイルアレイ 3 の 3 次元座標系における Y 方向) の磁界成分  $H_y$  を算出する。そして算出した磁界成分  $H_y$  に基づきカプセル型内視鏡 5 の Y 方向の位置を特定する。これにより、グリッド特定部 22 で特定された一のグリッド G 内におけるカプセル型内視鏡 5 の詳細な位置座標を得ることができる。

#### 【0046】

この位置特定処理においては、グリッド特定処理の際に取得された測定値を利用することができる。そのため、グリッド特定処理の際に取得された測定値を利用して位置を特定するようにすれば、磁界制御部 20 がコイルに電流を流して磁界を発生させる必要がなくなるので、消費電力を低減することができる。

#### 【0047】

ところで、カプセル型内視鏡 5 とコイルアレイ 3 とが常に所定間隔  $D$  (例えば  $D = 5 \text{ cm}$ ) だけ離れた位置にあれば、図 6 (a) に示した磁界成分  $H_x$  が比例変化するときの傾きが一定であるため、第 1 コイル群 3 a から求める磁界成分  $H_x$  及び第 2 コイル群 3 b から求める磁界成分  $H_y$  の値のそれぞれを X 方向及び Y 方向の位置に変換するための変換係数を予め設定しておくことができる。そのため、位置検出部 24 は、上述した演算により、グリッド G 内におけるカプセル型内視鏡 5 の X 方向及び Y 方向の位置を検出することが可能である。しかし、実際には、カプセル型内視鏡 5 が生体内部を進行していくに伴い、カプセル型内視鏡 5 とコイルアレイ 3 との距離、すなわちコイルアレイ 3 から見たカプセル型内視鏡 5 の Z 方向の位置が逐次変化する。そしてカプセル型内視鏡 5 の Z 方向の位置が変化すると、それに応じて、図 6 (a) に示した磁界成分  $H_x$  が比例変化するときの傾きが変わるため、磁界成分  $H_x$ 、 $H_y$  の値を X 方向及び Y 方向の位置に変換するための変換係数として常に同じ係数を用いていると、グリッド G 内におけるカプセル型内視鏡 5 の X 方向及び Y 方向の位置を精度良く検出することが難しくなる。そこで、グリッド G 内におけるカプセル型内視鏡 5 の X 方向及び Y 方向の位置をより精密に検出するようにするためには、次のような手法を採用することが好ましい。

#### 【0048】

図 14 は、位置検出部 24 によって行われる位置特定処理 (ステップ S4) の詳細な処理手順の一例を示すフローチャートである。位置検出部 24 は、まずカプセル型内視鏡 5 がコイルアレイ 3 の XYZ 3 次元座標系における Z 方向の位置を特定する (ステップ S41)。このとき、位置検出部 24 は、グリッド特定部 22 によって特定されたグリッド G を構成する第 1 コイル群 3 a の一の矩形コイルに電流  $I$  が供給されているときに測定値取得部 21 によって取得された測定値 (ステップ S2 の処理の時に測定された測定値) と、グリッド特定部 22 によって特定されたグリッドを構成する第 2 コイル群 3 b の一の矩形コイルに電流  $I$  が供給されているときに測定値取得部 21 によって取得された測定値 (ステップ S2 の処理の時に測定された測定値) とのいずれか一方の測定値に基づいて上記数 1 の演算を行うことにより、カプセル型内視鏡 5 に作用している磁界強度  $H$  を取得する。このとき、位置検出部 24 は、ステップ S2 で算出された磁界強度  $H$  を取得することにより、既にステップ S2 で行われた演算を繰り返し行わないようにしても良い。

#### 【0049】

図 15 は、カプセル型内視鏡 5 に作用する磁界強度  $H$  とカプセル型内視鏡 5 の Z 方向の位置との関係を示す図である。図 15 (a) に示すように、カプセル型内視鏡 5 に作用する磁界強度  $H$  は、コイルアレイ 3 からの距離が離れるほど減衰する。このような減衰曲線は、予め近似しておくことができる。図 15 (b) に示す近似関数  $f(z)$  は、磁界強度  $H$  がカプセル型内視鏡 5 の Z 方向の位置に反比例するものとして減衰曲線の一定の範囲を一次式で近似したものである。この近似関数  $f(z)$  は、カプセル型内視鏡 5 が近似領域  $R_z$  の範囲内にあれば、磁界強度  $H$  の減衰曲線にほぼ一致すると言える。位置検出部 24 は、このような近似関数  $f(z)$  の逆関数を予め記憶する。そして位置検出部 24 は、カプセル型内視鏡 5 に作用している磁界強度  $H$  を近似関数  $f(z)$  の逆関数に代入して演算することにより、コイルアレイ 3 の XYZ 3 次元座標系におけるカプセル型内視鏡 5 の Z 方向の位置を特定する。尚、図 15 (b) に示す近似関数  $f(z)$  では、カプセル型内視

鏡 5 がコイルアレイ 3 に対して 3 c m 以下の距離にあるときには、減衰曲線にほぼ一致するとは言えなくなるが、コイルアレイ 3 と生体との設置間隔を調整すればカプセル型内視鏡 5 がそのような位置に存在することを未然に防止することができる。尚、近似関数  $f(z)$  を高次の近似式で表せば、近似領域  $R_z$  の範囲を広げることが可能である。

#### 【0050】

上記のようにしてカプセル型内視鏡 5 の Z 方向の位置を特定すると、次に位置検出部 24 は、磁界成分  $H_x$ 、 $H_y$  の値を X 方向及び Y 方向の位置に変換するための変換係数  $K$  を特定する（ステップ S 42）。すなわち、グリッド G 内におけるカプセル型内視鏡 5 の X 座標は、グリッド G を構成する第 1 コイル群 3 a の一の矩形状コイルに電流  $I$  が流れている状態でカプセル型内視鏡 5 に作用する X 方向（コイルアレイ 3 の 3 次元座標系における X 方向）の磁界成分  $H_x$  に対して変換係数  $K$  を乗算することにより求められる。また、グリッド G 内におけるカプセル型内視鏡 5 の Y 座標は、グリッド G を構成する第 2 コイル群 3 b の一の矩形状コイルに電流  $I$  が流れている状態でカプセル型内視鏡 5 に作用する Y 方向（コイルアレイ 3 の 3 次元座標系における Y 方向）の磁界成分  $H_y$  に対して変換係数  $K$  を乗算することにより求められる。このときの変換係数  $K$  がカプセル型内視鏡 5 の Z 方向の位置に依存するため、位置検出部 24 は、X 座標及び Y 座標を算出するのに先立ち、カプセル型内視鏡 5 の Z 方向の位置に基づいて変換係数  $K$  を特定する。

#### 【0051】

図 16（a）は、変換係数  $K$  と、カプセル型内視鏡 5 の Z 方向の位置との関係を示す図である。すなわち、カプセル型内視鏡 5 とコイルアレイ 3 との距離が大きくなる程、変換係数  $K$  が小さな値に変化する。このような変換係数  $K$  の変化についても、予め近似しておくことができる。図 16（b）に示す近似関数  $K(z)$  は、図 16（a）の変換係数  $K$  がカプセル型内視鏡 5 の Z 方向の位置に反比例して変化するものとして一定の範囲を一次式で近似したものである。この近似関数  $K(z)$  は、例えば図 15（b）に示した近似領域  $R_z$  と同じ範囲内であれば、変換係数  $K$  の変化とほぼ同様の変化を示すと言える。位置検出部 24 は、このような近似関数  $K(z)$  を予め記憶する。そして位置検出部 24 は、ステップ S 41 で特定された Z 方向の位置を近似関数  $K(z)$  に代入して演算することにより、カプセル型内視鏡 5 の Z 方向の位置に応じた変換係数  $K$  を特定する。尚、近似関数  $K(z)$  を高次の近似式で表せば、変換係数  $K$  をより高精度に特定することが可能である。

#### 【0052】

次に位置検出部 24 は、姿勢検出部 23 によって検出されたカプセル型内視鏡 5 の姿勢と、ステップ S 2 の処理の時に測定された測定値とに基づき、グリッド G を構成する第 1 コイル群 3 a の一の矩形状コイルに電流  $I$  が流れている状態でカプセル型内視鏡 5 に作用する X 方向（コイルアレイ 3 の 3 次元座標系における X 方向）の磁界成分  $H_x$  を算出する（ステップ S 43）。また位置検出部 24 は、姿勢検出部 23 によって検出されたカプセル型内視鏡 5 の姿勢と、ステップ S 2 の処理の時に測定された測定値とに基づき、グリッド G を構成する第 2 コイル群 3 b の一の矩形状コイルに電流  $I$  が流れている状態でカプセル型内視鏡 5 に作用する Y 方向（コイルアレイ 3 の 3 次元座標系における Y 方向）の磁界成分  $H_y$  を算出する（ステップ S 44）。そして位置検出部 24 は、ステップ S 43 で算出した磁界成分  $H_x$  に基づいて  $K \cdot H_x$  の演算を行うことにより X 座標を算出すると共に、ステップ S 44 で算出した磁界成分  $H_y$  に基づいて  $K \cdot H_y$  の演算を行うことにより Y 座標を算出し、カプセル型内視鏡 5 のグリッド G 内における X、Y 座標を特定する（ステップ S 45）。

#### 【0053】

このように位置特定処理（ステップ S 4）において、カプセル型内視鏡 5 の Z 方向の位置を特定し、その Z 方向の位置に基づいて磁界成分  $H_x$ 、 $H_y$  を X 方向及び Y 方向の座標位置に変換するための変換係数  $K$  を特定することにより、カプセル型内視鏡 5 の Z 方向の位置が逐次変化する場合であっても、グリッド G 内におけるカプセル型内視鏡 5 の X 方向及び Y 方向の位置を精密に検出することができるようになる。

#### 【0054】

次に装置本体 2 は、撮影処理によって得られた撮影画像に対し、カプセル型内視鏡 5 の位置情報と姿勢情報とを付加して記憶部 14 に記録する（ステップ S 5）。尚、位置情報には、グリッド特定処理で特定されたグリッド情報や、位置特定処理で検出された X Y 平面での座標情報などが含まれる。また姿勢情報の表現形式としては、姿勢行列、クォータニオン、オイラー角など、様々な表現形式があるが、いずれの形式であっても構わない。

#### 【0055】

そして装置本体 2 は、カプセル型内視鏡 5 による生体内部の撮影を終了するまで上記ステップ S 1～S 5 を繰り返す（ステップ S 6）。この場合、グリッド特定処理（ステップ S 2）の実行回数が 2 回目以降となるので、磁界制御部 20 はコイルアレイ 3 に含まれる全ての矩形コイルに対して順に電流 I を流していく必要はない。すなわち、前回のグリッド特定処理において特定された一のグリッドの近傍に位置する幾つかの矩形コイルだけに電流 I を順次流すことにより、その時点でカプセル型内視鏡 5 が位置する一のグリッドを効率的に特定することが可能であると共に、消費電力を低減することも可能である。そしてカプセル型内視鏡 5 による生体内部の撮影が全て終了すると、装置本体 2 による処理が終了する。

#### 【0056】

以上のように本実施形態の位置認識装置 1 は、複数のコイル 30, 40 を二次元配列して複数のグリッドを形成したコイルアレイ 3 をカプセル型内視鏡 5 の投与された生体に接近させた状態に配置し、それら複数のコイル 30, 40 のうちから選択したコイルに対して電流 I を流すことによって生体内部に磁界を印加すると共に、その磁界をカプセル型内視鏡 5 に設けられた磁気センサー 56 で測定した測定値に基づき、生体内部においてカプセル型内視鏡 5 が位置するグリッドを特定する構成である。このような構成によれば、各コイルから生体内部に印加する磁界をそれ程強くする必要がないため、各コイルに流す電流を小さくすることができるので、消費電力を小さくすることが可能である。また、生体を包囲するように巻き回したコイルを配置する必要がないため、装置全体を小型化できるという利点もある。

#### 【0057】

このように本実施形態では、各コイルに流す電流を小さくすることができるので、各コイルによって生体内部に印加する磁界の強度を地磁気とほぼ同じレベルにすることができる。ただし、この場合は、カプセル型内視鏡 5 によって測定される磁界に地磁気成分が多く含まれることになり、無視することができない。そのため、カプセル型内視鏡 5 によって予め地磁気成分だけを測定した測定値を保持しておき、生体内部に磁界を印加したときには、その磁界の測定値から地磁気成分だけを測定した測定値を減算することにより、地磁気の影響を取り除くことが好ましい。

#### 【0058】

以上、本発明の一実施形態について説明したが、本発明は上述したものに限られるものではなく、種々の変形例が適用可能である。例えば、上述したコイルアレイ 3 は、矩形コイルを縦方向及び横方向に二次元配列してそれらが交叉する領域で複数のグリッドを構成したものであるが、これに限られるものではなく、例えば正方形のコイルを多数二次元配置して個々のコイルによってグリッドを形成したものであっても構わない。この場合であっても、カプセル型内視鏡 5 の位置に対応する一のグリッドを特定できる点では上記実施形態と何ら変わらない。

#### 【0059】

また上述したコイルアレイ 3 では、複数の矩形コイルの配置に関し、互いに隣り合うコイルどうしを短辺方向の半分の領域で互いに重なるようにして配置したものを例示した。しかし、これに限られるものでもなく、隣り合うコイルどうしは互いに重なっていても良い。また互いに隣り合うコイルどうしを重ねるように配置する場合であっても、その重なる領域は、必ずしも短辺方向の半分の領域に限られず、互いに所定幅重なった状態に設けられるものであれば良い。

#### 【0060】

10

20

30

40

50

また矩形状コイルのアスペクト比に関しては、一例として1：4（短辺10cm、長辺40cm）を例示した。しかし、短辺に対して長辺を長くすることにより、或いは、長辺に対して短辺を短くすることにより、アスペクト比のより大きな矩形状コイルを採用しても良い。アスペクト比の大きな矩形状コイルを用いれば、コイルアレイ3に形成されるグリッド数が増加するため、カプセル型内視鏡5の位置を特定する際の分解能が向上する。

#### 【0061】

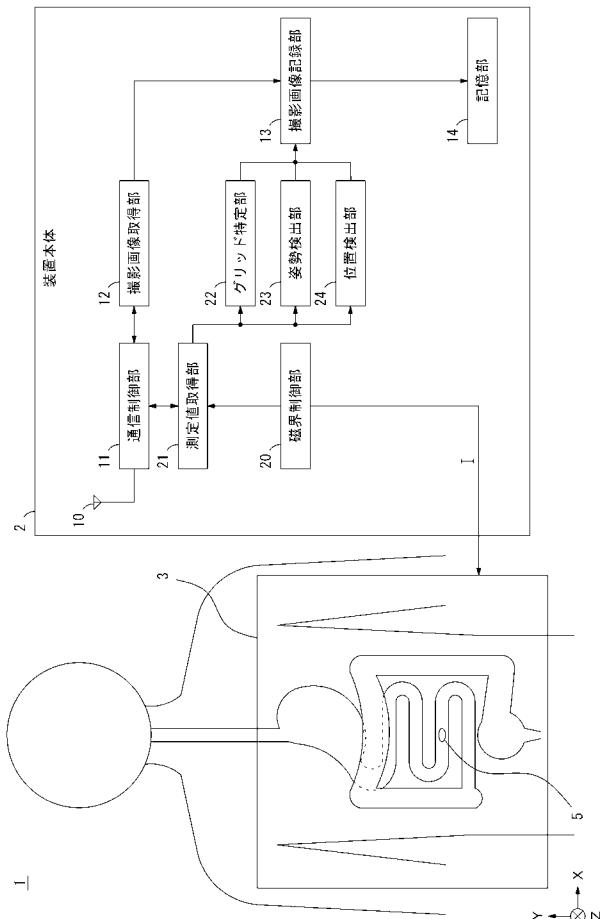
また上記においては、カプセル型内視鏡5が人体に投与される場合を例示したが、カプセル型内視鏡5の投与対象は必ずしも人間に限られるものではなく、人間以外の動物であっても構わない。

#### 【符号の説明】

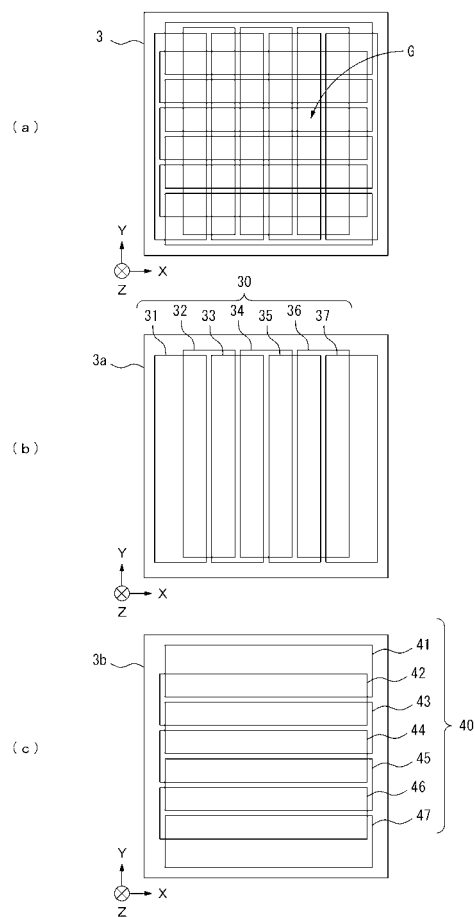
#### 【0062】

1…カプセル型内視鏡用位置認識装置、2…装置本体、3…コイルアレイ、3a…第1コイル群、3b…第2コイル群、20…磁界制御部（磁界制御手段）、21…測定値取得部（測定値取得手段）、22…グリッド特定部（グリッド特定手段）、23…姿勢検出部（姿勢検出手段）、24…位置検出部（位置検出手段）。

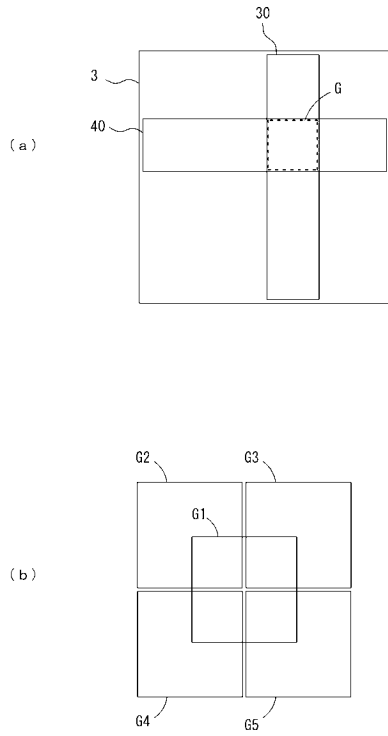
【図1】



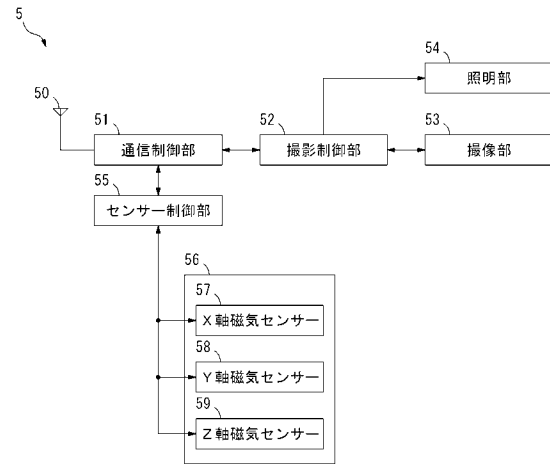
【図2】



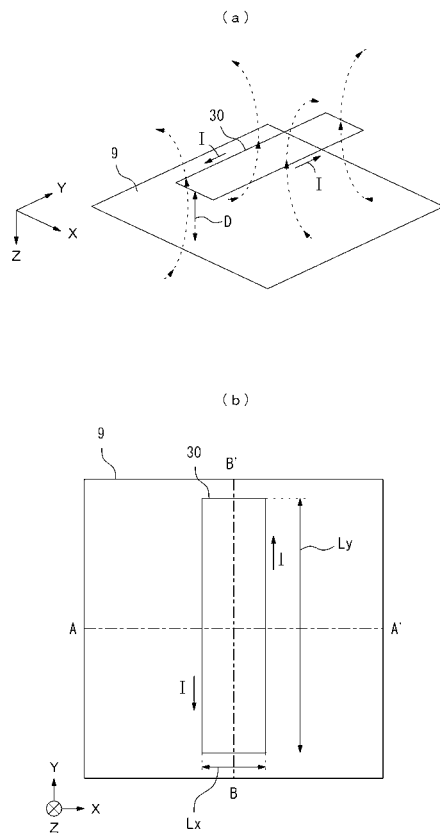
【図 3】



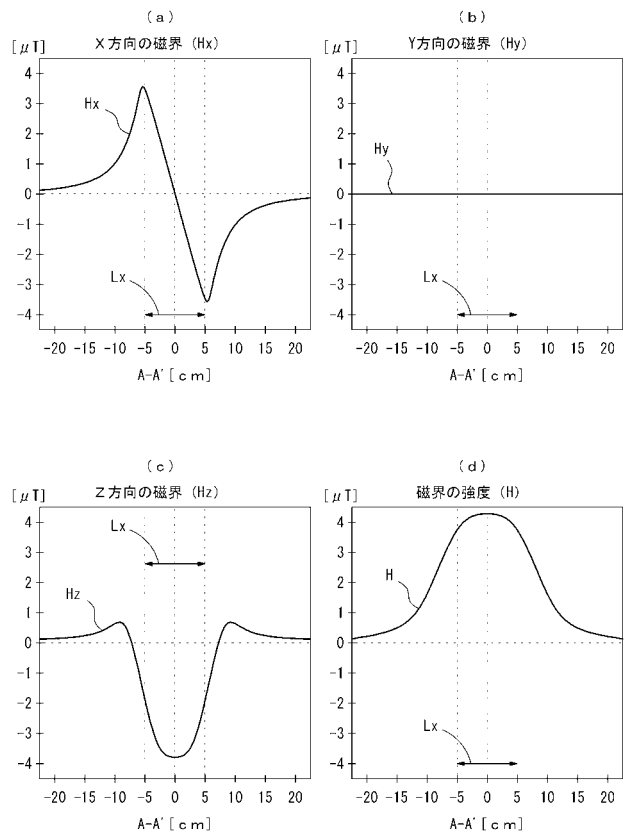
【図 4】



【図 5】

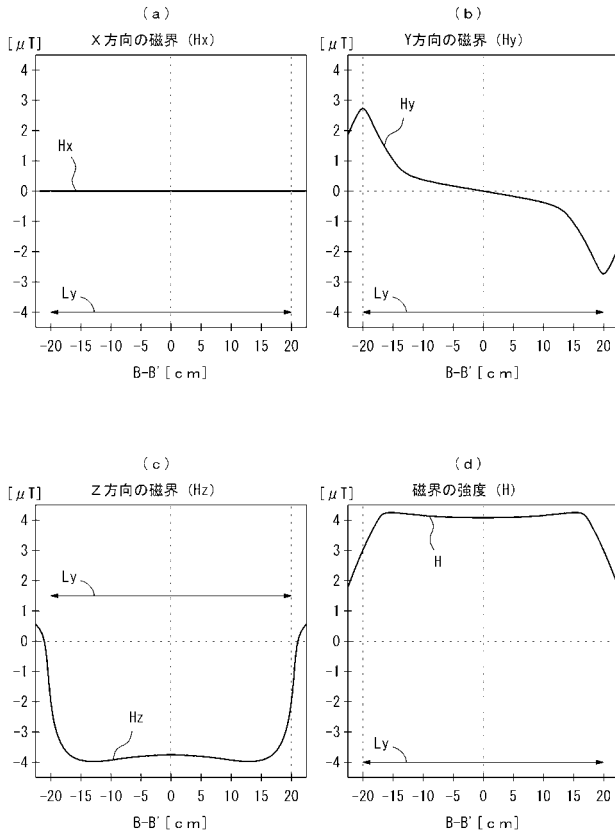


【図 6】

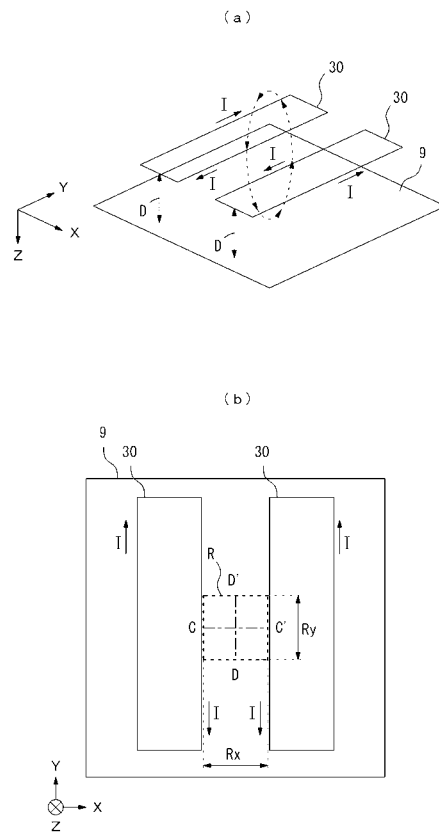




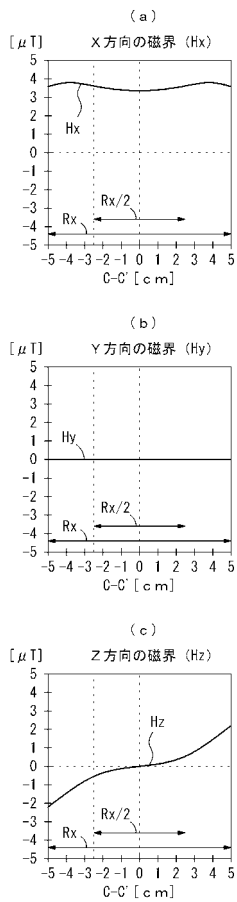
【図 7】



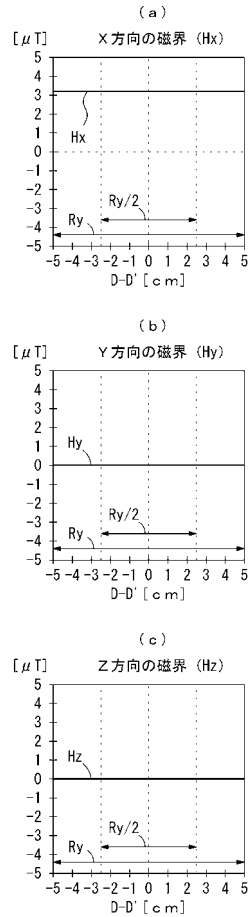
【図 8】



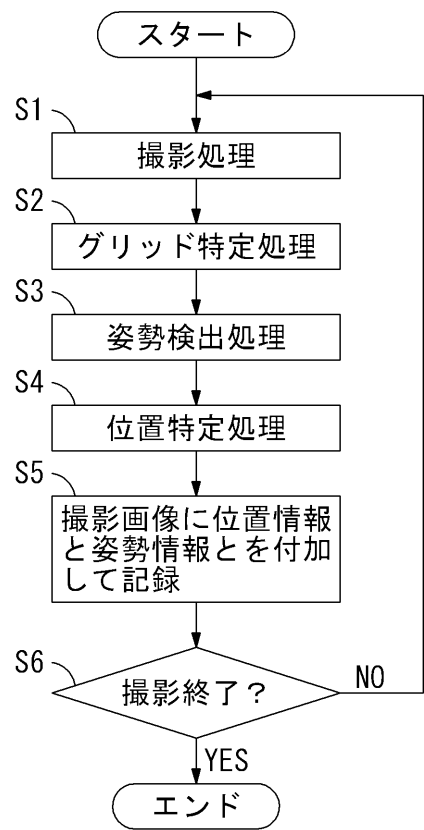
【図 9】



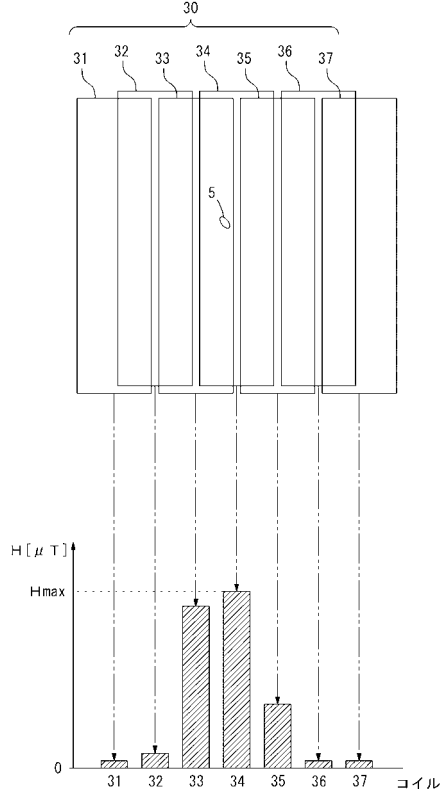
【図 10】



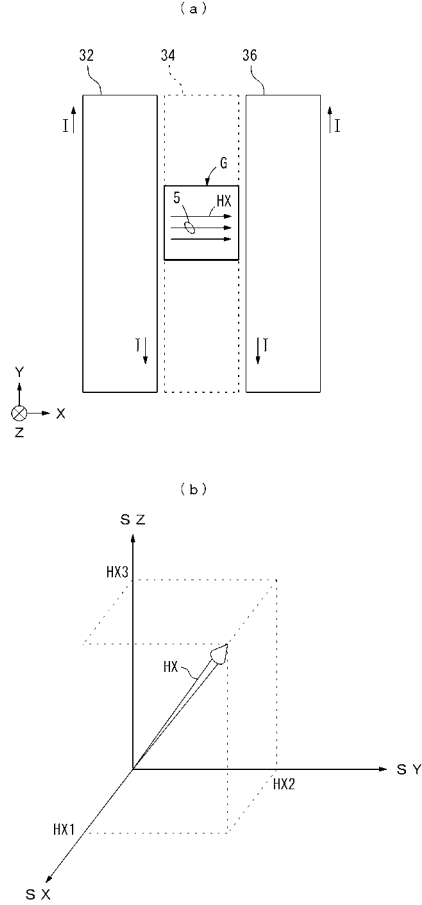
【図 1 1】



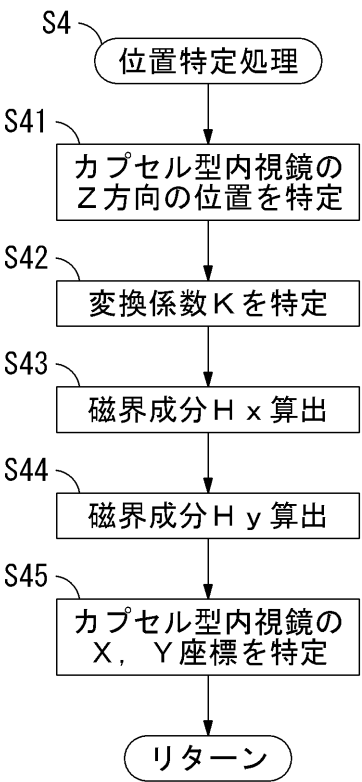
【図 1 2】



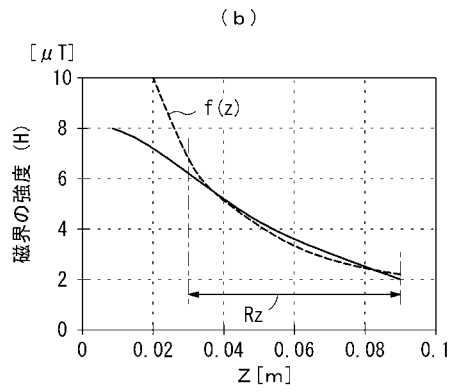
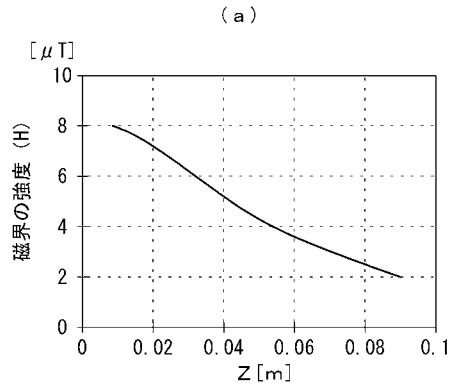
【図 1 3】



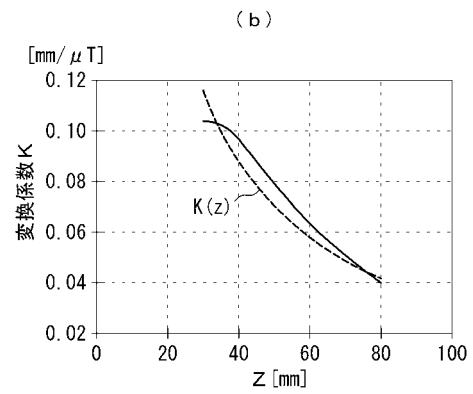
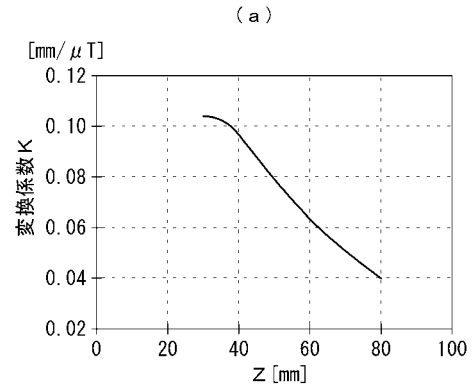
【図 1 4】



【図 15】



【図 16】



|                |                                                                   |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 胶囊内窥镜的位置识别器                                                       |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2014166306A</a>                                     | 公开(公告)日 | 2014-09-11 |
| 申请号            | JP2013229925                                                      | 申请日     | 2013-11-06 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 雅马哈株式会社                                                           |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 雅马哈公司                                                             |         |            |
| [标]发明人         | 佐藤秀樹                                                              |         |            |
| 发明人            | 佐藤 秀樹                                                             |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 A61B5/07                                                 |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.610      |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C038/CC03 4C038/CC07 4C038/CC09 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/HH55 |         |            |
| 优先权            | 2013015137 2013-01-30 JP                                          |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                         |         |            |

# 摘要(译)

解决的问题：在不增加装置尺寸的同时，抑制功耗地识别被施用到生物体内的胶囊型内窥镜的位置。解决方案：用于胶囊型内窥镜的位置识别装置1检测生物体内的位置。具有磁传感器的胶囊型内窥镜的示意图。该位置识别装置包括：线圈阵列3，其通过二维地布置多个线圈而形成多个栅格；以及线圈阵列3。磁场控制部20，通过使线圈阵列3配置在接近被管理了胶囊型内窥镜5的生物的附近，使多个线圈中的所选择的线圈中的电流流通，从而在生物体内产生磁场。测量值获取单元21，用于从胶囊型内窥镜5获取由磁传感器测量的磁场的测量值；网格确定部22基于由测量值获取部21获取的测量值，从线圈阵列3的多个网格中确定胶囊型内窥镜5位于生物体内的网格。

