

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/087735

発行日 平成29年3月16日(2017.3.16)

(43) 国際公開日 平成27年6月18日(2015.6.18)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B	1/00	3 2 0 Z
1/00	(2006.01)	4 C 1 6 1
	A 6 1 B	1/00
	3 2 0 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

出願番号 特願2015-528118 (P2015-528118)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2014/081781
(22) 国際出願日 平成26年12月1日(2014.12.1)
(11) 特許番号 特許第5797362号 (P5797362)
(45) 特許公報発行日 平成27年10月21日(2015.10.21)
(31) 優先権主張番号 特願2013-255445 (P2013-255445)
(32) 優先日 平成25年12月10日(2013.12.10)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

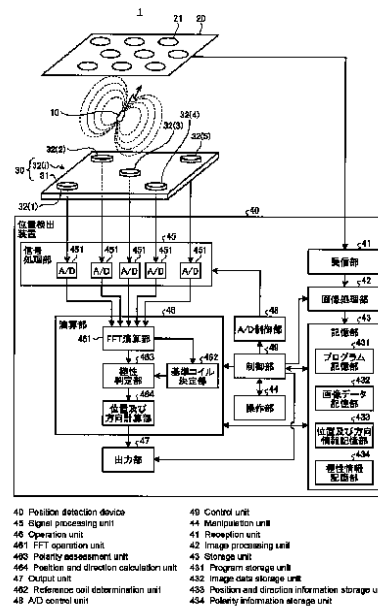
(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都八王子市石川町2951番地
(74) 代理人 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 飯田 隆広
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内
(72) 発明者 木村 敦志
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内
(72) 発明者 千葉 淳
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 位置検出システム

(57) 【要約】

カプセル型医療装置の構成を複雑にすることなく、セ
ンスコイルの極性を判定することができる位置検出シ
ステムを提供する。位置検出システムは、マーカコイル
から発生した交流磁界を検出して検出信号を出力する複数
のセンスコイル32(i)と、該複数のセンスコイル32(i)
からそれぞれ出力された複数の検出信号に基づ
いて、カプセル型内視鏡10の位置を算出する演算部46
とを備え、該演算部46は、複数の検出信号に基づ
いて算出された、複数のセンスコイル32(i)がそれぞ
れ検出した交流磁界の振幅値に基づいて、複数のセ
ンスコイル32(i)のうち、振幅値が最大のセンスコ
イルを基準コイルとして決定する基準コイル決定部462
と、基準コイルが出力した第1の検出信号と、該基準コ
イル以外の各センスコイル32(i)が出力した第2の検
出信号とに基づいて、各センスコイル32(i)の極性
を判定する極性判定部463とを有する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

共振回路の一部をなし、電流が流れることにより交流磁界を発生するコイルと、該コイルに電源を供給する電源部とがカプセル型の筐体内部に設けられたカプセル型医療装置の位置を検出する位置検出システムにおいて、

前記コイルから発生した交流磁界を検出して検出信号を出力する複数のセンスコイルと、

前記複数のセンスコイルからそれぞれ出力された複数の検出信号に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を算出する演算部と、
を備え、

10

前記演算部は、

前記複数の検出信号に基づいて算出された、前記複数のセンスコイルがそれぞれ検出した前記交流磁界の振幅値に基づいて、前記複数のセンスコイルのうち、前記振幅値が最大のセンスコイルを基準コイルとして決定する基準コイル決定部と、

前記基準コイルが出力した第 1 の検出信号と、該基準コイル以外の各センスコイルが出力した第 2 の検出信号とに基づいて、前記各センスコイルの極性を判定する極性判定部と、

を有することを特徴とする位置検出システム。

【請求項 2】

前記極性判定部は、前記第 1 の検出信号の位相と前記第 2 の検出信号の位相との比較結果に基づいて前記極性を判定することを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出システム。

20

【請求項 3】

前記極性判定部は、

前記第 1 の検出信号と前記第 2 の検出信号との位相差が $|\pi/2|$ 以下である場合、判定対象のセンスコイルの極性は前記基準コイルの極性と同じであると判定し、

前記第 1 の検出信号と前記第 2 の検出信号との位相差が $|\pi/2|$ より大きい場合、判定対象のセンスコイルの極性は前記基準コイルの極性と反対であると判定する、
ことを特徴とする請求項 2 に記載の位置検出システム。

【請求項 4】

前記演算部は、前記カプセル型医療装置の位置を算出する処理を所定の周期で実行し、

30

前記極性判定部は、前記基準コイルとして決定されたセンスコイルの極性を、前回極性判定を行った際の当該センスコイルに対する判定結果と同じ極性に設定することを特徴とする請求項 3 に記載の位置検出システム。

【請求項 5】

前記極性判定部は、前回極性判定を行った際の当該センスコイルに対する判定結果が得られなかった場合、前記基準コイルとして決定されたセンスコイルの極性を正に設定することを特徴とする請求項 3 に記載の位置検出システム。

【請求項 6】

前記演算部は、前記基準コイルによる前記交流磁界の検出タイミングと前記各センスコイルによる前記交流磁界の検出動作のタイミングとの差により発生する前記第 1 の検出信号と前記第 2 の検出信号との位相差を補正する位相補正部をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出システム。

40

【請求項 7】

前記位相補正部は、前記交流磁界の周波数、及び、前記基準コイルによる前記交流磁界の検出動作のタイミングと前記各センスコイルによる前記交流磁界の検出動作のタイミングとの間隔に基づいて前記位相差を補正することを特徴とする請求項 6 に記載の位置検出システム。

【請求項 8】

前記位相補正部は、前記各センスコイルの極性が既知である位置に前記カプセル型医療装置を配置した際に前記各センスコイルが検出した前記交流磁界の検出値に基づいて前記

50

位相差を補正することを特徴とする請求項 6 に記載の位置検出システム。

【請求項 9】

前記複数のセンスコイルのうち、前記交流磁界を検出させるセンスコイルを切り替えるセンスコイル切替部をさらに備え、

前記位相補正部は、前記センスコイル切替部による前記複数のセンスコイルの切替順序に応じて前記位相差を補正することを特徴とする請求項 6 に記載の位置検出システム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に導入されたカプセル型医療装置の位置を検出する位置検出システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、被検体内に導入されて被検体内に関する種々の情報を取得する、或いは、被検体内に薬剤等を投与するといったカプセル型医療装置が開発されている。一例として、内視鏡の分野においては、被検体の消化管内（管腔内）に導入可能な大きさに形成されたカプセル型内視鏡が知られている。カプセル型内視鏡は、カプセル形状をなす筐体の内部に撮像機能及び無線通信機能を備えたものであり、被検体に嚥下された後、蠕動運動等によって消化管内を移動しながら撮像を行い、被検体の臓器内部の画像（以下、体内画像ともいう）の画像データを順次、無線送信する。無線送信された画像データは、被検体外に設けられた受信装置によって受信され、さらに、ワークステーション等の画像処理装置に取り込まれて所定の画像処理が施される。それにより、画像処理装置において、被検体の体内画像を静止画又は動画により再生表示することができる。

20

【0003】

また、このような体内画像に写った被検体の部分を特定するため、被検体内におけるカプセル型医療装置の位置や姿勢を検出する位置検出システムが開発されている（特許文献 1 及び 2 参照）。例えば特許文献 1 には、交流磁界を発生するコイル（マーカコイル）をカプセル型医療装置内に設け、マーカコイルから発生した交流磁界を被検体外に設けられた磁界検出用の複数のコイル（以下、センスコイルという）によって検出し、検出した交流磁界の強度に基づいてカプセル型医療装置の位置を推定する技術が開示されている。

30

【0004】

ところで、このような位置検出システムにおいてカプセル型医療装置の検出精度を高めるためには、センスコイルに対する交流磁界の入射方向、即ち、センスコイルの極性を判定する必要がある。従来はこの極性判定を、マーカコイルからの磁界の発生と同期してセンスコイルにより磁界を検出し、発生磁界と検出磁界との位相差に基づいて行っていた。例えば、発生磁界と検出磁界との位相が一致する場合には極性はプラス、発生磁界と検出磁界との位相が π （180°）ずれる場合には極性はマイナスと判定される。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】国際公開第 2007/064013 号

【特許文献 2】特開 2008-275395 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、カプセル型医療装置は被検体内に導入されて用いられるため、磁界の発生と検出とをワイヤレスで同期させるためには、マーカコイルが発生する交流磁界の位相

50

情報を、カプセル型医療装置から無線等により別途送信する必要があり、カプセル型医療装置の構成が複雑になってしまう。

【0007】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、カプセル型医療装置の構成を複雑にすることなく、センスコイルの極性を判定することができる位置検出システム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】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る位置検出システムは、共振回路の一部をなし、電流が流れることにより交流磁界を発生するコイルと、該コイルに電源を供給する電源部とがカプセル型の筐体内部に設けられたカプセル型医療装置の位置を検出する位置検出システムにおいて、前記コイルから発生した交流磁界を検出して検出信号を出力する複数のセンスコイルと、前記複数のセンスコイルからそれぞれ出力された複数の検出信号に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を算出する演算部と、を備え、前記演算部は、前記複数の検出信号に基づいて算出された、前記複数のセンスコイルがそれぞれ検出した前記交流磁界の振幅値に基づいて、前記複数のセンスコイルのうち、前記振幅値が最大のセンスコイルを基準コイルとして決定する基準コイル決定部と、前記基準コイルが出力した第1の検出信号と、該基準コイル以外の各センスコイルが出力した第2の検出信号とに基づいて、前記各センスコイルの極性を判定する極性判定部と、を有することを特徴とする。

【0009】

上記位置検出システムにおいて、前記極性判定部は、前記第1の検出信号の位相と前記第2の検出信号の位相との比較結果に基づいて前記極性を判定することを特徴とする。

【0010】

上記位置検出システムにおいて、前記極性判定部は、前記第1の検出信号と前記第2の検出信号との位相差が $|\pi/2|$ 以下である場合、判定対象のセンスコイルの極性は前記基準コイルの極性と同じであると判定し、前記第1の検出信号と前記第2の検出信号との位相差が $|\pi/2|$ より大きい場合、判定対象のセンスコイルの極性は前記基準コイルの極性と反対であると判定する、ことを特徴とする。

【0011】

上記位置検出システムにおいて、前記演算部は、前記カプセル型医療装置の位置を算出する処理を所定の周期で実行し、前記極性判定部は、前記基準コイルとして決定されたセンスコイルの極性を、前回極性判定を行った際の当該センスコイルに対する判定結果と同じ極性に設定することを特徴とする。

【0012】

上記位置検出システムにおいて、前記極性判定部は、前回極性判定を行った際の当該センスコイルに対する判定結果が得られなかった場合、前記基準コイルとして決定されたセンスコイルの極性を正に設定することを特徴とする。

【0013】

上記位置検出システムにおいて、前記演算部は、前記基準コイルによる前記交流磁界の検出タイミングと前記各センスコイルによる前記交流磁界の検出動作のタイミングとの差により発生する前記第1の検出信号と前記第2の検出信号との位相差を補正する位相補正部をさらに有することを特徴とする。

【0014】

上記位置検出システムにおいて、前記位相補正部は、前記交流磁界の周波数、及び、前記基準コイルによる前記交流磁界の検出動作のタイミングと前記各センスコイルによる前記交流磁界の検出動作のタイミングとの間隔に基づいて前記位相差を補正することを特徴とする。

【0015】

上記位置検出システムにおいて、前記位相補正部は、前記各センスコイルの極性が既知

である位置に前記カプセル型医療装置を配置した際に前記各センスコイルが検出した前記交流磁界の検出値に基づいて前記位相差を補正することを特徴とする。

【0016】

上記位置検出システムは、前記複数のセンスコイルのうち、前記交流磁界を検出させるセンスコイルを切り替えるセンスコイル切替部をさらに備え、前記位相補正部は、前記センスコイル切替部による前記複数のセンスコイルの切替順序に応じて前記位相差を補正することを特徴とする。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、基準コイルが出力した検出信号と各センスコイルが出力した検出信号とに基づいて、各センスコイルの極性を判定するので、マーカコイルが発生した磁界との同期を取る必要がなくなり、カプセル型医療装置の構成を複雑にすることなく、センスコイルの極性判定を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る位置検出システムの一構成例を示す模式図である。

【図2】図2は、図1に示すカプセル型内視鏡の内部構造の一例を示す模式図である。

【図3】図3は、図1に示す位置検出システムの動作を示すフローチャートである。

【図4】図4は、FFT演算により算出された検出値を虚数空間においてベクトルで表示した模式図である。

【図5】図5は、図3に示すセンスコイルの極性判定処理を示すフローチャートである。

【図6】図6は、本発明の実施の形態2に係る位置検出システムの一構成例を示す模式図である。

【図7】図7は、センスコイルから時分割で検出信号を取り込む場合に検出信号間に生じる位相のずれを示す模式図である。

【図8】図8は、実施の形態2におけるセンスコイルの極性判定処理を示すフローチャートである。

【図9】図9は、本発明の実施の形態3に係る位置検出システムの一構成例を示す模式図である。

【図10】図10は、複数のセンスコイルから出力された検出信号間に生じる位相のずれを示す模式図である。

【図11】図11は、位相差の算出方法を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下に、本発明の実施の形態に係る位置検出システムについて、図面を参照しながら説明する。なお、以下の説明においては、本実施の形態に係る位置検出システムが検出対象とするカプセル型医療装置の一形態として、被検体内に経口にて導入されて被検体内（管腔内）を撮像するカプセル型内視鏡を例示するが、この実施の形態によって本発明が限定されるものではない。即ち、本発明は、例えば被検体の食道から肛門にかけて管腔内を移動するカプセル型内視鏡や、被検体内に薬剤等を配送するカプセル型医療装置や、被検体内のPHを測定するPHセンサを備えるカプセル型医療装置など、カプセル型をなす種々の医療装置の位置検出に適用することが可能である。

【0020】

また、以下の説明において、各図は本発明の内容を理解でき得る程度に形状、大きさ、及び位置関係を概略的に示してあるに過ぎない。従って、本発明は各図で例示された形状、大きさ、及び位置関係のみに限定されるものではない。なお、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。

【0021】

（実施の形態1）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る位置検出システムの一構成例を示す模式図である。図 1 に示すように、実施の形態 1 に係る位置検出システム 1 は、被検体の管腔内に導入されるカプセル型医療装置の一例として、被検体内を撮像することにより取得した画像データを無線信号に重畳して送信するカプセル型内視鏡 10 と、カプセル型内視鏡 10 から送信された無線信号を受信するアンテナユニット 20 と、カプセル型内視鏡 10 から発生した交流磁界を検出する磁界検出部 30 と、カプセル型内視鏡 10 から送信された無線信号に基づいて被検体内の画像を生成すると共に、磁界検出部 30 により検出された交流磁界に基づいてカプセル型内視鏡 10 の位置を検出する位置検出装置 40 とを備える。

【0022】

図 2 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡 10 の内部構造の一例を示す模式図である。図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 10 は、被検体の管腔内に導入し易い大きさに形成されたカプセル型をなす筐体 101 と、該筐体 101 内に収納され、被検体内を撮像して撮像信号を取得する撮像ユニット 11 と、撮像ユニット 11 を含むカプセル型内視鏡 10 の各部の動作を制御すると共に、撮像ユニット 11 により取得された撮像信号に対して所定の信号処理を施す制御部 12 と、信号処理が施された撮像信号を無線送信する送信部 13 と、当該カプセル型内視鏡 10 の位置検出用の交流磁界を発生する磁界発生部 14 と、カプセル型内視鏡 10 の各部に電力を供給する電源部 15 とを備える。

【0023】

筐体 101 は、被検体の臓器内部に導入可能な大きさに形成された外装ケースであり、円筒状をなす筒状筐体 102 とドーム形状をなすドーム状筐体 103、104 とを含み、筒状筐体 102 の両側開口端をドーム状筐体 103、104 で塞ぐことによって構成される。筒状筐体 102 は、可視光に対して略不透明な有色の部材によって形成されている。また、ドーム状筐体 103、104 の少なくとも一方（図 2 においては撮像ユニット 11 側であるドーム状筐体 103）は、可視光等の所定波長帯域の光に対して透明な光学部材によって形成されている。なお、図 2 においては、一方のドーム状筐体 103 側にのみ撮像ユニット 11 を 1 つ設けているが、撮像ユニット 11 を 2 つ設けても良く、この場合、ドーム状筐体 104 も透明な光学部材によって形成される。このような筐体 101 は、撮像ユニット 11 と、制御部 12 と、送信部 13 と、磁界発生部 14 と、電源部 15 とを液密に内包する。

【0024】

撮像ユニット 11 は、被検体に関する情報として撮像信号を取得する情報取得手段であり、LED 等の発光素子及び該発光素子を駆動する駆動回路（図示せず）を含む照明部 111 と、集光レンズ等の光学系 112 と、CMOS イメージセンサ又は CCD 等の撮像素子及び該撮像素子を駆動する駆動回路（図示せず）を含む撮像部 113 とを有する。照明部 111 は、撮像部 113 の撮像視野に白色光等の照明光を照射し、ドーム状筐体 103 を介して撮像視野 v 内の被検体を照明する。光学系 112 は、その光軸 L_a が筐体 101 の長軸と一致するように配置され、撮像視野 v 内の被検体からの反射光を集光し、撮像部 113 の撮像面に結像させる。撮像部 113 は、撮像面に結像された被検体の像を表す光信号を光電変換処理することにより、撮像信号を生成する。

【0025】

なお、撮像ユニット 11 を 2 つ設ける場合には、2 つ配置される光学系 112 の両方の光軸 L_a が筐体 101 の長軸と一致するように、撮像ユニット 11 を筐体 101 の両端のドーム状筐体 103 側及びドーム状筐体 104 側にそれぞれ配置する。

【0026】

制御部 12 は、所定の周期（撮像フレームレート）で撮像部 113 を動作させると共に、撮像フレームレートと同期して、照明部 111 を発光させる。また、制御部 12 は、撮像ユニット 11 が生成した撮像信号に対し、A/D 変換や、その他所定の信号処理を施して画像データを生成する。さらに、制御部 12 は、電源部 15 から磁界発生部 14 に電力を供給させることにより、磁界発生部 14 から交流磁界を発生させる。

【0027】

送信部 13 は、図示しない送信アンテナを備え、制御部 12 によって信号処理が施された画像データ及び関連情報を取得して変調処理を施し、送信アンテナを介して外部に順次無線送信する。

【0028】

磁界発生部 14 は、コイルや、コイル及びコンデンサからなる共振回路で構成される。磁界発生部 14 は、例えば、電流が流れることにより磁界を発生するマーカコイル 141 と、該マーカコイル 141 と共に共振回路を形成するコンデンサ 142 とを含み、電源部 15 からの電力供給を受けて所定の周波数の交流磁界を発生する構成とすることができる。

【0029】

電源部 15 は、例えばボタン型をなす電池と磁気スイッチ等のスイッチ部とによって構成される。即ち、電源部 15 は、外部から印加された磁界によって磁気スイッチを切り替えることにより自身のオンオフ状態を切り替え、オン状態の間、カプセル型内視鏡 10 の各部に電源を供給する。また、電源部 15 は、オフ状態の間、カプセル型内視鏡 10 の各部への電力供給を停止する。

【0030】

再び図 1 を参照すると、アンテナユニット 20 は、カプセル型内視鏡 10 から送信された無線信号を受信する複数の受信アンテナ 21 を有する。これらの受信アンテナ 21 は、カプセル型内視鏡 10 による検査を行う際、被検体の体表に貼り付けて用いられる。

【0031】

磁界検出部 30 は、平面状のベース 31 と、該ベース 31 の主面上に配置された複数（図 1 においては 5 個）のセンスコイル 32 (i) とを有する。ここで、符号 i はセンスコイル 32 (i) の識別番号を表し、図 1 の場合、 $i = 1 \sim 5$ である。各センスコイル 32 (i) は、例えば、開口径が 30 ~ 40 mm 程度、高さが 5 mm 程度のサイズを有する筒型コイルであり、カプセル型内視鏡 10 から発生した交流磁界を受信して電圧信号に変換し、検出信号として出力する。

【0032】

このような磁界検出部 30 は、カプセル型内視鏡 10 による検査中、被検体の近傍に配置される。例えば、被検体がベッド等に横たわった状態で検査が行われる場合、磁界検出部 30 は、該ベッドの下方に、ベース 31 の主面が被検体の載置面と平行になるように配置される。

【0033】

図 1 に示すように、位置検出装置 40 は、カプセル型内視鏡 10 から送信された無線信号を、アンテナユニット 20 を介して受信する受信部 41 と、無線信号に重畳された画像データに基づいて被検体内の画像を生成する画像処理部 42 と、被検体の画像を表す画像データ等の各種情報を記憶する記憶部 43 と、当該位置検出装置 40 に対する命令や情報を入力する際に用いられる操作部 44 と、磁界検出部 30 により検出された交流磁界を表す信号に対して信号処理を施す信号処理部 45 と、磁界検出部 30 により検出された交流磁界に基づいてカプセル型内視鏡 10 の位置及び方向を算出する演算部 46 と、演算部 46 による演算結果等の各種情報を出力する出力部 47 と、信号処理部 45 を制御する A/D 制御部 48 と、これらの各部の動作を制御する制御部 49 とを備える。

【0034】

受信部 41 は、アンテナユニット 20 から無線信号を取り込み、受信アンテナ 21 のうち、無線信号に対して適切なアンテナ、例えば最も受信強度の高い受信アンテナ 21 を選択し、選択した受信アンテナ 21 を介して受信された無線信号に対して復調処理等を施すことにより、画像データ及び関連情報を取得する。

【0035】

なお、本実施の形態 1 においては、構成を簡略化するために、カプセル型内視鏡 10 から送信された無線信号の受信機能を位置検出装置 40 に含めているが、無線信号の受信機能は必ずしも位置検出装置 40 と一体化させる必要はない。

10

20

30

40

50

【0036】

画像処理部42は、受信部41から入力された画像データに対してホワイトバランス処理、デモザイキング、ガンマ変換、平滑化（ノイズ除去等）等の所定の画像処理を施すことにより、表示用の画像データを生成する。

【0037】

記憶部43は、例えば、フラッシュメモリ又はハードディスク等の書き換え可能に情報を保存する記憶媒体及び読取書込装置を用いて構成される。記憶部43は、制御部49が位置検出装置40の各部を制御するための各種プログラムや各種パラメータを記憶するプログラム記憶部431と、画像処理部42により生成された画像データ及び関連情報を記憶する画像データ記憶部432と、カプセル型内視鏡10の位置及び方向の算出結果を記憶する位置及び方向情報記憶部433と、カプセル型内視鏡10の位置及び方向が算出された際の各センスコイル32(i)の極性（各センスコイル32(i)への交流磁界の入射方向）を記憶する極性情報記憶部434とを含む。

10

【0038】

操作部44は、各種ボタン、スイッチ、キーボード等の入力デバイスや、マウス、タッチパネル等のポインティングデバイスや、ジョイスティック等によって構成され、ユーザによる入力操作に応じて、各種情報を制御部49に入力する。操作部44により入力される情報として、例えば、カプセル型内視鏡10をユーザ所望の位置及び姿勢に誘導するための情報（以下、誘導指示情報という）が挙げられる。

【0039】

信号処理部45は、複数のセンスコイル32(i)から出力された電圧信号をそれぞれ取り込む複数のA/D変換部(A/D)451を有する。各A/D変換部451は、対応するセンスコイル32(i)から取り込んだアナログの電圧信号にA/D変換処理を施し、磁界の検出データとして出力する。

20

【0040】

演算部46は、例えばCPU等のハードウェアを用いて構成され、記憶部43から演算プログラムを読み出し、信号処理部45から出力された磁界の検出データに基づいて、カプセル型内視鏡10の位置を表す情報（位置情報）を算出する。より詳細には、演算部46は、FFT演算部461と、基準コイル決定部462と、極性判定部463と、位置及び方向計算部464とを有する。

30

【0041】

FFT演算部461は、位置検出装置40側のクロック位相に基づいて、A/D変換部451から出力された検出データに高速フーリエ変換処理（以下、FFT処理という）を施すことにより、交流磁界の振幅値や位相等の磁界情報を抽出する。

【0042】

基準コイル決定部462は、複数のセンスコイル32(i)のうち、検出した磁界の振幅値が最大のセンスコイル32(i)を基準コイルとして決定する。

【0043】

極性判定部463は、各A/D変換部451から出力された検出データに対するFFT演算結果と、基準コイルに対応するA/D変換部451から出力された検出データに対するFFT演算結果とに基づいて、各センスコイル32(i)の極性（交流磁界の入射方向）を判定し、その判定結果を記憶部43に記憶させる。

40

【0044】

位置及び方向計算部464は、各センスコイル32(i)が検出した磁界の振幅値と、各センスコイル32(i)の極性と、各センスコイル32(i)の位置及び方向に基づいて、マーカコイル141、即ち、カプセル型内視鏡10の位置及び方向を算出する。

【0045】

出力部47は、液晶や有機EL等の各種ディスプレイを含み、位置及び方向計算部464によるカプセル型内視鏡10の位置及び方向の算出結果や、画像処理部42により生成された被検体内の画像や、操作部44から入力された各種情報等を画面表示する。

50

【0046】

A/D制御部48は、複数のA/D変換部451を互いに同期して動作させる制御信号（A/D変換トリガー）を、所定の周期で出力する。これより、複数のA/D変換部451は、互いに同じタイミングで、対応するセンスコイル32（i）から検出信号を所定の周期で取り込み、A/D変換処理を施す。

【0047】

制御部49は、例えばCPU等のハードウェアを用いて構成され、記憶部43からプログラムを読み出し、位置検出装置40を構成する各部に対する指示やデータの転送等を行って位置検出装置40の動作を統括的に制御する。

【0048】

次に、位置検出システム1の動作を説明する。図3は、位置検出システム1の動作を示すフローチャートである。カプセル型内視鏡10による検査を行う際には、まず、カプセル型内視鏡10の電源をオンにする。それにより、撮像部113が撮像動作を開始すると共に、磁界発生部14が駆動され、マーカコイル141から所定の駆動周波数を有する交流磁界が発生する（ステップS10）。このカプセル型内視鏡10を被検体内に導入すると、カプセル型内視鏡10は蠕動運動により管腔内を移動しつつ撮像を行い、画像データを無線送信する。

【0049】

続くステップS11において、各センスコイル32（i）は、マーカコイル141から発生した交流磁界を検出し、電圧信号に変換する。

【0050】

ステップS12において、A/D制御部48は、複数のA/D変換部451を互いに同期して動作させるためのA/D変換トリガーを発生する。

【0051】

ステップS13において、各A/D変換部451は、A/D変換トリガーが入力されたタイミングで、接続されたセンスコイル32（i）から電圧信号を取り込み、該電圧信号にA/D変換を施して磁界の検出データとして出力する。

【0052】

ステップS14において、FFT演算部461は、各A/D変換部451から一定期間に磁界の検出データとして出力された電圧の検出値に対してFFT演算を行い、演算結果（検出値の実部及び虚部）と、電圧の振幅値（絶対値）とを出力する。FFT演算結果として表される検出値 $V(i)$ を $V(i) = x_{\text{meas}(i)} + jy_{\text{meas}(i)}$ とすると、振幅値 $V_{\text{abs}(i)}$ は、次式（1）によって与えられる。ここで、符号 $x_{\text{meas}(i)}$ は検出値 $V(i)$ の実部、符号 $y_{\text{meas}(i)}$ は検出値 $V(i)$ の虚部、符号 j は虚数単位をそれぞれ表す。

【数1】

$$V_{\text{abs}(i)} = \sqrt{x_{\text{meas}(i)}^2 + y_{\text{meas}(i)}^2} \quad \cdots (1)$$

【0053】

ステップS15において、基準コイル決定部462は、FFT演算部461の演算結果に基づき、複数のセンスコイル32（i）のうち、振幅値 $V_{\text{abs}(i)}$ が最大のセンスコイルを基準コイルに設定する。

【0054】

図4は、FFT演算により算出された検出値 $V(i)$ （ $i = 1 \sim 5$ ）を虚数空間においてベクトルで表示した模式図である。なお、図4においては、一例として、検出値 $V(1)$ の振幅値 $V_{\text{abs}(1)}$ を最大としている。この場合、図1に示すセンスコイル32（1）が基準コイルに設定される。以下、基準コイルとして設定されたセンスコイル32（i）の検出値を検出値 $V_{\text{max}} = x_{\text{max}} + jy_{\text{max}}$ と示す。

【0055】

続いて、極性判定部463は、基準コイルの極性を設定する。この際、極性判定部46

10

20

30

40

50

3は、カプセル型内視鏡10の位置検出が、今回の検査において初回である場合（ステップS16：Yes）、基準コイルの極性を正に設定する（ステップS17）。なお、カプセル型内視鏡10の位置検出が初回でない場合であっても、基準コイルとして設定されたセンスコイル32（i）に対する前回の極性判定結果が得られなかった場合（極性情報記憶部434に記憶されていなかった場合）には、基準コイルの極性は正に設定される。

【0056】

一方、極性判定部463は、カプセル型内視鏡10の位置検出が、今回の検査において初回ではない場合（ステップS16：No）、基準コイルとして設定されたセンスコイル32（i）に対する前回の極性判定結果を記憶部43から取得し、取得した極性判定結果を今回の基準コイルの極性に設定する（ステップS18）。例えば、図4の場合、センスコイル32（1）に対する前回の極性判定結果が、今回の基準コイルの極性に設定される。

10

【0057】

ステップS19において、極性判定部463は、FFT演算結果（検出値 $V(i)$ ）、検出電圧の振幅値 $V_{abs(i)}$ 、及び基準コイルの極性に基づいて、各センスコイル32（i）の極性を判定する。

【0058】

図5は、センスコイル32（i）の極性を判定する処理の詳細を示すフローチャートである。まず、ステップS191において、極性判定部463は、基準コイルの検出値 $V_{max} = x_{max} + jy_{max}$ と各センスコイル32（i）の検出値 $V(i) = x_{meas(i)} + jy_{meas(i)}$ との内積 $V_{max} \cdot V(i)$ を算出する。検出値 V_{max} に対する検出値 $V(i)$ の位相差（図4においては、検出値 V_{max} を表す基準となるベクトルと、検出値 $V(2)$ を表すベクトルとのなす角）を θ とすると、内積 $V_{max} \cdot V(i)$ は次式（2）によって与えられる。

20

$$V_{max} \cdot V(i) = |V_{max}| \cdot |V(i)| \cdot \cos \theta \quad \cdots (2)$$

【0059】

続いて、極性判定部463は、基準コイル以外の各センスコイル32（i）の検出値について、ループAの処理を実行する。

【0060】

ステップS192において、極性判定部463は、ステップS191において算出した内積 $V_{max} \cdot V(i)$ がゼロ又は正であるか否かを判定する。

30

【0061】

極性判定部463は、内積 $V_{max} \cdot V(i)$ がゼロ又は正である場合（ステップS192：Yes）、即ち、基準コイルの検出値 V_{max} の位相と、センスコイル32（i）の検出値 $V(i)$ との位相差 θ が $|\pi/2|$ 以下である場合、当該センスコイル32（i）の極性は、基準コイルの極性と同じであると判定する（ステップS193）。

【0062】

一方、極性判定部463は、内積 $V_{max} \cdot V(i)$ が負である場合（ステップS192：No）、即ち、基準コイルの検出値 V_{max} の位相と、センスコイル32（i）の検出値 $V(i)$ との位相差 θ が $|\pi/2|$ よりも大きい場合、当該センスコイル32（i）の極性は、基準コイルの極性と反対であると判定する（ステップS194）。

40

【0063】

例えば、基準コイルとして設定されたセンスコイル32（1）の極性を正とすると、図4の場合、検出値 V_{max} を表すベクトルと直交する線を境界Bとし、境界Bに対して検出値 V_{max} を表すベクトルに近い側のベクトル（検出値 $V(2)$ ）に対応するセンスコイル32（2）の極性は、基準コイルと同じ正であると判定される。また、境界Bに対して検出値 V_{max} を表すベクトルから遠い側のベクトル（検出値 $V(3) \sim V(5)$ ）に対応するセンスコイル32（3）～32（5）の極性は、基準コイルと反対の負であると判定される。その後、処理はメインルーチンに戻る。

【0064】

50

ステップ S 1 9 に続くステップ S 2 0 において、極性判定部 4 6 3 は、記憶部 4 3 に記憶された各センスコイル 3 2 (i) の極性判定結果を、ステップ S 1 9 における極性判定結果に更新する。

【 0 0 6 5 】

ステップ S 2 1 において、位置及び方向計算部 4 6 4 は、各センスコイル 3 2 (i) の極性、電圧の振幅値 $V_{abs(i)}$ 、ベース 3 1 上における位置及び開口の方向に基づいて、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び方向を算出する。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 2 2 において、演算部 4 6 は、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び方向の算出結果（以下、位置及び方向情報という）を出力する。制御部 4 9 は、出力された位置及び方向情報を、ステップ S 1 1 における交流磁界の検出と同じタイミングで受信部 4 1 に取り込まれた無線信号に基づく画像と関連付けて記憶部 4 3 に記憶させると共に、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び方向を出力部 4 7 に表示させる。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 2 3 において、制御部 4 9 は、カプセル型内視鏡 1 0 の位置検出を継続するか否かを判定する。この判定は、例えば、操作部 4 4 から検査を終了する旨の命令が入力されたか否か（当該命令が入力された場合には継続しない）、マーカコイルからの交流磁界が検出できるか否か（検出できない場合には継続しない）、又はカプセル型内視鏡 1 0 からの無線信号が受信できるか否か（受信できない場合には継続しない）によって判定することができる。

【 0 0 6 8 】

位置検出を継続する場合（ステップ S 2 3 : Y e s ）、位置検出システム 1 の動作はステップ S 1 1 に戻る。この場合、A / D 制御部 4 8 からの A / D 変換トリガーの出力周期で、ステップ S 1 1 ~ S 2 2 の処理が繰り返し実行される。

【 0 0 6 9 】

一方、位置検出を継続しない場合（ステップ S 2 3 : N o ）、位置検出システム 1 の動作は終了する。なお、マーカコイルからの交流磁界が検出できない場合や、カプセル型内視鏡 1 0 からの無線信号が受信できない場合には、一定時間待機した後で再度判定を行い、動作を終了することとしても良い。

【 0 0 7 0 】

以上説明したように、実施の形態 1 においては、複数のセンスコイル 3 2 (i) のうちから基準コイルを設定し、該基準コイルの極性と、基準コイルにより検出された交流磁界の検出信号とその他のセンスコイル 3 2 (i) により検出された交流磁界の検出信号との位相差に基づき、各センスコイル 3 2 (i) の極性を判定する。即ち、カプセル型内視鏡 1 0 に設けられたマーカコイル 1 4 1 による磁界発生と、各センスコイル 3 2 (i) による磁界検出との同期を取ることなく、極性判定を行うことができる。従って、カプセル型内視鏡 1 0 の構成を複雑にすることなく、各センスコイル 3 2 (i) の極性を判定し、該極性を用いて、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び方向を正確に検出することが可能となる。

【 0 0 7 1 】

（実施の形態 2）

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。

図 6 は、実施の形態 2 に係る位置検出システムの一構成例を示す模式図である。図 6 に示すように、実施の形態 2 に係る位置検出システム 2 は、図 1 に示す位置検出装置 4 0 の代わりに、位置検出装置 5 0 を備える。なお、位置検出装置 5 0 以外の位置検出システム 2 の各部の構成及び動作は、実施の形態 1 と同様である。

【 0 0 7 2 】

位置検出装置 5 0 は、受信部 4 1 と、画像処理部 4 2 と、操作部 4 4 と、出力部 4 7 と、制御部 4 9 と、信号処理部 5 1 と、切替制御部 5 2 と、A / D 制御部 5 3、記憶部 5 4、及び演算部 5 5 を備える。このうち、受信部 4 1、画像処理部 4 2、操作部 4 4、出力

部４７、及び制御部４９の動作は、実施の形態１と同様である。

【００７３】

信号処理部５１は、センスコイル切替部５１１及びＡ／Ｄ変換部（Ａ／Ｄ）５１２を有する。センスコイル切替部５１１は、複数のセンスコイル３２（ｉ）のうち、Ａ／Ｄ変換部５１２と接続させる１つ又は複数のセンスコイル３２（ｉ）を時分割で切り替える。

【００７４】

切替制御部５２は、センスコイル切替部５１１に対し、所定の順序且つ所定のタイミングでセンスコイル３２（ｉ）を切り替えるよう、切替制御信号を出力する。

【００７５】

Ａ／Ｄ制御部５３は、Ａ／Ｄ変換部５１２を動作させる制御信号（Ａ／Ｄ変換トリガー）を、所定の周期で出力する。

【００７６】

Ａ／Ｄ変換部５１２は、Ａ／Ｄ変換トリガーが出力されたタイミングで、接続されたセンスコイル３２（ｉ）から検出信号を取り込み、Ａ／Ｄ変換処理を施す。

【００７７】

記憶部５４は、図１に示す記憶部４３に対して位相差情報記憶部５４１をさらに備える。ここで、複数のセンスコイル３２（ｉ）からＡ／Ｄ変換部５１２に時分割で検出信号を取り込む場合、図７に示すように、検出信号間には検出タイミングの差に応じた位相のずれが発生する。この位相のずれは、センスコイル３２（ｉ）の切替順序及び切替間隔と交流磁界の周波数とから算出される既知の値である。位相差情報記憶部５４１は、このような各センスコイル３２（ｉ）における位相のずれを位相差情報として記憶する。

【００７８】

演算部５５は、図１に示す演算部４６に対して位相補正部５５１をさらに備える。位相補正部５５１は、位相差情報記憶部５４１から位相差情報を取得し、該位相差情報を用いて、ＦＦＴ演算部４６１により算出された各センスコイル３２（ｉ）の検出値 $V(i)$ の位相を補正する。

【００７９】

次に、位置検出システム２の動作について説明する。位置検出システム２の動作は全体として図３に示すものと同様であり、ステップＳ１３において複数のセンスコイル３２（ｉ）から時分割で検出信号を取得する点と、ステップＳ１９における各センスコイル３２（ｉ）の極性判定処理の内容とが実施の形態１とは異なる。

【００８０】

図８は、実施の形態２における各センスコイル３２（ｉ）の極性判定処理を示すフローチャートである。図８に示すステップＳ２９１において、位相補正部５５１は、位相差情報記憶部５４１に記憶された各センスコイル３２（ｉ）の位相差情報 $\Delta\theta_i$ を取得する。

【００８１】

続くステップＳ２９２において、位相補正部５５１は、ＦＦＴ演算部４６１から各センスコイルの検出値 $V(i)$ を取り込み、位相のずれを補正する。補正済みの検出値 $V(i)'$ の実部 $x_{corr(i)}$ 及び虚部 $y_{corr(i)}$ は、ベクトルの回転変換を表す次式（３）によって与えられる。

【数２】

$$V(i)' = \begin{pmatrix} x_{corr(i)} \\ y_{corr(i)} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \Delta\theta_i & -\sin \Delta\theta_i \\ \sin \Delta\theta_i & \cos \Delta\theta_i \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_{meas(i)} \\ y_{meas(i)} \end{pmatrix} \quad \dots(3)$$

【００８２】

続くステップＳ２９３において、極性判定部４６３は、基準コイルとして設定されたセンスコイル３２（ｉ）の補正済み検出値 V_{max}' と、その他のセンスコイル３２（ｉ）の補正済み検出値 $V(i)'$ との内積 $V_{max}' \cdot V(i)'$ を算出する。続くステップＳ１９２以降の動作は、実施の形態１と同様である。

【0083】

以上説明したように、実施の形態2によれば、複数のセンスコイル32(i)により時分割で交流磁界を検出し、FFT演算部461により順次演算を行うので、演算部55における演算処理の負荷を低減することができる。また、実施の形態2によれば、その際に、時分割による位相のずれを補正した上で、各センスコイル32(i)の極性を判定するので、該極性を正確に判定することが可能となる。

【0084】

なお、上記実施の形態2においては、センスコイル32(i)の切替順序に応じて、センスコイル32(i)ごとに検出値V(i)の補正を行ったが、複数のセンスコイル32(i)の検出値V(i)をまとめて補正しても良い。例えば、ベース31上に配置されたセンスコイル32(i)を複数系統(例えばオーディオ用のA/DコンバータにおけるLチャンネル及びRチャンネル)に分け、系統ごとにセンスコイル32(i)を交互に動作させる場合には、系統ごとに同一の位相差情報を予め算出して保持し、検出値V(i)の補正を系統ごと一括して行う。

【0085】

(実施の形態3)

次に、本発明の実施の形態3について説明する。

図9は、実施の形態3に係る位置検出システムの一構成例を示す模式図である。図9に示すように、実施の形態3に係る位置検出システム3は、図1に示す位置検出装置40の代わりに、位置検出装置60を備える。なお、位置検出装置60以外の位置検出システム3の各部の構成及び動作は、実施の形態1と同様である。

【0086】

位置検出装置60は、図1に示す記憶部43及び演算部46の代わりに、記憶部54及び演算部61を備える。記憶部54は、図1に示す記憶部43に対し、各センスコイル32(i)により検出される検出信号の位相のずれを表す位相差情報を記憶する位相差情報記憶部541をさらに備える。また、演算部61は、図1に示す演算部46に対し、位相差計算部611及び位相補正部612をさらに備える。

【0087】

ここで、図10に示すように、複数のセンスコイル32(i)(例えば、センスコイル32(1)及び32(3))によりそれぞれ検出される交流磁界の検出信号間では、センスコイル32(i)とカプセル型内視鏡10との距離d(i)に応じて位相のずれが生じることがある。また、センスコイル32(i)の個別の応答特性(個体差)によっても、検出信号間に位相のずれが生じることもある。さらには、A/D制御部48から各A/D変換部451にA/D変換トリガーを分配する際に、若干の同期ずれが生じ、それが検出信号間の位相のずれとして現れることもある。

【0088】

位相差計算部611は、このような種々の原因により生じる検出信号間の位相のずれを算出する。また、位相補正部612は、位相差計算部611により算出された位相差情報を用いて、FFT演算部461により算出された検出値V(i)の位相を補正する。なお、位相補正部612の詳細な動作は、実施の形態2における位相補正部551の動作と同様である(図8参照)。

【0089】

次に、位置検出システム3の動作を説明する。位置検出システム3の動作は、全体として図3及び図5に示すものと同様であり、ステップS19において、極性判定部463が、FFT演算部461の演算結果を位相補正部612により補正した検出値V(i)を用いる点が、実施の形態1とは異なる。

【0090】

次に、位相差計算部611による位相差の算出方法について説明する。図11は、位相差の算出方法を示すフローチャートである。まず、ステップS30において、ユーザは、カプセル型内視鏡10の電源をオンにして交流磁界を発生させ、磁界検出部30の検出対

象領域内の所定位置に所定の方向で配置する。このときのカプセル型内視鏡10の位置は、当該位置にカプセル型内視鏡10を配置した際に各センスコイル32(i)の極性情報が既知である位置及び方向とする。具体的には、センスコイル32(i)の極性が全て正となる位置及び方向を予め取得し、当該位置及び方向にカプセル型内視鏡を配置する。

【0091】

続くステップS31において、ユーザは、キャリブレーション開始命令を、操作部44を用いて入力する。これに応じて、当該命令が操作部44から制御部49に入力され、制御部49の制御の下で、キャリブレーション動作が開始する。

【0092】

ステップS32において、A/D制御部48は、複数のA/D変換部451を互いに同期して動作させるためのA/D変換トリガーを発生する。

【0093】

ステップS33において、各A/D変換部451は、A/D変換トリガーが入力されたタイミングでセンスコイル32(i)から電圧信号を取り込み、該電圧信号にA/D変換を施して磁界の検出データとして出力する。

【0094】

ステップS34において、FFT演算部461は、各A/D変換部451から一定期間に磁界の検出データとして出力された電圧の検出値に対してFFT演算を行い、演算結果(検出値 $V_{cal}(i)$ の実部及び虚部)を位相差計算部611に出力する。

【0095】

ステップS35において、位相差計算部611は、所定の基準位相に対する各検出値 $V_{cal}(i)$ の位相のずれを算出する。この基準位相としては、例えば、識別番号が最も小さいセンスコイル(図1においてはセンスコイル32(1))や、カプセル型内視鏡10から最も近いセンスコイル(図1においてはセンスコイル32(3))のように、基準として適宜選択されたセンスコイルの検出値 $V_{cal}(i)$ の位相が用いられる。この際、基準のセンスコイル32(i)の極性が正である場合、当該基準のセンスコイル32(i)の検出値 $V_{cal}(i)$ の位相を0として、他のセンスコイル32(i)の検出値 $V_{cal}(i)$ の位相のずれが算出される。一方、基準のセンスコイル32(i)の極性が負である場合、当該基準のセンスコイル32(i)の検出値 $V_{cal}(i)$ の位相を π として、他のセンスコイル32(i)の検出値 $V_{cal}(i)$ の位相のずれが算出される。

【0096】

ステップS36において、位相差情報記憶部541は、位相差計算部611により算出された各検出値 $V(i)$ の位相のずれを当該センスコイル32(i)の位相差情報 $\Delta\theta_i$ として記憶する。

【0097】

以上説明したように、実施の形態3によれば、センスコイル32(i)の配置や、個体差や、A/D変換トリガーを分配する際の若干の同期ずれ等によって生じる検出値 $V(i)$ の位相のずれを補正するので、各センスコイル32(i)の極性をより正確に判定することができる。従って、カプセル型内視鏡10の位置及び方向の検出精度をさらに向上させることが可能となる。

【0098】

以上説明した実施の形態1~3は、本発明を実施するための例にすぎず、本発明はこれらに限定されるものではない。また、本発明は、各実施の形態1~3に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を生成することができる。本発明は、仕様等に応じて種々変形することが可能であり、更に本発明の範囲内において、他の様々な実施の形態が可能であることは、上記記載から自明である。

【符号の説明】

【0099】

1、2、3 位置検出システム

10 カプセル型内視鏡

10

20

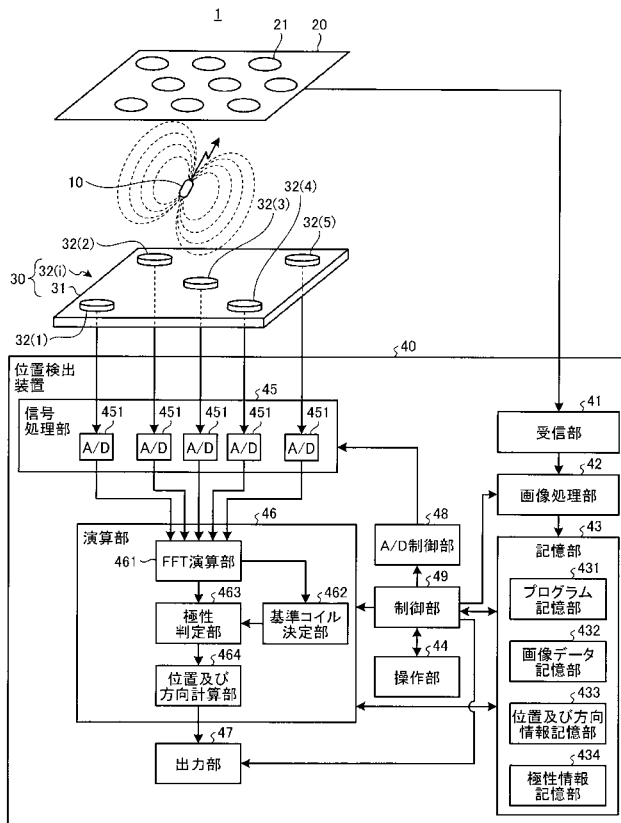
30

40

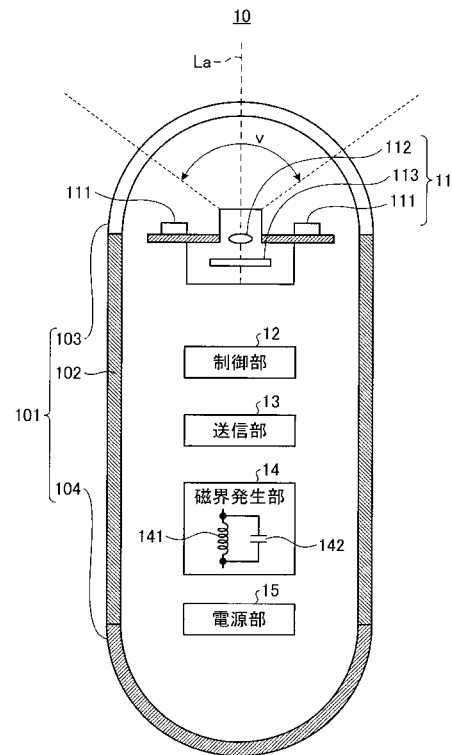
50

1 1	撮像ユニット	
1 2	制御部	
1 3	送信部	
1 4	磁界発生部	
1 5	電源部	
2 0	アンテナユニット	
2 1	受信アンテナ	
3 0	磁界検出部	
3 1	ベース	
3 2 (i)、3 2 (1) ~ 3 2 (5)	センスコイル	10
4 0、5 0、6 0	位置検出装置	
4 1	受信部	
4 2	画像処理部	
4 3、5 4	記憶部	
4 4	操作部	
4 5、5 1	信号処理部	
4 6、5 5、6 1	演算部	
4 7	出力部	
4 8、5 3	A / D 制御部	
4 9	制御部	20
5 2	切替制御部	
1 0 1	筐体	
1 0 2	筒状筐体	
1 0 3、1 0 4	ドーム状筐体	
1 1 1	照明部	
1 1 2	光学系	
1 1 3	撮像部	
1 4 1	マーカコイル	
1 4 2	コンデンサ	
4 3 1	プログラム記憶部	30
4 3 2	画像データ記憶部	
4 3 3	位置及び方向情報記憶部	
4 3 4	極性情報記憶部	
4 5 1、5 1 2	A / D 変換部	
4 6 1	F F T 演算部	
4 6 2	基準コイル決定部	
4 6 3	極性判定部	
4 6 4	位置及び方向計算部	
5 1 1	センスコイル切替部	
5 4 1	位相差情報記憶部	40
5 5 1、6 1 2	位相補正部	
6 1 1	位相差計算部	

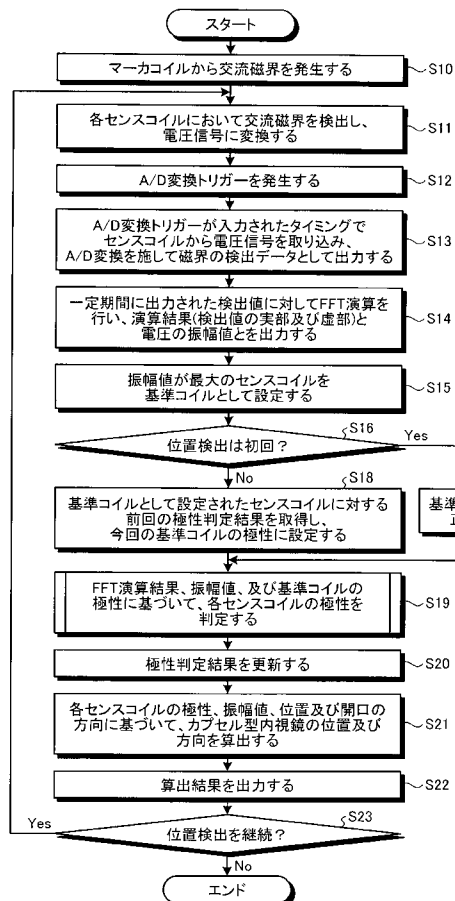
【図 1】



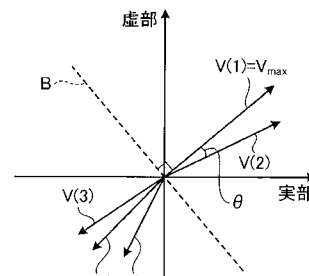
【図 2】



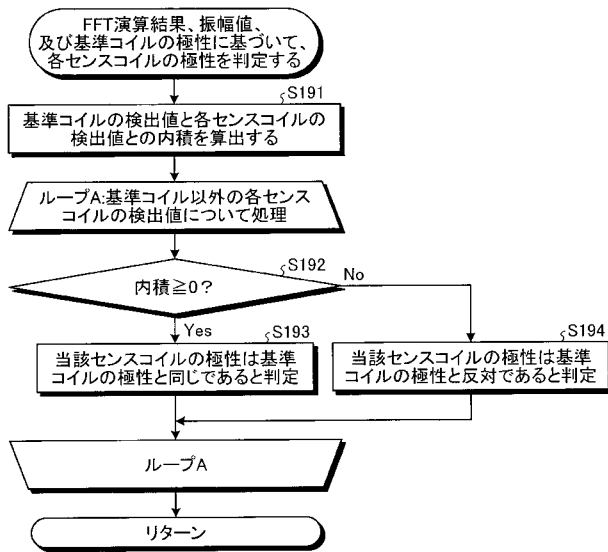
【図 3】



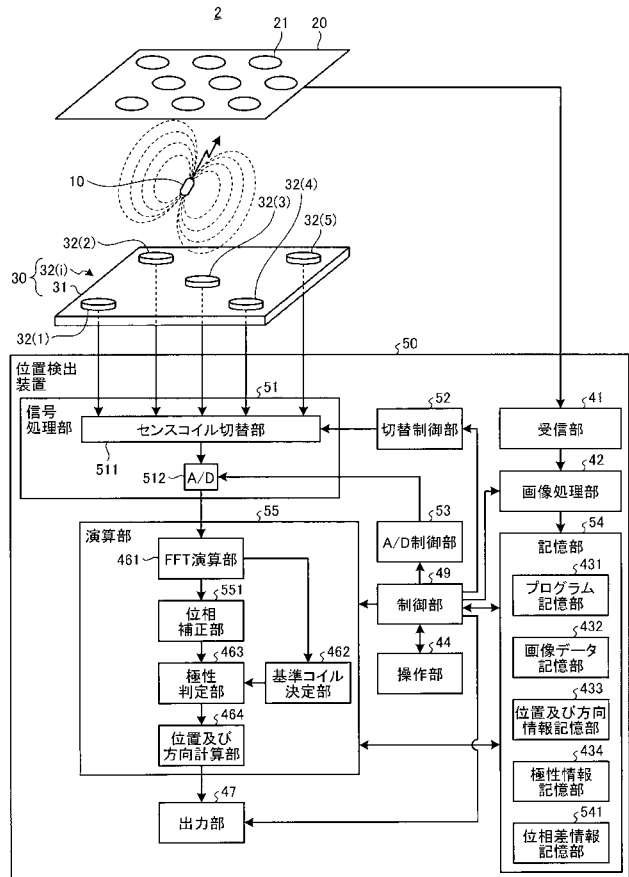
【図 4】



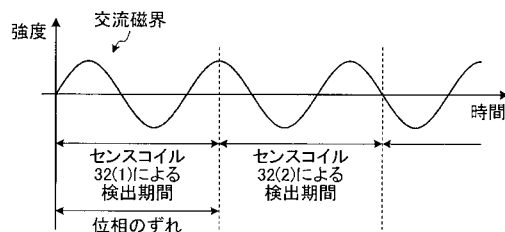
【図 5】



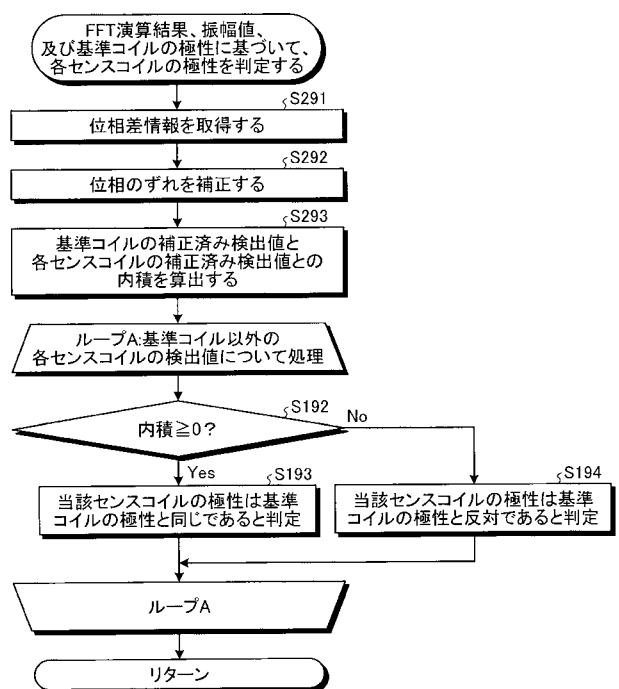
【図 6】



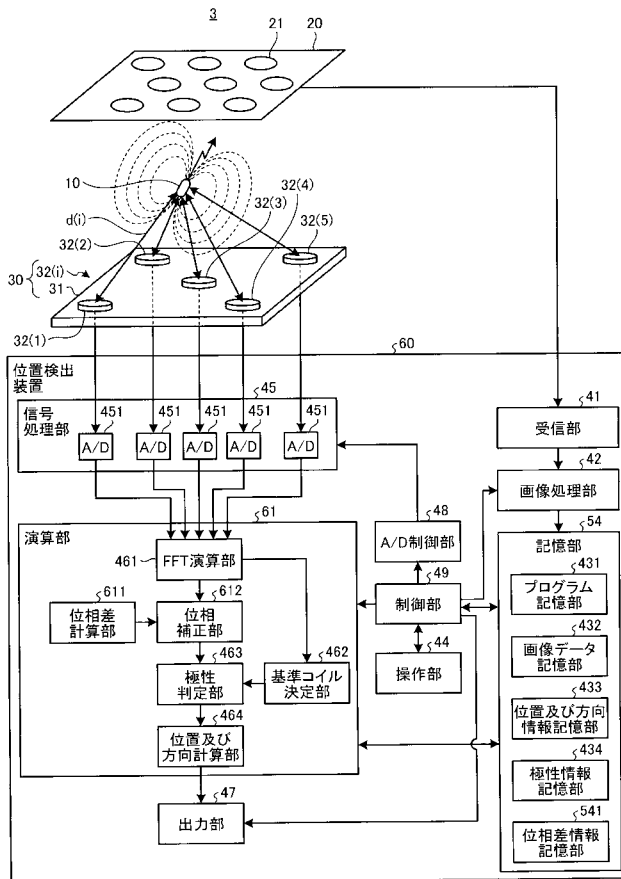
【图 7】



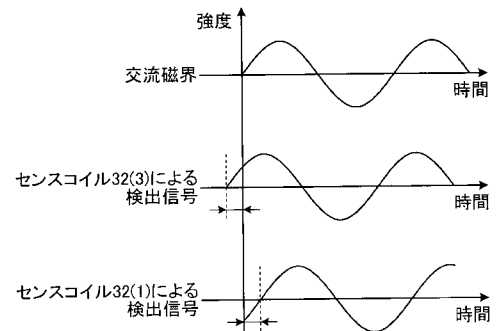
【図 8】



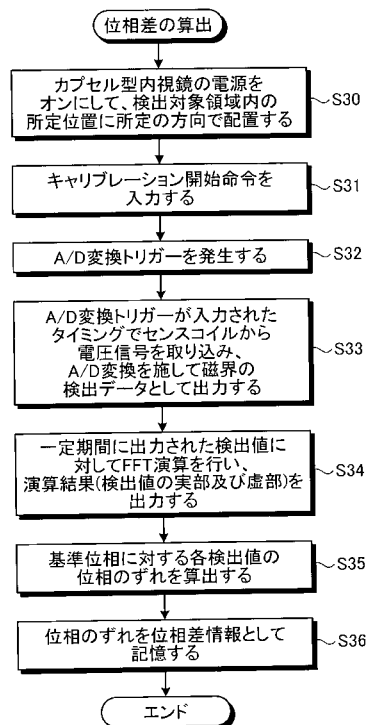
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/081781

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-275395 A (Asahi Kasei EMD Corp.), 13 November 2008 (13.11.2008), abstract (Family: none)	1-9
A	WO 2010/122823 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 28 October 2010 (28.10.2010), abstract & US 2011/224490 A1 & EP 2422684 A1 & CN 102405010 A	1-9

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
27 February 2015 (27.02.15)Date of mailing of the international search report
10 March 2015 (10.03.15)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2014/081781	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2008-275395 A (旭化成エレクトロニクス株式会社) 2008.11.13, 【要約】 (ファミリーなし)	1-9	
A	WO 2010/122823 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.10.28, 【要約】 & US 2011/224490 A1 & EP 2422684 A1 & CN 102405010 A	1-9	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 27.02.2015		国際調査報告の発送日 10.03.2015	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 小田倉 直人	2Q 9163
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 佐藤 良次

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnpas株式会社内

Fターム(参考) 4C161 DD07 GG28 HH55 JJ17

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	位置检测系统		
公开(公告)号	JPWO2015087735A1	公开(公告)日	2017-03-16
申请号	JP2015528118	申请日	2014-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	飯田隆広 木村敦志 千葉淳 佐藤良次		
发明人	飯田 隆広 木村 敦志 千葉 淳 佐藤 良次		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/062 A61B1/041		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.320.B		
F-TERM分类号	4C161/DD07 4C161/GG28 4C161/HH55 4C161/JJ17		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2013255445 2013-12-10 JP		
其他公开文献	JP5797362B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种位置检测系统，其能够在不使胶囊型医疗装置的结构复杂的情况下确定感测线圈的极性。位置检测系统包括：多个检测线圈32(i)，其检测从标记线圈产生的交流磁场并输出检测信号；以及计算单元46，其基于输出的多个检测信号来计算胶囊型内窥镜10的位置。从多个感测线圈32(i)中，计算单元46包括基准线圈确定单元462，该基准线圈确定单元462在多个感测线圈32之中将具有AC磁场的最大振幅值的感测线圈确定为基准线圈(i)基于由多个感测线圈32(i)和由多个感测线圈32(i)确定的极性的极性确定单元463检测到的AC磁场的振幅值i)基于从参考线圈输出的第一检测信号和从不同于参考线圈的感测线圈32(i)输出的第二检测信号。

