

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B1)

(11) 特許番号

特許第5797362号

(P5797362)

(45) 発行日 平成27年10月21日 (2015.10.21)

(24) 登録日 平成27年8月28日 (2015.8.28)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

請求項の数 9 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2015-528118 (P2015-528118)
 (86) (22) 出願日 平成26年12月1日 (2014.12.1)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2014/081781
 審査請求日 平成27年6月3日 (2015.6.3)
 (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)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (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) 【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、

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。

【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、

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。

【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】

【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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 0 3 】

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。

10

【 0 0 0 4 】

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 (1 8 0 °) ずれる場合には極性はマイナスと判定される。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 国際公開第 2 0 0 7 / 0 6 4 0 1 3 号

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 8 - 2 7 5 3 9 5 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

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となってしまう。

30

【 0 0 0 7 】

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 】

【 0 0 0 8 】

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。

40

50

【 0 0 0 9 】

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。

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

10

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。

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

20

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。

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

30

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。

【 0 0 1 6 】

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 】

【 0 0 1 7 】

40

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 】

【 0 0 1 8 】

【 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

50

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、

10

20

30

40

50

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】

10

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】

20

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】

30

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】

40

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】

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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】

40

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。

50

【 0 0 5 0 】

ステップ S 1 2 において、A / D 制御部 4 8 は、複数の A / D 変換部 4 5 1 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。

【 0 0 5 1 】

ステップ S 1 3 において、各 A / D 変換部 4 5 1 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 3 2 (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。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 1 4 において、FFT 演算部 4 6 1 は、各 A / D 変換部 4 5 1 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 $V(i) = x_{\text{meas}(i)} + j y_{\text{meas}(i)}$ 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 】

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

【 0 0 5 3 】

ステップ S 1 5 において、基準コイル決定部 4 6 2 は、FFT 演算部 4 6 1 の演算結果に基づき、複数のセンスコイル 3 2 (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。

【 0 0 5 4 】

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 3 2 (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 3 2 (i) の検出値を検出値 $V_{\text{max}} = x_{\text{max}} + j y_{\text{max}}$ と示す。

【 0 0 5 5 】

続いて、極性判定部 4 6 3 は、基準コイルの極性を設定する。この際、極性判定部 4 6 3 は、カプセル型内視鏡 1 0 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 S 1 6 : Y e s) 、基準コイルの極性を正に設定する (ステップ S 1 7) 。なお、カプセル型内視鏡 1 0 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 3 2 (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 4 3 4 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。

【 0 0 5 6 】

一方、極性判定部 4 6 3 は、カプセル型内視鏡 1 0 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 S 1 6 : N o) 、基準コイルとして設定されたセンスコイル 3 2 (i) に対する前回の極性判定結果を記憶部 4 3 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 S 1 8) 。例えば、図 4 の場合、センスコイル 3 2 (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。

【 0 0 5 7 】

ステップ S 1 9 において、極性判定部 4 6 3 は、FFT 演算結果 (検出値 $V(i)$) 、検出電圧の振幅値 $V_{\text{abs}(i)}$ 、及び基準コイルの極性に基づいて、各センスコイル 3 2 (i) の極性を判定する。

【 0 0 5 8 】

図 5 は、センスコイル 3 2 (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 S 1 9 1 において、極性判定部 4 6 3 は、基準コイルの検出値 $V_{\text{max}} = x_{\text{max}} + j y_{\text{max}}$ と各センスコイル 3 2 (i) の検出値 $V(i) = x_{\text{meas}(i)} + j y_{\text{meas}(i)}$ との内積 $V_{\text{max}} \cdot V(i)$ を算出する。検出値 V_{max} に対する検出値 $V(i)$ の位相差

10

20

30

40

50

(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。

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

【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。

10

【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)。

20

【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】

ステップS19に続くステップS20において、極性判定部463は、記憶部43に記憶された各センスコイル32(i)の極性判定結果を、ステップS19における極性判定結果に更新する。

30

【0065】

ステップS21において、位置及び方向計算部464は、各センスコイル32(i)の極性、電圧の振幅値 $V_{\text{abs}(i)}$ 、ベース31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10の位置及び方向を算出する。

【0066】

ステップS22において、演算部46は、カプセル型内視鏡10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49は、出力された位置及び方向情報を、ステップS11における交流磁界の検出と同じタイミングで受信部41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43に記憶させると共に、カプセル型内視鏡10の位置及び方向を出力部47に表示させる。

40

【0067】

ステップS23において、制御部49は、カプセル型内視鏡10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44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10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。

【0068】

50

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 4 7、及び制御部 4 9 の動作は、実施の形態 1 と同様である。

【 0 0 7 3 】

信号処理部 5 1 は、センスコイル切替部 5 1 1 及び A / D 変換部 (A / D) 5 1 2 を有する。センスコイル切替部 5 1 1 は、複数のセンスコイル 3 2 (i) のうち、A / D 変換部 5 1 2 と接続させる 1 つ又は複数のセンスコイル 3 2 (i) を時分割で切り替える。

【 0 0 7 4 】

切替制御部 5 2 は、センスコイル切替部 5 1 1 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 3 2 (i) を切り替えるよう、切替制御信号を出力する。

【 0 0 7 5 】

A / D 制御部 5 3 は、A / D 変換部 5 1 2 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。

【 0 0 7 6 】

A / D 変換部 5 1 2 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 3 2 (i) から検出信号を取り込み、A / D 変換処理を施す。

【 0 0 7 7 】

記憶部 5 4 は、図 1 に示す記憶部 4 3 に対して位相差情報記憶部 5 4 1 をさらに備える。ここで、複数のセンスコイル 3 2 (i) から A / D 変換部 5 1 2 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 3 2 (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 5 4 1 は、このような各センスコイル 3 2 (i) における位相のずれを位相差情報として記憶する。

【 0 0 7 8 】

演算部 5 5 は、図 1 に示す演算部 4 6 に対して位相補正部 5 5 1 をさらに備える。位相補正部 5 5 1 は、位相差情報記憶部 5 4 1 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 4 6 1 により算出された各センスコイル 3 2 (i) の検出値 V (i) の位相を補正する。

【 0 0 7 9 】

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 S 1 3 において複数のセンスコイル 3 2 (i) から時分割で検出信号を取得する点と、ステップ S 1 9 における各センスコイル 3 2 (i) の極性判定処理の内容とが実施の形態 1 とは異なる。

10

【 0 0 8 0 】

図 8 は、実施の形態 2 における各センスコイル 3 2 (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 S 2 9 1 において、位相補正部 5 5 1 は、位相差情報記憶部 5 4 1 に記憶された各センスコイル 3 2 (i) の位相差情報 $\Delta \theta_i$ を取得する。

【 0 0 8 1 】

続くステップ S 2 9 2 において、位相補正部 5 5 1 は、FFT 演算部 4 6 1 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 】

20

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

【 0 0 8 2 】

続くステップ S 2 9 3 において、極性判定部 4 6 3 は、基準コイルとして設定されたセンスコイル 3 2 (i) の補正済み検出値 V_{max}' と、その他のセンスコイル 3 2 (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 S 1 9 2 以降の動作は、実施の形態 1 と同様である。

【 0 0 8 3 】

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 3 2 (i) により時分割で交流磁界を検出し、FFT 演算部 4 6 1 により順次演算を行うので、演算部 5 5 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 3 2 (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。

30

【 0 0 8 4 】

なお、上記実施の形態 2 においては、センスコイル 3 2 (i) の切替順序に応じて、センスコイル 3 2 (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 3 2 (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 3 1 上に配置されたセンスコイル 3 2 (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 3 2 (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) の補正を系統ごとに一括して行う。

40

【 0 0 8 5 】

(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 4 0 の代わりに、位置検出装置 6 0 を備える。なお、位置検出装置 6 0 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。

【 0 0 8 6 】

50

位置検出装置 6 0 は、図 1 に示す記憶部 4 3 及び演算部 4 6 の代わりに、記憶部 5 4 及び演算部 6 1 を備える。記憶部 5 4 は、図 1 に示す記憶部 4 3 に対し、各センスコイル 3 2 (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 5 4 1 をさらに備える。また、演算部 6 1 は、図 1 に示す演算部 4 6 に対し、位相差計算部 6 1 1 及び位相補正部 6 1 2 をさらに備える。

【 0 0 8 7 】

ここで、図 1 0 に示すように、複数のセンスコイル 3 2 (i) (例えば、センスコイル 3 2 (1) 及び 3 2 (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 3 2 (i) とカプセル型内視鏡 1 0 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 3 2 (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 4 8 から各 A / D 変換部 4 5 1 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。

【 0 0 8 8 】

位相差計算部 6 1 1 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 6 1 2 は、位相差計算部 6 1 1 により算出された位相差情報を用いて、FFT 演算部 4 6 1 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 6 1 2 の詳細な動作は、実施の形態 2 における位相補正部 5 5 1 の動作と同様である (図 8 参照) 。

【 0 0 8 9 】

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 S 1 9 において、極性判定部 4 6 3 が、FFT 演算部 4 6 1 の演算結果を位相補正部 6 1 2 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。

【 0 0 9 0 】

次に、位相差計算部 6 1 1 による位相差の算出方法について説明する。図 1 1 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 S 3 0 において、ユーザは、カプセル型内視鏡 1 0 の電源をオンにして交流磁界を発生させ、磁界検出部 3 0 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 1 0 の位置は、当該位置にカプセル型内視鏡 1 0 を配置した際に各センスコイル 3 2 (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 3 2 (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。

【 0 0 9 1 】

続くステップ S 3 1 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 4 4 を用いて入力する。これに応じて、当該命令が操作部 4 4 から制御部 4 9 に入力され、制御部 4 9 の制御の下で、キャリブレーション動作が開始する。

【 0 0 9 2 】

ステップ S 3 2 において、A / D 制御部 4 8 は、複数の A / D 変換部 4 5 1 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。

【 0 0 9 3 】

ステップ S 3 3 において、各 A / D 変換部 4 5 1 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 3 2 (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。

【 0 0 9 4 】

ステップ S 3 4 において、FFT 演算部 4 6 1 は、各 A / D 変換部 4 5 1 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 6 1 1 に出力する。

【 0 0 9 5 】

ステップ S 3 5 において、位相差計算部 6 1 1 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

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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
- １１ 撮像ユニット
- １２ 制御部
- １３ 送信部
- １４ 磁界発生部
- １５ 電源部
- ２０ アンテナユニット
- ２１ 受信アンテナ
- ３０ 磁界検出部
- ３１ ベース
- ３２（ i ）、３２（１）～３２（５） センスコイル
- ４０、５０、６０ 位置検出装置
- ４１ 受信部
- ４２ 画像処理部
- ４３、５４ 記憶部
- ４４ 操作部
- ４５、５１ 信号処理部
- ４６、５５、６１ 演算部
- ４７ 出力部
- ４８、５３ Ａ／Ｄ制御部
- ４９ 制御部
- ５２ 切替制御部
- １０１ 筐体

30

40

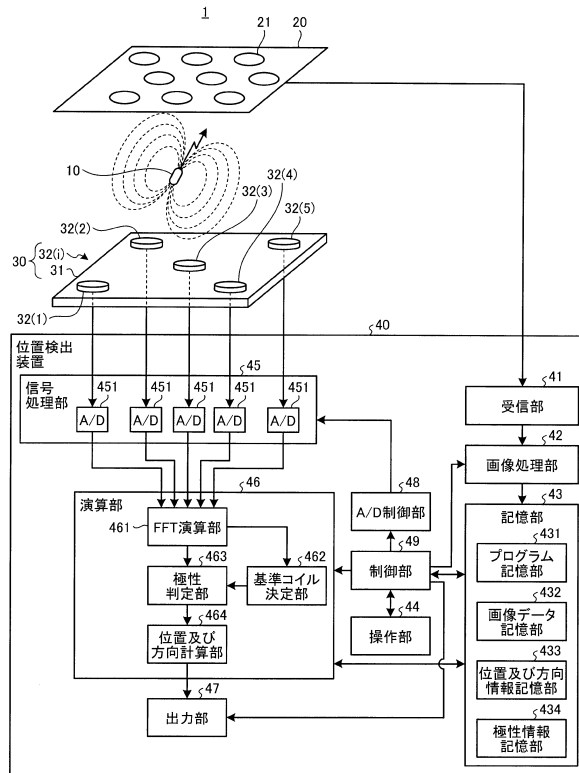
50

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	
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	10
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	
5 5 1、6 1 2	位相補正部	
6 1 1	位相差計算部	20

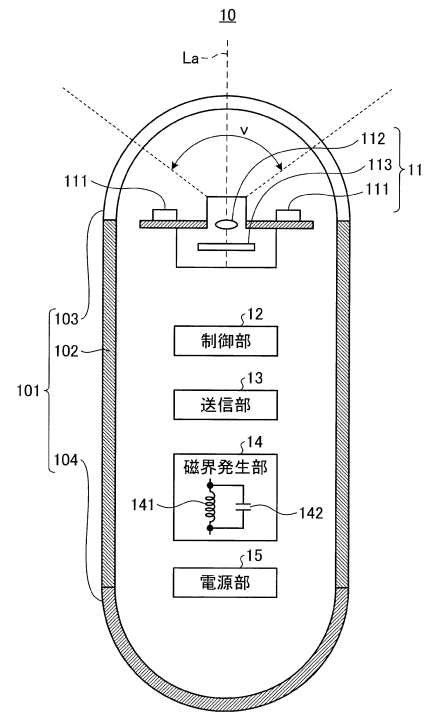
【要約】

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 3 2 (i) と、該複数のセンスコイル 3 2 (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 1 0 の位置を算出する演算部 4 6 とを備え、該演算部 4 6 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 3 2 (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 3 2 (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 4 6 2 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 3 2 (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 3 2 (i) の極性を判定する極性判定部 4 6 3 とを有する。

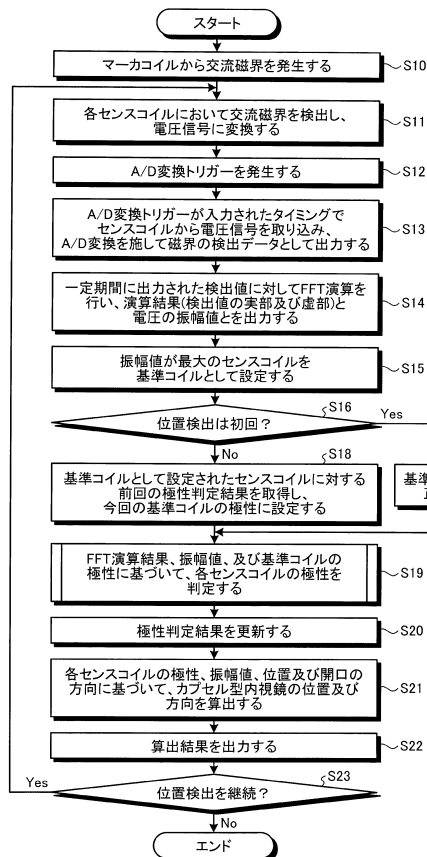
【図 1】



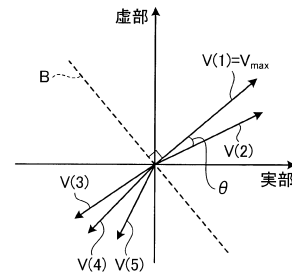
【図 2】



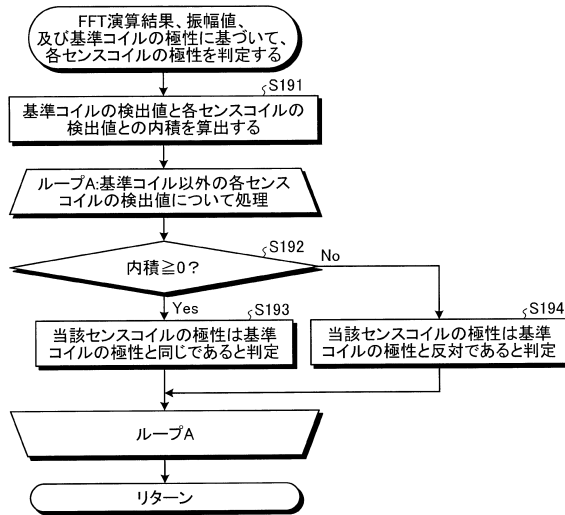
【図 3】



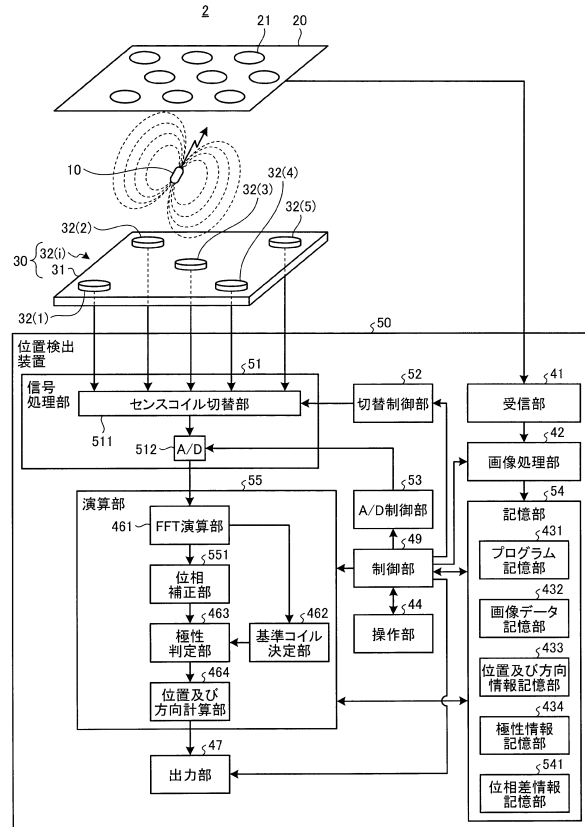
【図 4】



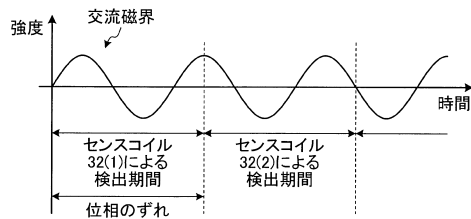
【図 5】



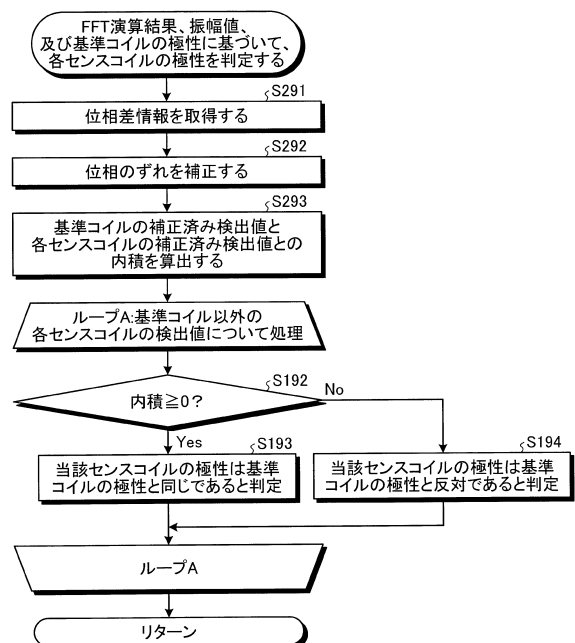
【図 6】



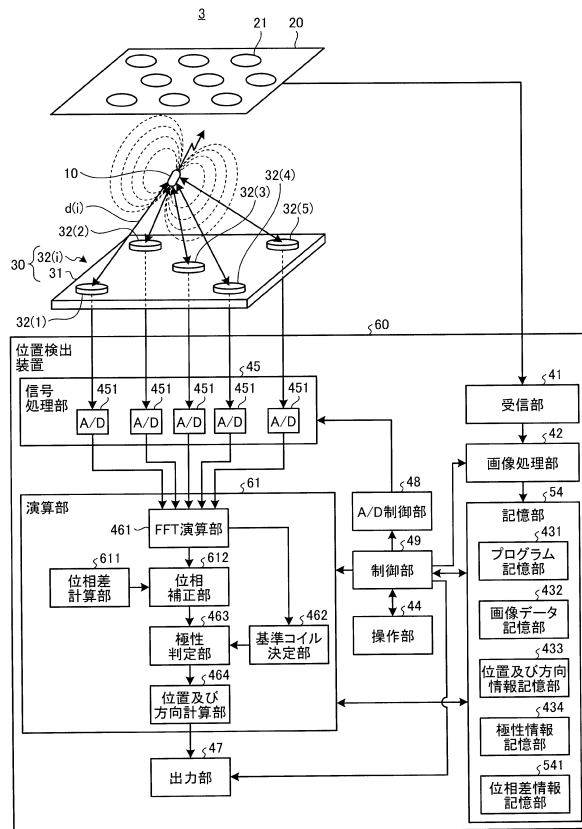
【図 7】



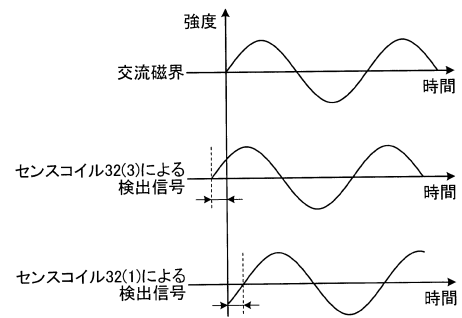
【図 8】



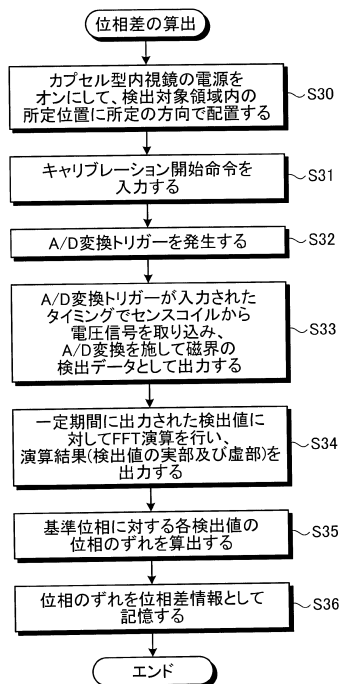
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 良次
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

審査官 小田倉 直人

(56)参考文献 特開2008-275395(JP,A)
国際公開第2010/122823(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00

专利名称(译)	位置检测系统		
公开(公告)号	JP5797362B1	公开(公告)日	2015-10-21
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		
当前申请(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.B		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2013255445 2013-12-10 JP		
其他公开文献	JPWO2015087735A1		
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。

(21) 出願番号	特願2015-528118 (P2015-528118)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成26年12月1日 (2014.12.1)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/081781		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
審査請求日	平成27年6月3日 (2015.6.3)	(74) 代理人	100089118
(31) 優先権主張番号	特願2013-255445 (P2013-255445)		弁理士 酒井 宏明
(32) 優先日	平成25年12月10日 (2013.12.10)	(72) 発明者	飯田 隆広
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
早期審査対象出願		(72) 発明者	木村 敦志
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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4番2号 オリンパス株式会社内