

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6058236号
(P6058236)

(45) 発行日 平成29年1月11日(2017.1.11)

(24) 登録日 平成28年12月16日(2016.12.16)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B
	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

請求項の数 15 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2016-550818 (P2016-550818)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成27年10月22日 (2015.10.22)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/079868		東京都八王子市石川町2951番地
審査請求日	平成28年8月8日 (2016.8.8)	(74) 代理人	110002147
(31) 優先権主張番号	特願2015-63108 (P2015-63108)		特許業務法人酒井国際特許事務所
(32) 優先日	平成27年3月25日 (2015.3.25)	(72) 発明者	千葉 淳
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
早期審査対象出願		審査官	伊藤 昭治
		(56) 参考文献	国際公開第2009/041524 (W O, A1) 国際公開第2012/114811 (W O, A1)
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 位置検出システム及び誘導システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

磁界を発生する磁界発生部が内部に設けられたカプセル型医療装置と、
前記磁界発生部が発生した磁界を検出して検出信号を出力する複数の磁界検出部と、
前記複数の磁界検出部がそれぞれ出力した複数の検出信号の少なくとも1つを用いて前記カプセル型医療装置の位置を算出する位置検出演算部と、
前記複数の検出信号に基づく前記カプセル型医療装置の適正な位置検出が可能か否かを、
閾値を用いて判定する判定部と、
を備え、

前記閾値は、所定の条件の下で前記複数の磁界検出部がそれぞれ出力する複数の検出信号のうち少なくとも1つの出力値に基づく値であり、

前記判定部は、前記複数の磁界検出部の少なくとも1つが出力した複数の検出信号の出力値のうち少なくとも1つを用いて判定値を決定し、該判定値が前記閾値未満である場合に前記カプセル型医療装置の適正な位置検出が不可能と判定する、ことを特徴とする位置検出システム。

【請求項2】

前記所定の条件は、前記複数の磁界検出部がそれぞれ出力する複数の検出信号の出力値のレベルが最低となる位置に前記カプセル型医療装置を配置することである、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】

10

20

前記所定の条件は、前記カプセル型医療装置が当該カプセル型医療装置の位置を検出可能な領域である検出対象領域の境界に位置することである、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 4】

前記判定部は、前記複数の磁界検出部の全てからの出力値をもとに、前記判定値を決定する、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 5】

前記判定部は、前記複数の磁界検出部のうちの予め設定された磁界検出部群からの出力値をもとに、前記判定値を決定する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出システム。

10

【請求項 6】

前記判定部は、前記磁界発生部が発生した磁界の影響を受けない条件の下での検出信号の出力値に基づいて前記複数の磁界検出部のうちから予め選出された少なくとも 1 つの磁界検出部からの出力値をもとに、前記判定値を決定する、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 7】

前記判定部は、前記カプセル型医療装置の位置を検出する際における前記複数の検出信号の出力値の最大値を前記判定値として決定する、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 8】

前記判定部は、前記カプセル型医療装置の位置を検出する際における前記複数の検出信号の出力値のうち、値が大きい方から所定数の出力値を用いて前記判定値を決定する、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 9】

前記判定部は、検出信号の出力値が最大の磁界検出部及び該磁界検出部と隣接する所定数の磁界検出部からそれぞれ出力された複数の検出信号の出力値を用いて前記判定値を決定する、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 10】

前記判定部が前記カプセル型医療装置の適正な位置検出は不可能と判定した場合、前記位置検出演算部は、前記カプセル型医療装置の位置の算出を実行しない、ことを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出システム。

30

【請求項 11】

前記判定部が前記カプセル型医療装置の適正な位置検出は不可能と判定した場合に、前記位置検出演算部が算出した前記カプセル型医療装置の位置がエラーである旨の情報を表示する表示部をさらに備える、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 12】

前記位置検出演算部が算出した前記カプセル型医療装置の位置を表示する表示部をさらに備え、

前記判定部が前記カプセル型医療装置の適正な位置検出は不可能と判定した場合、前記表示部は、前記位置検出演算部が算出した前記カプセル型医療装置の位置の表示を停止する、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 13】

前記カプセル型医療装置は、永久磁石をさらに有し、
請求項 1 に記載の位置検出システムと、
前記永久磁石に作用させる磁界を発生する誘導用磁界発生部と、
前記誘導用磁界発生部を制御することにより前記カプセル型医療装置の位置と姿勢とのうちの少なくとも一方を変化させる誘導制御を行う誘導用磁界制御部と、
を備えることを特徴とする誘導システム。

【請求項 14】

前記誘導用磁界発生部が発生する磁界を遮蔽可能な遮蔽手段をさらに備え、

50

前記誘導用磁界制御部は、前記判定部が前記カプセル型医療装置の適正な位置検出が不可能と判定した場合、前記遮蔽手段によって前記誘導用磁界発生部が発生する磁界を遮蔽する制御を行う、ことを特徴とする請求項 1 3 に記載の誘導システム。

【請求項 1 5】

前記誘導用磁界制御部は、前記判定部による前記カプセル型医療装置の適正な位置検出が可能か否かの判定に応じて、前記誘導制御が可能な状態と不可能な状態とを切り替える、ことを特徴とする請求項 1 3 に記載の誘導システム。

【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、及び該カプセル型医療装置を誘導する誘導システムに関する。

【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、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、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。

【0003】

このようなカプセル型医療装置の被検体内における位置を検出するシステムが開発されている。例えば特許文献 1 には、磁界を発生する磁界発生コイルをカプセル型医療装置内に設け、磁界発生コイルから発生した磁界を被検体外に設けられた検出コイルで検出し、検出した磁界の強度に基づいてカプセル型医療装置の位置検出演算を行う位置検出システムが開示されている。

【0004】

被検体内に導入されたカプセル型医療装置の検出精度は、検出コイルが検出した磁界の S/N 比と、検出コイルの配置条件に依存する。このため、S/N 比が低い場合であっても、カプセル型医療装置の位置検出誤差をできるだけ小さくすることができる検出コイルの配置を実現することが望まれる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2008 - 132047 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、S/N 比が低い場合、位置検出演算に対するノイズの影響が懸念される。例えば、カプセル型医療装置が位置検出対象の空間に存在しない場合、本来であればカプセル型医療装置の位置を検出できないため、検出エラーを出力することが適正な処理となる。しかし、ノイズレベルがあるレベルよりも大きい場合、従来の位置検出システムにおいては、ノイズをカプセル型医療装置からの出力信号とみなして位置検出演算を行ってしまう場合がある。この場合、カプセル型医療装置が位置検出対象の空間に存在しないにもかかわらず、カプセル型医療装置が当該空間に存在するものとして認識され、カプセル型医療装置の不適正な位置検出結果（所謂ゴースト）が出力されてしまう。

【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が位置検出対象の空間に存在しない場合に、カプセル型医療装置の位置検出結果の不適正な出力を防ぐことができる位置検出システム及び誘導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、磁界を発生する磁界発生部が内部に設けられたカプセル型医療装置と、前記磁界発生部が発生した磁界を検出して検出信号を出力する複数の磁界検出部と、前記複数の磁界検出部がそれぞれ出力した複数の検出信号の少なくともいずれか1つを用いて前記カプセル型医療装置の位置を算出する位置検出演算部と、前記複数の検出信号に基づく前記カプセル型医療装置の適正な位置検出が可能か否かを判定する判定部と、前記判定部における判定に用いられる閾値を保持する閾値保持部と、を備え、前記閾値は、所定の条件の下で前記複数の磁界検出部がそれぞれ出力する複数の検出信号のうちの少なくとも1つの出力値に基づく値であり、前記判定部は、前記複数の磁界検出部の少なくとも一部がそれぞれ出力した複数の検出信号の出力値のうちの少なくとも1つを用いて判定値を決定し、該判定値が前記閾値未満である場合に前記カプセル型医療装置の適正な位置検出が不可能と判定すること、ことを特徴とする。

10

【0009】

上記位置検出システムにおいて、前記閾値は、前記複数の磁界検出部がそれぞれ出力する複数の検出信号の出力値のレベルが最低となる位置に前記カプセル型医療装置を配置した条件の下で設定される、ことを特徴とする。

【0010】

上記位置検出システムにおいて、前記閾値は、前記カプセル型医療装置が当該カプセル型医療装置の検出対象領域の境界に位置する条件の下で設定される、ことを特徴とする。

20

【0011】

上記位置検出システムにおいて、前記判定部は、前記複数の磁界検出部の全てからの出力値をもとに、前記判定値を決定する、ことを特徴とする。

【0012】

上記位置検出システムにおいて、前記判定部は、前記複数の磁界検出部のうちの予め設定された磁界検出部群からの出力値をもとに、前記判定値を決定する、ことを特徴とする。

【0013】

上記位置検出システムにおいて、前記複数の磁界検出部の各々は、コイル線材を巻回した筒型コイルであり、前記予め設定された磁界検出部群において、各磁界検出部は、回転中心軸が互いに同一の向きとなるように配置されている、ことを特徴とする。

30

【0014】

上記位置検出システムにおいて、前記複数の磁界検出部の各々は、コイル線材を巻回した筒型コイルであり、前記予め設定された磁界検出部群において、少なくとも1つの磁界検出部は、回転中心軸が他の磁界検出部と異なる向きを向いている、ことを特徴とする。

【0015】

上記位置検出システムにおいて、前記判定部は、前記磁界発生部が発生した磁界の影響を受けない条件の下での検出信号の出力値に基づいて前記複数の磁界検出部のうちから予め選出された少なくとも1つの磁界検出部からの出力値をもとに、前記判定値を決定すること、ことを特徴とする。

40

【0016】

上記位置検出システムにおいて、前記予め選出された少なくとも1つの磁界検出部は、前記条件における検出信号の出力値が所定値以下となる磁界発生部である、ことを特徴とする。

【0017】

上記位置検出システムにおいて、前記予め選出された少なくとも1つの磁界検出部は、前記条件における検出信号の出力値が小さい方から所定数番目以内となる磁界発生部である、ことを特徴とする。

【0018】

50

上記位置検出システムにおいて、前記判定部は、前記カプセル型医療装置の位置を検出する際における前記複数の検出信号の出力値の最大値を前記判定値として決定する、ことを特徴とする。

【0019】

上記位置検出システムにおいて、前記判定部は、前記カプセル型医療装置の位置を検出する際における前記複数の検出信号の出力値のうち、値が大きい方から所定数の出力値を用いて前記判定値を決定する、ことを特徴とする。

【0020】

上記位置検出システムにおいて、前記判定部は、検出信号の出力値が最大の磁界検出部及び該磁界検出部と隣接する所定数の磁界検出部からそれぞれ出力された複数の検出信号の出力値を用いて前記判定値を決定する、ことを特徴とする。

10

【0021】

上記位置検出システムにおいて、前記判定部が前記カプセル型医療装置の適正な位置検出は不可能と判定した場合、前記位置検出演算部は、前記カプセル型医療装置の位置の算出を実行しない、ことを特徴とする。

【0022】

上記位置検出システムは、前記判定部が前記カプセル型医療装置の適正な位置検出は不可能と判定した場合に、前記位置検出演算部が算出した前記カプセル型医療装置の位置がエラーである旨の情報を表示する表示部をさらに備える、ことを特徴とする。

【0023】

20

上記位置検出システムは、前記位置検出演算部が算出した前記カプセル型医療装置の位置を表示する表示部をさらに備え、前記判定部が前記カプセル型医療装置の適正な位置検出は不可能と判定した場合、前記表示部は、前記位置検出演算部が算出した前記カプセル型医療装置の位置の表示を停止する、ことを特徴とする。

【0024】

本発明に係る誘導システムは、前記カプセル型医療装置が永久磁石をさらに有し、前記位置検出システムと、前記永久磁石に作用させる磁界を発生する誘導用磁界発生部と、前記誘導用磁界発生部を制御することにより前記カプセル型医療装置の位置と姿勢とのうちの少なくとも一方を変化させる誘導制御を行う誘導用磁界制御部と、を備えることを特徴とする。

30

【0025】

上記誘導システムは、前記誘導用磁界発生部が発生する磁界を遮蔽可能な遮蔽手段をさらに備え、前記誘導用磁界制御部は、前記判定部が前記カプセル型医療装置の適正な位置検出が不可能と判定した場合、前記遮蔽手段によって前記誘導用磁界発生部が発生する磁界を遮蔽する制御を行う、ことを特徴とする。

【0026】

上記誘導システムにおいて、前記誘導用磁界制御部は、前記判定部による前記カプセル型医療装置の適正な位置検出が可能か否かの判定に応じて、前記誘導制御が可能な状態と不可能な状態とを切り替える、ことを特徴とする。

【0027】

40

上記誘導システムにおいて、前記判定部が前記カプセル型医療装置の適正な位置検出が不可能と判定した場合、前記誘導用磁界制御部は前記誘導制御を停止する、ことを特徴とする。

【0028】

上記誘導システムにおいて、前記誘導制御の停止中に前記判定部が前記カプセル型医療装置の適正な位置検出が可能と判定した場合、前記誘導用磁界制御部は前記誘導制御を開始可能とする制御を行う、ことを特徴とする。

【0029】

上記誘導システムにおいて、前記誘導制御の停止中に前記判定部が前記カプセル型医療装置の適正な位置検出が不可能と判定した場合、前記誘導用磁界制御部は前記誘導制御を

50

開始不可能とする制御を行う、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0030】

本発明によれば、所定の条件の下での複数の磁界検出部からの出力値に基づく閾値を基準として、上記複数の磁界検出部からの出力値のうち少なくとも1つを用いて決定された判定値とを比較するので、カプセル型医療装置の適正な位置検出が可能か否かを適切に判定することができる。従って、カプセル型医療装置が位置検出対象の空間に存在しない場合であっても、カプセル型医療装置の位置検出結果の不適正な出力を防ぐことが可能になる。

【図面の簡単な説明】

10

【0031】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る誘導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に示す誘導用磁界発生装置の構成例を示す模式図である。

【図4】図4は、図1に示す誘導システムの動作を示すフローチャートである。

【図5】図5は、判定部による判定方法を説明するための模式図である。

【図6】図6は、判定部による判定方法を説明するための模式図である。

【図7】図7は、閾値の設定方法(1)を説明するための模式図である。

【図8】図8は、検出コイルによって検出された検出信号の出力値の一例を示す模式図である。

20

【図9】図9は、閾値の設定方法(2)を説明するための模式図である。

【図10】図10は、本発明の実施の形態2における判定値の決定方法を説明するための模式図である。

【図11】図11は、本発明の実施の形態2における判定値の決定方法を説明するための模式図である。

【図12】図12は、本発明の実施の形態2における判定値の決定方法を説明するための模式図である。

【図13】図13は、本発明の実施の形態3における検出コイルの配置例を示す模式図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0032】

以下に、本発明の実施の形態に係る位置検出システム及び誘導システムについて、図面を参照しながら説明する。なお、以下に説明する実施の形態においては、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、これら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。

40

【0033】

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。

【0034】

(実施の形態1)

図1は、本発明の実施の形態1に係る誘導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、本実施の形態1に係る誘導システム1は、被検体2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2内を撮像することにより取得した画像デー

50

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、被検体2が載置されるベッド2aの下方に設けられ、カプセル型内視鏡10が発生する交番磁界を検出する磁界検出装置30と、カプセル型内視鏡10を誘導するための磁界を発生する誘導用磁界発生装置40と、磁界検出装置30により検出された交番磁界に基づいてカプセル型内視鏡10の位置を検出すると共に、被検体2内においてカプセル型内視鏡10を誘導する制御装置50とを備える。

【0035】

以下においては、ベッド2aの上面、即ち、被検体2の載置面をXY平面(水平面)とし、該XY平面と直交する方向をZ方向(鉛直方向即ち重力方向)とする。

【0036】

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2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100と、該筐体100内に収納され、被検体2内を撮像して撮像信号を取得する撮像部11と、撮像部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、撮像部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の位置検出用の交番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、永久磁石16とを備える。

【0037】

筐体100は、被検体2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る。筐体100は、円筒形状をなす筒状筐体101と、ドーム形状をなすドーム状筐体102、103とを有し、筒状筐体101の両側開口端を、ドーム形状をなすドーム状筐体102、103によって塞ぐことによって実現される。筒状筐体101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102、103の少なくとも一方(図2においては撮像部11側であるドーム状筐体102)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102側にのみ撮像部11を1つ設けているが、撮像部11を2つ設けても良く、この場合、ドーム状筐体103も透明な光学部材によって形成される。このような筐体100は、撮像部11と、制御部12と、送信部13と、磁界発生部14と、電源部15と、永久磁石16とを液密に内包する。

【0038】

撮像部11は、LED等の照明部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113とを有する。照明部111は、撮像素子113の撮像視野に白色光等の照明光を発光して、ドーム状筐体102越しに撮像視野内の被検体を照明する。光学系112は、この撮像視野からの反射光を撮像素子113の撮像面に集光して結像させる。撮像素子113は、撮像面において受光した撮像視野からの反射光(光信号)を電気信号に変換し、画像信号として出力する。

【0039】

制御部12は、所定の撮像フレームレートで撮像部11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、撮像部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から交番磁界を発生させる。

【0040】

送信部13は、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。

【0041】

磁界発生部14は、共振回路の一部をなし、電流が流れることにより磁界を発生する磁界発生コイル141と、該磁界発生コイル141と共に共振回路を形成するコンデンサ1

10

20

30

40

50

42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番磁界を発生する。

【0042】

電源部15は、ボタン型電池やキャパシタ等の蓄電部であって、磁気スイッチや光スイッチ等のスイッチ部を有する。電源部15は、磁気スイッチを有する構成とした場合、外部から印加された磁界によって電源のオンオフ状態を切り替え、オン状態の場合に蓄電部の電力をカプセル型内視鏡10の各構成部(撮像部11、制御部12、及び送信部13)に適宜供給する。また、電源部15は、オフ状態の場合に、カプセル型内視鏡10の各構成部への電力供給を停止する。

【0043】

永久磁石16は、誘導用磁界発生装置40が発生した磁界によるカプセル型内視鏡10の磁気誘導を可能にするためのものであり、磁化方向が筐体100の長軸Laに対して傾きを持つように、カプセル形状をなす筐体100の内部に固定配置される。なお、図2においては、永久磁石16の磁化方向を矢印で示している。実施の形態1においては、永久磁石16を、磁化方向が長軸Laに対して直交するように配置している。永久磁石16は、外部から印加された磁界に追従して動作し、この結果、誘導用磁界発生装置40によるカプセル型内視鏡10の磁気誘導が実現する。

10

【0044】

再び図1を参照すると、磁界検出装置30は、平面状のパネル31と、該パネル31の主面上に配設され、各々がカプセル型内視鏡10から発生した交番磁界を受信して検出信号を出力する複数の検出コイル C_n ($n=1, 2, \dots$)とを有する。各検出コイル C_n は、コイル線材をコイルパネ状に巻回した筒型コイルからなる磁界検出部であり、例えば、開口径が30~40mm程度、高さが5mm程度のサイズを有する。

20

【0045】

このような磁界検出装置30は、検査中の被検体2の近傍に配設される。実施の形態1においては、磁界検出装置30をベッド2aの下方に、パネル31の主面が水平になるように配設される。

【0046】

この磁界検出装置30によりカプセル型内視鏡10の位置を検出可能な領域が、検出対象領域Rである。この検出対象領域Rは、被検体2内でカプセル型内視鏡10が移動可能な範囲(即ち、観察対象の臓器の範囲)を含む3次元的な閉じた領域であり、磁界検出装置30における複数の検出コイル C_n の配置や、カプセル型内視鏡10内の磁界発生部14が発生可能な磁界の強度等に応じて予め設定されている。

30

【0047】

図3は、誘導用磁界発生装置40の構成例を示す模式図である。図3に示すように、誘導用磁界発生装置40は、被検体2内に導入されたカプセル型内視鏡10の位置、鉛直方向に対する長軸Laの傾斜角、及び方位角を、被検体2に対して相対的に変化させるための磁界を発生する。より詳細には、誘導用磁界発生装置40は、磁界を発生する誘導用磁界発生部(第2の磁界発生部)としての体外永久磁石41と、該体外永久磁石41の位置及び姿勢を変化させる磁石駆動部42と、体外永久磁石41が発生する磁界を遮蔽可能な遮蔽手段としての磁気シールド43及び磁気シールド駆動部44とを備える。このうち、磁石駆動部42は、平面位置変更部421、鉛直位置変更部422、仰角変更部423、及び旋回角変更部424を有する。

40

【0048】

体外永久磁石41は、好ましくは、直方体形状を有する棒磁石によって実現され、自身の磁化方向と平行な4つの面の内の1つの面を水平面に投影した領域内にカプセル型内視鏡10を拘束する。なお、体外永久磁石41の代わりに、電流が流れることにより磁界を発生する電磁石を設けても良い。

【0049】

磁石駆動部42は、後述する誘導用磁界制御部57から出力される制御信号に従って動作する。具体的には、平面位置変更部421は、体外永久磁石41をXY面内において並

50

進させる。即ち、体外永久磁石 4 1 において磁化された 2 つの磁極の相対位置が確保された状態のままで水平面内に移動を行う。

【 0 0 5 0 】

鉛直位置変更部 4 2 2 は、体外永久磁石 4 1 を Z 方向に沿って並進させる。即ち、体外永久磁石 4 1 において磁化された 2 つの磁極の相対位置が確保された状態のままで鉛直方向に沿って移動を行う。

【 0 0 5 1 】

仰角変更部 4 2 3 は、体外永久磁石 4 1 の磁化方向を含む鉛直面内において、体外永久磁石 4 1 を回転させることにより、水平面に対する磁化方向の角度を変化させる。

【 0 0 5 2 】

旋回角変更部 4 2 4 は、体外永久磁石 4 1 の中心を通る鉛直方向の軸に対して体外永久磁石 4 1 を旋回させる。

【 0 0 5 3 】

磁気シールド 4 3 は、鉄やニッケル等の強磁性体からなる板状の部材であり、少なくとも体外永久磁石 4 1 の上方に挿抜可能に設けられている。磁気シールド駆動部 4 4 は、後述する誘導用磁界制御部 5 7 から出力される制御信号に従って、磁気シールド 4 3 の挿脱を行う。磁気シールド 4 3 が体外永久磁石 4 1 の上方から抜去されている間、体外永久磁石 4 1 により検出対象領域 R を含む空間に磁界が生成される。この間、誘導用磁界発生装置 4 0 によるカプセル型内視鏡 1 0 の誘導が可能となる。一方、磁気シールド 4 3 が体外永久磁石 4 1 の上方に挿入されている間、体外永久磁石 4 1 が発生する磁界は、誘導用磁界発生装置 4 0 内に遮蔽される。即ち、この間、カプセル型内視鏡 1 0 の誘導は行われ

【 0 0 5 4 】

なお、体外永久磁石 4 1 の代わりに電磁石を設ける場合には、磁気シールド 4 3 及び磁気シールド駆動部 4 4 を設ける必要はない。この場合、電磁石への電力供給を停止することにより、誘導用磁界発生装置 4 0 からの磁界発生が停止するので、電磁石への電力供給を制御する電力制御部が、磁界の遮蔽手段として機能する。

【 0 0 5 5 】

再び図 1 を参照すると、制御装置 5 0 は、カプセル型内視鏡 1 0 から送信された無線信号を、受信アンテナ 5 1 a を介して受信する受信部 5 1 と、当該制御装置 5 0 によって処理された種々の情報等を表示装置等へ出力して表示させる表示部 5 2 と、記憶部 5 3 と、当該制御装置 5 0 に対する種々の情報や命令の入力に用いられる操作入力部 5 4 と、各検出コイル C_n から出力された検出信号に対して種々の信号処理を施して磁界情報を生成する信号処理部 5 5 と、受信部 5 1 によって受信された画像データに基づく画像生成や、信号処理部 5 5 によって生成された磁界情報に基づくカプセル型内視鏡 1 0 の位置検出等の各種演算処理を行う演算部 5 6 と、カプセル型内視鏡 1 0 を誘導するための制御を行う誘導用磁界制御部 5 7 とを備える。

【 0 0 5 6 】

カプセル型内視鏡 1 0 による検査を行う際、被検体 2 の体表には、カプセル型内視鏡 1 0 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 5 1 a が貼り付けられる。受信部 5 1 は、これらの受信アンテナ 5 1 a のうち、無線信号に対して最も受信強度の高い受信アンテナ 5 1 a を選択し、選択した受信アンテナ 5 1 a を介して受信した無線信号に対して復調処理等を施すことにより、体内画像の画像データ及び関連情報を取得する。

【 0 0 5 7 】

表示部 5 2 は、液晶や有機 E L 等の各種ディスプレイを含み、操作入力部 5 4 から入力された各種情報や、被検体 2 の体内画像や、体内画像の撮像時におけるカプセル型内視鏡 1 0 の位置情報等を画面表示する。

【 0 0 5 8 】

記憶部 5 3 は、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書込読取装置を用いて実現される。記憶部 5 3 は、演算部 5 6 が制御装置

10

20

30

40

50

50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や、カプセル型内視鏡10によって撮像された体内画像の画像データや、被検体2内におけるカプセル型内視鏡10の位置情報等を記憶する。

【0059】

操作入力部54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実現され、ユーザによる入力操作に応じて、各種情報を演算部56に入力する。操作入力部54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、誘導操作情報という)が挙げられる。

【0060】

信号処理部55は、磁界検出装置30から出力された検出信号の波形を整形するフィルタ部551と、増幅器552と、検出信号にA/D変換処理を施すA/D変換部553とを有する。なお、磁界検出装置30が磁界を検出可能な空間には、カプセル型内視鏡10内の磁界発生部14が発生する交番磁界と、誘導用磁界発生装置40が形成する誘導用磁界とが存在するが、両磁界は周波数が全く異なるため、磁界同士の干渉が問題になることはない。

【0061】

演算部56は、例えばCPU(Central Processing Unit)等を用いて構成され、記憶部53からプログラムを読み出し、制御装置50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制御装置50の動作を統括的に制御する。また、演算部56は、画像処理部561と、閾値保持部562と、判定部563と、位置検出演算部564とを備える。

【0062】

画像処理部561は、受信部51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。

【0063】

判定部563は、信号処理部55から出力された検出信号の出力値に基づいて、後述する位置検出演算部564にカプセル型内視鏡10の位置検出演算を実行させるか否かの判定を行う。閾値保持部562は、この判定に用いられる閾値を保持している。

【0064】

位置検出演算部564は、判定部563が位置検出演算を実行させると判定した場合に、信号処理部55から出力された検出信号に基づいて、カプセル型内視鏡10の位置を表す情報(位置情報)を取得する。より詳細には、位置検出演算部564は、信号処理部55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、交番磁界の振幅及び位相等の磁界情報を抽出するFFT処理部564aと、FFT処理部564aによって抽出された磁界情報に基づいてカプセル型内視鏡10の位置を算出する位置算出部564bとを有する。

【0065】

図1に示す誘導システム1のうち、カプセル型内視鏡10、磁界検出装置30、信号処理部55、閾値保持部562、判定部563、及び位置検出演算部564が位置検出システムを構成する。

【0066】

誘導用磁界制御部57は、位置検出演算部564により算出されたカプセル型内視鏡10の位置及び姿勢と、操作入力部54から入力された誘導操作情報とに基づいて、カプセル型内視鏡10がユーザ所望の位置においてユーザ所望の姿勢をなすように、磁石駆動部42の各部の動作を制御する。即ち、体外永久磁石41の位置、仰角、及び旋回角を変化させることにより、カプセル型内視鏡10の位置を含む空間における磁気勾配を変化させてカプセル型内視鏡10を誘導する。

【0067】

10

20

30

40

50

次に、誘導システム 1 の動作について説明する。図 4 は、誘導システム 1 の動作を示すフローチャートである。

【0068】

まず、ステップ S 1 0 において、カプセル型内視鏡 1 0 の電源がオンにされる。これにより、電源部 1 5 (図 2 参照) からカプセル型内視鏡 1 0 の各部への電力供給が開始され、撮像部 1 1 が撮像を開始すると共に、磁界発生部 1 4 が磁界の発生を開始する。

【0069】

ステップ S 1 1 において、磁界検出装置 3 0 は磁界の検出を行う。即ち、磁界検出装置 3 0 の各検出コイル C_n が、自身の位置に分布する磁界に応じた電流を発生し、この電流を磁界の検出信号として信号処理部 5 5 に出力する。

10

【0070】

ステップ S 1 2 において、信号処理部 5 5 は、磁界検出装置 3 0 から出力された複数の検出信号 (複数の検出コイル C_n がそれぞれ発生した電流) を取り込み、これらの検出信号に対して波形の整形、増幅、A / D 変換等の信号処理を施して出力する。

【0071】

ステップ S 1 3 において、判定部 5 6 3 は、閾値保持部 5 6 2 が予め保持している閾値と、信号処理部 5 5 から出力された複数の検出信号の出力値 (振幅) をもとに決定される判定値とを比較する。閾値の設定方法及び判定値の決定方法については、後で詳述する。図 5 及び図 6 は、検出コイル C_n の出力値の判定方法を説明するための模式図である。ここでは、一例として、図 5 及び図 6 に示すように、複数の検出コイル C_n の出力値のうち

20

の最大値 D_{max} を判定値とし、この判定値 D_{max} が閾値 Th_0 以上であるか否かを判定する。

【0072】

図 5 に示すように、判定値 (最大値 D_{max}) が閾値 Th_0 以上である場合 (ステップ S 1 3 : Yes)、判定部 5 6 3 は、カプセル型内視鏡 1 0 は検出対象領域 R 内に実在しており、適正な位置検出が可能と判定する (ステップ S 1 4)。ここで、適正な位置検出が可能とは、検出コイル C_n が検出した信号にはカプセル型内視鏡 1 0 が発生した磁界成分が含まれており、この磁界成分に基づく位置検出演算が可能という意味である。反対に、適正な位置検出が不可能とは、検出コイル C_n が検出した信号にはカプセル型内視鏡 1 0 が発生した磁界成分があまり含まれておらず、ノイズ成分に基づく位置検出演算が実行

30

されてしまうという意味である。

【0073】

この場合、位置検出演算部 5 6 4 は、信号処理部 5 5 から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 の位置検出演算を行う (ステップ S 1 5)。詳細には、FFT 処理部 5 6 4 a が、各検出信号に高速フーリエ変換処理を施すことにより、検出信号の振幅及び位相を算出する。この振幅及び位相は、各検出コイル C_n の位置における磁界の強度及び位相に対応する。位置算出部 5 6 4 b は、検出信号の振幅及び位相に基づいて、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢を算出する。

【0074】

続くステップ S 1 6 において、誘導用磁界制御部 5 7 は、操作入力部 5 4 から誘導操作情報が入力されたか否かを判定する。誘導操作情報が入力された場合 (ステップ S 1 6 : Yes)、誘導用磁界制御部 5 7 は、この誘導操作情報と、ステップ S 1 5 において算出されたカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢とに基づき、誘導用磁界発生装置 4 0 の動作を制御することにより、カプセル型内視鏡 1 0 の誘導を実行する (ステップ S 1 7)。

40

【0075】

一方、操作入力部 5 4 から誘導操作情報が入力されない場合 (ステップ S 1 6 : No)、誘導システム 1 の動作はそのままステップ S 2 0 に移行する。

【0076】

ステップ S 1 3 において、図 6 に示すように、判定値 D_{max} が閾値 Th_0 未満である場合 (ステップ S 1 3 : No)、判定部 5 6 3 は、カプセル型内視鏡 1 0 は検出対象領域

50

R内に実在しておらず、適正な位置検出は不可能と判定する(ステップS18)。この場合、位置検出演算部564は、カプセル型内視鏡10の位置検出演算を行うことなく、動作は続くステップS19に移行する。

【0077】

ステップS19において、誘導用磁界制御部57は、カプセル型内視鏡10に対する誘導制御をオフにする。具体的には、誘導用磁界発生装置40の磁気シールド駆動部44に対し、磁気シールド43を体外永久磁石41の上方に挿入して、体外永久磁石41が発生する磁界を当該誘導用磁界発生装置40内に遮蔽する制御を行う。これにより、操作入力部54から誘導操作情報が入力されたとしても、カプセル型内視鏡10に対して誘導用磁界は印加されない。その後、誘導システム1の動作はステップS20に移行する。

10

【0078】

ステップS20において、制御装置50は、カプセル型内視鏡10による検査を終了するか否かを判断する。具体的には、操作入力部54を介して検査を終了する指示信号が入力された、カプセル型内視鏡10の電源がオンにされてから所定時間以上経過した、といった場合に、制御装置50は検査を終了すると判断する。

【0079】

検査を終了する場合(ステップS20:Yes)、誘導システム1の動作は終了する。一方、検査を終了しない場合(ステップS20:No)、誘導システム1の動作はステップS11に戻る。

【0080】

20

次に、ステップS13において用いられる閾値の設定方法について説明する。閾値の設定方法としては、以下の設定方法(1)、(2)が挙げられる。上述したステップS13においては、閾値の設定方法(1)、(2)のいずれの方法により取得された閾値を用いても良い。

【0081】

(閾値の設定方法(1))

図7は、閾値の設定方法(1)を説明するための模式図であり、磁界検出装置30に設けられた複数の検出コイル C_n (一例として、 $n=1\sim 16$)と、カプセル型内視鏡10の検出対象領域Rとを示している。

【0082】

30

閾値の取得は、カプセル型内視鏡10による検査の開始前に行われる。まず、カプセル型内視鏡10の電源をオンにして磁界発生部14に磁界を発生させる。そして、磁界を発生している状態のカプセル型内視鏡10を、このカプセル型内視鏡10が発生する磁界に対する各検出コイル C_n の検出レベルが最低となる位置、言い換えると、検出対象領域Rの端部(境界面又は境界ライン)、好ましくは最端部である隅に配置する。図7においては、検出対象領域Rの上面の4隅の1つにカプセル型内視鏡10を配置した状態を示している。

【0083】

図8は、この状態で各検出コイル C_n によって検出された検出信号の出力値の一例を示す模式図である。図8においては、検出コイル C_4 の出力値が最大となっている。この場合、当該最大の出力値が、閾値 Th_0 として取得される。

40

【0084】

(閾値の設定方法(2))

上記閾値の設定方法(1)と同様に、磁界を発生している状態のカプセル型内視鏡10を、カプセル型内視鏡10が発生する磁界に対する各検出コイル C_n の検出レベルが最低となる位置(検出対象領域Rの端部)に配置する(図7参照)。そして、出力値が最大の検出コイル C_n 及びこの検出コイル C_n の近傍に位置する所定数(1つ以上)の検出コイル C_n の出力値の平均値を閾値として設定する。図9は、閾値の設定方法(2)を説明するための模式図である。

【0085】

50

例えば図 8 の場合、検出コイル C_4 の出力値が最大であり、図 9 に示すように、検出コイル C_4 の近傍に位置する検出コイル C_n は、検出コイル C_3 、 C_7 、 C_8 である。従って、範囲 A 1 に含まれる検出コイル群（検出コイル C_3 、 C_4 、 C_7 、 C_8 ）の出力値の平均値が閾値として設定される。

【 0 0 8 6 】

ここで、出力値が最大の検出コイル C_n 及びその近傍に位置する検出コイル C_n は、範囲 A 1 のように、パネル 3 1 に配設された検出コイル群の角の 4 つに限定されない。別の例として、検出コイル C_{10} の出力値が最大である場合、検出コイル C_{10} の縦方向及び横方向で隣接する 4 つの検出コイル C_6 、 C_9 、 C_{11} 、 C_{14} を、近傍に位置する検出コイル C_n としても良い。この場合、範囲 A 2 に含まれる検出コイル群の出力値の平均値が閾値として設定される。さらに別の例として、出力値が最大の検出コイル C_{10} に対して、縦方向、横方向、及び斜め方向で隣接する 8 個の検出コイル C_5 、 C_6 、 C_7 、 C_9 、 C_{11} 、 C_{13} 、 C_{14} 、 C_{15} を、近傍に位置する検出コイル C_n としても良い。この場合、範囲 A 3 に含まれる検出コイル群の出力値の平均値が閾値として設定される。

【 0 0 8 7 】

なお、これらの閾値は、理論値に基づいて予め算出しておいても良い。即ち、検出対象領域 R の端部に所定の強さ（カプセル型内視鏡 1 0 が発生する磁界と同程度）の磁界を発生する磁界発生源を配置したと仮定し、各検出コイル C_n の位置における磁界の強さの理論値をもとに、上記閾値の設定方法（1）又は（2）と同様にして閾値を算出する。

【 0 0 8 8 】

次に、ステップ S 1 3 において閾値と比較される判定値の決定方法について説明する。判定値の決定方法としては、以下の決定方法（1）～（4）が挙げられる。上述したステップ S 1 3 においては、判定値の決定方法（1）～（4）のいずれの方法により決定された判定値を用いても良い。

【 0 0 8 9 】

（判定値の決定方法（1））

上記ステップ S 1 3 において説明したように、複数の検出コイル C_n の出力値のうちの最大値を判定値とする。例えば図 5 の場合、検出コイル C_5 の出力値が最大であるから、この最大値 D_{max} が判定値として決定され、閾値 Th_0 と比較される。

【 0 0 9 0 】

（判定値の決定方法（2））

複数の検出コイル C_n の出力値のうち、値が大きい方から所定数（2 つ以上）の出力値の平均値を判定値とする。例えば値が大きい方から 4 つの出力値の平均値を判定値とする場合、図 5 に示す出力値が得られているときには、検出コイル C_1 、 C_5 、 C_6 、 C_9 の出力値の平均値が判定値として決定される。

【 0 0 9 1 】

ここで、従来の位置検出システムにおいて検出され得るカプセル型内視鏡 1 0 の不適正な位置（ゴースト）はノイズ分布に依存するので、検出されたゴーストの位置や信号レベルはほぼ一定となる。そこで、出力値が大きくなり易い複数の検出コイル C_n の出力値を判定対象とすることで、今回の各検出コイル C_n からの出力値がカプセル型内視鏡 1 0 が発生した磁界の検出結果であるのか、或いはレベルの高いノイズの検出結果であるのかを精度良く判定することが可能となる。

【 0 0 9 2 】

（判定値の決定方法（3））

複数の検出コイル C_n のうち、出力値が最大の検出コイル C_n 及びこの検出コイル C_n と隣接する少なくとも 1 つの検出コイル C_n の出力値をそれぞれ判定値とする。例えば図 5 の場合、検出コイル C_5 の出力値が最大であるから、検出コイル C_5 の出力値と、これに隣接する検出コイル C_1 、 C_6 、 C_9 （図 9 参照）のいずれかの出力値とがそれぞれ判定値となる。この場合、検出コイル C_5 の出力値及び隣接する検出コイル C_n の出力値が共に閾値 Th_0 以上であるとき、適正な位置検出が可能と判定される。隣接するコイル C

10

20

30

40

50

1、 C_6 、 C_9 のうち、判定値を取得する検出コイル C_n は予め決定しておいても良いし、カプセル型内視鏡10の移動方向に位置する検出コイル C_n の出力値を判定値として用いても良い。

【0093】

(判定値の決定方法(4))

複数の検出コイル C_n のうち、出力値が最大の検出コイル C_n 及びこの検出コイル C_n の近傍に位置する検出コイル C_n の出力値の平均値を判定値とする。例えば図5の場合、検出コイル C_5 の出力値が最大であるから、検出コイル C_5 及びその近傍に位置する検出コイル C_1 、 C_2 、 C_6 、 C_9 、 C_{10} (図9参照)の出力値の平均値が判定値として決定され、閾値 Th_0 と比較される。なお、近傍に位置する検出コイル C_n としては、出力

10

【0094】

ここで、カプセル型内視鏡10が実際に検出対象領域R内に存在する場合、出力値の大きい検出コイル C_n があれば、その周囲の検出コイル C_n の出力値も大きくなる傾向がある。反対に、カプセル型内視鏡10が検出対象領域R内に存在しない場合、出力値の大きい検出コイル C_n があったとしても、その近傍に位置する検出コイル C_n の出力値も大きくなるとは限らない。そこで、出力値が最大の検出コイル C_n 及びその近傍の検出コイル C_n の出力値の平均値を閾値 Th_0 と比較することにより、カプセル型内視鏡10が検出対象領域R内に存在するか否かを精度良く判定することが可能となる。

20

【0095】

以上説明したように、本発明の実施の形態1においては、検出コイル C_n の出力値に基づいて決定された判定値を、予め取得された閾値と比較し、この比較の結果に基づいて、カプセル型内視鏡10の適正な位置検出が可能か否かを判定する。そして、適正な位置検出が不可能であると判定した場合には位置検出演算部564に位置検出演算を実行させないので、カプセル型内視鏡10の位置検出結果の不適正な出力を防ぐことが可能となる。

【0096】

また、本発明の実施の形態1によれば、カプセル型内視鏡10の適正な位置検出ができない場合、カプセル型内視鏡10に対する誘導制御をオフにするので、誤検出されたカプセル型内視鏡10の位置に基づく不適切な誘導を防ぐことができる。

30

【0097】

(変形例1)

次に、本発明の実施の形態1の変形例1について説明する。

上記実施の形態1で説明した閾値の設定方法(2)においては、カプセル型内視鏡10が発生する磁界に対する各検出コイル C_n の検出レベルが最低となる位置にカプセル型内視鏡10を配置し、出力値が最大の検出コイル C_n 及びこの検出コイル C_n の近傍に位置する所定数の検出コイル C_n の出力値の平均値を閾値として設定した。しかし、これらの出力値の和を閾値として設定しても良い。

【0098】

この場合、上記判定値の決定方法(2)、(4)においては複数の出力値の平均値を判定値としたが、その代わりに、これらの出力値の和を判定値として決定する。この際、閾値の取得に用いた出力値の数と、判定値の決定に用いる出力値の数とが一致するように、判定値の決定に用いる出力値を取得する検出コイル C_n を選択する。

40

【0099】

(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。実施の形態2に係る誘導システムの構成及び動作は、全体として実施の形態1と同様であり(図1及び図4参照)、閾値と比較する判定値の決定方法が実施の形態1と異なる。

【0100】

上記実施の形態1においては、全ての検出コイル C_n から出力値を取得し、これらの出

50

力値に基づいて判定値を決定した。しかしながら、閾値と比較する判定値の決定に際して出力値を取得する検出コイル C_n を、カプセル型内視鏡10による検査の開始前に行われるキャリブレーション時に予め選出しておいても良い。即ち、カプセル型内視鏡10が磁界を発生しておらず、検出対象領域Rに磁界発生部14が発生する磁界の影響がない状態で、各検出コイル C_n からの検出信号を取得し、ノイズレベルが低かった検出コイル C_n を判定値の取得対象の検出コイル C_n として予め選出する。検出コイル C_n の選出方法としては、ノイズレベルが低い方から所定数(1つ以上)までの検出コイル C_n を選出しても良いし、ノイズレベルが所定値以下である全ての検出コイル C_n を選出しても良い。従って、パネル31に配設された検出コイル C_n が全て選出されることもあり得るし、検出コイル C_n が1つしか選出されないこともあり得る。なお、後者の場合には、選出された検出コイル C_n の出力値がそのまま判定値として用いられる。

10

【0101】

図10～図12は、実施の形態2における判定値の決定方法を説明するための模式図である。例えば、検査の開始前のキャリブレーション時に、図10に示すような検出コイル C_n の出力値(ノイズレベル)が得られ、ノイズレベルの低い検出コイル C_3 、 C_6 、 C_7 、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} が判定値の取得対象として選出されたとする(図11参照)。ステップS13においては、これらの選出された検出コイル C_3 、 C_6 、 C_7 、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} の出力値をもとに判定値が決定される。なお、図10及び図12に示す丸数字は、選出された検出コイル C_n のコイル番号である。

【0102】

20

判定値の決定方法の一例として、予め選出された検出コイル C_3 、 C_6 、 C_7 、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} の出力値のうち、最大値を判定値とする。例えば、カプセル型内視鏡10による検査の開始後、図12に示す各検出コイル C_n の出力値が得られている場合、検出コイル C_3 、 C_6 、 C_7 、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} の出力値のうちでは、検出コイル C_6 の出力値 D_{S1} が最大である。従って、この出力値 D_{S1} が判定値として決定され、閾値と比較される。

【0103】

(変形例2-1)

次に、本発明の実施の形態2の変形例2-1について説明する。

判定値の決定方法の別の例として、予め選出された検出コイル C_3 、 C_6 、 C_7 、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} の出力値のうち、値が大きい方から所定数(2つ以上)の出力値を判定値としても良い。例えば値が大きい方から2つの出力値を判定値とする場合、図12においては、検出コイル C_6 の出力値 D_{S1} 及び検出コイル C_7 の出力値 D_{S2} が判定値として決定される。この場合、出力値 D_{S1} 及び出力値 D_{S2} をそれぞれ閾値と比較し、共に閾値以上である場合に、カプセル型内視鏡10の適正な位置検出が可能と判定される。

30

【0104】

(変形例2-2)

次に、本発明の実施の形態2の変形例2-2について説明する。

判定値の決定方法のさらに別の例として、予め選出された検出コイル C_3 、 C_6 、 C_7 、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} の出力値のうち、値が大きい方から所定数(2つ以上)の出力値の平均値を判定値としても良い。例えば値が大きい方から4つの出力値の平均値を判定値とする場合、図12においては、検出コイル C_6 の出力値 D_{S1} 、検出コイル C_7 の出力値 D_{S2} 、検出コイル C_{11} の出力値 D_{S3} 、及び検出コイル C_8 の出力値 D_{S4} の平均値が判定値として決定される。或いは、これらの出力値 D_{S1} 、 D_{S2} 、 D_{S3} 、 D_{S4} の和を判定値として決定しても良い。

40

【0105】

(変形例2-3)

次に、本発明の実施の形態2の変形例2-3について説明する。

判定値の決定方法のさらに別の例として、予め選出された検出コイル C_3 、 C_6 、 C_7

50

、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} のうち、出力値が最大の検出コイル C_n 及びこの検出コイル C_n の近傍に位置する検出コイル C_n の出力値の平均値を判定値としても良い。例えば、図12においては、検出コイル C_3 、 C_6 、 C_7 、 C_8 、 C_{10} 、 C_{11} 、 C_{12} のうち、検出コイル C_6 の出力値が最大であるから、検出コイル C_6 及びその近傍に位置する検出コイル C_3 、 C_7 、 C_{10} （図11参照）の出力値の平均値が判定値として決定される。或いは、これらの出力値の和を判定値として決定しても良い。

【0106】

上述した実施の形態2及びその変形例2-1~2-3で説明したように、キャリブレーション時に予め選出された検出コイル C_n の出力値に基づいて判定値を決定する場合、閾値については、カプセル型内視鏡10が発生する磁界に対する各検出コイル C_n の検出レベルが最低となる条件（検出対象領域Rの端部にカプセル型内視鏡10を配置した条件）の下での各検出コイル C_n の出力値の理論値に基づいて取得する。理論値に基づく閾値の設定方法は、上記実施の形態1において説明した閾値の設定方法（1）、（2）、又は変形例1において説明した閾値の設定方法と同様である。

【0107】

（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。

上記実施の形態1、2においては、パネル31上に配置する検出コイル C_n の向きを全て揃えたが、一部の検出コイル C_n の向きを変化させても良い。図13は、本発明の実施の形態3における検出コイル C_n の配置例を示す模式図であり、検出コイル C_n の回転中心軸Aを互いに直交する3方向（XYZ方向）のいずれかに向けた例を示している。

【0108】

図13においては、検出コイル $C_1 \sim C_{16}$ を、回転中心軸AがZ軸と平行になるように（即ち、コイルの開口面がXY平面と平行になるように）配置すると共に、パネル31の端部に配置された検出コイル C_1 、 C_4 、 C_{13} 、 C_{16} の近傍に、回転中心軸AがX軸と平行な向きの検出コイル C_{1X} 、 C_{4X} 、 C_{13X} 、 C_{16X} と、回転中心軸AがY軸と平行な向きの検出コイル C_{1Y} 、 C_{4Y} 、 C_{13Y} 、 C_{16Y} とをそれぞれ配置している。各検出コイル C_{1X} 、 C_{4X} 、 C_{13X} 、 C_{16X} 、 C_{1Y} 、 C_{4Y} 、 C_{13Y} 、 C_{16Y} の形状及びサイズは、検出コイル $C_1 \sim C_{16}$ と同様である。

【0109】

ここで、検出コイル C_n （ $n = 1 \sim 16$ 、 $1X$ 、 $1Y$ 、 $4X$ 、 $4Y$ 、 $13X$ 、 $13Y$ 、 $16X$ 、 $16Y$ ）は、回転中心軸Aと平行な方向における磁界の変化を精度良く検出することができる。そこで、それぞれの回転中心軸AがX軸、Y軸、Z軸と平行になるように配置された3つの検出コイル（例えば検出コイル C_1 、 C_{1X} 、 C_{1Y} ）を1単位（コイルセット C_{XYZ} ）として近傍に配置することにより、当該位置における磁界の変化を3次元的に検出することが可能となる。図13は、パネル31の4隅にコイルセット C_{XYZ} を配置し、それ以外の位置に、回転中心軸AがZ軸と平行になるように検出コイル C_2 、 C_3 、 $C_5 \sim C_{12}$ 、 C_{14} 、 C_{15} を配置した例を示している。

【0110】

このように検出コイル C_n の向きを変化させる場合、閾値と比較する判定値を決定する際に出力値を取得する複数の検出コイル（検出コイル群）を予め設定しておくとも良い。例えば、回転中心軸AがZ軸と平行な検出コイル C_2 、 C_3 、 $C_5 \sim C_{12}$ 、 C_{14} 、 C_{15} のように、互いに向きが同一の検出コイル C_n を、判定値を決定する際に出力値を取得する検出コイル群として設定しておく。或いは、回転中心軸AがX軸と平行な検出コイル C_{1X} 、 C_{4X} 、 C_{13X} 、 C_{16X} や、回転中心軸AがY軸と平行な検出コイル C_{1Y} 、 C_{4Y} 、 C_{13Y} 、 C_{16Y} を、判定値を決定する際に出力値を取得する検出コイル群として設定しても良い。この場合、設定された検出コイル群から取得した出力値に基づいて判定値を決定する。判定値の決定方法は、実施の形態1（判定値の決定方法（1）~（4））と同様である。

【0111】

10

20

30

40

50

また、この場合、閾値についても、判定値の決定に用いられる検出コイル C_n の向きと同じ向きの検出コイル C_n の出力値に基づいて予め取得しておくが良い。なお、閾値の設定方法は、出力値を取得する検出コイル群（各検出コイル C_n の向き）が限定されることを除いて、実施の形態1（閾値の設定方法（1）又は（2））と同様である。

【0112】

（変形例3-1）

次に、本発明の実施の形態3の変形例3-1について説明する。

図13に示すように、パネル31に配置する検出コイル C_n をXYZの各方向に向ける場合、回転中心軸AがX軸と平行な検出コイル群（検出コイル C_{1X} 、 C_{4X} 、 C_{13X} 、 C_{16X} ）と、回転中心軸AがY軸と平行な検出コイル群（検出コイル C_{1Y} 、 C_{4Y} 、 C_{13Y} 、 C_{16Y} ）と、回転中心軸AがZ軸と平行な検出コイル群（検出コイル C_2 、 C_3 、 $C_5 \sim C_{12}$ 、 C_{14} 、 C_{15} ）とのそれぞれを、判定値を決定する際に出力値を取得する検出コイル群として予め設定しておくても良い。この場合、各検出コイル群の出力値に基づいて、XYZの方向別に3つの判定値を決定し、これらの判定値を、XYZの方向ごとに取得された閾値とそれぞれ比較することにより、方向別の判定を行うことができる。

【0113】

このように方向別に判定を行う場合、XYZのいずれかの方向において、判定値が閾値以上であるとき、判定部563（図1参照）は、カプセル型内視鏡10は検出対象領域R内に実在しており、適正な位置検出が可能と判定することとしても良い。

【0114】

（変形例3-2）

次に、本発明の実施の形態3の変形例3-2について説明する。

図13に示すように、パネル31に配置する検出コイル C_n をXYZの各方向に向ける場合、判定値を決定する際に出力値を取得する検出コイル群に、互いに異なる方向を向く検出コイル C_n を含めても良い。一例として、回転中心軸AがZ方向と平行な検出コイル C_2 、 C_3 、 $C_5 \sim C_{12}$ 、 C_{14} 、 C_{15} に加えて、パネル31の端部に配置された4つのコイルセット C_{XYZ} を、出力値を取得する検出コイル群として予め設定しておく。

【0115】

この場合、各コイルセット C_{XYZ} については、1つのコイルセット C_{XYZ} に含まれる3つの検出コイル（例えば C_{1X} 、 C_{1Y} 、 C_1 ）の出力値の平方和を算出し、この平方和を、判定値を決定する際の検出コイルの出力値として扱う。それにより、カプセル型内視鏡10が備える磁界発生コイル141の位置及び方向と検出コイル C_n との相互関係によらず、磁界発生コイル141が発生した磁界の強度を確実に検出することができる。

【0116】

或いは、1つのコイルセット C_{XYZ} に含まれる3つの検出コイルの出力値の平方和の代わりに二乗平均平方根を算出し、この値を、判定値を決定する際の検出コイルの出力値として扱っても良い。

【0117】

（実施の形態4）

次に、本発明の実施の形態4について説明する。

上記実施の形態1においては、カプセル型内視鏡10の適正な位置検出が不可能と判定された場合、位置検出演算部564に位置検出演算を実行させないこととしたが、位置検出演算を実行させても良い。この場合、演算部56は、カプセル型内視鏡10の位置がエラーである旨の情報を出力し、表示部52に表示させることとしても良い。それにより、ユーザは、表示部52に表示されたカプセル型内視鏡10の位置がエラーであることを認識した上で、カプセル型内視鏡10に対する誘導操作を行うことが可能となる。

【0118】

或いは、カプセル型内視鏡10の適正な位置検出が不可能と判定された場合、演算部56は、表示部52におけるカプセル型内視鏡10の位置表示を停止させることとしても良

10

20

30

40

50

い。それにより、ユーザは、表示部 5 2 にカプセル型内視鏡 1 0 の位置が表示されなくなったことをもって、カプセル型内視鏡 1 0 の適正な位置検出ができない状態になったことを認識することができる。

【 0 1 1 9 】

(実施の形態 5)

次に、本発明の実施の形態 5 について説明する。

上記実施の形態 1 においては、カプセル型内視鏡 1 0 の適正な位置検出が不可能と判定された場合、カプセル型内視鏡 1 0 に対する誘導制御をオフにすることとしたが、反対に、カプセル型内視鏡 1 0 の適正な位置検出が可能になったことをトリガーとして、誘導制御を開始させることとしても良い。

10

【 0 1 2 0 】

詳細には、誘導システム 1 は、誘導用磁界発生装置 4 0 の磁気シールド 4 3 を閉じた状態、即ち、カプセル型内視鏡 1 0 に対する誘導制御を行っていない状態で、カプセル型内視鏡 1 0 による検査を開始する。そして、判定部 5 6 3 がカプセル型内視鏡 1 0 の適正な位置検出が可能と判定した際に (図 4 のステップ S 1 4 参照)、誘導用磁界制御部 5 7 が磁気シールド 4 3 を開かせる制御を行う。それにより、検出対象領域 R を含む空間に誘導用磁界が発生し、カプセル型内視鏡 1 0 に対する誘導制御の開始が可能な状態となる。

【 0 1 2 1 】

反対に、誘導システム 1 において、誘導用磁界発生装置 4 0 の磁気シールド 4 3 を開いた状態で、カプセル型内視鏡 1 0 による検査を開始しても良い。この場合、判定部 5 6 3 がカプセル型内視鏡 1 0 の適正な位置検出が不可能と判定した際に (図 4 のステップ S 1 8 参照)、誘導用磁界制御部 5 7 が磁気シールド 4 3 を閉じさせる制御を行う。それにより、検出対象領域 R を含む空間に対して誘導用磁界が遮蔽され、カプセル型内視鏡 1 0 に対する誘導制御の開始が不可能な状態となる。

20

【 0 1 2 2 】

以上説明した本発明の実施の形態 1 ~ 5 及びこれらの変形例は、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、上記実施の形態 1 ~ 5 及びこれらの変形例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、さら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。

30

【符号の説明】

【 0 1 2 3 】

- 1 誘導システム
- 2 被検体
- 1 0 カプセル型内視鏡
- 1 1 撮像部
- 1 2 制御部
- 1 3 送信部
- 1 4 磁界発生部
- 1 5 電源部
- 1 6 永久磁石
- 3 0 磁界検出装置
- 3 1 パネル
- 4 0 誘導用磁界発生装置
- 4 1 体外永久磁石
- 4 2 磁石駆動部
- 4 3 磁気シールド
- 4 4 磁気シールド駆動部
- 5 0 制御装置

40

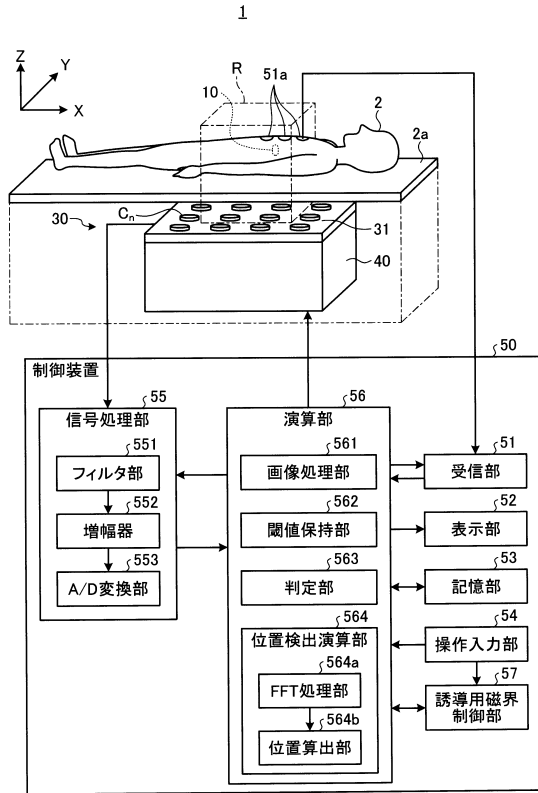
50

5 1	受信部	
5 2	表示部	
5 3	記憶部	
5 4	操作入力部	
5 5	信号処理部	
5 6	演算部	
5 7	誘導用磁界制御部	
1 0 0	筐体	
1 0 1	筒状筐体	
1 0 2、1 0 3	ドーム状筐体	10
1 1 1	照明部	
1 1 2	光学系	
1 1 3	撮像素子	
1 4 1	磁界発生コイル	
1 4 2	コンデンサ	
4 2 1	平面位置変更部	
4 2 2	鉛直位置変更部	
4 2 3	仰角変更部	
4 2 4	旋回角変更部	
5 5 1	フィルタ部	20
5 5 2	増幅器	
5 5 3	A / D変換部	
5 6 1	画像処理部	
5 6 2	閾値保持部	
5 6 3	判定部	
5 6 4	位置検出演算部	
5 6 4 a	FFT処理部	
5 6 4 b	位置算出部	

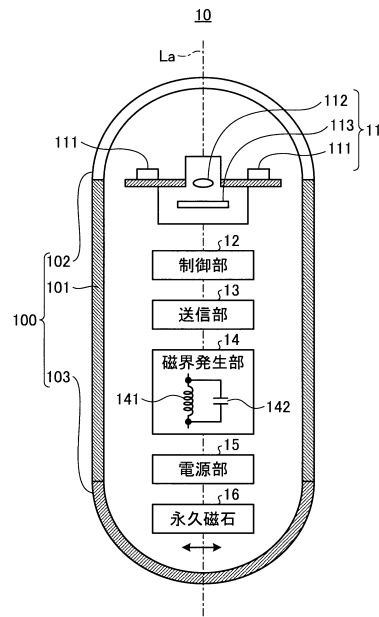
【要約】

位置検出システムは、磁界を発生する磁界発生部が内部に設けられたカプセル型内視鏡 1 0 と、該磁界の検出信号を出力する複数の検出コイル C_n と、検出コイル C_n が出力した検出信号を用いてカプセル型内視鏡 1 0 の位置を算出する位置検出演算部 5 6 4 と、カプセル型内視鏡 1 0 の適正な位置検出が可能か否かを判定する判定部 5 6 3 と、該判定に用いられる閾値を保持する閾値保持部 5 6 2 とを有し、該閾値は、所定の条件の下での複数の検出コイル C_n からの少なくとも 1 つの出力値に基づく値であり、判定部 5 6 3 は、複数の検出コイル C_n からの出力値のうちの少なくとも 1 つを用いて判定値を決定し、該判定値が閾値未満である場合にカプセル型内視鏡 1 0 の適正な位置検出が不可能と判定する。これにより、カプセル型医療装置の位置検出結果の不適正な出力を防ぐことができる位置検出システムを提供する。

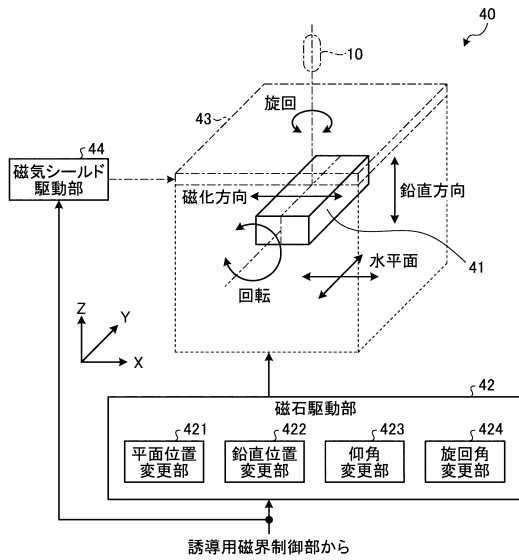
【図1】



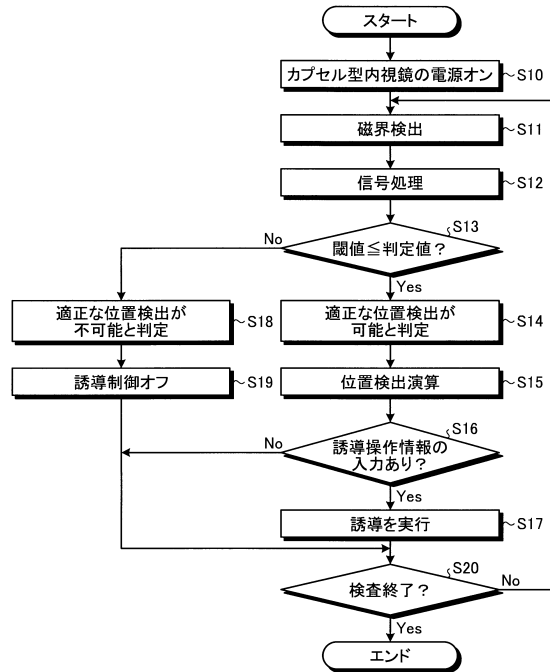
【図2】



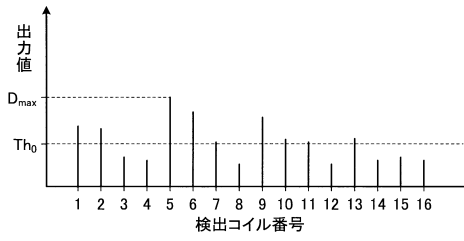
【図3】



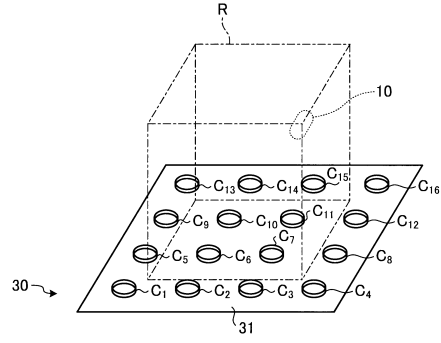
【図4】



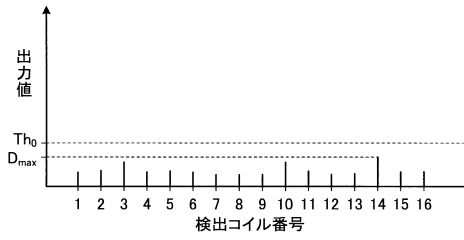
【図5】



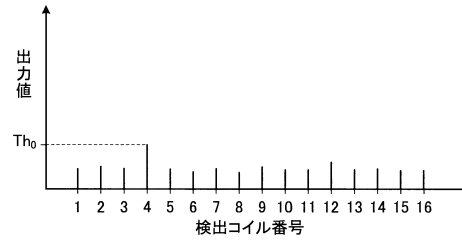
【図7】



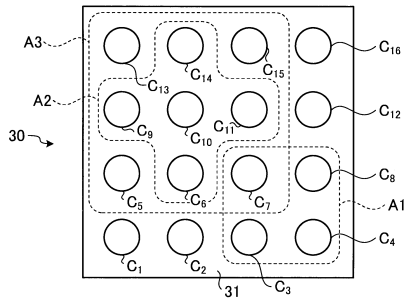
【図6】



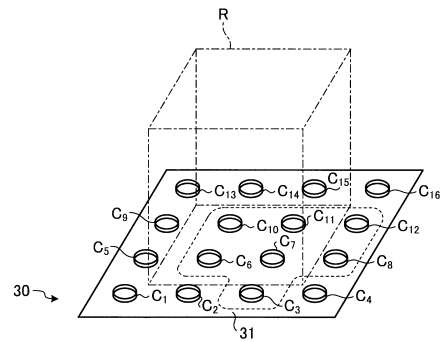
【図8】



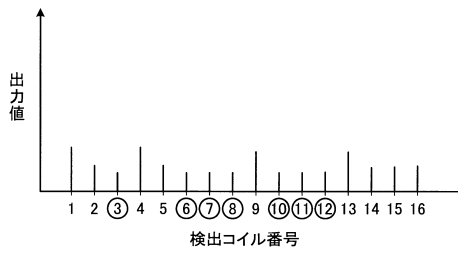
【図9】



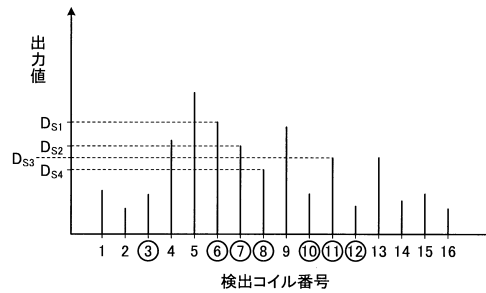
【図11】



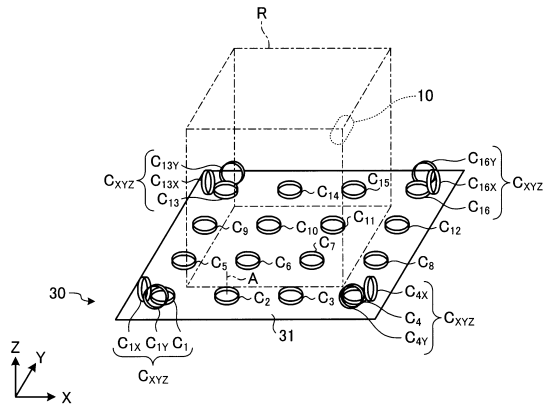
【図10】



【図12】



【 図 13 】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	位置检测系统和引导系统		
公开(公告)号	JP6058236B1	公开(公告)日	2017-01-11
申请号	JP2016550818	申请日	2015-10-22
[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	千葉淳		
发明人	千葉 淳		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/062 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/00029 A61B1/00158 A61B1/041		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.320.Z		
审查员(译)	伊藤商事		
优先权	2015063108 2015-03-25 JP		
其他公开文献	JPWO2016151914A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

位置检测系统包括：胶囊型内窥镜10，在其中设置有产生磁场的磁场发生器；多个检测线圈C \bar{n} ，其输出磁场的检测信号；以及检测线圈C \bar{n} 。位置检测计算单元564使用由确定单元563输出的检测信号来计算胶囊内窥镜10的位置，该确定信号确定是否可以正确地检测胶囊内窥镜10的位置，它具有用于保存用于确定的阈值的阈值保存单元562，该阈值是在预定条件下基于来自多个检测线圈C \bar{n} 的至少一个输出值的值，判定部563使用来自多个检测线圈C的输出值中的至少一个来判定判定值 \bar{n} ，在判定值小于阈值的情况下，判定胶囊型内窥镜10的适当性。确定不可能进行精确的位置检测。这提供了一种能够防止胶囊医疗装置的位置检测结果的错误输出的位置检测系统。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B1)	(11) 特許番号 特許第6058236号 (P6058236)
(45) 発行日 平成29年1月11日(2017.1.11)	(24) 登録日 平成28年12月16日(2016.12.16)	
(51) Int. Cl. A61B 1/00 (2006.01)	F 1 A61B 1/00 320B A61B 1/00 320Z	
請求項の数 15 (全 23 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-550818 (P2016-550818)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社	
(86) (22) 出願日 平成27年10月22日(2015.10.22)	東京都八王子市石川町2-9-51番地	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2015/079808	110002147	(74) 代理人 特許業務法人 潤井国際特許事務所
審査請求日 平成28年8月8日(2016.8.8)		千葉 淳
(31) 優先権主張番号 特願2015-63108 (P2015-63108)		(72) 発明者 東京都八王子市石川町2-9-51番地 オリンパス株式会社内
(32) 優先日 平成27年3月25日(2015.3.25)		審査官 伊藤 昭治
(33) 優先権主張国 日本国(JP)		(66) 参考文献 国際公開第2009/041524 (W O, A1) 国際公開第2012/114811 (W O, A1)
早期審査対象出願		最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 位置検出システム及び誘導システム		