

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/094415

発行日 平成29年11月30日(2017.11.30)

(43) 国際公開日 平成29年6月8日(2017.6.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	2 F 0 6 3
G 0 1 B 7/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	4 C 1 6 1
	G 0 1 B 7/00 1 0 3 M	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

出願番号 特願2017-506956 (P2017-506956)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2016/082088
(22) 国際出願日 平成28年10月28日(2016.10.28)
(11) 特許番号 特許第6169301号 (P6169301)
(45) 特許公報発行日 平成29年7月26日(2017.7.26)
(31) 優先権主張番号 特願2015-236128 (P2015-236128)
(32) 優先日 平成27年12月2日(2015.12.2)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

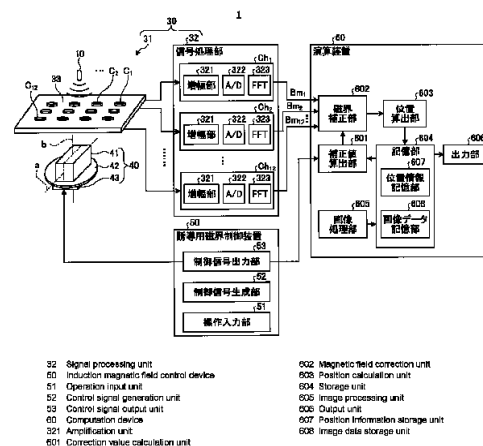
(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都八王子市石川町2951番地
(74) 代理人 110002147
特許業務法人酒井国際特許事務所
(72) 発明者 千葉 淳
東京都八王子市石川町2951番地 オリ
ンパス株式会社内
Fターム(参考) 2F063 AA04 BA29 CA08 DA01 DD01
EB30 GA03
4C161 DD07 FF15 GG28 HH55

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 位置検出システム及び位置検出システムの作動方法

(57) 【要約】

位置検出システムは、交番磁界を発生する磁界発生部と永久磁石とが設けられる検知体と、複数の検出コイルと、検出コイルに対して検知体の検出対象領域の反対側に配置され、検知体の誘導用磁界を発生する磁界発生源、並びに磁界発生源の位置及び姿勢の少なくともいずれかを変化させる駆動機構を有し、少なくとも一部が干渉磁界を発生する導電体からなる誘導用磁界発生装置と、直前に算出された検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかと導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかに基づいて、各検出コイルが検出した交番磁界の強度の測定値を補正するための補正值を算出する補正值算出部と、補正值を用いて測定値を補正する磁界補正部と、測定値に基づいて検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかを算出する位置算出部とを備え、補正值算出部は、最新の検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかをさらに用いて、補正值を算出する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

位置検出用の交番磁界を発生する磁界発生部と、永久磁石とが内部に設けられており、被検体内に導入される検知体と、

前記被検体の外部に配設されており、各々が前記交番磁界の強度の検出信号をそれぞれ出力する複数の検出コイルと、

前記複数の検出コイルが配置される所定の面に対して前記検知体の検出対象領域の反対側に配置されており、前記検知体を誘導するための誘導用磁界を発生する磁界発生源と、前記磁界発生源の位置及び姿勢の少なくともいずれかを変化させる駆動機構と、を有し、前記磁界発生源または前記駆動機構の少なくとも一部が前記交番磁界の作用により干渉磁界を発生する導電体からなる誘導用磁界発生装置と、

前記駆動機構の動作を制御する誘導用磁界制御装置と、

前記駆動機構の制御信号に基づいて前記導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかを取得し、該導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかを用いて、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記交番磁界の強度の測定値を補正するための補正值を算出する補正值算出部と、

前記補正值算出部が算出した前記補正值を用いて、前記測定値を補正する磁界補正部と、

前記磁界補正部が補正した前記測定値に基づいて、前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかを算出する位置算出部と、

を備え、

前記補正值算出部は、

前記位置算出部によって算出された最新の前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかをさらに用いて、前記補正值を算出することを特徴とする位置検出システム。

【請求項 2】

前記導電体は、前記磁界発生源を互いに直交する 2 つの軸回りに回転可能に支持すると共に、前記磁界発生源と共に 3 次元空間において並進可能であり、且つ、一部が前記磁界発生源と比して前記複数の検出コイルの近くに位置する支持部材であり、

前記補正值算出部は、前記最新の前記検知体の位置及び姿勢、並びに前記導電体の位置を用いて前記補正值を算出する、

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】

前記補正值算出部は、前記検知体の鉛直方向の位置及び姿勢、並びに前記導電体の鉛直方向の位置を用いて前記補正值を算出する、

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】

前記導電体は、前記磁界発生源を互いに直交する 2 つの軸回りに回転可能及び鉛直方向に移動可能に支持すると共に、前記磁界発生源と共に 2 次元空間において並進可能であり、且つ、一部が前記磁界発生源と比して前記複数の検出コイルの近くに位置する支持部材であり、

前記補正值算出部は、前記最新の前記検知体の位置及び姿勢、並びに前記導電体の鉛直方向を除く 2 次元平面の位置を用いて前記補正值を算出する、

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】

前記補正值算出部は、前記検知体の位置及び姿勢を用いて前記補正值を算出する、ことを特徴とする請求項 4 に記載の位置検出システム。

【請求項 6】

前記支持部材は、前記磁界発生源よりも前記複数の検出コイルの近くに配置された円環部材を含む、ことを特徴とする請求項 2 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の位置検出システム。

【請求項 7】

前記検知体は、前記被検体内を撮像することにより画像信号を生成する撮像部を備えるカプセル型内視鏡である、ことを特徴とする請求項 1～6 のいずれか 1 項に記載の位置検出システム。

【請求項 8】

位置検出用の交番磁界を発生する磁界発生部と、永久磁石とが内部に設けられており、被検体内に導入される検知体の位置を検出する位置検出システムが実行する位置検出方法であって、

前記位置検出システムは、

前記被検体の外部に配設されており、各々が前記交番磁界の強度の検出信号をそれぞれ出力する複数の検出コイルと、

前記複数の検出コイルが配置される所定の面に対して前記検知体の検出対象領域の反対側に配置されており、前記検知体を誘導するための誘導用磁界を発生する磁界発生源と、前記磁界発生源の位置及び姿勢の少なくともいずれかを変化させる駆動機構と、を有し、前記磁界発生源または前記駆動機構の少なくとも一部が前記交番磁界の作用により干渉磁界を発生する導電体からなる誘導用磁界発生装置と、を備え、

前記駆動機構の制御信号を生成して出力する制御信号生成出力ステップと、

前記駆動機構の制御信号に基づいて前記導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかを取得し、該導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかを用いて、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記交番磁界の強度の測定値を補正するための補正值を算出する補正值算出ステップと、

前記補正值算出ステップにおいて算出された前記補正值を用いて、前記測定値を補正する磁界補正ステップと、

前記磁界補正ステップにおいて補正された前記測定値に基づいて、前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかを算出する位置算出ステップと、を含み、

前記補正值算出ステップは、

前記位置算出ステップにおいて算出された最新の前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかをさらに用いて、前記補正值を算出することを特徴とする位置検出方法。

【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及び姿勢を検出する位置検出システム及び位置検出方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、被検体内に導入され、被検体に関する種々の情報を取得する、或いは被検体に薬剤を投与する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を検知体として位置検出を行うシステムも開発されている。例えば特許文献 1 には、電力を供給することにより位置検出用の磁界を発生する磁界発生コイルを内蔵するカプセル型医療装置と、磁界発生コイルが発生した磁界を被検体外において検出する検出コイルとを備え、検出コイルが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】

また、被検体内に導入されたカプセル型医療装置を磁界によって誘導するシステムも提

10

20

30

40

50

案されている。例えば特許文献2には、永久磁石を内蔵したカプセル型医療装置を被検体内に導入すると共に、被検体の外部に磁界発生部を設け、磁界発生部を移動させてカプセル型医療装置内の永久磁石に作用する磁界を変化させることによりカプセル型医療装置を誘導する磁気誘導医療システムが開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-132047号公報

【特許文献2】特開2006-68501号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

カプセル型医療装置等の検知体を検知体外部の磁界の変化によって誘導する場合において、誘導用の磁界を発生する磁界発生部が導電体を含むとき、検知体の移動に伴う位置検出用磁界の変化によって導電体に渦電流が流れて干渉磁界が発生する。磁界発生部の位置や姿勢は、検知体を誘導する際に時間とともに変化するので、干渉磁界も時間とともに変化する。そのため、検出コイルが出力した検出信号から干渉磁界の影響を除去することは非常に困難であり、検知体の位置や姿勢を精度良く検出することの妨げとなっていた。

【0007】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、干渉磁界の発生源の位置や姿勢が変化する場合であっても、検知体が発生する位置検出用磁界に基づき、検知体の位置や姿勢を精度良く検出することができる位置検出システム及び位置検出方法を提供することを目的とする。

20

【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、位置検出用の交番磁界を発生する磁界発生部と、永久磁石とが内部に設けられており、被検体内に導入される検知体と、前記被検体の外部に配設されており、各々が前記交番磁界の強度の検出信号をそれぞれ出力する複数の検出コイルと、前記複数の検出コイルが配置される所定の面に対して前記検知体の検出対象領域の反対側に配置されており、前記検知体を誘導するための誘導用磁界を発生する磁界発生源と、前記磁界発生源の位置及び姿勢の少なくともいずれかを变化させる駆動機構と、を有し、前記磁界発生源または前記駆動機構の少なくとも一部が前記交番磁界の作用により干渉磁界を発生する導電体からなる誘導用磁界発生装置と、前記駆動機構の動作を制御する誘導用磁界制御装置と、前記駆動機構の制御信号に基づいて前記導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかを取得し、該導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかをを用いて、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記交番磁界の強度の測定値を補正するための補正值を算出する補正值算出部と、前記補正值算出部が算出した前記補正值を用いて、前記測定値を補正する磁界補正部と、前記磁界補正部が補正した前記測定値に基づいて、前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかを算出する位置算出部と、を備え、前記補正值算出部は、前記位置算出部によって算出された最新の前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかをさらに用いて、前記補正值を算出することの特徴とする。

30

40

【0009】

本発明に係る位置検出システムは、上記発明において、前記導電体は、前記磁界発生源を互いに直交する2つの軸回りに回転可能に支持すると共に、前記磁界発生源と共に3次元空間において並進可能であり、且つ、一部が前記磁界発生源と比して前記複数の検出コイルの近くに位置する支持部材であり、前記補正值算出部は、前記最新の前記検知体の位置及び姿勢、並びに前記導電体の位置を用いて前記補正值を算出する、ことを特徴とする。

【0010】

50

本発明に係る位置検出システムは、上記発明において、前記補正值算出部は、前記検知体の鉛直方向の位置及び姿勢、並びに前記導電体の鉛直方向の位置を用いて前記補正值を算出する、ことを特徴とする。

【0011】

本発明に係る位置検出システムは、上記発明において、前記導電体は、前記磁界発生源を互いに直交する2つの軸回りに回転可能及び鉛直方向に移動可能に支持すると共に、前記磁界発生源と共に2次元空間において並進可能であり、且つ、一部が前記磁界発生源と比して前記複数の検出コイルの近くに位置する支持部材であり、前記補正值算出部は、前記最新の前記検知体の位置及び姿勢、並びに前記導電体の鉛直方向を除く2次元平面の位置を用いて前記補正值を算出する、ことを特徴とする。

10

【0012】

本発明に係る位置検出システムは、上記発明において、前記補正值算出部は、前記検知体の位置及び姿勢を用いて前記補正值を算出する、ことを特徴とする。

【0013】

本発明に係る位置検出システムは、上記発明において、前記支持部材は、前記磁界発生源よりも前記複数の検出コイルの近くに配置された円環部材を含む、ことを特徴とする。

【0014】

本発明に係る位置検出システムは、上記発明において、前記検知体は、前記被検体内を撮像することにより画像信号を生成する撮像部を備えるカプセル型内視鏡である、ことを特徴とする。

20

【0015】

本発明に係る位置検出方法は、位置検出用の交番磁界を発生する磁界発生部と、永久磁石とが内部に設けられており、被検体内に導入される検知体の位置を検出する位置検出システムが実行する位置検出方法であって、前記位置検出システムは、前記被検体の外部に配設されており、各々が前記交番磁界の強度の検出信号をそれぞれ出力する複数の検出コイルと、前記複数の検出コイルが配置される所定の面に対して前記検知体の検出対象領域の反対側に配置されており、前記検知体を誘導するための誘導用磁界を発生する磁界発生源と、前記磁界発生源の位置及び姿勢の少なくともいずれかを変化させる駆動機構と、を有し、前記磁界発生源または前記駆動機構の少なくとも一部が前記交番磁界の作用により干渉磁界を発生する導電体からなる誘導用磁界発生装置と、を備え、前記駆動機構の制御信号を生成して出力する制御信号生成出力ステップと、前記駆動機構の制御信号に基づいて前記導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかを取得し、該導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかを用いて、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記交番磁界の強度の測定値を補正するための補正值を算出する補正值算出ステップと、前記補正值算出ステップにおいて算出された前記補正值を用いて、前記測定値を補正する磁界補正ステップと、前記磁界補正ステップにおいて補正された前記測定値に基づいて、前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかを算出する位置算出ステップと、を含み、前記補正值算出ステップは、前記位置算出ステップにおいて算出された最新の前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかをさらに用いて、前記補正值を算出することを特徴とする。

30

【発明の効果】

40

【0016】

本発明によれば、誘導用磁界発生装置の少なくとも一部を導電体によって形成し、該導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかに基づく補正值を用いて、位置検出用磁界の強度の測定値を補正するので、干渉磁界の発生源の位置や姿勢が変化する場合であっても、検知体が発生する位置検出用磁界に基づいて検知体の位置や姿勢を精度良く検出することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【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概要を示す模式図である。

50

【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詳細な構成を示す図である。

【図 4】図 4 は、図 3 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 5】図 5 は、図 4 に示す磁石駆動部の構成例を示すブロック図である。

【図 6】図 6 は、本発明の実施の形態 1 に係る位置検出方法を示すフローチャートである。

。

【図 7】図 7 は、本発明の実施の形態 2 に係る位置検出システムの構成を示す図である。

【図 8】図 8 は、補正值の算出方法を説明するための模式図である。

【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部の構成を示す模式図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0018】

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位置検出方法について、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位置及び姿勢の検出対象とする検知体の一形態として、被検体内に経口にて導入されて被検体の消化管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、被検体内に導入される種々の装置の位置及び姿勢の検出に適用することが可能である。

20

【0019】

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。

【0020】

(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概要を示す模式図である。図 1 に示すように、本実施の形態 1 に係る位置検出システム 1 は、検知体の一例として、被検体 20 内に導入されて該被検体 20 内を撮像するカプセル型内視鏡の位置を検出するシステムである。位置検出システム 1 は、カプセル型内視鏡 10 と、被検体 20 が載置されるベッド 21 と、カプセル型内視鏡 10 が発生する位置検出用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、誘導用磁界発生装置 40 の動作を制御する誘導用磁界制御装置 50 と、磁界検出装置 30 から出力された位置検出用磁界の検出信号に基づいてカプセル型内視鏡 10 の位置検出等の演算処理を行う演算装置 60 と、カプセル型内視鏡 10 から無線送信された信号を、被検体 20 の体表に貼付された受信アンテナ 71 を介して受信する受信装置 70 と、演算装置 60 から出力された画像やカプセル型内視鏡 10 の位置情報等を表示する表示装置 80 と、を備える。

30

【0021】

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 20 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 20 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 の位置検出用磁界として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。

40

【0022】

筐体 100 は、被検体 20 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

50

る。筐体 100 は、円筒形状をなす筒状筐体 101 と、ドーム形状をなして筒状筐体 101 の両側開口端をそれぞれ塞ぐ 2 つのドーム状筐体 102、103 とを有する。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、撮像部 11 側に設けられるドーム状筐体 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。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。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 を設けているが、ドーム状筐体 103 側に撮像部 11 をさらに設けても良い。この場合には、ドーム状筐体 103 も透明な光学部材によって形成される。

【0023】

撮像部 11 は、照明部 111 と、光学系 112 と、撮像素子 113 とを有する。照明部 111 は LED 等の光源を有し、撮像素子 113 の撮像視野を含む領域に所定の色成分を有する照明光（例えば白色光）を発光して、ドーム状筐体 102 越しに被検体 20 内を照明する。光学系 112 は 1 または複数のレンズを有し、被検体 20 からの光を集光して撮像素子 113 の受光面に結像させる。撮像素子 113 は CMOS 又は CCD 等のイメージセンサを有し、受光面で受光した光を電気信号に変換し、撮像信号として出力する。

【0024】

制御部 12 は、所定の撮像周期で撮像部 11 を動作させると共に、撮像周期と同期して照明部 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 変換等を含む所定の信号処理を施して画像データを生成する。

【0025】

送信部 13 は、送信アンテナを備える。送信部 13 は、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順次取得して変調処理を施し、送信アンテナを介して変調処理後の信号を外部へ順次無線送信する。

【0026】

磁界発生部 14 は、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、磁界発生コイル 141 と並列に接続されて磁界発生コイル 141 と共に共振回路を形成するコンデンサ 142 とを含む。磁界発生部 14 は、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位置検出用磁界として発生する。

【0027】

電源部 15 は、ボタン型電池やキャパシタ等の蓄電部と、磁気スイッチや光スイッチ等のスイッチ部とを有する。電源部 15 が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）に適宜供給し、オフ状態の場合は供給を停止する。

【0028】

永久磁石 16 は、外部から印加される磁界によるカプセル型内視鏡 10 の誘導を可能にするために設けられる。永久磁石 16 は、磁化方向が筐体 100 の長軸 La と交差するように、筐体 100 の内部に固定配置されている。図 2 に示す場合、永久磁石 16 の磁化方向（図 2 の矢印 M_1 ）は、長軸 La と直交している。

【0029】

図 3 は、図 1 に示す位置検出システム 1 の詳細な構成を示す図である。図 3 に示す磁界検出装置 30 は、複数の検出コイル $C_1 \sim C_{12}$ が配設されたコイルユニット 31 と、複数の検出コイル $C_1 \sim C_{12}$ からそれぞれ出力された検出信号を処理する信号処理部 32 とを備える。

【0030】

検出コイル C_n ($n = 1 \sim 12$) は、線材をらせん状に巻回したものであり、そのサイズは、例えば開口径が 30 ~ 40 mm 程度、高さが 5 mm 程度である。検出コイル C_n は、樹脂等の非金属材料によって形成された平板状のパネル 33 の主面上に配設されている。検出コイル C_n には、その配設位置における磁界の変化に応じた電流が発生し、信号処

10

20

30

40

50

理部 32 に出力される。この意味で、検出コイル C_n に発生する電流は検出信号に他ならない。

【0031】

コイルユニット 31 における検出コイルの配設位置や個数は、ベッド 21 上で検査を受ける被検体 20 内でカプセル型内視鏡 10 を検出する際の検出対象領域に応じて定められる。検出対象領域は、ベッド 21 上で受ける被検体 20 内でカプセル型内視鏡 10 が移動可能な範囲及びカプセル型内視鏡 10 が発生する位置検出用磁界の強度等の条件に応じて予め設定される。例えば、図 1 に示す場合には、ベッド 21 の上方領域の一部を含む 3 次元領域として検出対象領域 R が設定されている。

【0032】

信号処理部 32 は、複数の検出コイル $C_1 \sim C_{12}$ にそれぞれ対応する複数の信号処理チャンネル $Ch_1 \sim Ch_{12}$ を備える。信号処理チャンネル Ch_n は、検出コイル C_n から出力された検出信号を増幅する増幅部 321 と、増幅された検出信号をディジタル変換する A/D 変換部 (A/D) 322 と、ディジタル変換された検出信号に対して高速フーリエ変換処理を施して演算装置 60 へ出力する FFT 処理部 (FFT) 323 とを備える。

【0033】

誘導用磁界発生装置 40 は、コイルユニット 31 に対してカプセル型内視鏡 10 の検出対象領域 R の反対側即ちコイルユニット 31 の下方領域側に配置され、ベッド 21 上で被検体 20 内に導入されたカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢の少なくともいずれかを変化させるための誘導用磁界を発生する。ここで、カプセル型内視鏡 10 の姿勢は、水平面 (XY 平面) に対するカプセル型内視鏡 10 の長軸 L_a (図 2 参照) の水平面に対する角度である仰角、及び、鉛直方向 (Z 方向) の軸回りにおける長軸 L_a の、所定の基準位置からの旋回角 (方位角) によって表される。

【0034】

図 4 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 4 に示すように、誘導用磁界発生装置 40 は、カプセル型内視鏡 10 の誘導用磁界を発生する磁界発生源としての永久磁石 (以下、体外永久磁石という) 41 と、体外永久磁石 41 を支持する支持部材 42 と、支持部材 42 を介して体外永久磁石 41 の位置及び姿勢の少なくともいずれかを変化させる磁石駆動部 43 とを備える。

【0035】

誘導用磁界発生装置 40 の少なくとも一部は導電体によって形成されている。一般に、誘導用磁界発生装置 40 が配置される領域には、カプセル型内視鏡 10 が発生する位置検出用磁界が存在するため、この位置検出用磁界が時間とともに変化することにより、誘導用磁界発生装置 40 に含まれる導電体に渦電流が流れて新たな磁界 (干渉磁界) が発生する。このため、誘導用磁界発生装置 40 に含まれる導電体は、位置検出用磁界に対する干渉磁界の発生源となる。誘導用磁界発生装置 40 に含まれる導電体は、誘導用磁界制御装置 50 の制御の下で移動したり回転したりするため、干渉磁界も時間とともに変化する。

【0036】

体外永久磁石 41 は、例えば直方体形状を有する棒磁石によって実現される。この場合、体外永久磁石 41 は、初期状態において、自身の磁化方向と平行な 4 つの面の内の 1 つの面 PL が水平面と平行になるように配置される (図 4 を参照)。体外永久磁石 41 の材料は特に限定されないが、例えばネオジム磁石等の金属磁石を用いることができる。体外永久磁石 41 として金属磁石を用いる場合、体外永久磁石 41 自体が干渉磁界の発生源となる。体外永久磁石 41 が発生する誘導用磁界は定常的であるため、交番磁界である位置検出用磁界と分離することが可能である。

【0037】

支持部材 42 の材料も特に限定されないが、支持部材 42 を金属等の導電体によって形成する場合、支持部材 42 も干渉磁界の発生源となり得る。

【0038】

磁石駆動部 43 は、支持部材 42 を介して体外永久磁石 41 の位置及び姿勢を変化させ

10

20

30

40

50

る駆動機構である。磁石駆動部 4 3 は、体外永久磁石 4 1 を並進又は回転させるモータ等を含む。一般的なモータにおいては金属部材が用いられているため、磁石駆動部 4 3 も位置検出用磁界に対する干渉磁界の発生源となり得る。なお、支持部材 4 2 が金属によって形成され、且つ、図 3 に示すように、全ての検出コイル $C_1 \sim C_{12}$ から見て磁石駆動部 4 3 が支持部材 4 2 によって覆われている場合には、磁石駆動部 4 3 を干渉磁界の発生源として考慮する必要はない。

【0039】

図 5 は、磁石駆動部 4 3 の構成例を示すブロック図である。磁石駆動部 4 3 は、体外永久磁石 4 1 を水平面内で並進させる平面位置変更部 4 3 1 と、体外永久磁石 4 1 を鉛直方向に並進させる鉛直位置変更部 4 3 2 と、体外永久磁石 4 1 の中心を通り、体外永久磁石 4 1 の磁化方向と直交し、且つ水平面と平行な軸の回りに体外永久磁石 4 1 を回転させることによって体外永久磁石 4 1 の仰角を変更させる仰角変更部 4 3 3 と、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 を回転させることによって体外永久磁石 4 1 の旋回角を変化させる旋回角変更部 4 3 4 と、を有する。以下、仰角変更部 4 3 3 が体外永久磁石 4 1 の仰角を変化させる際の回転軸（図 4 に示す軸 a）を中心軸 a といい、旋回角変更部 4 3 4 が体外永久磁石 4 1 の旋回角を変化させる際の回転軸（図 4 に示す軸 b）を鉛直軸 b という。

【0040】

上述した磁石駆動部 4 3 の動作により、体外永久磁石 4 1 及び支持部材 4 2 は、3次元空間における並進、中心軸 a 回りの回転、及び鉛直軸 b 回りの回転の 5 つの自由度を有する。

【0041】

誘導用磁界制御装置 5 0 は、カプセル型内視鏡 1 0 に対するユーザ所望の誘導を実現するために、誘導用磁界発生装置 4 0 に対する制御を行う。誘導用磁界制御装置 5 0 は、図 3 に示すように、被検体 2 0 内に導入されたカプセル型内視鏡 1 0 を誘導する際にユーザが用いる操作入力部 5 1 と、操作入力部 5 1 に対する操作に基づいて、磁石駆動部 4 3（駆動機構）に対する制御信号を生成する制御信号生成部 5 2 と、この制御信号を磁石駆動部 4 3 及び演算装置 6 0 に出力する制御信号出力部 5 3 とを備える。

【0042】

操作入力部 5 1 は、ジョイスティック、各種ボタンやスイッチを備えた操作卓、キーボード等の入力デバイスによって構成され、外部からなされる操作に応じた信号を制御信号生成部 5 2 に入力する。具体的には、操作入力部 5 1 は、ユーザによりなされる操作に従って、被検体 2 0 内に導入されたカプセル型内視鏡 1 0 の位置と姿勢との少なくともいずれかを変化させる操作信号を制御信号生成部 5 2 に入力する。

【0043】

制御信号生成部 5 2 は、操作入力部 5 1 から入力される操作信号に応じて、誘導用磁界発生装置 4 0 の磁石駆動部 4 3 を制御する制御信号を生成する。

【0044】

制御信号出力部 5 3 は、この制御信号を誘導用磁界発生装置 4 0 に出力すると共に、演算装置 6 0 に出力する。

【0045】

カプセル型内視鏡 1 0 を誘導する際には、誘導用磁界制御装置 5 0 の制御の下で磁石駆動部 4 3 を動作させることにより、支持部材 4 2 を介して体外永久磁石 4 1 を水平面及び鉛直方向においてそれぞれ並進させると共に、仰角と旋回角とを変化させる。カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢は、体外永久磁石 4 1 の動きに追従して変化する。

【0046】

演算装置 6 0 は、信号処理部 3 2 から出力された位置検出用磁界の検出信号に基づき、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢を算出する演算処理や、受信装置 7 0 を介して受信された画像信号に基づき、被検体 2 0 内の画像を生成する演算処理を実行する。演算装置 6 0 は、位置検出用磁界に対する干渉磁界を補正するための補正値を算出する補正値算出

10

20

30

40

50

部 6 0 1 と、補正值算出部 6 0 1 が算出した補正值を用いて検出コイル C_n が検出した位置検出用磁界の強度の測定値を補正する磁界補正部 6 0 2 と、補正された位置検出用磁界に基づいてカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢の少なくともいずれかを算出する位置算出部 6 0 3 と、当該位置検出システム 1 において用いられる各種情報を記憶する記憶部 6 0 4 と、受信装置 7 0 が受信した受信信号に対して所定の画像処理を施すことにより、カプセル型内視鏡 1 0 が撮像した被検体 2 0 内の画像の画像データを生成する画像処理部 6 0 5 と、被検体 2 0 内の画像やカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢等の各種情報を表示装置 8 0 に出力する出力部 6 0 6 と、を備える。

【0047】

補正值算出部 6 0 1 は、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢の少なくともいずれかと、誘導用磁界発生装置 4 0 に含まれる導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかとの相対的な関係に応じて検出コイル C_n の位置に発生する干渉磁界の強度を算出し、この干渉磁界の強度を、位置検出用磁界の強度の測定値を補正するための補正值として出力する。

【0048】

磁界補正部 6 0 2 は、補正值算出部 6 0 1 が算出した補正值を用いて検出コイル C_n が検出した位置検出用磁界の強度の測定値を補正する。

【0049】

位置算出部 6 0 3 は、検出コイル C_n の位置における補正済みの位置検出用磁界の強度を磁界補正部 6 0 2 から取得し、これらの強度に基づいて、カプセル型内視鏡 1 0 の現在の位置及び姿勢を算出する。

【0050】

記憶部 6 0 4 は、位置算出部 6 0 3 が算出したカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢を表す情報を記憶する位置情報記憶部 6 0 7 と、画像処理部 6 0 5 が生成した画像の画像データを記憶する画像データ記憶部 6 0 8 とを備える。以下、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢を表す情報を位置情報ともいう。

【0051】

記憶部 6 0 4 は、ROM や RAM 等を用いて実現される。記憶部 6 0 4 は、演算装置 6 0 の各部を制御するための各種制御プログラム及び各種パラメータや、カプセル型内視鏡 1 0 の位置検出演算プログラムや、画像処理プログラム等を記憶する。

【0052】

以上の構成を有する演算装置 6 0 は、例えば CPU 等の汎用プロセッサ、ROM 及び RAM 等を備えたパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータによって構成される。

【0053】

受信装置 7 0 は、カプセル型内視鏡 1 0 による検査を行う際に被検体 2 0 の体表に貼付される複数の受信アンテナ 7 1 のうち、カプセル型内視鏡 1 0 から送信される無線信号に対して最も受信強度の高い受信アンテナ 7 1 を選択し、選択した受信アンテナ 7 1 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、画像信号及び関連情報を取得する。

【0054】

表示装置 8 0 は、液晶や有機 EL 等の各種ディスプレイを含み、演算装置 6 0 において生成された位置情報や画像データに基づき、被検体 2 0 の体内画像やカプセル型内視鏡 1 0 の位置や姿勢等の情報を画面表示する。

【0055】

次に、実施の形態 1 に係る位置検出方法を説明する。図 6 は、位置検出システム 1 が行う位置検出方法を示すフローチャートである。

【0056】

まず、ステップ S 1 0 において、カプセル型内視鏡 1 0 の電源をオンにする。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 が位置検出用磁界の発生を開始する

10

20

30

40

50

。

【0057】

続くステップS11において、カプセル型内視鏡10を被検体20内に導入し、カプセル型内視鏡10に対する誘導を開始する。詳細には、ユーザが操作入力部51（図3参照）を操作すると、操作入力部51は、入力された操作に応じた操作信号を制御信号生成部52に入力する。制御信号生成部52は、この操作信号に応じて、体外永久磁石41の3次元空間における位置（ x_m , y_m , z_m ）及び姿勢（仰角 ϕ_m 及び旋回角 θ_m ）を変化させるための制御信号を生成する。制御信号出力部53は、この制御信号を磁石駆動部43に出力すると共に、演算装置60の補正值算出部601に出力する。

【0058】

続くステップS12において、補正值算出部601は、誘導用磁界発生装置40に対する制御信号を誘導用磁界制御装置50から取得し、この制御信号に基づいて、干渉磁界の発生源、即ち誘導用磁界発生装置40に含まれる導電体の現在の位置及び姿勢を取得する。

【0059】

以下においては、時刻 t_i における体外永久磁石41の中心位置を、座標（ $x_m(t_i)$, $y_m(t_i)$, $z_m(t_i)$ ）によって表し、仰角を $\phi_m(t_i)$ 、旋回角を $\theta_m(t_i)$ と表す。時刻 t_i の添え字 i は、位置検出用磁界の検出時刻の順序を表し、 $i = 0, 1, 2, \dots$ である。本実施の形態1においては、体外永久磁石41と誘導用磁界発生装置40に含まれる導電体との相対的な位置関係が固定されているため、体外永久磁石41の位置及び姿勢を基準として導電体の位置及び姿勢、つまり3次元空間における干渉磁界の発生源の分布を取得することができる。

【0060】

続くステップS13において、補正值算出部601は、位置算出部603が直前に算出した最新の補正済みのカプセル型内視鏡10の位置及び姿勢を位置情報記憶部607から取得する。以下において、時刻 t_{i-1} におけるカプセル型内視鏡10の位置及び姿勢を、座標（ $x_c(t_{i-1})$, $y_c(t_{i-1})$, $z_c(t_{i-1})$ ）、仰角 $\phi_c(t_{i-1})$ 、及び回転角 $\theta_c(t_{i-1})$ によって表す。なお、カプセル型内視鏡10の位置及び姿勢がまだ算出されていない場合（即ち $i = 0$ の場合）、補正值算出部601は、最新の補正済みのカプセル型内視鏡10の位置及び姿勢に相当するデータとして、その時点のカプセル型内視鏡10の位置及び姿勢を取得しても良いし、予め設定されている初期値を記憶部604から取得しても良い。

【0061】

続くステップS14において、補正值算出部601は、ステップS12において取得した干渉磁界の発生源の位置及び姿勢と、ステップS13において取得したカプセル型内視鏡10の位置及び姿勢とに基づいて、各検出コイル C_n の位置における補正值を算出する。

【0062】

補正值は、カプセル型内視鏡10の位置及び姿勢に基づく位置検出用磁界の分布と、干渉磁界の発生源の位置及び姿勢とを用いて、例えば有限要素法により算出することができる。或いは、カプセル型内視鏡10の位置及び姿勢と、干渉磁界の発生源の位置及び姿勢と、各検出コイル C_n の位置における補正值とを関連付けたテーブルを用いて補正值を取得しても良い。この場合、カプセル型内視鏡10と干渉磁界の発生源との相対的な位置及び姿勢の関係に応じた干渉磁界の強度をシミュレーション等により予め取得することによりテーブルを作成し、記憶部604に記憶させておく。

【0063】

続くステップS15において、磁界補正部602は、ステップS14において算出した補正值を用いて、各検出コイル C_n が検出した位置検出用磁界の強度の測定値を補正する。時刻 t_i における補正後の磁界の強度の測定値（理想値） B_{i_n} は、時刻 t_i に検出された位置検出用磁界の強度の測定値 B_{m_n} と干渉磁界の強度 B_{c_n} とを用いて、次式（1）によって与えられる。

10

20

30

40

50

$$B i_n = B m_n - B c_n \quad \cdots (1)$$

【0064】

続くステップS16において、位置算出部603は、ステップS15において補正された測定値に基づいて、カプセル型内視鏡10の位置及び姿勢を算出する。なお、位置算出部603は、カプセル型内視鏡10の位置及び姿勢のいずれかのみを算出するようにしてもよい。

【0065】

続くステップS17において、位置算出部603は、ステップS16において算出されたカプセル型内視鏡10の位置及び姿勢を位置情報記憶部607に記憶させる。

【0066】

続くステップS18において、演算装置60は、カプセル型内視鏡10の位置検出演算を終了するか否かを判断する。具体的には、カプセル型内視鏡10からの無線信号の送信が停止した、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、当該演算装置60の動作を終了させる操作がなされたといった場合に、演算装置60は、位置検出演算を終了すると判断する。

【0067】

位置検出演算を終了しない場合（ステップS18：No）、処理はステップS12に移行する。一方、位置検出演算を終了する場合（ステップS18：Yes）、処理は終了する。

【0068】

以上説明したように、本発明の実施の形態1によれば、誘導用磁界発生装置40の少なくとも一部を導電体で形成することにより、この導電体を、位置検出用磁界に対する既知の干渉磁界の発生源として扱うことができる。従って、干渉磁界の発生源の位置や姿勢が変化する場合であっても、干渉磁界の発生源の位置及び姿勢と、カプセル型内視鏡10の位置及び姿勢とに基づいて、誘導用磁界発生装置40に含まれる導電体が発生する干渉磁界の影響を演算によって除去することにより、カプセル型内視鏡10の位置及び姿勢の検出精度を高めることができる。

【0069】

（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7は、本発明の実施の形態2に係る位置検出システムの構成を示す図である。本実施の形態2に係る位置検出システム2の構成は、全体として実施の形態1と同様であり（図1～図3参照）、体外永久磁石41を支持する支持部材の形状が実施の形態1と異なる。

【0070】

図7に示すように、本実施の形態2における誘導用磁界発生装置40Aは、3次元空間において並進可能であると共に、体外永久磁石41を中心軸a及び鉛直軸b回りに回転可能に支持する支持部材45を備える。なお、図7においては、支持部材45内において体外永久磁石41を回転させる回転機構を省略している。

【0071】

支持部材45は、円盤状をなす板材451と、該板材451に固定されたフレーム452とを備える。フレーム452は、鉛直方向に沿ってそれぞれ延びる複数（図7においては4つ）の支柱453と、これらの支柱453によって板材451の上方に支持された円環部材454とを有する。これらの板材451及びフレーム452を含む支持部材45全体は、鉛直方向の中心軸に対して回転対称な形状をなしている。図7に示す場合、この中心軸は鉛直軸bと一致している。

【0072】

板材451及びフレーム452は、金属等の導電体によって形成されている。このため、支持部材45は、干渉磁界の発生源となり得る。

【0073】

なお、支持部材45の上面及び側面におけるフレーム452は体外永久磁石41の周囲

10

20

30

40

50

を覆っているわけではないため、体外永久磁石 4 1 が発生する誘導用磁界は、支持部材 4 5 により遮蔽されることなく、検出対象領域 R (図 1 参照) にも発生する。従って、支持部材 4 5 を介して体外永久磁石 4 1 を 3 次元空間において並進させ、また、支持部材 4 5 の内側において体外永久磁石 4 1 を回転させることで、誘導用磁界によりカプセル型内視鏡 1 0 を誘導することができる。

【 0 0 7 4 】

フレーム 4 5 2 の円環部材 4 5 4 は、体外永久磁石 4 1 と比して検出コイル C_n の近くに位置するように配設されている。そのため、検出コイル C_n の位置における位置検出用磁界に対しては、フレーム 4 5 2 による干渉磁界の影響が支配的となる。従って、フレーム 4 5 2 の内側で体外永久磁石 4 1 が中心軸 a 又は鉛直軸 b 回りに回転したとしても、この体外永久磁石 4 1 の回転が検出コイル C_n によって出力される検出信号に影響を与えることはほとんどない。

10

【 0 0 7 5 】

次に、本実施の形態 2 における位置検出方法を説明する。本実施の形態 2 における位置検出方法は、全体として実施の形態 1 と同様であり (図 6 参照)、ステップ S 1 4 における補正值の算出ステップの詳細が実施の形態 1 と異なる。

【 0 0 7 6 】

図 8 は、補正值の算出方法を説明するための模式図である。支持部材 4 5 の円環部材 4 5 4 は、ループコイルと見做することができる。この場合、カプセル型内視鏡 1 0 から発生する位置検出用磁界が円環部材 4 5 4 の開口を貫くことによって円環部材 4 5 4 に発生する誘導電流 I_c は、円環部材 4 5 4 の抵抗 R_{frame} 、角周波数 ω 、鎖交磁束 Φ を用いて、次式 (2) によって与えられる。

20

【数 1】

$$I_c = \frac{1}{R_{frame}} \omega \Phi \quad \dots(2)$$

【 0 0 7 7 】

この誘導電流 I_c により、検出コイル C_n の位置に、次式 (3) に示す干渉磁界 B_{c_n} が発生する。式 (3) において、係数 $K(r_n)$ は、検出コイル C_n と円環部材 4 5 4 との距離 r_n に応じて決まる磁界の分布関数である。

30

【数 2】

$$B_{c_n} = K(r_n) \cdot I_c = \frac{K(r_n)}{R_{frame}} \cdot \omega \Phi \quad \dots(3)$$

【 0 0 7 8 】

ここで、カプセル型内視鏡 1 0 から発生する位置検出用磁界は、磁気双極子が発生する磁界と見做することができる。磁気双極子の位置座標を (x, y, z) 、磁気双極子の磁気モーメントを (M_x, M_y, M_z) とし、これらのパラメータからなるベクトルを $p = (x, y, z, M_x, M_y, M_z)$ とする。

40

【 0 0 7 9 】

円環部材 4 5 4 をループコイルと見做すと、ループコイルの位置と向きが決まれば、ループコイルの開口面のある点に対して、磁束密度 $B_g(p)$ を計算することができる。この計算は、ループコイルに発生する起電力を求めるためのものなので、次式 (4) によって与えられる磁束密度の平均値 $B_{g_mean}(p)$ を求める。なお、以下に示す各式 (4) ~ (6) においては、磁束密度やベクトル p 等のベクトル要素に矢印を附している。

【数 3】

$$\vec{B}_g\text{--mean}(\vec{p}) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \vec{B}_g(\vec{p}_k) \quad \cdots(4)$$

式（４）の右辺は、カプセル型内視鏡１０の位置及び磁気モーメントからなるベクトル $\vec{p}_k$ における磁束密度 $B_g(\vec{p}_k)$ ($k = 1, \dots, N$) の平均である。

【００８０】

ループコイルに発生する起電力は、上記磁束密度の平均値 $B_g\text{--mean}(\vec{p})$ に対し、ループコイルの巻き数、面積、及び角周波数に比例するものとなる。これらの比例係数を q とすると、ループコイルには、次式（５）に示すように、この起電力 $q \cdot B_g\text{--mean}(\vec{p})$ をループコイルのインピーダンス Z_{im} で割ることによって与えられる電流 $I_c(\vec{p})$ が流れる。なお、比例係数 q は、円環部材４５４の径や太さ等に基づいて予め取得しておく。

【数 4】

$$I_c(\vec{p}) = \frac{q \cdot \vec{B}_g\text{--mean}(\vec{p})}{Z_{im}} \quad \cdots(5)$$

【００８１】

ループコイルと見做した円環部材４５４のサイズを考慮すると、ループコイルを複数の電流素に分割し、ビオ・サバルの法則を適用することで、ループコイルから発生する磁界を求めることができる。

【００８２】

電流素の位置ベクトルを $\vec{r}_c$ 、各電流素における電流ベクトルを $\vec{d}_c$ 、磁界を検出する位置の位置ベクトルを $\vec{r}_s$ とすると、当該検出する位置における磁束密度 $B_c(\vec{p})$ は、次式（６）によって与えられる。

【数 5】

$$\vec{B}_c(\vec{p}) = \oint \mu_0 \frac{I_c(\vec{p}) \cdot \vec{d}_c \times (\vec{r}_s - \vec{r}_c)}{4\pi |\vec{r}_s - \vec{r}_c|^3} \quad \cdots(6)$$

【００８３】

式（６）の演算は、時刻 t_{i-1} におけるカプセル型内視鏡１０の位置情報に基づいて与えられるベクトル $\vec{p}$ を用い、時刻 t_i における円環部材４５４の開口面内の各点を電流素として実行する。電流素の位置ベクトル $\vec{r}_c$ としては、一例として、体外永久磁石４１の中心点から見た円環部材４５４上の各点の座標と、誘導用磁界制御装置５０から出力された制御信号に従って磁石駆動部４３により体外永久磁石４１を移動させた際の体外永久磁石４１の中心点の座標との和を用いれば良い。

【００８４】

補正值算出部６０１は、式（６）によって与えられる磁束密度 $B_c(\vec{p})$ の大きさを、干渉磁界の強度 B_{cn} 、即ち補正值として算出する。

【００８５】

以上説明したように、本発明の実施の形態２によれば、干渉磁界の発生源となる導電体を意図的に配置するので、補正值を実施の形態１よりも簡単な演算で求めることができる。特に、体外永久磁石４１を支持部材４５の内側で回転させることにより、干渉磁界の発生源の姿勢を考慮する必要がなくなり、たかだかカプセル型内視鏡１０の位置及び姿勢、並びに干渉磁界の発生源の位置を用いればよいので、演算負荷を軽減することが可能となる。また、体外永久磁石４１よりも検出コイル C_n に近い方に円環部材４５４を配置することにより、ビオ・サバルの法則により干渉磁界を容易に算出することが可能となる。

【0086】

(変形例)

次に、本発明の実施の形態2の変形例について説明する。カプセル型内視鏡10が被検体20(図1参照)内において液体中に浮遊している場合、図7に示すように、カプセル型内視鏡10は通常、体外永久磁石41の鉛直上方において誘導用磁界に拘束され、体外永久磁石41の水平面内における並進運動に追従して移動する。つまり、カプセル型内視鏡10の水平面内における座標(x_c , y_c)は、体外永久磁石41の水平面内における座標(x_m , y_m)とほぼ等しくなり、水平面内においては干渉磁界の影響による位置の誤差はほとんど発生しない。従って、この場合、カプセル型内視鏡10の座標(x_c , y_c)及び体外永久磁石41の座標(x_m , y_m)を除外して、補正值(干渉磁界の強度)の算出を行うことができる(ステップS14参照)。即ち、この場合、ただかカプセル型内視鏡10の鉛直方向の位置及び姿勢、並びに体外永久磁石41の鉛直方向の位置に基づいて補正值を算出することができるので、演算負荷を大幅に軽減することが可能となる。

10

【0087】

(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、本発明の実施の形態3に係る位置検出システムの一部の構成を示す模式図である。本実施の形態3に係る位置検出システムの構成は、全体として実施の形態1と同様であり(図1~図3参照)、体外永久磁石41を支持する支持部材の形状が実施の形態1と異なる。

【0088】

図9に示すように、本実施の形態3における誘導用磁界発生装置40Bは、水平面内で並進可能であると共に、体外永久磁石41を中心軸a及び鉛直軸b回りに回転可能且つ鉛直方向において並進可能に支持する支持部材46を備える。なお、図9においては、支持部材46内において体外永久磁石41を回転させる回転機構及び鉛直方向に移動させる移動機構を省略している。

20

【0089】

支持部材46は、図7に示す支持部材45と同様、円盤状をなす板材461と、該板材461に固定されたフレーム462とを備え、鉛直方向の中心軸に対して回転対称な形状をなしている。フレーム462は、鉛直方向に沿ってそれぞれ延びる複数(図9においては4つ)の支柱463と、これらの支柱463によって板材461の上方に支持された円環部材464とを有する。各支柱463の長さは、図7に示す支柱453よりも長く、体外永久磁石41は支柱463の長さの範囲内で鉛直方向に移動することができる。円環部材464は、体外永久磁石41と比して検出コイル C_n の近くに位置するように配設されている。

30

【0090】

板材461及びフレーム462は金属等の導電体によって形成されている。このため、支持部材46は、干渉磁界の発生源となり得る。

【0091】

本実施の形態3においては、支持部材46を、鉛直方向における高さを固定したまま、水平面内においてのみ並進させる。それにより、複数の検出コイル C_n の位置における位置検出用磁界に対して支配的な影響を及ぼす干渉磁界の発生源である円環部材464の高さが一定となる。従って、支持部材46の内側で体外永久磁石41が鉛直方向に移動し、或いは中心軸a又は鉛直軸b回りに回転したとしても、この体外永久磁石41の移動及び回転が複数の検出コイル C_n から出力される検出信号に影響を与えることはほとんどない。

40

【0092】

以上説明したように、本発明の実施の形態3によれば、支持部材46を用いるため、図6のステップS14において補正值を算出する際、干渉磁界の発生源の鉛直方向における位置及び姿勢を考慮する必要がなくなり、実施の形態2と比べて演算負荷をさらに軽減することが可能となる。

50

【0093】

(変形例)

次に、本発明の実施の形態3の変形例について説明する。上述したように、カプセル型内視鏡10が被検体20（図1参照）内において液体中に浮遊している場合、カプセル型内視鏡10は通常、体外永久磁石41の鉛直上方において誘導用磁界に拘束され、体外永久磁石41の水平面内における並進運動に追従して移動するため、水平面内においては干渉磁界の影響による位置の誤差はほとんど発生しない。従って、上記実施の形態3に対して、さらに、体外永久磁石41（支持部材46）の水平面内における座標（ x_m , y_m ）を除外して、補正值（干渉磁界の強度）の算出を行うことができる。つまり、ただかカプセル型内視鏡10の位置及び姿勢から補正值を算出することが可能となる。

10

【0094】

以上説明した本発明の実施の形態1～3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1～3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。

【符号の説明】

【0095】

1、2 位置検出システム

20

10 カプセル型内視鏡

11 撮像部

12 制御部

13 送信部

14 磁界発生部

15 電源部

16 永久磁石

20 被検体

21 ベッド

30 磁界検出装置

30

31 コイルユニット

32 信号処理部

33 パネル

40、40A、40B 誘導用磁界発生装置

41 体外永久磁石

42、45、46 支持部材

43 磁石駆動部

50 誘導用磁界制御装置

51 操作入力部

52 制御信号生成部

40

53 制御信号出力部

60 演算装置

70 受信装置

71 受信アンテナ

80 表示装置

100 筐体

101 筒状筐体

102、103 ドーム状筐体

111 照明部

112 光学系

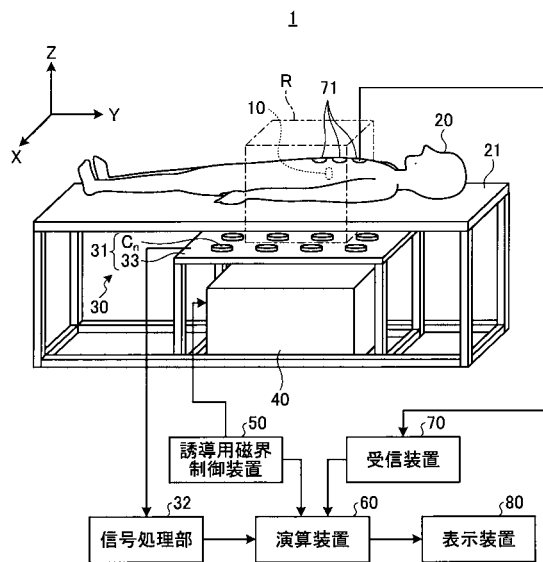
50

- 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
- 3 2 1 増幅部
- 3 2 2 A / D 変換部 (A / D)
- 3 2 3 F F T 処理部 (F F T)
- 4 3 1 平面位置変更部
- 4 3 2 鉛直位置変更部
- 4 3 3 仰角変更部
- 4 3 4 旋回角変更部
- 4 5 1、4 6 1 板材
- 4 5 2、4 6 2 フレーム
- 4 5 3、4 6 3 支柱
- 4 5 4、4 6 4 円環部材
- 6 0 1 補正值算出部
- 6 0 2 磁界補正部
- 6 0 3 位置算出部
- 6 0 4 記憶部
- 6 0 5 画像処理部
- 6 0 6 出力部
- 6 0 7 位置情報記憶部
- 6 0 8 画像データ記憶部

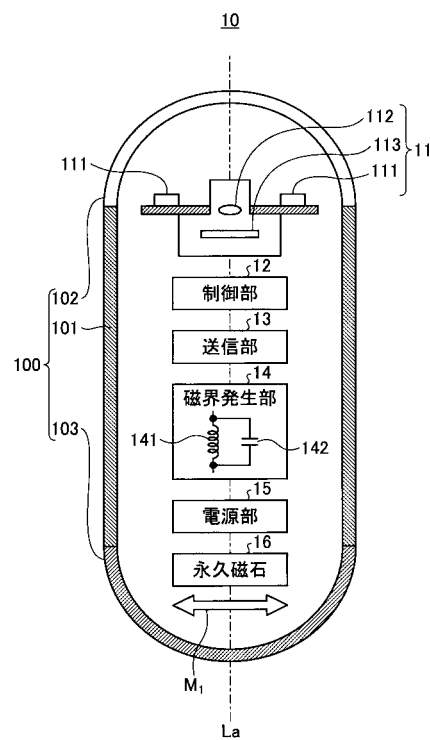
10

20

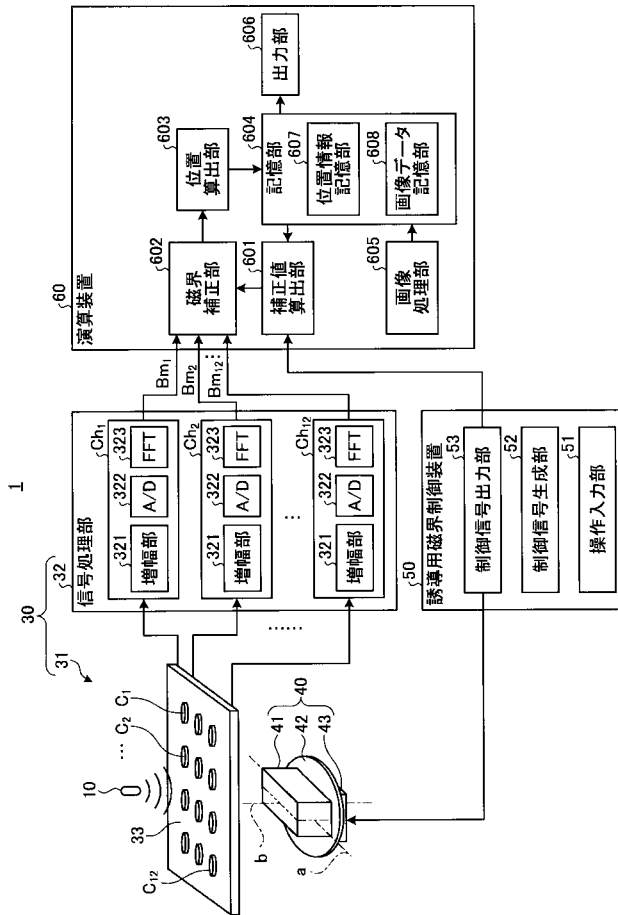
【図 1】



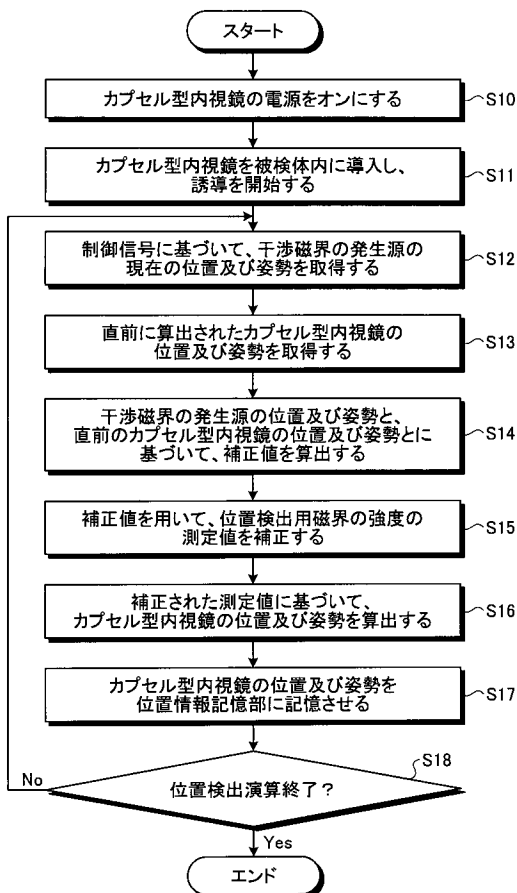
【図 2】



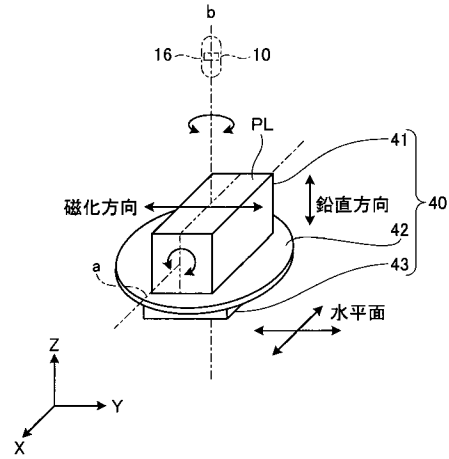
【図 3】



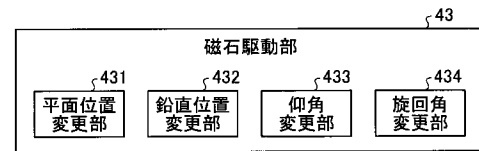
【図 6】



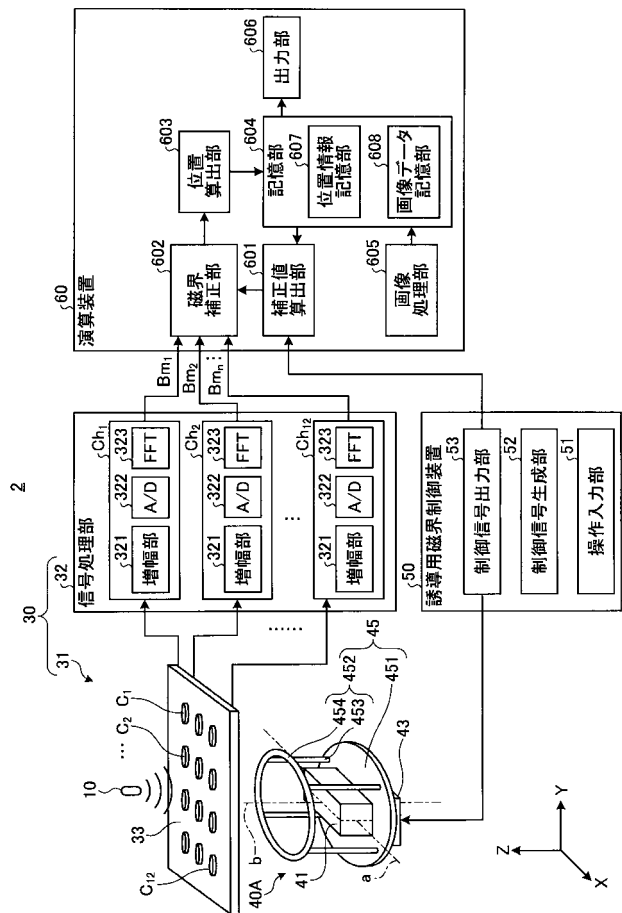
【図 4】



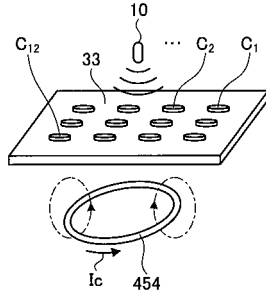
【図 5】



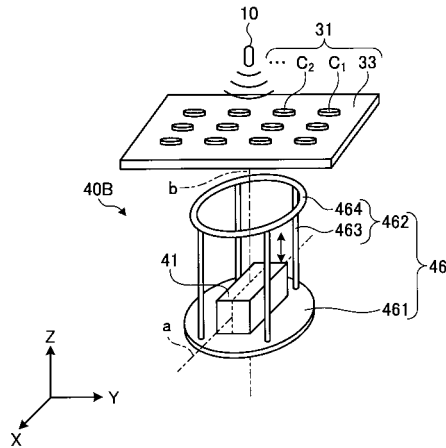
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【手続補正書】

【提出日】平成29年2月7日(2017.2.7)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

位置検出用の交番磁界を発生する磁界発生部と、永久磁石とが内部に設けられており、被検体内に導入される検知体と、

前記被検体の外部に配設されており、前記交番磁界の強度の検出信号をそれぞれ出力する複数の検出コイルと、

前記検知体を誘導するための誘導磁界を発生する磁界発生源と、前記磁界発生源の位置または姿勢の少なくともいずれかを変化させる駆動機構と、を有し、少なくとも一部が前記交番磁界の作用により干渉磁界を発生する導電体からなる誘導磁界発生装置と、

前記駆動機構の動作を制御する誘導磁界制御装置と、

前記導電体の位置または姿勢の少なくともいずれかを用いて、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記交番磁界の強度の測定値を補正するための補正值を算出する補正值算出部と、

前記補正值算出部が算出した前記補正值を用いて、前記測定値を補正する磁界補正部と

、

前記磁界補正部が補正した前記測定値に基づいて、前記検知体の位置または姿勢の少なくともいずれかを算出する位置算出部と、

を備え、

前記補正值算出部は、前記位置算出部によって算出された最新の前記検知体の位置または姿勢の少なくともいずれかをさらに用いて、前記補正值を算出する、
ことを特徴とする位置検出システム。

【請求項 2】

前記補正值算出部は、前記駆動機構の制御信号に基づいて、前記導電体の位置または姿勢の少なくともいずれかを取得する、
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】

前記導電体は、前記磁界発生源を互いに直交する 2 つの軸回りに回転可能に支持すると共に、前記磁界発生源と共に 3 次元空間において並進可能であり、且つ、一部が前記磁界発生源と比して前記複数の検出コイルの近くに位置する支持部材であり、

前記補正值算出部は、前記最新の前記検知体の位置及び姿勢、並びに前記導電体の位置を用いて前記補正值を算出する、
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 4】

前記補正值算出部は、前記検知体の鉛直方向の位置及び姿勢、並びに前記導電体の鉛直方向の位置を用いて前記補正值を算出する、
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】

前記導電体は、前記磁界発生源を互いに直交する 2 つの軸回りに回転可能及び鉛直方向に移動可能に支持すると共に、前記磁界発生源と共に 2 次元空間において並進可能であり、且つ、一部が前記磁界発生源と比して前記複数の検出コイルの近くに位置する支持部材であり、

前記補正值算出部は、前記最新の前記検知体の位置及び姿勢、並びに前記導電体の鉛直方向を除く 2 次元平面の位置を用いて前記補正值を算出する、
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 6】

前記補正值算出部は、前記検知体の位置及び姿勢を用いて前記補正值を算出する、
ことを特徴とする請求項 5 に記載の位置検出システム。

【請求項 7】

前記支持部材は、前記磁界発生源よりも前記複数の検出コイルの近くに配置された円環部材を含む、
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 8】

前記検知体は、前記被検体内を撮像することにより画像信号を生成する撮像部を備えるカプセル型内視鏡である、
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 9】

位置検出用の交番磁界を発生する磁界発生部と、永久磁石とが内部に設けられており、被検体内に導入される検知体の位置を検出する位置検出システムが実行する位置検出方法であって、

前記位置検出システムは、

前記被検体の外部に配設されており、前記交番磁界の強度の検出信号をそれぞれ出力する複数の検出コイルと、

前記検知体を誘導するための誘導磁界を発生する磁界発生源と、前記磁界発生源の位置または姿勢の少なくともいずれかを变化させる駆動機構と、を有し、少なくとも一部が前記交番磁界の作用により干渉磁界を発生する導電体からなる誘導磁界発生装置と、
を備え、

前記導電体の位置または姿勢の少なくともいずれかをを用いて、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記交番磁界の強度の測定値を補正するための補正值を算出する補正值

算出ステップと、

前記補正值算出ステップにおいて算出された前記補正值を用いて、前記測定値を補正する磁界補正ステップと、

前記磁界補正ステップにおいて補正された前記測定値に基づいて、前記検知体の位置または姿勢の少なくともいずれかを算出する位置算出ステップと、
を含み、

前記補正值算出ステップは、前記位置算出ステップにおいて算出された最新の前記検知体の位置または姿勢の少なくともいずれかをさらに用いて、前記補正值を算出する、
ことを特徴とする位置検出方法。

【手続補正書】

【提出日】平成29年5月24日(2017.5.24)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

位置検出用の交番磁界を発生する磁界発生部と、永久磁石とが内部に設けられており、被検体内に導入される検知体と、

前記被検体の外部に配設されており、前記交番磁界の強度の検出信号をそれぞれ出力する複数の検出コイルと、

前記検知体を誘導するための誘導磁界を発生する磁界発生源と、前記磁界発生源の位置または姿勢の少なくともいずれかを变化させる駆動機構と、を有し、少なくとも一部が前記交番磁界の作用により干渉磁界を発生する導電体からなる誘導磁界発生装置と、

前記駆動機構の動作を制御する誘導磁界制御装置と、

前記導電体の位置または姿勢の少なくともいずれかをを用いて、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記交番磁界の強度の測定値を補正するための補正值を算出する補正值算出部と、

前記補正值算出部が算出した前記補正值を用いて、前記測定値を補正する磁界補正部と

、

前記磁界補正部が補正した前記測定値に基づいて、前記検知体の位置または姿勢の少なくともいずれかを算出する位置算出部と、

を備え、

前記補正值算出部は、前記位置算出部によって算出された最新の前記検知体の位置または姿勢の少なくともいずれかをさらに用いて、前記補正值を算出する、
ことを特徴とする位置検出システム。

【請求項 2】

前記補正值算出部は、前記駆動機構の制御信号に基づいて、前記導電体の位置または姿勢の少なくともいずれかを取得する、
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】

前記導電体は、前記磁界発生源を互いに直交する 2 つの軸回りに回転可能に支持すると共に、前記磁界発生源と共に 3 次元空間において並進可能であり、且つ、一部が前記磁界発生源と比して前記複数の検出コイルの近くに位置する支持部材であり、

前記補正值算出部は、前記最新の前記検知体の位置及び姿勢、並びに前記導電体の位置を用いて前記補正值を算出する、
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 4】

前記補正值算出部は、前記検知体の鉛直方向の位置及び姿勢、並びに前記導電体の鉛直

方向の位置を用いて前記補正値を算出する、
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】

前記導電体は、前記磁界発生源を互いに直交する 2 つの軸回りに回転可能及び鉛直方向に移動可能に支持すると共に、前記磁界発生源と共に 2 次元空間において並進可能であり、且つ、一部が前記磁界発生源と比して前記複数の検出コイルの近くに位置する支持部材であり、

前記補正値算出部は、前記最新の前記検知体の位置及び姿勢、並びに前記導電体の鉛直方向を除く 2 次元平面の位置を用いて前記補正値を算出する、
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 6】

前記補正値算出部は、前記検知体の位置及び姿勢を用いて前記補正値を算出する、
ことを特徴とする請求項 5 に記載の位置検出システム。

【請求項 7】

前記支持部材は、前記磁界発生源よりも前記複数の検出コイルの近くに配置された円環部材を含む、
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 8】

前記検知体は、前記被検体内を撮像することにより画像信号を生成する撮像部を備えるカプセル型内視鏡である、
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 9】

位置検出用の交番磁界を発生する磁界発生部と、永久磁石とが内部に設けられており、被検体内に導入される検知体の位置を検出する位置検出システムの作動方法であって、

前記位置検出システムは、

前記被検体の外部に配設されており、前記交番磁界の強度の検出信号をそれぞれ出力する複数の検出コイルと、

前記検知体を誘導するための誘導磁界を発生する磁界発生源と、前記磁界発生源の位置または姿勢の少なくともいずれかを変化させる駆動機構と、を有し、少なくとも一部が前記交番磁界の作用により干渉磁界を発生する導電体からなる誘導磁界発生装置と、

前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記交番磁界の強度の測定値を補正するための補正値を算出する補正値算出部と、

前記測定値を補正する磁界補正部と、

前記検知体の位置または姿勢の少なくともいずれかを算出する前記位置算出部と、
を備え、

前記補正値算出部が、前記導電体の位置または姿勢の少なくともいずれかを用いて、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記交番磁界の強度の測定値を補正するための補正値を算出する補正値算出ステップと、

前記磁界補正部が、前記補正値算出ステップにおいて算出された前記補正値を用いて、前記測定値を補正する磁界補正ステップと、

前記位置算出部が、前記磁界補正ステップにおいて補正された前記測定値に基づいて、前記検知体の位置または姿勢の少なくともいずれかを算出する位置算出ステップと、
を含み、

前記補正値算出ステップにおいて前記補正値算出部は、前記位置算出ステップにおいて算出された最新の前記検知体の位置または姿勢の少なくともいずれかをさらに用いて、前記補正値を算出する、

ことを特徴とする位置検出システムの作動方法。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/082088

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, G01B7/00(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)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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 2006-523473 A (Northern Digital Inc.), 19 October 2006 (19.10.2006), paragraphs [0001] to [0084]; fig. 1 to 11 & US 2004/0207389 A1 paragraphs [0001] to [0077]; fig. 1 to 11 & WO 2004/091391 A1 & EP 2269507 A1 & CA 2521537 A & CN 1774202 A	1-8
A	JP 2009-39356 A (Olympus Medical Systems Corp.), 26 February 2009 (26.02.2009), paragraphs [0001] to [0180]; fig. 1 to 14 & US 2010/0204566 A1 paragraphs [0001] to [0130]; fig. 1 to 14 & WO 2009/019916 A1 & EP 2177148 A1 & CN 101820810 A	1-8

☒ 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
28 November 2016 (28.11.16)Date of mailing of the international search report
06 December 2016 (06.12.16)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No. PCT/JP2016/082088
--

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-556 A (Tomosuke NONOMURA), 08 January 2002 (08.01.2002), paragraphs [0001] to [0121]; fig. 1 to 20 (Family: none)	1-8

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 8 2 0 8 8	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, G01B7/00(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（I P C）） Int.Cl. A61B1/00 - 1/32, G02B23/24 - 23/26			
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 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016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 2006-523473 A（ノーザン・デジタル・インコーポレイテッド） 2006.10.19, [0001]～[0084]、図1～11 & US 2004/0207389 A1、[0001]～[0077]、図1～11 & WO 2004/091391 A1 & EP 2269507 A1 & CA 2521537 A & CN 1774202 A	1-8	
☒ 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 28.11.2016		国際調査報告の発送日 06.12.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / 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） 北島 拓馬 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4845

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 8 2 0 8 8
C (続き) . 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 2009-39356 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2009.02.26, [0001]~[0180]、図1~14 & US 2010/0204566 A1、[0001]~[0130]、図1~14 & WO 2009/019916 A1 & EP 2177148 A1 & CN 101820810 A	1-8
A	JP 2002-556 A (野々村友佑) 2002.01.08, [0001]~[0121]、 図1~20 (ファミリーなし)	1-8

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, DJ, 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, KW, 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

(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)	位置检测系统和操作位置检测系统的方法		
公开(公告)号	JPWO2017094415A1	公开(公告)日	2017-11-30
申请号	JP2017506956	申请日	2016-10-28
[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	千葉淳		
发明人	千葉 淳		
IPC分类号	A61B1/00 G01B7/00		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B1/041 A61B5/062 A61B5/6861 G01B7/003 G01B7/30		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.320.Z G01B7/00.103.M		
F-TERM分类号	2F063/AA04 2F063/BA29 2F063/CA08 2F063/DA01 2F063/DD01 2F063/EB30 2F063/GA03 4C161/DD07 4C161/FF15 4C161/GG28 4C161/HH55		
优先权	2015236128 2015-12-02 JP		
其他公开文献	JP6169301B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

位置检测系统包括：检测体，其具有产生交变磁场和永磁体的磁场产生单元；多个检测线圈；以及检测体，其相对于检测线圈设置在检测体的检测对象区域的相反侧。用于产生用于感应的磁场的磁场发生器，以及用于改变磁场发生器的位置和姿势中的至少一个的驱动机构，该驱动器的至少一部分是用于产生干扰磁场的导体。以及用于基于感测体的位置和取向以及紧接之前计算出的导体的位置和取向中的至少一个来校正由每个检测线圈检测到的交变磁场的强度的测量值的校正。计算值的校正值计算单元，使用该校正值校正测量值的磁场校正单元以及基于该测量值计算感测对象的位置和方向中的至少一个的位置。以及检测部分，所述校正值计算单元还使用所述位置和最新的检测对象的取向中的至少一个，并计算校正值。

