

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/017999

発行日 平成29年7月27日 (2017. 7. 27)

(43) 国際公開日 平成29年2月2日 (2017. 2. 2)

(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 Z	2 F 0 6 3
G 0 1 B 7/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B	
	G 0 1 B 7/00 1 0 2 M	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

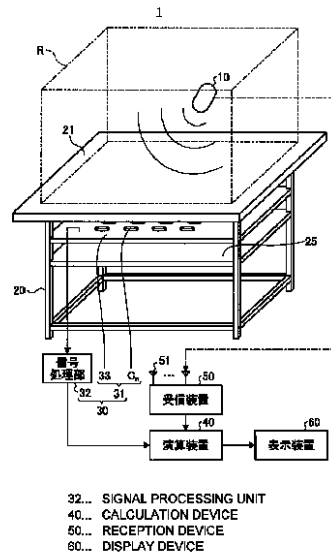
出願番号 特願2016-565511 (P2016-565511)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号 PCT/JP2016/060226	(74) 代理人 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
(22) 国際出願日 平成28年3月29日 (2016. 3. 29)	(72) 発明者 鈴木 優輔 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
(11) 特許番号 特許第6064109号 (P6064109)	Fターム(参考) 2F063 AA03 BA29 DD07 GA01 4C161 AA01 AA04 CC06 DD07 GG28 HH55 JJ17 LL02 NN01 SS21
(45) 特許公報発行日 平成29年1月18日 (2017. 1. 18)	
(31) 優先権主張番号 特願2015-146844 (P2015-146844)	
(32) 優先日 平成27年7月24日 (2015. 7. 24)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	

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) 【要約】

位置検出システム1は、位置検出用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10と、位置検出用磁界を検出して検出信号を出力する複数の検出コイルC_nと、複数の検出コイルC_nに対してカプセル型内視鏡10の検出対象領域の反対側であって、複数の検出コイルC_nの開口面を覆う範囲に配置され、位置検出用磁界の作用により磁界を発生し得る金属板25と、演算装置40とを備える。演算装置40は、複数の検出コイルC_nからそれぞれ出力された複数の検出信号の測定値を、金属板25が発生する磁界成分を用いて補正する磁界補正部と、該磁界補正部が補正した複数の検出信号の測定値を用いて、カプセル型内視鏡10の位置及び方向の少なくとも一方を算出する位置算出部とを備える。これにより、位置検出システムにおいて金属部材が用いられている場合でも、精度の良い位置検出を行うことができる位置検出システム等を提供する。



32... SIGNAL PROCESSING UNIT
40... CALCULATION DEVICE
50... RECEPTION DEVICE
60... DISPLAY DEVICE

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

位置検出用磁界を発生する磁界発生部が内部に設けられ、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、前記位置検出用磁界を検出して複数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に対して前記検知体の検出対象領域の反対側であって、少なくとも前記複数の検出コイルの開口面を覆う範囲に配置され、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生し得る金属板と、

前記複数の検出コイルからそれぞれ出力された前記複数の検出信号の測定値を、前記位置検出用磁界の作用により前記金属板が発生する磁界成分を用いて補正する磁界補正部と、

10

前記磁界補正部が補正した前記複数の検出信号の測定値を用いて、前記検知体の位置及び方向の少なくとも一方を算出する位置算出部と、
を備えることを特徴とする位置検出システム。

【請求項 2】

前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生し得る少なくとも 1 つの磁界発生部材をさらに備え、

前記金属板は前記少なくとも 1 つの磁界発生部材と前記複数の検出コイルとの間であって、少なくとも前記複数の検出コイルの開口面を覆う範囲に配置される、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出システム。

20

【請求項 3】

前記磁界補正部は、

前記金属板に対して前記検知体の最新の位置と対称の位置に前記検知体が存在すると仮定した場合に、当該対称の位置における前記検知体が発生する磁界の前記複数の検出コイルそれぞれの位置における検出信号の値を補正成分として算出し、

前記複数の検出信号の測定値から前記補正成分をそれぞれ減算することにより補正を行う、

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の位置検出システム。

【請求項 4】

前記位置算出部は、直前に算出された前記検知体の位置において前記検知体が発生すると推定される前記位置検出用磁界の理論値と、前記磁界補正部が補正した前記複数の検出信号の測定値との差分に基づく評価値を算出し、該評価値が小さくなるように前記検知体の位置及び方向の少なくとも一方を更新する、ことを特徴とする請求項 3 に記載の位置検出システム。

30

【請求項 5】

前記少なくとも 1 つの磁界発生部材は、前記被検体を載置するベッドの金属製のフレームである、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 6】

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 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の位置検出システム。

40

【請求項 7】

請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の位置検出システムを備え、

被検体内に導入される検知体の磁界発生部が発生する位置検出用磁界は、所定の周波数の交番磁界であり、

前記検知体の内部に永久磁石がさらに設けられ、

前記永久磁石に作用する磁界を発生することにより前記検知体を誘導する誘導装置をさらに備える、

ことを特徴とする誘導システム。

50

【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方向を検出する位置検出システム及び誘導システムに関する。

【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。

10

【0003】

また、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磁界検出用コイルとを備え、磁界検出用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。以下、磁界検出用コイルを単に検出コイルという。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【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】

【0005】

位置検出システムを構成するフレームや各種筐体には、金属部材が用いられることが多い。例えば、カプセル型医療装置を被検体内に導入して検査を行うシステムにおいて、被検体を載置するベッドのフレームは、強度や加工性等の要求から、通常、金属により作製されている。

30

【0006】

しかしながら、カプセル型医療装置が発生する磁界に基づいて位置検出を行う場合、金属部材が磁界に対する干渉源となるため、検出コイルが検出した磁界の検出信号に干渉磁界の成分が混ざってしまう。その結果、カプセル型医療装置の位置検出精度が低下してしまうという問題がある。

【0007】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、位置検出システムにおいて金属部材が用いられている場合であっても、精度の良い位置検出を行う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。

40

【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、位置検出用磁界を発生する磁界発生部が内部に設けられ、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、前記位置検出用磁界を検出して複数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に対して前記検知体の検出対象領域の反対側であって、少なくとも前記複数の検出コイルの開口面を覆う範囲に配置され、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生し得る金属板と、前記複数の検出コイルからそれぞれ出力された前記複数の検出信号の測定値を、前記位置検出用磁界の作用により前記金属板が発生する磁界成分を用いて補正する磁界補正部と、前記磁界補正部が補正した前

50

記複数の検出信号の測定値を用いて、前記検知体の位置及び方向の少なくとも一方を算出する位置算出部と、を備えることを特徴とする。

【0009】

上記位置検出システムは、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生し得る少なくとも1つの磁界発生部材をさらに備え、前記金属板は前記少なくとも1つの磁界発生部材と前記複数の検出コイルとの間であって、少なくとも前記複数の検出コイルの開口面を覆う範囲に配置される、ことを特徴とする。

【0010】

上記位置検出システムにおいて、前記磁界補正部は、前記金属板に対して前記検知体の最新の位置と対称の位置に前記検知体が存在すると仮定した場合に、当該対称の位置における前記検知体が発生する磁界の前記複数の検出コイルそれぞれの位置における検出信号の値を補正成分として算出し、前記複数の検出信号の測定値から前記補正成分をそれぞれ減算することにより補正を行う、ことを特徴とする。

10

【0011】

上記位置検出システムにおいて、前記位置算出部は、直前に算出された前記検知体の位置において前記検知体が発生すると推定される前記位置検出用磁界の理論値と、前記磁界補正部が補正した前記複数の検出信号の測定値との差分に基づく評価値を算出し、該評価値が小さくなるように前記検知体の位置及び方向の少なくとも一方を更新する、ことを特徴とする。

【0012】

上記位置検出システムにおいて、前記少なくとも1つの磁界発生部材は、前記被検体を載置するベッドの金属製のフレームである、ことを特徴とする。

20

【0013】

上記位置検出システムにおいて、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。

【0014】

本発明に係る誘導システムは、前記位置検出システムを備え、被検体内に導入される検知体の磁界発生部が発生する位置検出用磁界は、所定の周波数の交番磁界であり、前記検知体の内部に永久磁石がさらに設けられ、前記永久磁石に作用する磁界を発生することにより前記検知体を誘導する誘導装置をさらに備える、ことを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、少なくとも1つの磁界発生部材と複数の検出コイルとの間に金属板を配置し、複数の検出コイルがそれぞれ出力した複数の検出信号の測定値を、位置検出用磁界の作用により上記金属板が発生する磁界成分を用いて補正するので、少なくとも1つの磁界発生部材が発生し得る磁界の影響を抑制し、精度の良い位置検出を行うことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【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構成例を示す模式図である。

40

【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に示す磁界検出装置及び演算装置の構成を示す模式図である。

【図4】図4は、カプセル型内視鏡の位置検出方法を説明するための模式図である。

【図5】図5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6】図6は、磁界の補正成分の算出方法を説明するための模式図である。

【図7】図7は、磁界の補正成分の算出方法を説明するための模式図である。

【図8】図8は、磁界の補正成分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2に係る誘導システムの構成例を示す模式図である。

50

。

【図 1 0】図 1 0 は、図 9 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 1 1】図 1 1 は、図 9 に示す誘導用磁界発生装置及び誘導用磁界制御装置の構成例を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

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、被検体内に薬剤等を配送するカプセル型医療装置、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、放射線による検査システムにおいて放射線の照射位置を示すマーカー、超音波照射システムにおいて超音波の照射位置を示すマーカー等の位置検出に適用することが可能である。

10

【0018】

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。

20

【0019】

(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、位置検出用の磁界を発生する検知体としてのカプセル型内視鏡 1 0 と、金属製のフレーム 2 0 と、この金属製のフレーム 2 0 に支持され、カプセル型内視鏡 1 0 が挿入される被検体を載置するベッド 2 1 と、ベッド 2 1 の下部に配置され、カプセル型内視鏡 1 0 が発生した位置検出用磁界を検出して検出信号を出力する磁界検出装置 3 0 と、ベッド 2 1 と磁界検出装置 3 0 との間に配置された金属板 2 5 と、磁界検出装置 3 0 が出力した検出信号に基づいてカプセル型内視鏡 1 0 の位置検出等の演算処理を行う演算装置 4 0 と、を備える。

30

【0020】

このうち、磁界検出装置 3 0 は、位置検出用磁界を検出する複数の検出コイル C_n 及びこれらの検出コイル C_n を支持するパネル 3 3 を含むコイルユニット 3 1 と、各検出コイル C_n から出力された検出信号に信号処理を施す信号処理部 3 2 とを有する。コイルユニット 3 1 によりカプセル型内視鏡 1 0 の位置を検出可能な領域が、検出対象領域 R である。検出対象領域 R は、被検体内でカプセル型内視鏡 1 0 が移動可能な範囲を含む 3 次元領域であり、ベッド 2 1 上の所定の領域に予め設定されている。この検出対象領域 R に基づいて、複数の検出コイル C_n が配置される位置や、カプセル型内視鏡 1 0 が発生する位置検出用磁界の強度等が予め設定されている。

40

【0021】

また、位置検出システム 1 は、カプセル型内視鏡 1 0 から無線送信された信号を受信する受信装置 5 0 と、カプセル型内視鏡 1 0 が撮像した被検体内の画像やカプセル型内視鏡 1 0 の位置情報等を表示する表示装置 6 0 とをさらに備えても良い。この場合、受信装置 5 0 は、例えば被検体の体表面に配置される複数の受信アンテナ 5 1 によって信号を受信する。

【0022】

図 2 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡 1 0 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 1 0 は、被検体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 1 0 0 と、該筐体 1 0 0 内に収納され、被検体内を撮像して撮像信号を

50

取得する撮像部 1 1 と、撮像部 1 1 を含むカプセル型内視鏡 1 0 の各部の動作を制御すると共に、撮像部 1 1 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 1 2 と、信号処理が施された撮像信号を無線送信する送信部 1 3 と、当該カプセル型内視鏡 1 0 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 1 4 と、カプセル型内視鏡 1 0 の各部に電力を供給する電源部 1 5 とを備える。

【0023】

筐体 1 0 0 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る。筐体 1 0 0 は、円筒形状をなす筒状筐体 1 0 1 と、ドーム形状をなすドーム状筐体 1 0 2、1 0 3 とを有し、筒状筐体 1 0 1 の両側開口端を、ドーム形状をなすドーム状筐体 1 0 2、1 0 3 によって塞ぐことによって実現される。筒状筐体 1 0 1 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 1 0 2、1 0 3 の少なくとも一方（図 2 においては撮像部 1 1 側であるドーム状筐体 1 0 2）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 1 0 2 側にのみ撮像部 1 1 を 1 つ設けているが、撮像部 1 1 を 2 つ設けても良く、この場合、ドーム状筐体 1 0 3 も透明な光学部材によって形成される。このような筐体 1 0 0 は、撮像部 1 1 と、制御部 1 2 と、送信部 1 3 と、磁界発生部 1 4 と、電源部 1 5 とを液密に内包する。

10

【0024】

撮像部 1 1 は、LED 等の照明部 1 1 1 と、集光レンズ等の光学系 1 1 2 と、CMOS イメージセンサ又は CCD 等の撮像素子 1 1 3 とを有する。照明部 1 1 1 は、撮像素子 1 1 3 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 1 0 2 越しに撮像視野内の被検体を照明する。光学系 1 1 2 は、この撮像視野からの反射光を撮像素子 1 1 3 の撮像面に集光して結像させる。撮像素子 1 1 3 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。

20

【0025】

制御部 1 2 は、所定の撮像フレームレートで撮像部 1 1 を動作させると共に、撮像のタイミングと同期して、照明部 1 1 1 を発光させる。また、制御部 1 2 は、撮像部 1 1 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 1 2 は、電源部 1 5 から磁界発生部 1 4 に電力を供給させることにより、磁界発生部 1 4 から交番磁界を発生させる。

30

【0026】

送信部 1 3 は、送信アンテナを備え、制御部 1 2 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。

【0027】

磁界発生部 1 4 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 1 4 1 と、該磁界発生コイル 1 4 1 と共に共振回路を形成するコンデンサ 1 4 2 とを含み、電源部 1 5 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。

40

【0028】

電源部 1 5 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 1 5 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 1 0 の各構成部（撮像部 1 1、制御部 1 2、及び送信部 1 3）に適宜供給する。また、電源部 1 5 は、オフ状態の場合に、カプセル型内視鏡 1 0 の各構成部への電力供給を停止する。

【0029】

再び図 1 を参照すると、フレーム 2 0 は、被検体やベッドによる荷重に対する耐久性を考慮して、ステンレス等の金属によって形成されている。即ち、フレーム 2 0 は、カプセル型内視鏡 1 0 が発生する位置検出用磁界の作用により磁界を発生し得る磁界発生部材（

50

第 1 の磁界発生部材) である。

【 0 0 3 0 】

金属板 2 5 は平行平板状をなし、フレーム 2 0 とコイルユニット 3 1 との間において、少なくとも全ての検出コイル C_n の開口面を覆う範囲に挿入されている。この金属板 2 5 も、カプセル型内視鏡 1 0 が発生する位置検出用磁界の作用により磁界を発生し得る部材である。金属板 2 5 を形成する金属の種類は特に限定されない。

【 0 0 3 1 】

ここで、フレーム 2 0 においては、カプセル型内視鏡 1 0 が発生する位置検出用磁界の作用により渦電流が発生し、この渦電流の作用により、フレーム 2 0 から磁界が発生する。この磁界は、複数の検出コイル C_n から出力される位置検出用磁界の検出信号に影響を与える可能性があるが、この影響を見積もることは困難である。特に、フレーム 2 0 のうちの床への配置面付近の部分は、強度を確保するため複雑な形状になっているので、発生する磁界の影響の見積もりはさらに困難となる。

10

【 0 0 3 2 】

そこで、本実施の形態 1 においては、複数の検出コイル C_n に対してカプセル型内視鏡 1 0 の検出対象領域 R の反対側に位置するフレーム 2 0 の部分、特にフレーム 2 0 のうちの床への配置面付近の部分と複数の検出コイル C_n との間に金属板 2 5 を挿入している。それにより、カプセル型内視鏡 1 0 側から複数の検出コイル C_n を見たとき、位置検出用磁界に影響を与える干渉源は金属板 2 5 のみと見做せるようにしている。干渉源が平行平板状の金属板 2 5 のみであると見做し、この金属板 2 5 の形状を単純化することにより、金属板 2 5 が位置検出用磁界に与える影響、即ち干渉磁界を、簡単な演算で見積もることができるようになる。それにより、見積もった干渉磁界をもとに検出信号を補正することが可能となる。

20

【 0 0 3 3 】

図 3 は、図 1 に示す磁界検出装置 3 0 及び演算装置 4 0 の構成を示す模式図である。磁界検出装置 3 0 は、複数の検出コイル C_n が配設されたコイルユニット 3 1 と、各検出コイル C_n から出力された検出信号を処理する信号処理部 3 2 とを備える。ここで、添え字 n は、個々の検出コイルを表す番号であり、図 3 の場合、 $n = 1 \sim 16$ である。

【 0 0 3 4 】

各検出コイル C_n は、コイル線材をコイルパネル状に巻回した筒型コイルからなり、例えば、開口径が 3 0 ~ 4 0 mm 程度、高さが 5 mm 程度のサイズを有する。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 3 2 に出力する。これらの検出コイル C_n は、樹脂等の非金属材料によって形成された平面状をなすパネル 3 3 の主面上に配設されている。

30

【 0 0 3 5 】

信号処理部 3 2 は、複数の検出コイル C_n にそれぞれ対応する複数の信号処理チャンネル C_{h_n} を備える。各信号処理チャンネル C_{h_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 3 2 1 と、増幅された検出信号をデジタル変換する A / D 変換部 (A / D) 3 2 2 と、デ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す FFT 処理部 (FFT) 3 2 3 とを備え、検出信号の測定値を出力する。

40

【 0 0 3 6 】

演算装置 4 0 は、例えばパーソナルコンピュータやワークステーション等の汎用コンピュータによって構成され、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 の位置及び方向を検出する演算処理や、受信装置 5 0 を介して受信された画像信号に基づき、被検体内の画像を生成する演算処理を実行する。

【 0 0 3 7 】

詳細には、演算装置 4 0 は、各信号処理チャンネル C_{h_n} から出力された検出信号の測定値に基づいて、測定値から差し引くべき磁界の補正成分、即ち、フレーム 2 0 及び金属板 2 5 に起因する磁界成分を算出する補正成分算出部 4 0 1 と、磁界の測定値から補正成分を差し引くことにより、磁界の測定値の真値を算出する磁界補正部 4 0 2 と、補正された

50

測定値に基づいて、カプセル型内視鏡 10 の位置及び方向の少なくとも一方を算出する位置算出部 403 とを備える。

【0038】

また、演算装置 40 は、位置算出部 403 が算出したカプセル型内視鏡 10 の位置及び方向に関する情報等を記憶する記憶部 404 と、カプセル型内視鏡 10 から無線送信され、受信装置 50 (図 1 参照) が受信した画像信号に対して所定の画像処理を施すことにより画像データを生成する画像処理部 405 と、記憶部 404 に記憶された位置及び方向に関する情報や画像データを出力する出力部 406 とをさらに備える。以下、カプセル型内視鏡 10 の位置及び方向に関する情報をまとめて、単に位置情報ともいう。

【0039】

記憶部 404 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 404 は、上述した位置情報や画像データの他、演算装置 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や、カプセル型内視鏡 10 の位置検出演算プログラムや、画像処理プログラムを記憶する。

【0040】

受信装置 50 は、被検体外に設けられた複数の受信アンテナ 51 のうち、カプセル型内視鏡 10 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 51 を選択し、選択した受信アンテナ 51 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。

【0041】

表示装置 60 は、液晶や有機 EL 等の各種ディスプレイを含み、演算装置 40 において生成された位置情報や画像データに基づき、被検体の体内画像やカプセル型内視鏡 10 の位置や方向等の情報を画面表示する。

【0042】

次に、実施の形態 1 に係る位置検出方法を説明する。図 4 は、カプセル型内視鏡 10 の位置検出方法を説明するための模式図である。以下においては、金属板 25 の上方に、パネル 33 (図 1 参照) を介して配設された検出コイル C_n の配設面上に原点 (0, 0, 0) を取る。検出コイル C_n の配設面と金属板 25 の表面との距離は、 Z_{plate} である。

【0043】

図 5 は、本実施の形態 1 に係る位置検出方法を示すフローチャートである。図 5 に示すフローチャートは、カプセル型内視鏡 10 があるタイミングで発生した位置検出用磁界を、複数の検出コイル C_n がそれぞれ検出して 1 セットの検出信号の測定値を出力した場合の処理を示している。

【0044】

まず、ステップ S100 において、演算装置 40 (図 3 参照) は、各検出コイル C_n が検出した磁界の検出信号の測定値を磁界検出装置 30 から取得する。詳細には、各検出コイル C_n が磁界を検出して検出信号を出力すると、各信号処理チャネル Ch_n は、対応する検出コイル C_n から出力された検出信号に対して増幅、A/D 変換、及び FFT 処理を施し、演算装置 40 へ出力する。各信号処理チャネル Ch_n から出力された測定値 Bm_n は、補正成分算出部 401 及び磁界補正部 402 へ入力される。これらの測定値 Bm_n は、カプセル型内視鏡 10 が発生した位置検出磁界の成分と、この位置検出磁界の作用により金属板 25 から発生した磁界成分とを含んでいる。

【0045】

続くステップ S101 において、補正成分算出部 401 は、ステップ S100 において取得した測定値 Bm_n をもとに、この測定値 Bm_n から差し引くべき磁界の補正成分を算出する。この補正成分は、位置検出用磁界の作用により金属板 25 から発生した磁界成分に相当する。図 6 ~ 図 8 は、磁界の補正成分の算出方法を説明するための模式図である。

【0046】

図 6 は、カプセル型内視鏡 10 が発生する位置検出用磁界 $B_{capsule}$ に対して干渉源と

10

20

30

40

50

なる金属構成物が存在しない場合における磁界分布を示している。なお、図 6 に示すベクトル M は、カプセル型内視鏡 10 の向きを表す。

【0047】

これに対し、図 7 に示すように、位置検出用磁界 $B_{capsule}$ に対して干渉源となる平行平板状の金属板 25 が存在している場合を考える。この場合、位置検出用磁界 $B_{capsule}$ の作用により金属板 25 の表面から磁界 B_{plate} が発生し、この磁界 B_{plate} の影響により位置検出用磁界 $B_{capsule}$ が歪んでしまう。

【0048】

図 8 に示すように、歪んだ状態の位置検出用磁界 $B_{capsule}$ は、金属板 25 の表面に対して線対称な位置に存在する、カプセル型内視鏡 10 と同様の磁界発生源 10' が発生する磁界 $B_{capsule}'$ の影響を受けたものと見做すことができる。なお、図 8 に示すベクトル M_c は、磁界発生源 10' の向きを表す。

10

【0049】

磁界発生源 10' が発生する磁界 $B_{capsule}'$ の分布は、歪んだ状態の位置検出用磁界 $B_{capsule}$ の分布とほぼ等しい。そこで、磁界発生源 10' が発生した磁界 $B_{capsule}'$ を補正磁界として、検出信号の測定値 B_{m_n} から差し引く補正を行うことにより、干渉源である金属板 25 が存在しない状態における位置検出用磁界 $B_{capsule}$ (図 6 参照) を算出することができる。

【0050】

磁界発生源 10' が存在すると仮定した場合、各測定値 B_{m_n} を補正するための補正成分 B_{c_n} は、次式 (1) によって与えられる。

20

【数 1】

$$B_{c_n} = \frac{\mu}{4\pi} \left(-\frac{\vec{M}_c}{|\vec{r}_c|^3} + \frac{3(\vec{M}_c \cdot \vec{r}_c) \cdot \vec{r}_c}{|\vec{r}_c|^5} \right) \quad \dots(1)$$

【0051】

式 (1) において、ベクトル r_c は検出コイル C_n から磁界発生源 10' に向かうベクトルであり、図 4 に示すように、原点 (0, 0, 0) を基準とした場合の検出コイル C_n の位置ベクトル P_n と、磁界発生源 10' の位置ベクトル P_c とを用いて、次式 (2) によって与えられる。

30

【数 2】

$$\vec{r}_c = \vec{P}_n - \vec{P}_c \quad \dots(2)$$

【0052】

このうち、磁界発生源 10' の位置ベクトル P_c の各成分は、位置算出部 403 により直前に算出されたカプセル型内視鏡 10 の最新の位置 (X, Y, Z) に基づき、以下のとおり設定される。

【数 3】

$$\vec{P}_c = (X, Y, -(Z - 2Z_{plate}))$$

40

なお、カプセル型内視鏡 10 の位置の推定演算を最初に行う場合には、カプセル型内視鏡 10 の最新の位置 (X, Y, Z) として、予め設定された初期値が用いられる。

【0053】

また、式 (1) において、ベクトル M_c は、磁界発生源 10' の向きを表す方向ベクトルである。カプセル型内視鏡 10 の向きを表すベクトル M の成分を (m_x, m_y, m_z) とすると、ベクトル M_c の成分は $(m_x, m_y, -m_z)$ として与えられる。

【0054】

続くステップ S102 において、磁界補正部 402 は、ステップ S101 において算出

50

された磁界の補正成分 B_{c_n} を用いて、検出コイル C_n が検出した磁界の測定値 B_{m_n} を補正する。補正後の測定値 B_{mc_n} は、次式 (3) によって与えられる。

$$B_{mc_n} = B_{m_n} - B_{c_n} \quad \dots (3)$$

【0055】

続くステップ S103 において、位置算出部 403 は、カプセル型内視鏡 10 の最新の位置及び方向に基づいて、各検出コイル C_n の位置における位置検出用磁界の理論値 B_{i_n} を算出する。理論値 B_{i_n} は、次式 (4) によって与えられる。

【数4】

$$B_{i_n} = \frac{\mu}{4\pi} \left(-\frac{\vec{M}}{|\vec{r}|^3} + \frac{3(\vec{M} \cdot \vec{r}) \cdot \vec{r}}{|\vec{r}|^5} \right) \quad \dots (4) \quad 10$$

【0056】

式 (4) において、ベクトル r は検出コイル C_n からカプセル型内視鏡 10 の推定位置に向かうベクトルであり、図 4 に示すように、原点 (0, 0, 0) を基準とした場合の検出コイル C_n の位置ベクトル P_n と、カプセル型内視鏡 10 の位置ベクトル P とを用いて、次式 (5) によって与えられる。

【数5】

$$\vec{r} = \vec{P}_n - \vec{P} \quad \dots (5) \quad 20$$

【0057】

続くステップ S104 において、位置算出部 403 は、補正後の位置検出用磁界の測定値 B_{mc_n} と、位置検出用磁界の理論値 B_{i_n} とから、次式 (6) によって与えられる評価値 S を算出する。

【数6】

$$S = \sum_{n=1}^{16} \{B_{mc_n} - B_{i_n}\}^2 \quad \dots (6)$$

【0058】

続くステップ S105 において、位置算出部 403 は、評価値 S が小さくなるように、カプセル型内視鏡 10 の位置 (X, Y, Z) 及び方向 (m_x, m_y, m_z) を更新する。

【0059】

続くステップ S106 において、位置算出部 403 は、評価値 S が予め設定された評価値の閾値以下であるか否かを判定する。この閾値としては、位置検出用磁界の測定値 B_{m_n} と理論値 B_{i_n} との差異が誤差の範囲と見做せる程度に小さい値が設定される。評価値 S が閾値未満である場合、評価値 S は十分に小さいと判定される。

【0060】

評価値 S が閾値よりも大きい場合 (ステップ S106: No)、処理はステップ S101 に戻る。この場合、ステップ S101 においては、ステップ S105 において更新された位置 (X, Y, Z) 及び方向 (m_x, m_y, m_z) を用いて補正成分 B_{c_n} が算出される。

【0061】

一方、評価値 S が閾値以下である場合 (ステップ S106: Yes)、位置算出部 403 は、ステップ S105 において更新した位置 (X, Y, Z) の更新量 r 及び方向 (m_x, m_y, m_z) の更新量 m が、それぞれに対して設定された閾値以下であるか否かを判定する (ステップ S107)。位置の更新量 r 及び方向の更新量 m は、更新前と更新後との間における位置の各成分の差分を (X, Y, Z)、方向の各成分の差分を (m_x, m_y, m_z) とすると、次式 (7)、(8) によって与えられる。

$$r = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2} \quad \dots (7)$$

$$m = \sqrt{m_x^2 + m_y^2 + m_z^2} \quad \dots (8) \quad 50$$

【0062】

また、更新量 r を判定するための閾値及び更新量 m を判定するための閾値としては、更新量 r 、 m が誤差の範囲と見做せる程度に小さい値がそれぞれ設定される。

【0063】

更新量 r 、 m の少なくとも一方が閾値よりも大きい場合（ステップ S107：No）、処理はステップ S101 に戻る。この場合、ステップ S101 においては、ステップ S105 において更新された位置（ X 、 Y 、 Z ）及び方向（ m_x 、 m_y 、 m_z ）を用いて補正成分 Bc_n が算出される。

【0064】

一方、更新量 r 、 m の両方が閾値以下である場合（ステップ S107：Yes）、ステップ S105 において更新した位置及び方向を、そのタイミングにおけるカプセル型内視鏡 10 の位置及び方向として決定する（ステップ S108）。この位置及び方向が、カプセル型内視鏡 10 の位置情報として記憶部 404 に記憶される。その後、処理は終了する。

【0065】

以上説明したように、本実施の形態 1 によれば、フレーム 20 のように、カプセル型内視鏡 10 の位置検出用磁界に対する影響を見積もることが困難な磁界干渉源が存在する場合であっても、フレーム 20 と検出コイル C_n との間に金属板 25 を挿入することにより、位置検出用磁界に対する影響を容易に見積もることができるようになる。従って、各検出コイル C_n が検出した測定値を簡素な演算により補正し、補正された測定値を用いて、カプセル型内視鏡 10 の位置及び方向を精度良く検出することが可能となる。

【0066】

上記実施の形態 1 においては、位置及び方向の検出対象である検知体の例としてカプセル型内視鏡 10 を挙げたが、検知体はこれに限定されない。例えば、放射線を被検体に照射することにより検査を行う検査システムにおいて放射線の照射位置を示すマーカを検知体とし、この検査システムに本実施の形態 1 に係る位置検出システムを組み込んで良い。或いは、超音波照射システムにおいて超音波の照射位置や方向を示すマーカを検知体とし、この超音波照射システムに本実施の形態 1 に係る位置検出システムを組み込んで良い。いずれにしても、位置検出用磁界を発生する磁界発生部を検知体に設けることができれば、本実施の形態 1 に係る位置検出システムを適用することが可能である。

【0067】

（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 9 は、本発明の実施の形態 2 に係る誘導システムの構成例を示す模式図である。図 9 に示すように、本実施の形態 2 に係る誘導システム 2 は、図 1 に示す位置検出システム 1 に対し、カプセル型内視鏡 10 の代わりにカプセル型内視鏡 10A を備えると共に、誘導用磁界発生装置 70 及び誘導用磁界制御装置 80 をさらに備える。磁界検出装置 30、演算装置 40、受信装置 50、及び表示装置 60 の構成及び動作は、実施の形態 1 と同様である。

【0068】

図 10 は、カプセル型内視鏡 10A の内部構造の一例を示す模式図である。図 10 に示すように、カプセル型内視鏡 10A は、図 2 に示すカプセル型内視鏡 10 に対し、永久磁石 16 をさらに備える。永久磁石 16 以外のカプセル型内視鏡 10A の各部の構成及び動作は、実施の形態 1 と同様である。

【0069】

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 10A の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 L_a に対して傾きを持つように、筐体 100 の内部に固定配置されている。本実施の形態 2 においては、矢印で示すように、磁化方向が長軸 L_a に対して直交するように永久磁石 16 を配置している。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 70 によるカプセル型内視鏡 10A の誘導が実現する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 0 】

誘導用磁界発生装置 7 0 及び誘導用磁界制御装置 8 0 は、被検体内に導入されたカプセル型内視鏡 1 0 A の位置及び方向の少なくとも一方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 1 0 A の方向は、重力方向の軸（Z 軸）に対するカプセル型内視鏡 1 0 A の長軸 $L a$ の傾き（傾斜角）及び、該 Z 軸回りの長軸 $L a$ の回転角（方位角）によって表される。

【 0 0 7 1 】

図 1 1 は、誘導用磁界発生装置 7 0 及び誘導用磁界制御装置 8 0 の構成例を示す模式図である。図 1 1 に示すように、誘導用磁界発生装置 7 0 は、磁界を発生する永久磁石（以下、体外永久磁石という）7 1 と、該体外永久磁石 7 1 の位置及び方向を変化させる磁石駆動部 7 2 とを備える。このうち、磁石駆動部 7 2 は、平面位置変更部 7 2 1、鉛直位置変更部 7 2 2、仰角変更部 7 2 3、及び旋回角変更部 7 2 4 を有する。

10

【 0 0 7 2 】

体外永久磁石 7 1 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。体外永久磁石 7 1 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 つの面が水平面（重力方向と直交する面）と平行になるように配置される。

【 0 0 7 3 】

平面位置変更部 7 2 1 は、体外永久磁石 7 1 を水平面（XY 面）内において並進させる並進機構である。即ち、体外永久磁石 7 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、体外永久磁石 7 1 を水平面内で移動させる。

20

【 0 0 7 4 】

鉛直位置変更部 7 2 2 は、体外永久磁石 7 1 を重力方向（Z 方向）に沿って並進させる並進機構である。即ち、体外永久磁石 7 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、体外永久磁石 7 1 を鉛直方向に沿って移動させる。

【 0 0 7 5 】

仰角変更部 7 2 3 は、体外永久磁石 7 1 の磁化方向を含む鉛直面内において、体外永久磁石 7 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。即ち、仰角変更部 7 2 3 は、カプセル対向面 $P L$ と平行且つ磁化方向と直交し、体外永久磁石 7 1 の中心を通る Y 方向の軸 Y_c 回りに体外永久磁石 7 1 を回転させる。

【 0 0 7 6 】

旋回角変更部 7 2 4 は、体外永久磁石 7 1 の中心を通る Z 方向の軸 Z_m に対して体外永久磁石 7 1 を回転させる。

30

【 0 0 7 7 】

誘導用磁界制御装置 8 0 は、操作入力部 8 1 及び制御部 8 2 を備える。操作入力部 8 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部 8 2 に入力する。具体的には、操作入力部 8 1 は、ユーザによりなされる操作に従って、被検体内に導入されたカプセル型内視鏡 1 0 A の位置と方向との少なくともいずれかを変化させる操作信号を制御部 8 2 に入力する。

【 0 0 7 8 】

制御部 8 2 は、操作入力部 8 1 から入力される操作信号に応じた制御信号を生成し、誘導用磁界発生装置 7 0 へ出力する。

40

【 0 0 7 9 】

カプセル型内視鏡 1 0 A を誘導する場合には、誘導用磁界制御装置 8 0 の制御の下で磁石駆動部 7 2 を駆動し、体外永久磁石 7 1 を水平又は鉛直方向に並進させると共に、体外永久磁石 7 1 を回転又は旋回させることにより、体外永久磁石 7 1 の方向を変化させる。このような体外永久磁石 7 1 の動きに追従して、カプセル型内視鏡 1 0 A が誘導される。

【 0 0 8 0 】

図 9 に示すように、金属板 2 5 の近傍に誘導用磁界発生装置 7 0 を設ける場合、金属板 2 5 としては、アルミニウム等の非磁性体の金属を用いる。それにより、誘導用磁界に対

50

する金属板 25 の影響を排除し、ユーザの意図に沿ったカプセル型内視鏡 10A の誘導を行うことができる。

【0081】

また、金属板 25 の大きさは、カプセル型内視鏡 10A を誘導する体外永久磁石 71 の可動範囲を少なくとも覆うことができれば良い。上述したように、カプセル型内視鏡 10A は体外永久磁石 71 に追従して移動するので、体外永久磁石 71 の可動範囲を金属板 25 でカバーすることができれば、体外永久磁石 71 及びこれを駆動する磁石駆動部 72 が位置検出用磁界に与える影響を金属板 25 に集約させることができるからであり、それにより、干渉源が平行平板状の金属板 25 のみであると見做すことが可能となる。

【0082】

以上説明したように、本実施の形態 2 によれば、カプセル型内視鏡 10A を誘導するための誘導用磁界発生装置 70 を設ける場合であっても、誘導用磁界発生装置 70 と検出コイル C_n との間に金属板 25 を挿入することにより、位置検出用磁界に対する影響を容易に見積もり、カプセル型内視鏡 10A の位置及び方向を精度良く検出することが可能となる。

【0083】

上述した本発明の実施の形態 1 及び 2 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 及び 2 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】

【0084】

- 1 位置検出システム
- 2 誘導システム
- 10、10A カプセル型内視鏡
- 10' 磁界発生源
- 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 フレーム
- 25 金属板
- 30 磁界検出装置
- 31 コイルユニット
- 32 信号処理部
- 33 パネル
- 40 演算装置
- 50 受信装置
- 51 受信アンテナ
- 60 表示装置
- 70 誘導用磁界発生装置
- 71 体外永久磁石
- 72 磁石駆動部
- 80 誘導用磁界制御装置
- 81 操作入力部
- 82 制御部
- 100 筐体

10

20

30

40

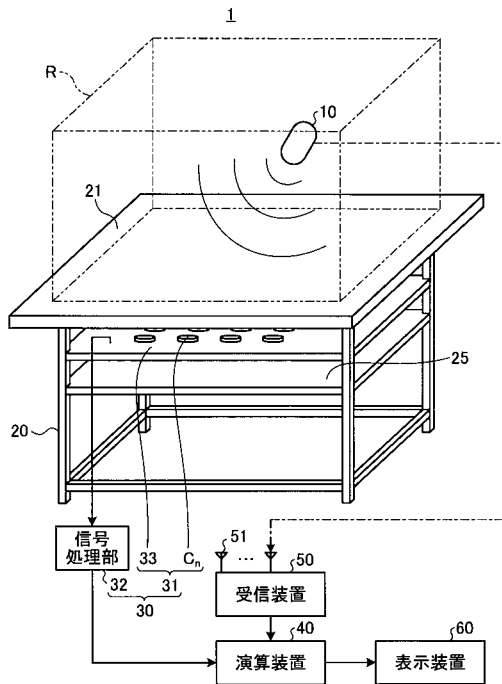
50

- 1 0 1 筒状筐体
- 1 0 2、1 0 3 ドーム状筐体
- 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
- 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 0 1 補正成分算出部
- 4 0 2 磁界補正部
- 4 0 3 位置算出部
- 4 0 4 記憶部
- 4 0 5 画像処理部
- 4 0 6 出力部
- 7 2 1 平面位置変更部
- 7 2 2 鉛直位置変更部
- 7 2 3 仰角変更部
- 7 2 4 旋回角変更部

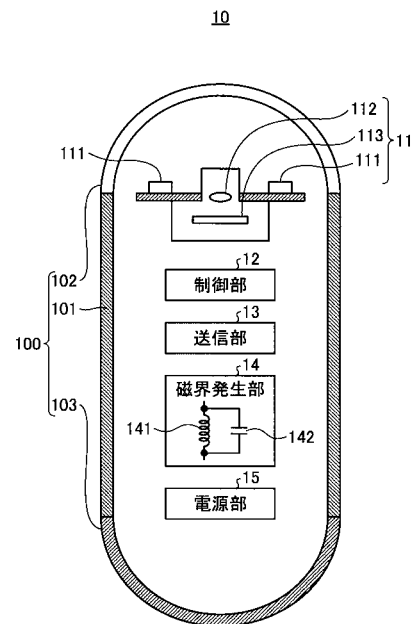
10

20

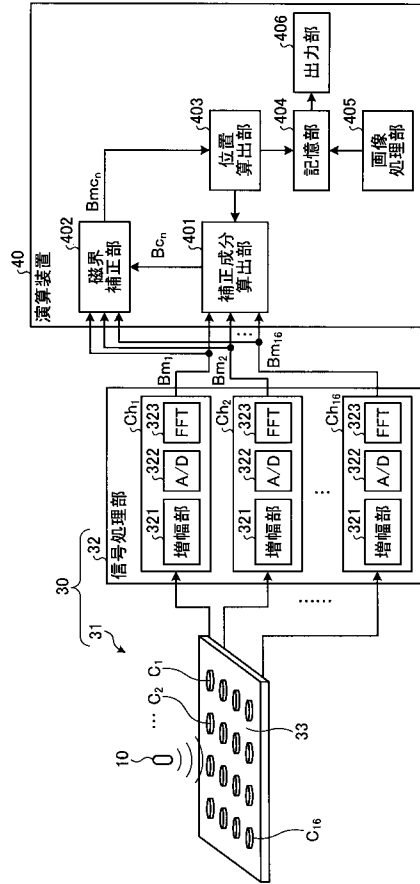
【 図 1 】



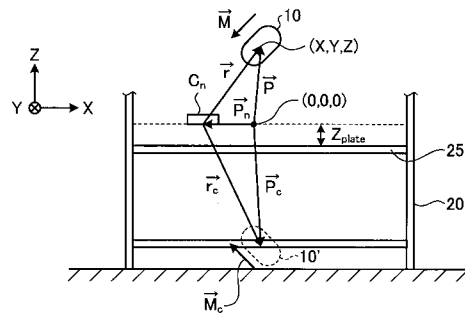
【 図 2 】



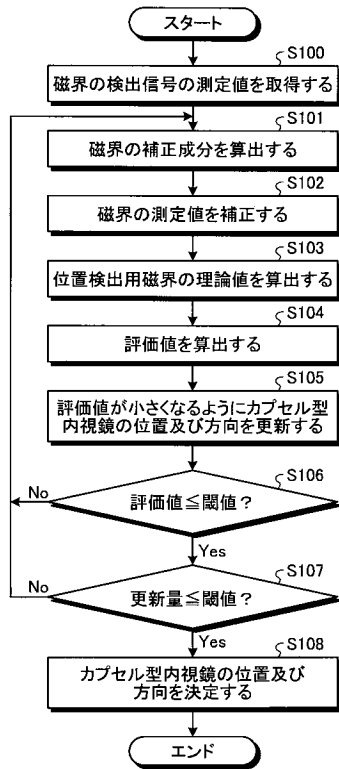
【 図 3 】



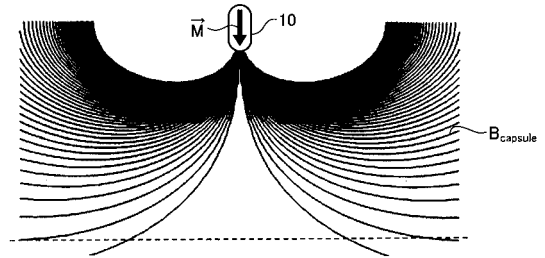
【 図 4 】



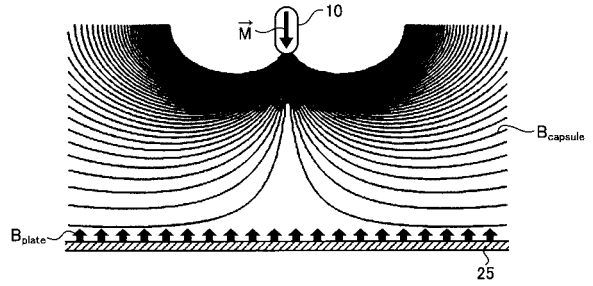
【 図 5 】



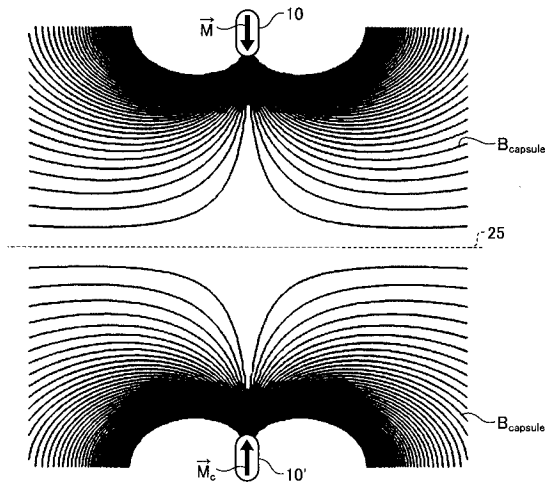
【 図 6 】



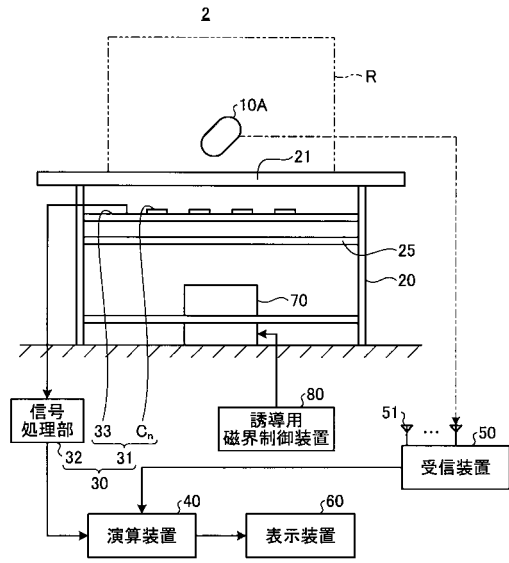
【 図 7 】



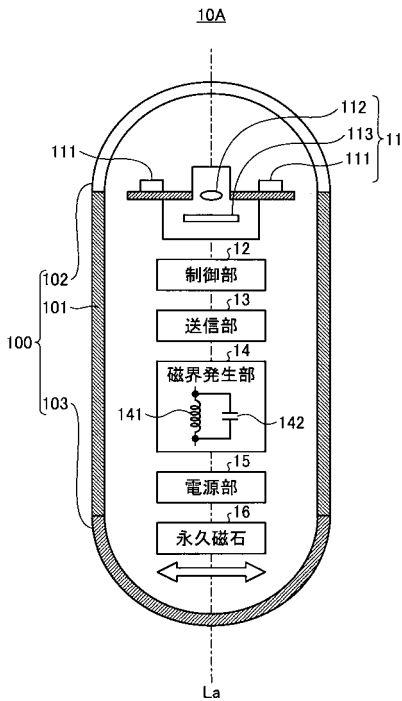
【 図 8 】



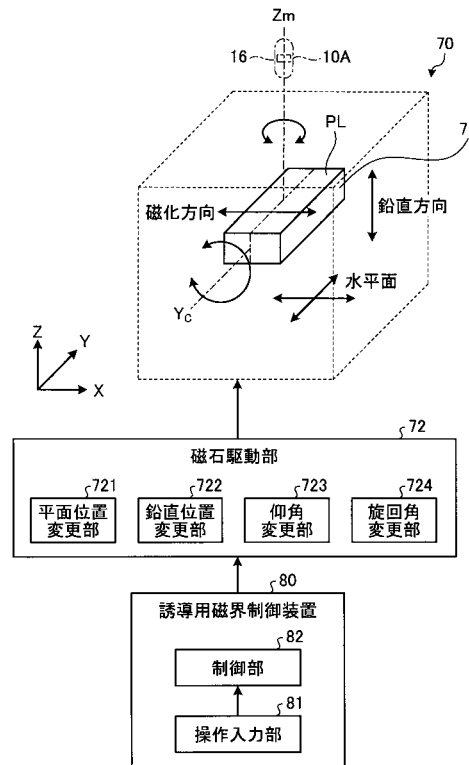
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



【手続補正書】

【提出日】平成28年10月31日(2016.10.31)

【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】

位置検出用磁界を発生する磁界発生部が内部に設けられ、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、前記位置検出用磁界を検出して複数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に対して前記検知体の検出対象領域の反対側であって、少なくとも前記複数の検出コイルの開口面を覆う範囲に配置される金属板が前記位置検出用磁界の作用により発生する磁界を用いて、前記複数の検出コイルからそれぞれ出力された前記複数の検出信号の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複数の検出信号の測定値を用いて、前記検知体の位置又は方向の少なくとも一方を算出する位置算出部と、
を備えることを特徴とする位置検出システム。

【請求項2】

前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生し得る磁界発生部材をさらに備え、

前記磁界発生部材は、前記被検体を載置するベッドの金属製のフレームであり、

前記金属板は、前記磁界発生部材と前記複数の検出コイルとの間であって、少なくとも前記複数の検出コイルの開口面を覆う範囲に配置される、
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】

前記磁界補正部は、

前記金属板に対して前記検知体の最新の位置と対称の位置に前記検知体が存在すると仮定した場合に、当該対称の位置における前記検知体が発生する磁界の前記複数の検出コイルそれぞれの位置における検出信号の値を補正成分として算出し、

前記複数の検出信号の測定値から前記補正成分をそれぞれ減算することにより補正を行う、

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】

前記位置算出部は、直前に算出された前記検知体の位置において前記検知体が発生すると推定される前記位置検出用磁界の理論値と、前記磁界補正部が補正した前記複数の検出信号の測定値との差分に基づく評価値を算出し、該評価値が小さくなるように前記検知体の位置又は方向の少なくとも一方を更新する、

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6】

請求項1に記載の位置検出システムを備え、

被検体内に導入される検知体の磁界発生部が発生する位置検出用磁界は、所定の周波数の交番磁界であり、

前記検知体の内部に永久磁石がさらに設けられ、

前記永久磁石に作用する磁界を発生することにより前記検知体を誘導する誘導装置をさ

らに備える、
ことを特徴とする誘導システム。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0051

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0051】

式(1)において、ベクトル r_c は検出コイル C_n から磁界発生源 10' に向かうベクトルであり、図4に示すように、原点(0, 0, 0)を基準とした場合の検出コイル C_n の位置ベクトル P_n と、磁界発生源 10' の位置ベクトル P_c とを用いて、次式(2)によって与えられる。

【数 2】

$$\vec{r}_c = \vec{P}_c - \vec{P}_n \quad \dots(2)$$

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0052

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0052】

このうち、磁界発生源 10' の位置ベクトル P_c の各成分は、位置算出部 403 により直前に算出されたカプセル型内視鏡 10 の最新の位置 (X, Y, Z) に基づき、以下のとおり設定される。

【数 3】

$$\vec{P}_c = (X, Y, -(Z + 2Z_{\text{plate}}))$$

なお、カプセル型内視鏡 10 の位置の推定演算を最初に行う場合には、カプセル型内視鏡 10 の最新の位置 (X, Y, Z) として、予め設定された初期値が用いられる。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0056

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0056】

式(4)において、ベクトル r は検出コイル C_n からカプセル型内視鏡 10 の推定位置に向かうベクトルであり、図4に示すように、原点(0, 0, 0)を基準とした場合の検出コイル C_n の位置ベクトル P_n と、カプセル型内視鏡 10 の位置ベクトル P とを用いて、次式(5)によって与えられる。

【数 5】

$$\vec{r} = \vec{P} - \vec{P}_n \quad \dots(5)$$

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/060226
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B5/06, G01B7/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016 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 2008-132047 A (Olympus Corp.), 12 June 2008 (12.06.2008), abstract; fig. 2 & US 2010/0073185 A1 abstract; fig. 2 & CN 101553159 A	1-7
A	JP 2004-174244 A (Biosense, Inc.), 24 June 2004 (24.06.2004), abstract & US 2004/0102696 A1 abstract	1-7
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 15 June 2016 (15.06.16)		Date of mailing of the international search report 28 June 2016 (28.06.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 0 2 2 6									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, A61B5/06, G01B7/00											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016年</td> </tr> </table>				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
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 2008-132047 A (オリンパス株式会社) 2008.06.12 要約、図2 & US 2010/0073185 A1, 要約、図2 & CN 101553159 A	1-7									
A	JP 2004-174244 A (バイオセンス・インコーポレイテッド) 2004.06.24 要約 & US 2004/0102696 A1, 要約	1-7									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの		「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									
「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		「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									
「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)		「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									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 15.06.2016		国際調査報告の発送日 28.06.2016									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 右▲高▼ 孝幸	2Q 9808								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

フロントページの続き

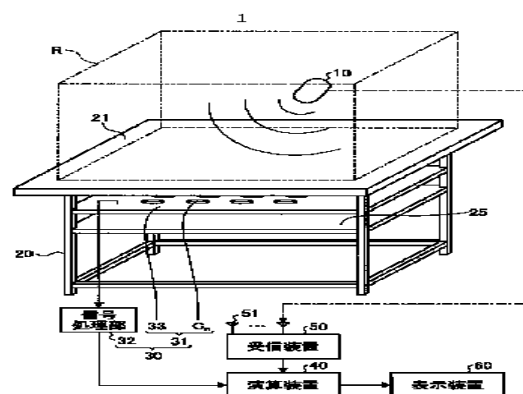
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA,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

(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)	位置检测系统和引导系统		
公开(公告)号	JPWO2017017999A1	公开(公告)日	2017-07-27
申请号	JP2016565511	申请日	2016-03-29
[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	鈴木優輔		
发明人	鈴木 優輔		
IPC分类号	A61B1/00 G01B7/00		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.320.B A61B1/00.300.B G01B7/00.102.M		
F-TERM分类号	2F063/AA03 2F063/BA29 2F063/DD07 2F063/GA01 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/GG28 4C161/HH55 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/SS21		
优先权	2015146844 2015-07-24 JP		
其他公开文献	JP6064109B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

位置检测系统1包括：胶囊型内窥镜10，在该胶囊型内窥镜10中设置有产生用于位置检测的磁场的磁场产生部；以及多个检测线圈C_n，该多个检测线圈C_n检测用于位置检测的磁场，并输出检测信号。)在胶囊型内窥镜10的检测对象区域的相反侧且在覆盖多个检测线圈C_n的开口面的范围内，具有多个检测线圈C_n，提供了能够通过用于检测的磁场的作用而产生磁场的金属板25和运算单元40。算术单元40包括磁场校正单元和磁场校正单元，该磁场校正单元使用金属板25产生的磁场分量校正分别从多个检测线圈C_n输出的多个检测信号的测量值。位置计算器，其使用多个校正后的检测信号的测量值来计算胶囊型内窥镜10的位置和方向中的至少一个。这提供了即使在位置检测系统中使用金属构件时也能够进行准确的位置检测的位置检测系统等。



32... SIGNAL PROCESSING UNIT
 40... CALCULATION DEVICE
 50... RECEPTION DEVICE
 60... DISPLAY DEVICE