

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6064109号
(P6064109)

(45) 発行日 平成29年1月18日(2017.1.18)

(24) 登録日 平成28年12月22日(2016.12.22)

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

請求項の数 6 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2016-565511 (P2016-565511) (86) (22) 出願日 平成28年3月29日 (2016.3.29) (86) 国際出願番号 PCT/JP2016/060226 審査請求日 平成28年10月31日 (2016.10.31) (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)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 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 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</p> <p>審査官 右▲高▼ 孝幸</p>
---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

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】

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。

【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。

【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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2008 - 132047 号公報

10

20

30

40

50

【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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【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

50

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。

【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。

【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。

【図10】図10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11】図11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。

【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。

【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出体としてのカプセル型内視鏡 10 と、金属製のフレーム 20 と、この金属製のフレーム 20 に支持され、カプセル型内視鏡 10 が挿入される被検体を載置するベッド 21 と、ベッド 21 の下部に配置され、カプセル型内視鏡 10 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 30 と、ベッド 21 と磁界検出装置 30 との間に配置された金属板 25 と、磁界検出装置 30 が出力した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 40 と、を備える。

【 0 0 2 0 】

このうち、磁界検出装置 30 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 33 を含むコイルユニット 31 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 32 とを有する。コイルユニット 31 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。検出対象領域 R は、被検体内でカプセル型内視鏡 10 が移動可能な範囲を含む 3 次元領域であり、ベッド 21 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 10 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。

【 0 0 2 1 】

また、位置検出システム 1 は、カプセル型内視鏡 10 から無線送信された信号を受信する受信装置 50 と、カプセル型内視鏡 10 が撮像した被検体内の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 60 とをさらに備えても良い。この場合、受信装置 50 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 51 によって信号を受信する。

【 0 0 2 2 】

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 とを備える。

【 0 0 2 3 】

筐体 100 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 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 とを液密に内包する。

【 0 0 2 4 】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

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。

10

【 0 0 2 7 】

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。

【 0 0 2 8 】

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。

20

【 0 0 2 9 】

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（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。

30

【 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。

【 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。

40

【 0 0 3 3 】

50

図3は、図1に示す磁界検出装置30及び演算装置40の構成を示す模式図である。磁界検出装置30は、複数の検出コイル C_n が配設されたコイルユニット31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32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。

【0034】

各検出コイル C_n は、コイル線材をコイルバネ状に巻回した筒型コイルからなり、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。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32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33の主面上に配設されている。

10

【0035】

信号処理部32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 Ch_n を備える。各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ジタル変換するA/D変換部(A/D)322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)323とを備え、検出信号の測定値を出力する。

【0036】

演算装置40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32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10の位置及び方向を検出する演算処理や、受信装置50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。

20

【0037】

詳細には、演算装置40は、各信号処理チャンネル Ch_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20及び金属板25に起因する磁界成分を算出する補正成分算出部401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402と、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。

30

【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。

40

【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。

50

【 0 0 4 2 】

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 1 0 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 2 5 の上方に、パネル 3 3 (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 2 5 の表面との距離は、 Z_{plate} である。

【 0 0 4 3 】

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 1 0 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。

10

【 0 0 4 4 】

まず、ステップ S 1 0 0 において、演算装置 4 0 (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 3 0 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、各信号処理チャンネル C_{h_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 4 0 に出力する。各信号処理チャンネル C_{h_n} から出力された測定値 B_{m_n} は、補正成分算出部 4 0 1 及び磁界補正部 4 0 2 に入力される。これらの測定値 B_{m_n} は、カプセル型内視鏡 1 0 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 2 5 から発生した磁界成分とを含んでいる。

【 0 0 4 5 】

続くステップ S 1 0 1 において、補正成分算出部 4 0 1 は、ステップ S 1 0 0 において取得した測定値 B_{m_n} をもとに、この測定値 B_{m_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 2 5 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。

20

【 0 0 4 6 】

図 6 は、カプセル型内視鏡 1 0 が発生する位置検出用磁界 $B_{capsule}$ に対して干渉源となる金属構造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 1 0 の向きを表す。

【 0 0 4 7 】

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 2 5 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 2 5 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。

30

【 0 0 4 8 】

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 2 5 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 1 0 と同様の磁界発生源 1 0 ' 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 1 0 ' の向きを表す。

【 0 0 4 9 】

磁界発生源 1 0 ' 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 1 0 ' 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 2 5 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。

40

【 0 0 5 0 】

磁界発生源 1 0 ' 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。

【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。

10

【数 2】

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

【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】

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

20

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 $B_{m_{c_n}}$ は、次式(3)によって与えられる。

30

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

【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】

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

40

【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】

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

【0057】

50

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 Bmc_n と、位置検出用磁界の理論値 Bi_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】

$$S = \sum_{n=1}^{16} \{Bmc_n - Bi_n\}^2 \quad \dots(6)$$

【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。

10

【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 Bm_n と理論値 Bi_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 Bc_n が算出される。

20

【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。

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

$$m = (\ m_x^2 + \ m_y^2 + \ m_z^2) \quad \dots(8)$$

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【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も良い。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も良い。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La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La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。

【0070】

誘導用磁界発生装置70及び誘導用磁界制御装置80は、被検体内に導入されたカプセル型内視鏡10A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10Aの方向は、重力方向の軸(Z軸)に対するカプセル型内視鏡10Aの長軸Laの傾き(傾斜角)及び、該Z軸回りの長軸Laの回転角(方位角)によって表される。

【0071】

図11は、誘導用磁界発生装置70及び誘導用磁界制御装置80の構成例を示す模式図である。図11に示すように、誘導用磁界発生装置70は、磁界を発生する永久磁石(以下、体外永久磁石という)71と、該体外永久磁石71の位置及び方向を変化させる磁石駆動部72とを備える。このうち、磁石駆動部72は、平面位置変更部721、鉛直位置変更部722、仰角変更部723、及び旋回角変更部724を有する。

【0072】

体外永久磁石71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71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。

【0073】

平面位置変更部721は、体外永久磁石71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71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71を水平面内で移動させる。

【0074】

10

20

30

40

50

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。

10

【 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 に出力する。

20

【 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、誘導用磁界に対する金属板 2 5 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 1 0 A の誘導を行うことができる。

30

【 0 0 8 1 】

また、金属板 2 5 の大きさは、カプセル型内視鏡 1 0 A を誘導する体外永久磁石 7 1 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 1 0 A は体外永久磁石 7 1 に追従して移動するので、体外永久磁石 7 1 の可動範囲を金属板 2 5 でカバーすることができれば、体外永久磁石 7 1 及びこれを駆動する磁石駆動部 7 2 が位置検出用磁界に与える影響を金属板 2 5 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 2 5 のみであると見做すことが可能となる。

【 0 0 8 2 】

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 1 0 A を誘導するための誘導用磁界発生装置 7 0 を設ける場合であっても、誘導用磁界発生装置 7 0 と検出コイル C_n との間に金属板 2 5 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 1 0 A の位置及び方向を精度良く検出することが可能となる。

40

【 0 0 8 3 】

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。

50

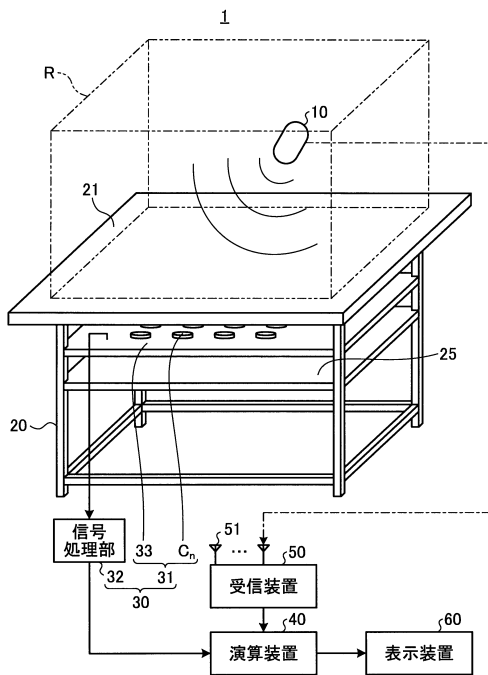
【符号の説明】

【0084】

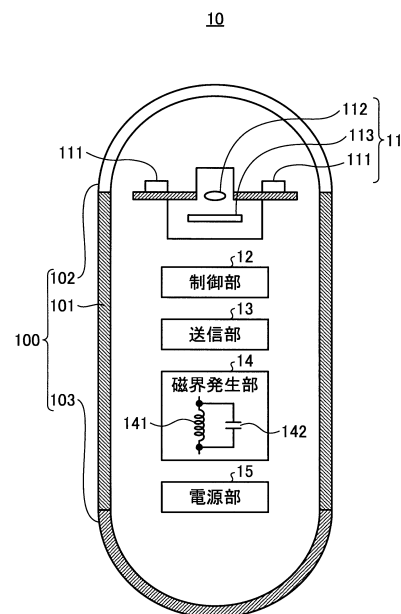
1	位置検出システム	
2	誘導システム	
10、10A	カプセル型内視鏡	
10'	磁界発生源	
11	撮像部	
12	制御部	
13	送信部	
14	磁界発生部	10
15	電源部	
16	永久磁石	
20	フレーム	
25	金属板	
30	磁界検出装置	
31	コイルユニット	
32	信号処理部	
33	パネル	
40	演算装置	
50	受信装置	20
51	受信アンテナ	
60	表示装置	
70	誘導用磁界発生装置	
71	体外永久磁石	
72	磁石駆動部	
80	誘導用磁界制御装置	
81	操作入力部	
82	制御部	
100	筐体	
101	筒状筐体	30
102、103	ドーム状筐体	
111	照明部	
112	光学系	
113	撮像素子	
141	磁界発生コイル	
142	コンデンサ	
321	増幅部	
322	A/D変換部(A/D)	
323	FFT処理部(FFT)	
401	補正成分算出部	40
402	磁界補正部	
403	位置算出部	
404	記憶部	
405	画像処理部	
406	出力部	
721	平面位置変更部	
722	鉛直位置変更部	
723	仰角変更部	
724	旋回角変更部	
【要約】		50

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。

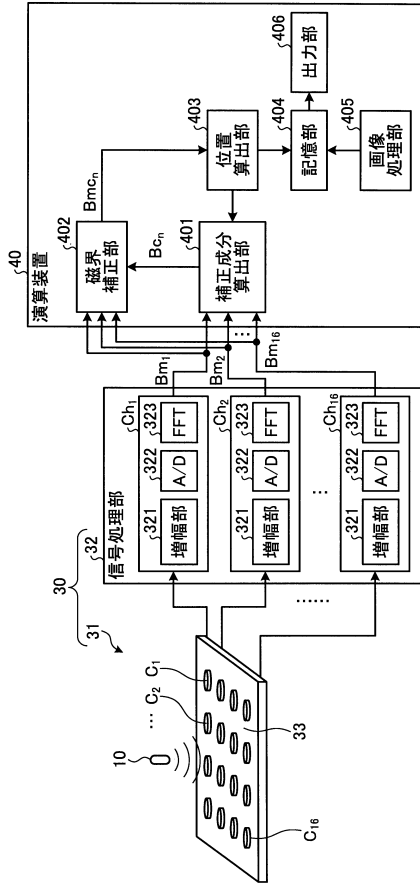
【図 1】



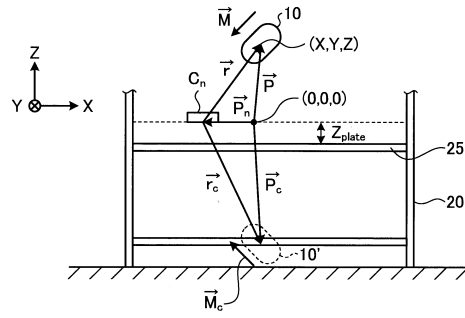
【図 2】



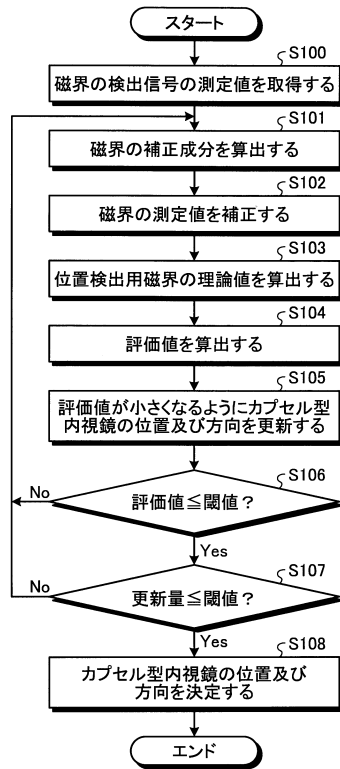
【図3】



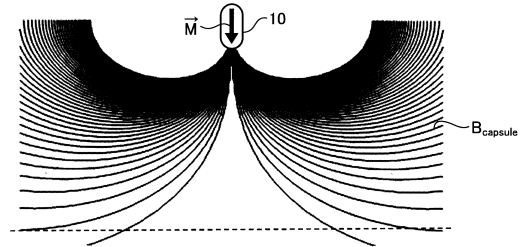
【図4】



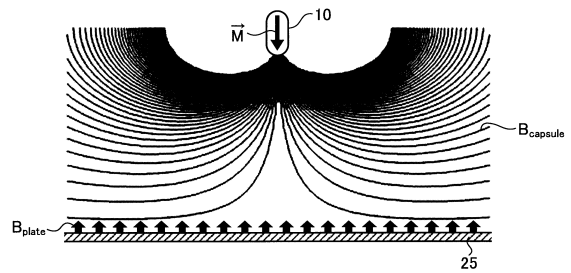
【図5】



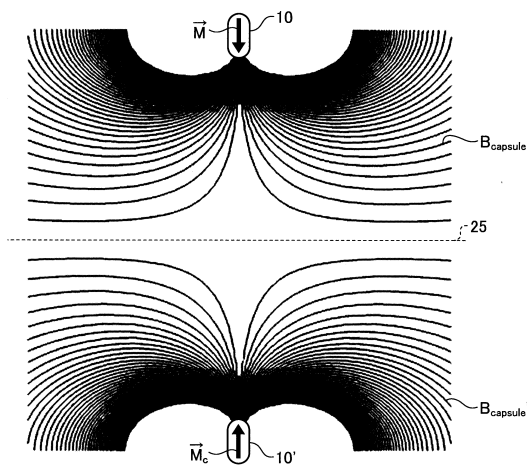
【図6】



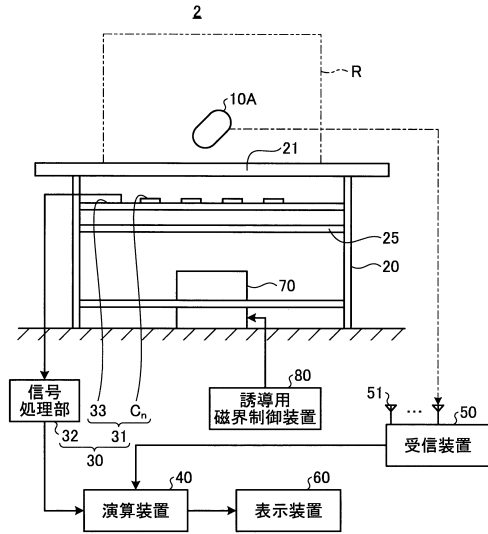
【図7】



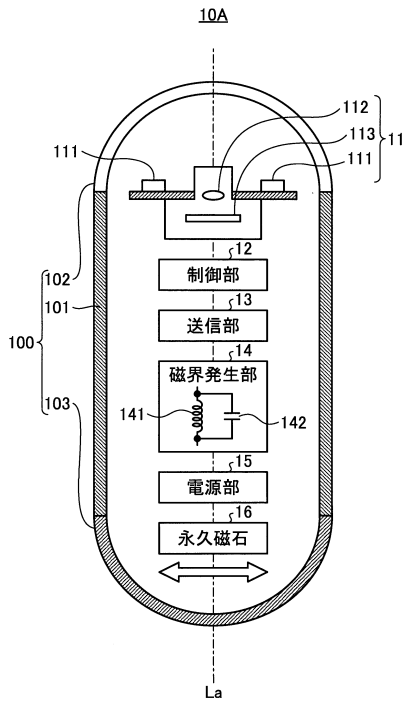
【 図 8 】



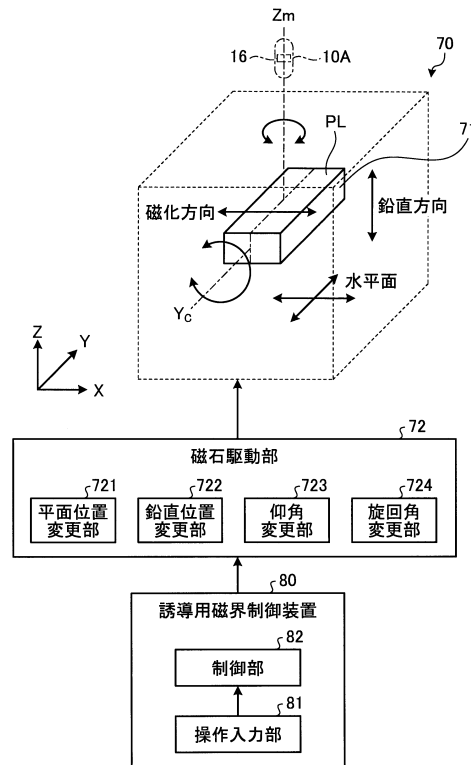
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2000-23941 (J P , A)
特開2002-236010 (J P , A)
特開2004-174244 (J P , A)
特表2006-523473 (J P , A)
特開2008-132047 (J P , A)
国際公開第2014/196326 (WO , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	位置检测系统和引导系统		
公开(公告)号	JP6064109B1	公开(公告)日	2017-01-18
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		
当前申请(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		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.320.B		
优先权	2015146844 2015-07-24 JP		
其他公开文献	JPWO2017017999A1		
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发生器；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。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B1)	(11) 特許番号 特許第6064109号 (P6064109)
(45) 発行日 平成29年1月18日 (2017. 1. 18)	(24) 登録日 平成28年12月22日 (2016. 12. 22)	
(51) Int. Cl. A61B 1/00 (2006.01)	F1 A61B 1/00 320Z A61B 1/00 320B	
請求項の数 6 (全 17 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-565511 (P2016-565511)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2-9-5 1番地	
(86) (22) 出願日 平成28年3月29日 (2016. 3. 29)	(74) 代理人 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2016/060226	(72) 発明者 鈴木 優輔 東京都八王子市石川町2-9-5 1番地 オリンパス株式会社内	
審査請求日 平成28年10月31日 (2016. 10. 31)	審査官 右▲高▼ 幸幸	
(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)		
早期審査対象出願		

(64) 【発明の名称】 位置検出システム及び誘導システム

最終頁に続く