

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B1)

(11) 特許番号

特許第6169303号
(P6169303)

(45) 発行日 平成29年7月26日 (2017. 7. 26)

(24) 登録日 平成29年7月7日 (2017. 7. 7)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)
G 0 1 B 7/00 (2006. 01)A 6 1 B 1/00 5 5 2
G 0 1 B 7/00 1 0 3 M

請求項の数 15 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2017-507894 (P2017-507894)
 (86) (22) 出願日 平成28年10月26日 (2016. 10. 26)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2016/081695
 審査請求日 平成29年2月10日 (2017. 2. 10)
 (31) 優先権主張番号 特願2015-236127 (P2015-236127)
 (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)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町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
 (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

審査官 田邊 英治

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) 【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、及び永久磁石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、前記交番磁界を検出して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又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、

前記複数の検出コイルがそれぞれ出力した複数の前記検出信号と、前記導電体の位置又は姿勢の少なくともいずれかとを用いて、前記検知体の位置又は姿勢の少なくともいずれかを算出する位置検出装置と、

を備えることを特徴とする位置検出システム。

【請求項 2】

前記位置検出装置は、前記誘導磁界制御装置から出力される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を決定する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出システム。

【請求項 3】

前記位置検出装置は、

10

20

前記複数の検出コイルがそれぞれ出力した複数の前記検出信号に基づいて、前記検知体の位置又は姿勢の少なくともいずれかを算出する位置算出部と、

前記検知体の位置又は姿勢、並びに前記導電体の位置又は姿勢の少なくともいずれかに応じて定まる補正值であって、前記検知体の位置又は姿勢の少なくともいずれかに対する補正值、を関連付けた情報を記憶する記憶部と、

当該位置検出装置が算出した最新の補正済みの前記検知体の位置又は姿勢の少なくともいずれかと、前記導電体の位置又は姿勢の少なくともいずれかに基づいて、前記記憶部から前記補正值を取得する補正值取得部と、

前記補正值取得部が取得した前記補正值を用いて、前記位置算出部が算出した前記検知体の位置又は姿勢の少なくともいずれかを補正する位置補正部と、

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出システム。

10

【請求項 4】

前記記憶部は、前記検知体の位置又は姿勢の少なくともいずれか、並びに前記導電体の位置又は姿勢の少なくともいずれかに応じて定まる前記検知体の位置又は姿勢の少なくともいずれかに対する補正值、を関連付けたルックアップテーブルを記憶し、

前記補正值取得部は、前記最新の補正済みの前記検知体の位置又は姿勢の少なくともいずれかと、前記導電体の位置又は姿勢の少なくともいずれかを入力値として、前記ルックアップテーブルから前記補正值を抽出する、

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】

20

前記記憶部は、前記検知体の位置又は姿勢の少なくともいずれかと、前記導電体の位置又は姿勢の少なくともいずれかを入力値として、前記検知体と前記導電体との相対的な位置又は姿勢の関係に応じて定まる前記検知体の位置又は姿勢の少なくともいずれかに対する補正值を算出するための関数を記憶し、

前記補正值取得部は、前記最新の補正済みの前記検知体の位置又は姿勢の少なくともいずれかと、前記導電体の位置又は姿勢の少なくともいずれかを入力値として、前記関数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 6】

前記導電体は、前記磁界発生源、又は前記磁界発生源と共に位置又は姿勢を変更可能な部材である、

30

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 7】

前記磁界発生源は、磁化方向と直交する軸回りに略回転対称な形状をなし、

前記補正值取得部は、前記検知体及び前記磁界発生源の鉛直方向の位置に基づいて前記補正值を取得する、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の位置検出システム。

【請求項 8】

前記磁界発生源は、磁化方向と直交する軸回りに略回転対称な形状をなし、

前記補正值取得部は、前記検知体が前記被検体内において液体中に浮遊している場合、前記磁界発生源の鉛直方向の位置に基づいて前記補正值を取得する、

40

ことを特徴とする請求項 6 に記載の位置検出システム。

【請求項 9】

前記補正值取得部は、前記検知体及び前記磁界発生源の鉛直方向の位置並びに前記検知体及び前記磁界発生源の姿勢のうち水平面に対する仰角に基づいて前記補正值を取得する、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の位置検出システム。

【請求項 10】

前記補正值取得部は、前記検知体及び前記磁界発生源の姿勢に基づいて前記補正值を取得する、

50

ことを特徴とする請求項 6 に記載の位置検出システム。

【請求項 1 1】

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、少なくとも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、

前記補正值取得部は、前記導電体の姿勢を前記入力値から除外して前記補正值を取得する、

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 1 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且つ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、少なくとも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、

前記補正值取得部は、前記導電体の姿勢及び鉛直方向における位置を前記入力値から除外して前記補正值を取得する、

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 1 3】

前記検知体は、前記導電体の 2 次元平面における並進運動に従って並進し、

前記補正值取得部は、当該位置検出装置が直前に算出した補正済みの前記検知体の 2 次元平面における位置及び前記導電体の 2 次元平面における位置を前記入力値から除外して前記補正值を取得する、

ことを特徴とする請求項 1 1 に記載の位置検出システム。

【請求項 1 4】

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 1 5】

位置検出用の交番磁界を発生する磁界発生源と、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、前記交番磁界を検出して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又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、

前記検知体の位置又は姿勢の少なくともいずれかを検出する位置検出装置と、を備え、

前記位置検出装置が、前記複数の検出コイルがそれぞれ出力した複数の前記検出信号に基づいて前記検知体の位置又は姿勢の少なくともいずれかを算出する検知体算出ステップと、

前記位置検出装置が、前記導電体の位置又は姿勢の少なくともいずれかを取得するステップと、

前記位置検出装置が、前記導電体の位置又は姿勢の少なくともいずれかを用いて補正された、前記検知体の位置又は姿勢の少なくともいずれかを算出する算出ステップと、を含むことを特徴とする位置検出システムの作動方法。

【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】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 2 】

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。

【 0 0 0 3 】

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。

10

【 0 0 0 4 】

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。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 8 - 1 3 2 0 4 7 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 6 - 6 8 5 0 1 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

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。

30

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、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。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

40

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、及び永久磁石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を検出して検出信号を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設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づれかを变化させる駆動機構と、を有し、前記磁界発生源又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、前記複数の検出コイルがそれぞれ出力した複数の前記検出信号と、前記誘導用磁界制御装置から出力される前記

50

駆動機構の制御信号に基づいて決定する前記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検出演算装置と、を備えることを特徴とする。

【0009】

本発明に係る位置検出システムは、上記発明において、前記位置検出演算装置は、前記複数の検出コイルがそれぞれ出力した前記複数の検出信号に基づいて、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、前記検知体の位置及び姿勢、並びに前記導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかに応じて定まる補正值であって前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかに対する補正值、を関連付けた情報を記憶する記憶部と、当該位置検出演算装置が算出した最新の補正済みの前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかと、前記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、前記記憶部から前記補正值を取得する補正值取得部と、前記補正值取得部が取得した前記補正值を用いて、前記位置算出部が算出した前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかを補正する位置補正部と、を有することを特徴とする。

10

【0010】

本発明に係る位置検出システムは、上記発明において、前記記憶部は、前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれか、並びに前記導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかに応じて定まる前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかに対する補正值、を関連付けたルックアップテーブルを記憶し、前記補正值取得部は、前記最新の補正済みの前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかと、前記導電体の位置及び姿勢の少なくとも

20

【0011】

本発明に係る位置検出システムは、上記発明において、前記記憶部は、前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかと、前記導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかとを入力値として、前記検知体と前記導電体との相対的な位置及び姿勢の関係に応じて定まる前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかに対する補正值を算出するための関数を記憶し、前記補正值取得部は、前記最新の補正済みの前記検知体の位置及び姿勢の少なくともいずれかと、前記導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかとを入力値として、前記関数を用いて前記補正值を算出する、ことを特徴とする。

30

【0012】

本発明に係る位置検出システムは、上記発明において、前記導電体は、前記磁界発生源、又は前記磁界発生源と共に位置及び姿勢を変更可能な部材である、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、前記磁界発生源は、磁化方向と直交する軸回りに略回転対称な形状をなし、前記補正值取得部は、前記検知体及び前記磁界発生源の鉛直方向の位置に基づいて前記補正值を取得する、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、前記磁界発生源は、磁化方向と直交する軸回りに略回転対称な形状をなし、前記補正值取得部は、前記検知体が前記被検体内において液体中に浮遊している場合、前記磁界発生源の鉛直方向の位置に基づいて前記補正值を取得する、ことを特徴とする。

40

【0015】

本発明に係る位置検出システムは、上記発明において、前記補正值取得部は、前記検知体及び前記磁界発生源の鉛直方向の位置並びに前記検知体及び前記磁界発生源の姿勢のうち水平面に対する仰角に基づいて前記補正值を取得する、ことを特徴とする。

【0016】

本発明に係る位置検出システムは、上記発明において、前記補正值取得部は、前記検知体及び前記磁界発生源の姿勢に基づいて前記補正值を取得する、ことを特徴とする。

【0017】

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、少なくとも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、前記補正值取得部は、前記導電体の姿勢を前記入力値から除外して前記補正值を取得する、ことを特徴とする。

【００１８】

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且つ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、少なくとも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、前記補正值取得部は、前記導電体の姿勢及び鉛直方向における位置を前記入力値から除外して前記補正值を取得する、ことを特徴とする。

10

【００１９】

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、前記導電体の２次元平面における並進運動に追従して並進し、前記補正值取得部は、当該位置検出演算装置が直前に算出した補正済みの前記検知体の２次元平面における位置及び前記導電体の２次元平面における位置を前記入力値から除外して前記補正值を取得する、ことを特徴とする。

【００２０】

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

【００２１】

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を検出して検出信号を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設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、前記磁界発生源又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、前記複数の検出コイルがそれぞれ出力した複数の前記検出信号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検知体算出ステップと、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決定する前記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算出ステップと、を含むことを特徴とする。

30

【発明の効果】

【００２２】

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を用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。

40

【図面の簡単な説明】

【００２３】

【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。

【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。

50

【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、体外永久磁石とカプセル型内視鏡と複数の検出コイルとの位置関係の例を示す模式図である。

【図８】図８は、体外永久磁石とカプセル型内視鏡と複数の検出コイルとの位置関係の例を示す模式図である。

【図９】図９は、体外永久磁石の鉛直方向における座標を入力値とする補正値を算出するための補正係数の例を示す表である。

10

【図１０】図１０は、体外永久磁石の鉛直方向における座標と、補正前後のカプセル型内視鏡の各方向における座標との関係を示すグラフである。

【図１１】図１１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。

【図１２】図１２は、本発明の実施の形態４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。

【発明を実施するための形態】

【００２４】

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

【００２５】

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。

30

【００２６】

（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、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（位置検出演算装置）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。

40

【００２７】

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

50

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。

【0028】

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。

10

【0029】

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 又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。

20

【0030】

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。

【0031】

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。

30

【0032】

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。

【0033】

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。

40

【0034】

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。

【0035】

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

50

備える。

【0036】

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30～40mm程度、高さが5mm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。

【0037】

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。

10

【0038】

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。

20

【0039】

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La(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La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。

【0040】

30

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。

【0041】

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。

40

【0042】

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

50

検出用磁界と分離することが可能である。

【 0 0 4 3 】

支持部材 4 2 の材料も特に限定されないが、支持部材 4 2 を金属等の導電体によって形成する場合、支持部材 4 2 も干渉磁界の発生源となり得る。

【 0 0 4 4 】

磁石駆動部 4 3 は、支持部材 4 2 を介して体外永久磁石 4 1 の位置及び姿勢を変化させる駆動機構である。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。

10

【 0 0 4 5 】

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。

20

【 0 0 4 6 】

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。

【 0 0 4 7 】

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。

30

【 0 0 4 8 】

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。

40

【 0 0 4 9 】

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。

【 0 0 5 0 】

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。

【 0 0 5 1 】

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

50

内視鏡 10 の位置及び姿勢は、体外永久磁石 41 の動きに従って変化する。

【0052】

演算装置 60 は、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 の位置及び姿勢を算出する演算処理や、受信装置 70 が受信した受信信号に基づき、被検体 20 内の画像を生成する演算処理を実行する。演算装置 60 は、図 3 に示すように、カプセル型内視鏡 10 が発生した位置検出用磁界に基づいてカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢の少なくともいずれかを算出する位置算出部 601 と、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補正するための補正值を取得する補正值取得部 602 と、位置算出部 601 が算出し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補正する位置補正部 603 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 604 と、受信装置 70 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 10 が撮像した被検体 20 内の画像の画像データを生成する画像処理部 605 と、被検体 20 内の画像やカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢等の各種情報を表示装置 80 に出力する出力部 606 と、を備える。

10

【0053】

位置算出部 601 は、信号処理部 32 の複数のチャネル（図 3 では $Ch_1 \sim Ch_{12}$ ）からカプセル型内視鏡 10 が発生した位置検出用磁界の検出信号をそれぞれ取得し、これらの検出信号に基づいて、カプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢を算出する。

【0054】

補正值取得部 602 は、位置補正部 603 によって直前に算出されたカプセル型内視鏡 10 の位置情報を記憶部 604 から取得すると共に、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、これらの位置情報及び制御信号に基づいて、位置算出部 601 が算出し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補正するための補正值を、後述するルックアップテーブル（LUT）から取得する。

20

【0055】

位置補正部 603 は、位置算出部 601 が算出したカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢を、補正值取得部 602 が取得した補正值を用いて補正することにより、補正済みのカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢の少なくともいずれかを算出する。

【0056】

記憶部 604 は、位置補正部 603 が算出した補正済みのカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢を表す情報を記憶する位置情報記憶部 607 と、カプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢を補正するための補正值に関する情報を格納したルックアップテーブル（LUT）を記憶する LUT 記憶部 608 と、画像処理部 605 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 609 とを備える。以下、カプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢を表す情報を位置情報ともいう。

30

【0057】

LUT 記憶部 608 は、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、干渉磁界の発生源の位置及び姿勢の少なくともいずれか、並びにカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢の少なくともいずれかに対する補正值、を関連付けたルックアップテーブルを記憶している。ここでいう補正值は、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て発生するカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢の誤差に相当する。このルックアップテーブルは、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を変化させた場合のカプセル型内視鏡 10 の位置検出結果を予め実測する又はシミュレーションで測定することによって作成され、LUT 記憶部 608 に格納されている。

40

【0058】

記憶部 604 は、ROM や RAM 等を用いて実現される。記憶部 604 は、演算装置 60 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 10 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。

50

【 0 0 5 9 】

以上の構成を有する演算装置 6 0 は、例えば C P U 等の汎用プロセッサ、R O M 及び R A M 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。

【 0 0 6 0 】

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。

10

【 0 0 6 1 】

表示装置 8 0 は、液晶や有機 E L 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。

【 0 0 6 2 】

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。また、図 7 は、図 3 に示すカプセル型内視鏡 1 0 と、複数の検出コイル $C_1 \sim C_{12}$ と、体外永久磁石 4 1 との位置関係を示す模式図である。図 7 の矢印 M_2 は、体外永久磁石 4 1 の磁化方向を示す。

【 0 0 6 3 】

以下においては説明を簡単にするため、カプセル型内視鏡 1 0 が発生する位置検出用磁界に対する干渉磁界の発生源が体外永久磁石 4 1 のみであるとし、支持部材 4 2 及び磁石駆動部 4 3 の影響は無視できるものとする。また、以下に説明する位置補正方法においては、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢を補正する処理を行うものとする。

20

【 0 0 6 4 】

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。

【 0 0 6 5 】

続くステップ S 1 1 において、カプセル型内視鏡 1 0 を被検体 2 0 内に導入し、カプセル型内視鏡 1 0 に対する誘導を開始する。詳細には、ユーザが操作入力部 5 1 (図 3 参照) を操作すると、操作入力部 5 1 は、入力された操作に応じた操作信号を制御信号生成部 5 2 に入力する。制御信号生成部 5 2 は、この操作信号に応じて、体外永久磁石 4 1 の 3 次元空間における位置 (x, y, z) 及び姿勢 (仰角 φ 、旋回角 θ) 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 5 3 は、この制御信号を磁石駆動部 4 3 に出力すると共に、演算装置 6 0 の補正值取得部 6 0 2 に出力する。

30

【 0 0 6 6 】

続くステップ S 1 2 において、位置算出部 6 0 1 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に基づいて、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢を算出する。具体的には、時刻 t_i におけるカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢を表す 5 つの値 ($x_s(t_i), y_s(t_i), z_s(t_i), \varphi_s(t_i), \theta_s(t_i)$) を算出する。ここで、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。

40

【 0 0 6 7 】

続くステップ S 1 3 において、補正值取得部 6 0 2 は、位置補正部 6 0 3 が直前に算出した最新の補正済みのカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢を位置情報記憶部 6 0 7 から取得する。即ち、位置情報記憶部 6 0 7 に記憶されている最新の位置及び姿勢を取得する。具体的には、時刻 t_{i-1} における補正済みのカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢を表す 5 つの値 ($x_c(t_{i-1}), y_c(t_{i-1}), z_c(t_{i-1}), \varphi_c(t_{i-1}), \theta_c(t_{i-1})$) を算出する。なお、補正済みのカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢がまだ算出されていない場合 (即

50

ち $i = 0$ の場合)、補正值取得部 602 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、ステップ S12 において算出された補正前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。

【0068】

続くステップ S14 において、補正值取得部 602 は、制御信号出力部 53 から出力された制御信号に基づいて、カプセル型内視鏡 10 が発生する位置検出用磁界に対する干渉磁界の発生源の現在の位置及び姿勢を取得する。具体的には、時刻 t_i における体外永久磁石 41 の位置及び姿勢を表す 5 つの値 ($x_m(t_i)$, $y_m(t_i)$, $z_m(t_i)$, $\phi_m(t_i)$, $\theta_m(t_i)$) を取得する。

10

【0069】

続くステップ S15 において、補正值取得部 602 は、ステップ S13 において取得した補正済みのカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢と、ステップ S14 において取得した干渉磁界の発生源の位置及び姿勢とに基づいて、カプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢に対する補正值を取得する。

【0070】

詳細には、補正值取得部 602 は、カプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢 ($x_c(t_{i-1})$, $y_c(t_{i-1})$, $z_c(t_{i-1})$, $\phi_c(t_{i-1})$, $\theta_c(t_{i-1})$) と、体外永久磁石 41 の位置及び姿勢 ($x_m(t_i)$, $y_m(t_i)$, $z_m(t_i)$, $\phi_m(t_i)$, $\theta_m(t_i)$) とを入力値として、LUT 記憶部 608 に記憶されているルックアップテーブルから補正值 (Δx , Δy , Δz , $\Delta \phi$, $\Delta \theta$) を抽出する。なお、演算装置 60 がカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢のいずれかを補正する場合、補正值取得部 602 は、そのいずれかの補正值のみを抽出する。

20

【0071】

続くステップ S16 において、位置補正部 603 は、ステップ S12 において検出信号から算出されたカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢を、ステップ S15 において取得された補正值を用いて補正する。即ち、次式 (1) に示すように、検出信号から算出されたカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢を表す各値 ($x_s(t_i)$, $y_s(t_i)$, $z_s(t_i)$, $\phi_s(t_i)$, $\theta_s(t_i)$) から補正值 (Δx , Δy , Δz , $\Delta \phi$, $\Delta \theta$) を差し引くことにより、時刻 t_i における補正済みのカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢 ($x_c(t_i)$, $y_c(t_i)$, $z_c(t_i)$, $\phi_c(t_i)$, $\theta_c(t_i)$) を算出する。

30

【数 1】

$$\begin{pmatrix} x_c(t_i) \\ y_c(t_i) \\ z_c(t_i) \\ \phi_c(t_i) \\ \theta_c(t_i) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_s(t_i) \\ y_s(t_i) \\ z_s(t_i) \\ \phi_s(t_i) \\ \theta_s(t_i) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta y \\ \Delta z \\ \Delta \phi \\ \Delta \theta \end{pmatrix} \quad \dots (1)$$

【0072】

続くステップ S17 において、位置補正部 603 は、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 に記憶させる。

40

【0073】

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。

【0074】

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

50

行する。一方、位置検出演算を終了する場合（ステップ S 1 8 : Y e s）、処理は終了する。

【 0 0 7 5 】

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 4 0 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時間とともに変化する場合であっても、この発生源の位置及び姿勢と、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢とに基づいて、誘導用磁界発生装置 4 0 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 1 0 の位置及び姿勢の検出精度を高めることができる。

10

【 0 0 7 6 】

（変形例）

次に、本発明の実施の形態 1 の変形例について説明する。上記実施の形態 1 においては、補正值取得部 6 0 2 が L U T 記憶部 6 0 8 に記憶されたルックアップテーブルを参照して補正值を取得したが、予め作成された関数を用いて補正值を算出することとしても良い。

【 0 0 7 7 】

詳細には、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢並びに干渉磁界の発生源（体外永久磁石 4 1 等）の位置及び姿勢を変数（入力値）として、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢の補正值を与える関数を予め作成し、記憶部 6 0 4 に記憶させておく。次式（ 2 ）に示すように、補正值（ Δx , Δy , Δz , $\Delta \varphi$, $\Delta \theta$ ）は、カプセル型内視鏡 1 0 の座標（ x_c , y_c , z_c ）、仰角 φ_c 及び旋回角 θ_c と、干渉磁界の発生源の座標（ x_m , y_m , z_m ）、仰角 φ_m 及び旋回角 θ_m とを変数とする関数（ f_x , f_y , f_z , f_φ , f_θ ）によってそれぞれ与えられる。

20

【 数 2 】

$$\begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta y \\ \Delta z \\ \Delta \varphi \\ \Delta \theta \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f_x(x_c, y_c, z_c, \varphi_c, \theta_c, x_m, y_m, z_m, \varphi_m, \theta_m) \\ f_y(x_c, y_c, z_c, \varphi_c, \theta_c, x_m, y_m, z_m, \varphi_m, \theta_m) \\ f_z(x_c, y_c, z_c, \varphi_c, \theta_c, x_m, y_m, z_m, \varphi_m, \theta_m) \\ f_\varphi(x_c, y_c, z_c, \varphi_c, \theta_c, x_m, y_m, z_m, \varphi_m, \theta_m) \\ f_\theta(x_c, y_c, z_c, \varphi_c, \theta_c, x_m, y_m, z_m, \varphi_m, \theta_m) \end{pmatrix} \quad \cdots (2)$$

30

【 0 0 7 8 】

この場合、図 6 のステップ S 1 5 において補正值取得部 6 0 2 は、ステップ S 1 3 において取得された補正済みのカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢と、ステップ S 1 4 において取得された干渉磁界の発生源の位置及び姿勢とを上記関数に代入することにより、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢の補正值を算出して出力する。

【 0 0 7 9 】

（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、体外永久磁石とカプセル型内視鏡と複数の検出コイルとの位置関係の例を示す模式図である。

40

【 0 0 8 0 】

本実施の形態 2 においては、カプセル型内視鏡 1 0 と干渉磁界の発生源との相対的な位置関係や、干渉磁界の発生源の形状の対称性を利用することにより、補正值を取得する際の入力値の数を上記実施の形態 1 と比べて少なくする。

【 0 0 8 1 】

以下、具体的に説明する。例えば、カプセル型内視鏡 1 0 が被検体 2 0（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 1 0 は通常、体外永久磁石 4 1 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 4 1 の水平面

50

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が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、補正值取得部 602 が補正值を取得する際の入力値から除外することができる。換言すれば、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、補正值取得部 602 が補正值を取得するためのルックアップテーブル又は関数における入力値から除外することができる。

【0082】

また、この場合、カプセル型内視鏡 10 は、鉛直軸 b 回りの体外永久磁石 41 の回転に追従して回転する。つまり、カプセル型内視鏡 10 の旋回角 θ_c は、体外永久磁石 41 の旋回角 θ_m とほぼ等しくなり、干渉磁界の影響による旋回角方向の誤差もほとんど発生しない。従って、カプセル型内視鏡 10 の旋回角 θ_c 及び体外永久磁石 41 の旋回角 θ_m も、補正值取得部 602 が補正值を取得する際の入力値から除外することができる。換言すれば、カプセル型内視鏡 10 の旋回角 θ_c 及び体外永久磁石 41 の旋回角 θ_m も、補正值取得部 602 が補正值を取得するためのルックアップテーブル又は関数における入力値から除外することができる。

【0083】

従って、この場合、補正值取得部 602 は、次式 (3a) ~ (3e) に示すように、カプセル型内視鏡 10 及び体外永久磁石 41 の鉛直方向における座標 z_c 、 z_m 、並びにカプセル型内視鏡 10 及び体外永久磁石 41 の仰角 φ_c 、 φ_m のみを入力値として、カプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢の補正值を取得する。

$$\Delta x = f_x(z_c, \varphi_c, z_m, \varphi_m) \quad \dots (3a)$$

$$\Delta y = f_y(z_c, \varphi_c, z_m, \varphi_m) \quad \dots (3b)$$

$$\Delta z = f_z(z_c, \varphi_c, z_m, \varphi_m) \quad \dots (3c)$$

$$\Delta \varphi = f_\varphi(z_c, \varphi_c, z_m, \varphi_m) \quad \dots (3d)$$

$$\Delta \theta = f_\theta(z_c, \varphi_c, z_m, \varphi_m) \quad \dots (3e)$$

なお、演算装置 60 がカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢のいずれかを補正する場合、補正值取得部 602 は、そのいずれかの補正值のみを抽出する。

【0084】

以上説明したように、本発明の実施の形態 2 によれば、上記実施の形態 1 と同様の効果に加えて、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関係や、干渉磁界の発生源の形状の対称性を利用することにより、補正值を取得する際に用いる入力値の数を低減し、演算負荷を軽減することが可能となる。

【0085】

(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。図 8 に示すように、磁化方向と直交する軸回りに回転対称の形状をなす体外永久磁石 44 を用いる場合を考える。図 8 においては、体外永久磁石 44 の形状を円柱状としている。なお、図 8 の矢印 M_3 は、体外永久磁石 44 の磁化方向を示す。この場合、体外永久磁石 44 の形状の対称性から、回転対称の中心軸 a 回りに体外永久磁石 44 を回転させたとしても、位置検出用磁界に対する干渉磁界の影響は変化しない。従って、カプセル型内視鏡 10 の仰角 φ_c 及び体外永久磁石 44 の仰角 φ_m を、補正值取得部 602 が補正值を取得する際の入力値から除外することができる。換言すれば、カプセル型内視鏡 10 の仰角 φ_c 及び体外永久磁石 44 の仰角 φ_m も、補正值取得部 602 が補正值を取得するためのルックアップテーブル又は関数における入力値から除外することができる。

【0086】

従って、カプセル型内視鏡 10 及び干渉磁界の発生源との鉛直方向における座標 z_c 、 z_m のみから、カプセル型内視鏡 10 の位置の補正值 Δz を補正值として取得することができる。さらに、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 の鉛直方向における座標 z_c は、カプセル型内視鏡 10 に作用する重力、浮力、及び体外永久磁石 44 からの距離に応じた磁気引力によって決まる。従って、この場合、補正值取得部 602 は、次式 (4a) ~ (4e) に示すように、体外永久磁石 44 の鉛直方向における座標 z_m のみを入力値として、カプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢の補正值を取得する。

$$\Delta x = f_x(z_m) \quad \dots (4a)$$

$$\Delta y = f_y(z_m) \quad \dots (4b)$$

$$\Delta z = f_z(z_m) \quad \dots (4c)$$

$$\Delta \varphi = f_\varphi(z_m) \quad \dots (4d)$$

$$\Delta \theta = f_\theta(z_m) \quad \dots (4e)$$

10

【0087】

一例として、干渉磁界の発生源としての体外永久磁石 44 の鉛直方向における座標 z_m を入力値とした場合において、補正值取得部 602 がカプセル型内視鏡 10 の位置を補正するときの補正式を次式 (5) で示す。

【数3】

$$\begin{pmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_s \\ y_s \\ z_s \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} k_{x6} & k_{x5} & k_{x4} & k_{x3} & k_{x2} & k_{x1} & k_{x0} \\ k_{y6} & k_{y5} & k_{y4} & k_{y3} & k_{y2} & k_{y1} & k_{y0} \\ k_{z6} & k_{z5} & k_{z4} & k_{z3} & k_{z2} & k_{z1} & k_{z0} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} z_m^6 \\ z_m^5 \\ z_m^4 \\ z_m^3 \\ z_m^2 \\ z_m^1 \\ 1 \end{pmatrix} \quad \dots (5)$$

20

【0088】

式 (5) の左辺は、補正後のカプセル型内視鏡 10 の 3 次元空間における位置を示す。式 (5) の右辺第 1 項は、補正前のカプセル型内視鏡 10 の 3 次元空間における位置、即ち、複数の検出コイル C_n から出力された検出信号から算出された位置を示す。式 (5) の右辺第 2 項は、体外永久磁石 44 の鉛直方向における座標 z_m を入力値 (変数) とする補正值 (Δx , Δy , Δz) を示す。

30

【0089】

式 (5) の右辺第 2 項のうち、3 行 7 列の行列は補正係数を表す行列である。この補正係数を表す行列の各要素 k_{xj} , k_{yj} , k_{zj} ($j = 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6$) の値を図 9 に示す。図 9 に示す各値は、シミュレーションにより取得したものである。式 (5) の右辺第 2 項のうち、7 行 1 列の列ベクトルは、座標 z_m を用いて構成される 7 次元空間の基底ベクトルである。補正值取得部 602 は、この列ベクトルに補正係数を表す行列を作用する演算を行うことによってカプセル型内視鏡 10 の位置の補正值 (Δx , Δy , Δz) を算出する。

40

【0090】

図 10 の (a) ~ (c) は、体外永久磁石 44 の鉛直方向における座標 z_m と、補正前のカプセル型内視鏡 10 の座標 (x_s , y_s , z_s) 及び補正後のカプセル型内視鏡 10 の座標 (x_c , y_c , z_c) との関係を、XYZ の方向別に示すグラフである。図 10 の (a) ~ (c) に示すように、体外永久磁石 44 の鉛直方向における座標 z_m が大きくなるほど、即ち、体外永久磁石 44 がカプセル型内視鏡 10 に近づくほど、干渉磁界の影響が大きくなり、補正前におけるカプセル型内視鏡 10 の位置の誤差が大きくなることわかる。

【0091】

50

(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11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。

【0092】

図11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11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。

10

【0093】

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11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11に示す場合、この中心軸は鉛直軸bと一致している。

【0094】

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。

20

【0095】

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の周囲を覆っているわけではないため、体外永久磁石41が発生する誘導用磁界は、支持部材45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45を介して体外永久磁石41を3次元空間において並進させ、また、支持部材45の内側において体外永久磁石41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10を誘導することができる。

【0096】

フレーム452の円環部材454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。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452による干渉磁界の影響が支配的となる。従って、フレーム452の内側で体外永久磁石41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41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。この場合、補正值取得部602が補正值を取得する際の入力値から、体外永久磁石41の仰角 φ_m 及び旋回角 θ_m を除外することができる。換言すれば、体外永久磁石41の仰角 φ_m 及び旋回角 θ_m を、補正值取得部602が補正值を取得するためのルックアップテーブル又は関数における入力値から除外することができる。

30

【0097】

その結果、支持部材45を用いる場合、図6のステップS15において補正值取得部602が補正值を取得する際に使用するルックアップテーブル又は関数における入力値を、カプセル型内視鏡10の位置及び姿勢を表す5つの値($x_c, y_c, z_c, \varphi_c, \theta_c$)、並びに、体外永久磁石41(支持部材45)の位置を表す3つの値(x_m, y_m, z_m)に低減することができる。

40

【0098】

以上説明したように、本発明の実施の形態3によれば、体外永久磁石41を支持する支持部材として、干渉磁界の発生源となる導電体によって形成される支持部材45を意図的に配置し、支持部材の内側で体外永久磁石41を回転させるので、補正值を取得する際に用いる入力値の数を低減し、演算負荷を軽減することが可能となる。

【0099】

(変形例)

50

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。この場合、水平面内においては、カプセル型内視鏡 10 の座標 (x_c, y_c) と、体外永久磁石 41 の座標 (x_m, y_m) とがほぼ等しくなり、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、補正値を取得する際の入力値から、体外永久磁石 41 (支持部材 45) の水平面内における座標 (x_m, y_m) をさらに除外することができる。つまり、体外永久磁石 41 側の入力値を、鉛直方向における座標 z_m のみとすることができる。

【0100】

10

(実施の形態 4)

次に、本発明の実施の形態 4 について説明する。図 12 は、本発明の実施の形態 4 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 4 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。

【0101】

図 12 に示すように、本実施の形態 4 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 12 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

【0102】

支持部材 46 は、図 11 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。図 12 に示す場合、この中心軸は鉛直軸 b と一致している。フレーム 462 は、鉛直方向に沿ってそれぞれ延びる複数 (図 12 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 11 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

【0103】

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。

【0104】

本実施の形態 4 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。この場合、補正値を取得する際の入力値から、補正値取得部 602 が体外永久磁石 41 の鉛直方向の座標 z_m 、仰角 φ_m 及び旋回角 θ_m を除外することができる。換言すれば、体外永久磁石 41 の鉛直方向の座標 z_m 、仰角 φ_m 及び旋回角 θ_m を、補正値取得部 602 が補正値を取得するためのルックアップテーブル又は関数の変数から除外することができる。

40

【0105】

その結果、支持部材 46 を用いる場合、図 6 のステップ S15 において補正値を取得する際に使用するルックアップテーブル又は関数における入力値を、カプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢を表す 5 つの値 ($x_c, y_c, z_c, \varphi_c, \theta_c$)、並びに、体外永久磁石 41 (支持部材 46) の水平面内における位置を表す 2 つの値 (x_m, y_m) に低減すること

50

ができる。

【 0 1 0 6 】

以上説明したように、本発明の実施の形態 4 によれば、体外永久磁石 4 1 を支持する支持部材として、干渉磁界の発生源となる導電体によって形成される支持部材 4 6 を意図的に配置し、支持部材の内側で体外永久磁石 4 1 を回転させると共に鉛直方向に移動させることにより、補正値を取得する際に用いる入力値の数をさらに低減して演算負荷を軽減することが可能となる。

【 0 1 0 7 】

(変形例)

次に、本発明の実施の形態 4 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 1 0 が被検体 2 0 (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 1 0 は通常、体外永久磁石 4 1 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 4 1 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 4 に対して、さらに、体外永久磁石 4 1 (支持部材 4 6) の水平面内における座標 (x_m , y_m) を、補正値を取得する際の入力値から除外することができる。つまり、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢のみから補正値を取得することが可能となる。

【 0 1 0 8 】

以上説明した本発明の実施の形態 1 ~ 4 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 ~ 4 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 】

【 0 1 0 9 】

1 位置検出システム

1 0 カプセル型内視鏡

1 1 撮像部

1 2 制御部

1 3 送信部

1 4 磁界発生部

1 5 電源部

1 6 永久磁石

2 0 被検体

2 1 ベッド

3 0 磁界検出装置

3 1 コイルユニット

3 2 信号処理部

3 3 パネル

4 0、4 0 A、4 0 B 誘導用磁界発生装置

4 1、4 4 体外永久磁石

4 2、4 5、4 6 支持部材

4 3 磁石駆動部

5 0 誘導用磁界制御装置

5 1 操作入力部

5 2 制御信号生成部

5 3 制御信号出力部

6 0 演算装置

7 0 受信装置

10

20

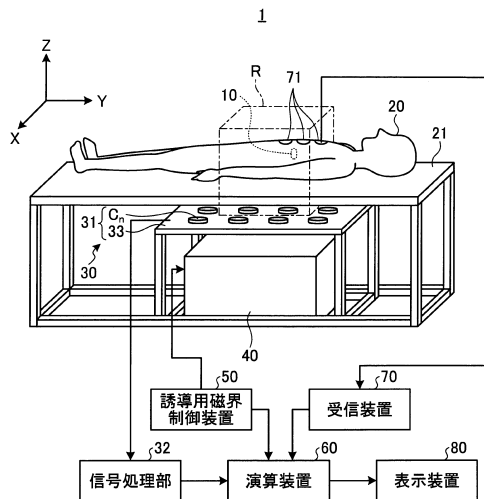
30

40

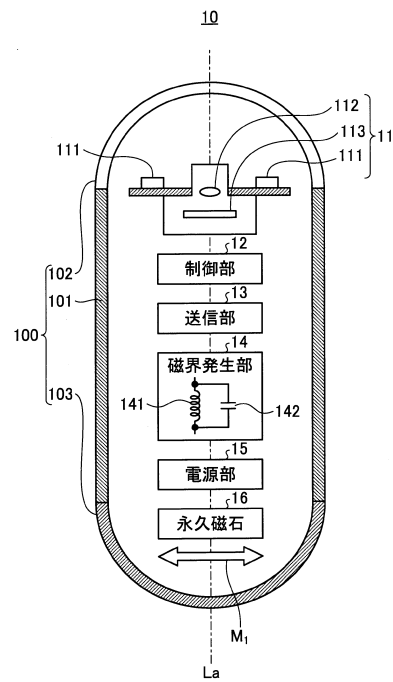
50

7 1	受信アンテナ	
8 0	表示装置	
1 0 0	筐体	
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	10
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	20
4 5 4、4 6 4	円環部材	
6 0 1	位置算出部	
6 0 2	補正值取得部	
6 0 3	位置補正部	
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	L U T記憶部	
6 0 9	画像データ記憶部	30
【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、交番磁界を検出して複数の検出信号を出力する複数の検出コイルと、複数の検出コイルが配設される所定の面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と、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、磁界発生源又は駆動機構の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、駆動機構の動作を制御する誘導用磁界制御装置と、駆動機構の制御信号に基づいて決定する導電体の位置及び姿勢の少なくともいずれかを用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検出演算装置と、を備える。		
40		

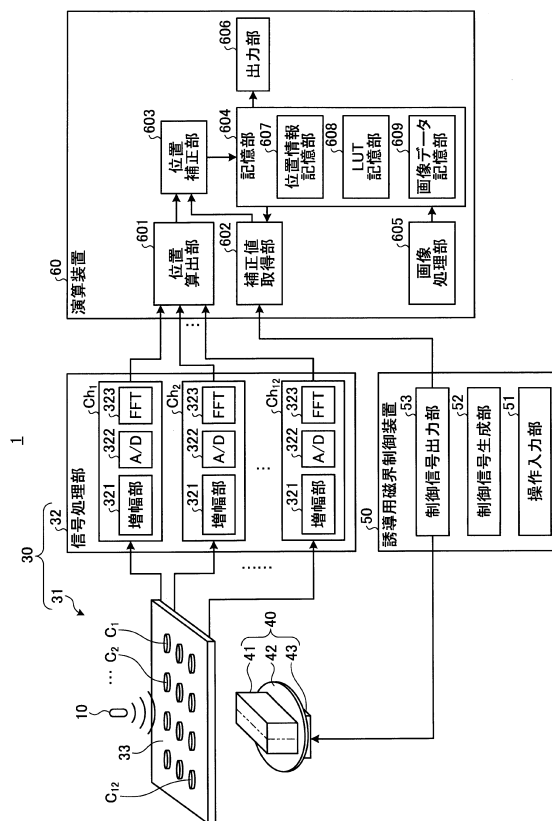
【 図 1 】



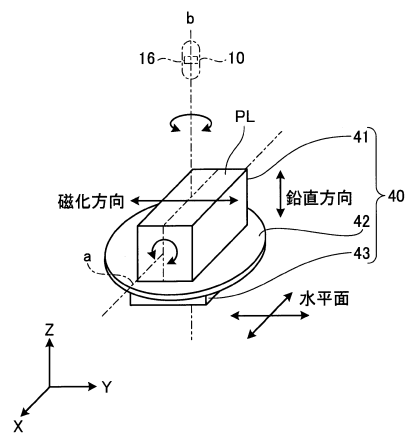
【 図 2 】



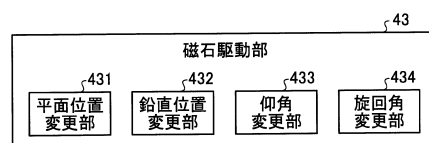
【 図 3 】



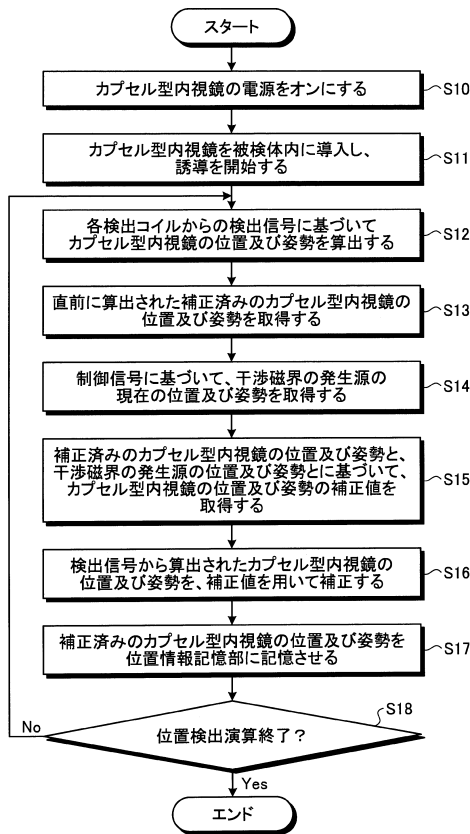
【 図 4 】



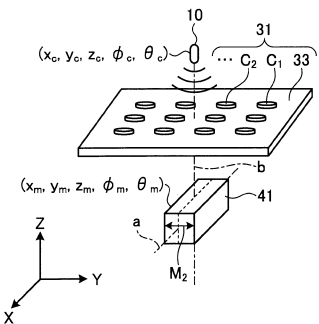
【 図 5 】



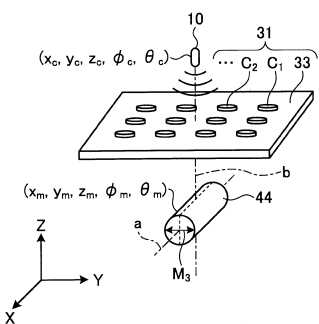
【図 6】



【図 7】



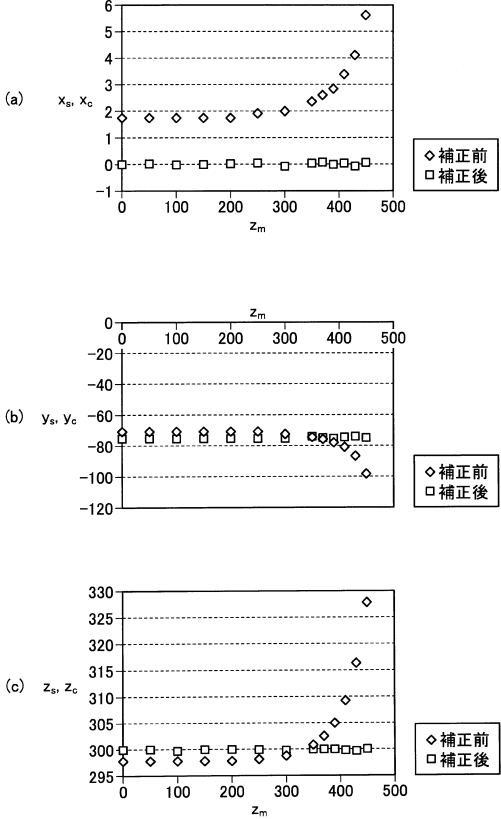
【図 8】



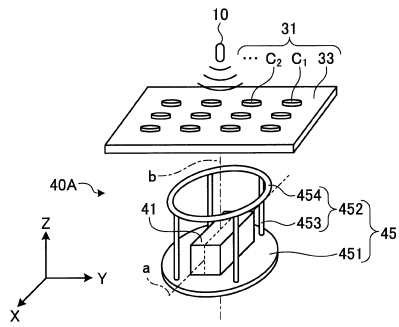
【図 9】

j	補正係数		
	k_{xj}	k_{yj}	k_{zj}
6	1.967×10^{-14}	-1.690×10^{-13}	1.179×10^{-13}
5	-2.280×10^{-11}	1.997×10^{-10}	-1.312×10^{-10}
4	9.969×10^{-9}	-8.951×10^{-8}	5.594×10^{-8}
3	-1.986×10^{-6}	1.851×10^{-5}	-1.105×10^{-5}
2	1.769×10^{-4}	-1.731×10^{-3}	9.806×10^{-4}
1	-5.484×10^{-3}	5.619×10^{-2}	-3.019×10^{-2}
0	1.723	4.077	-2.075

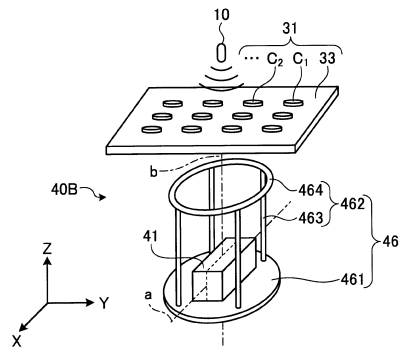
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

(56)参考文献 特表 2 0 0 6 - 5 2 3 4 7 3 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 0 3 9 3 5 6 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 0 0 0 5 5 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

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	JP6169303B1	公开(公告)日	2017-07-26
申请号	JP2017507894	申请日	2016-10-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	千葉淳 鈴木優輔		
发明人	千葉 淳 鈴木 優輔		
IPC分类号	A61B1/00 G01B7/00		
CPC分类号	A61B5/062 A61B1/00032 A61B1/00158 A61B1/041 A61B5/0084 A61B5/4233 A61B5/4238 A61B5/4255 A61B5/6861 A61B5/742 A61B2505/05 A61B2562/0233 A61B2562/162		
FI分类号	A61B1/00.552 G01B7/00.103.M		
优先权	2015236127 2015-12-02 JP		
其他公开文献	JPWO2017094405A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

位置检测系统包括：磁场产生单元，其产生交变磁场；检测器，其具有永磁体；多个检测线圈，其检测交变磁场并输出多个检测信号；以及多个检测线圈。磁场产生源的位置和姿势中的至少一个被改变，该磁场产生源相对于所提供的预定表面布置在检测体的检测目标区域的相对侧上并且产生用于引导检测体的磁场。一种磁场产生源或驱动机构，其至少一部分由产生干扰磁场的导体制成；控制该驱动机构的操作的引导磁场控制装置；以及驱动机构。以及位置检测计算装置，其使用基于控制信号确定的导体的位置和姿势中的至少一个来计算检测体的位置和姿势中的至少一个。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B1)	(11) 特許番号 特許第6169303号 (P6169303)
(45) 発行日 平成29年7月26日(2017.7.26)	(24) 登録日 平成29年7月7日(2017.7.7)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006.01) G 0 1 B 7/00 (2006.01)	F I A 6 1 B 1/00 5 5 2 G 0 1 B 7/00 1 0 3 M	
請求項の数 15 (全 24 頁)		
(21) 出願番号 特願2017-507894 (P2017-507894) (86) (22) 出願日 平成28年10月26日(2016.10.26) (86) 国際出願番号 PCT/JP2016/081695 審査請求日 平成29年2月10日(2017.2.10) (31) 優先権主張番号 特願2015-236127 (P2015-236127) (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)	(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 (74) 代理人 110002147 特許業務法人 濤井国際特許事務所 千葉 淳 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 (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 審査官 田邊 英治	
早期審査対象出願		
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 位置検出システム及び位置検出システムの作動方法