

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02016/076217

発行日 平成29年4月27日 (2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年5月19日 (2016. 5. 19)

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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 51 頁)

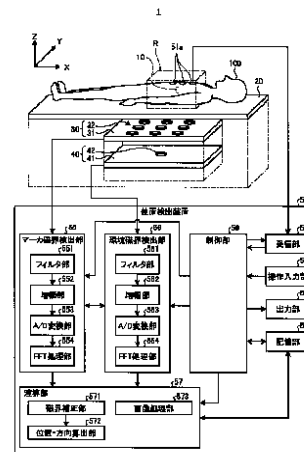
出願番号	特願2016-525113 (P2016-525113)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/081297		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年11月6日 (2015. 11. 6)		東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地
(11) 特許番号	特許第5974209号 (P5974209)	(74) 代理人	110002147
(45) 特許公報発行日	平成28年8月23日 (2016. 8. 23)		特許業務法人酒井国際特許事務所
(31) 優先権主張番号	特願2014-228386 (P2014-228386)	(72) 発明者	飯田 隆広
(32) 優先日	平成26年11月10日 (2014. 11. 10)		東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリ
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		ンパス株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2015-69758 (P2015-69758)	(72) 発明者	千葉 淳
(32) 優先日	平成27年3月30日 (2015. 3. 30)		東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリ
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 位置検出システム

(57) 【要約】

位置検出システムは、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マーカコイルが内部に設けられたカプセル型内視鏡と、マーカコイルが発生する磁界を検出して検出信号を出力する複数のセンスコイルと、マーカコイルが発生する磁界に対する S N 比が複数のセンスコイルにより検出された検出信号における S N 比よりも小さい位置に配置された参照コイルと、参照コイルから出力された検出信号に基づく磁界検出値を用いて、複数のセンスコイルからそれぞれ出力された複数の検出信号に基づく磁界検出値を補正し、補正された磁界検出値を用いてカプセル型内視鏡の位置を算出する演算部とを備える。



50 Position detection device
51 Receiving unit
52 Operation input unit
53 Output unit
54 Storage unit
55 Marker magnetic field detection unit
56 Environment magnetic field detection unit
57 Computation unit
58 Control unit
59 Magnetic field correction unit
60 Position/direction calculation unit

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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第 1 のコイルが内部に設けられたカプセル型医療装置と、

各々が前記第 1 のコイルが発生する磁界を検出して検出信号を出力する複数の第 2 のコイルと、

磁界を検出して検出信号を出力する少なくとも 1 つの第 3 のコイルであって、前記第 1 のコイルが発生する磁界に対する S/N 比が、前記複数の第 2 のコイルの各々により検出された検出信号における S/N 比よりも小さい位置に配置された少なくとも 1 つの第 3 のコイルと、

前記少なくとも 1 つの第 3 のコイルから出力された検出信号に基づく磁界の検出値である参照磁界検出値を用いて、前記複数の第 2 のコイルからそれぞれ出力された複数の検出信号に基づく複数の磁界検出値を補正することにより、複数の補正済み磁界検出値を算出し、該複数の補正済み磁界検出値に基づいて前記カプセル型医療装置の位置を算出する演算部と、

を備えることを特徴とする位置検出システム。

【請求項 2】

前記演算部は、前記複数の第 2 のコイルの各々に対し、同じタイミングで前記少なくとも 1 つの第 3 のコイルから出力された検出信号に基づいて演算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 3】

前記少なくとも 1 つの第 3 のコイルは、前記複数の第 2 のコイルよりも、前記カプセル型医療装置の検出対象領域から離れた位置に配置されている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】

前記複数の第 2 のコイルは第 1 の平面上に配置され、

前記少なくとも 1 つの第 3 のコイルは前記第 1 の平面と平行な第 2 の平面上に配置され、

前記第 1 の平面と前記第 2 の平面との間隔は、前記検出対象領域と前記第 1 の平面との間隔よりも大きい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】

前記第 2 の平面は、前記第 1 の平面に対して前記検出対象領域の反対側に配置されていることを特徴とする請求項 4 に記載の位置検出システム。

【請求項 6】

前記第 1 の平面と前記第 2 の平面との間に配置された磁気シールド手段をさらに備え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 7】

前記複数の第 2 のコイルは平面上に配置され、

前記少なくとも 1 つの第 3 のコイルは、前記平面上で前記複数の第 2 のコイルが配置される領域よりも外側の領域に配置されてい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 8】

前記複数の第 2 のコイル及び前記少なくとも 1 つの第 3 のコイルの各々から出力された検出信号に基づく磁界検出値を記憶する記憶部をさらに備え、

前記演算部は、

前記第 1 のコイルが通電されていない状態において、前記複数の第 2 のコイルの少なくともいずれかから出力された第 1 の検出信号に基づく磁界検出値と、前記第 1 の検出信号と同一のタイミングで前記少なくとも 1 つの第 3 のコイルから出力された第 2 の検出信号に基づく参照磁界検出値との比を算出して前記記憶部に記憶させ、

前記第 1 のコイルが通電された状態において、前記少なくとも 1 つの第 3 のコイルから

10

20

30

40

50

出力された第 3 の検出信号に基づく参照磁界検出値と前記比とに基づいて補正値を算出し、該補正値を用いて、前記第 3 の検出信号と同一のタイミングで前記複数の第 2 のコイルからそれぞれ出力された複数の検出信号に基づく複数の磁界検出値を補正することを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の位置検出システム。

【請求項 9】

前記演算部は、前記カプセル型医療装置の電源がオンされた際に、前記比を算出することを特徴とする請求項 8 に記載の位置検出システム。

【請求項 10】

当該位置検出システムに対してキャリブレーションの指示を入力するために用いられる操作スイッチをさらに備え、

10

前記演算部は、前記操作スイッチに対する操作が行われた際に、前記比を算出することを特徴とする請求項 8 に記載の位置検出システム。

【請求項 11】

前記第 1 のコイルは間欠的に通電され、

前記演算部は、前記第 1 のコイルが通電されていない各タイミングにおいて出力された前記第 1 及び第 2 の検出信号に基づいて前記比を算出することを特徴とする請求項 8 に記載の位置検出システム。

【請求項 12】

前記複数の第 2 のコイルは、各々の中心軸が互いに異なる方向を向いた 3 つの第 2 のコイルを含み、

20

前記少なくとも 1 つの第 3 のコイルは、各々の中心軸が互いに異なる方向を向いた 3 つの第 3 のコイルを含み、

前記演算部は、互いに平行な中心軸をそれぞれ有する前記第 2 のコイルと前記第 3 のコイルとの間で、前記比を算出することを特徴とする請求項 8 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の位置検出システム。

【請求項 13】

前記第 3 のコイルを複数備えと共に、

前記演算部による前記カプセル型医療装置の位置算出結果に基づき、1 つの前記第 3 のコイルを選択する制御部をさらに備え、

前記演算部は、前記制御部により選択された第 3 のコイルから出力された検出信号に基づく参照磁界検出値を用いて、前記補正済み磁界検出値を算出することを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の位置検出システム。

30

【請求項 14】

前記制御部は、複数の前記第 3 のコイルのうち、前記位置算出結果に基づく前記カプセル型医療装置の位置から最も離れた第 3 のコイルを選択することを特徴とする請求項 13 に記載の位置検出システム。

【請求項 15】

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第 1 のコイルが内部に設けられたカプセル型医療装置と、

各々が前記第 1 のコイルが発生する磁界を検出して検出信号を出力する複数の第 2 のコイルと、

40

前記複数の第 2 のコイルのうちの少なくとも 1 つの第 2 のコイルを選択する制御部と、
前記制御部により選択された前記少なくとも 1 つの第 2 のコイルから出力された検出信号に基づく磁界の検出値である参照磁界検出値を用いて、前記複数の第 2 のコイルのうち、前記制御部により選択された前記少なくとも 1 つの第 2 のコイル以外の第 2 のコイルからそれぞれ出力された複数の検出信号に基づく複数の磁界検出値を補正することにより、複数の補正済み磁界検出値を算出し、該複数の補正済み磁界検出値に基づいて前記カプセル型医療装置の位置を算出する演算部と、
を備えることを特徴とする位置検出システム。

【請求項 16】

50

前記制御部は、前記演算部による前記カプセル型医療装置の位置算出結果に基づき、前記第 1 のコイルが発生する磁界に対する S/N 比が最も小さい前記第 2 のコイルを選択することを特徴とする請求項 15 に記載の位置検出システム。

【請求項 17】

共振回路の一部をなし、電力供給を受けて位置検出用磁界を発生する磁界発生コイルを内部に有するカプセル型医療装置と、

前記カプセル型医療装置から発生した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磁界検出コイルと、

前記位置検出用磁界の検出空間に存在する環境磁界を検出し、該環境磁界の検出信号を参照信号として出力する参照コイルと、

前記参照信号を用いて前記複数の検出信号の出力値をそれぞれ補正した複数の補正値を算出する磁界補正部と、

前記複数の補正値に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を算出する位置算出部と、
を備え、

前記磁界補正部は、前記複数の検出信号の各々に対し、

各検出信号に含まれる第 1 の周波数帯域成分を抽出して、該第 1 の周波数帯域成分の第 1 の値を出力する第 1 フィルタ処理と、

前記参照信号に含まれる前記第 1 の周波数帯域成分を抽出して、該第 1 の周波数帯域成分の第 2 の値を出力する第 2 フィルタ処理と、

前記参照信号に含まれる前記第 1 の周波数帯域成分と異なる第 2 の周波数帯域成分を抽出して、該第 2 の周波数帯域成分の第 3 の値を出力する第 3 フィルタ処理と、

前記第 1 の値と前記第 2 の値との比率を算出する比率算出処理と、

前記比率と前記第 3 の値とを用いて、前記検出信号に含まれる環境磁界成分の値を算出する環境磁界算出処理と、

当該検出信号の出力値から前記環境磁界成分の値を減算することにより、前記位置検出用磁界の磁界成分の値を算出する減算処理と、

を施すことを特徴とする位置検出システム。

【請求項 18】

前記参照コイルが複数設けられ、

複数の前記参照コイルがそれぞれ出力した複数の参照信号のうちから、前記磁界補正部において用いる参照信号を選択する参照信号選択部をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記参照信号選択部が選択した参照信号を用いて前記複数の補正値を算出する、

ことを特徴とする請求項 17 に記載の位置検出システム。

【請求項 19】

前記参照信号選択部は、前記複数の参照信号のうち、出力値が最小の参照信号を選択する、ことを特徴とする請求項 18 に記載の位置検出システム。

【請求項 20】

共振回路の一部をなし、電力供給を受けて位置検出用磁界を発生する磁界発生コイルを内部に有するカプセル型医療装置と、

前記カプセル型医療装置から発生した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磁界検出コイルと、

前記複数の磁界検出コイルのうちから、前記位置検出用磁界の検出空間に存在する環境磁界を検出させ、該環境磁界の検出信号を参照信号として出力させる磁界検出コイルを選択するコイル選択部と、

前記コイル選択部が選択した磁界検出コイルから出力された前記参照信号を用いて、前記複数の検出信号の出力値をそれぞれ補正した複数の補正値を算出する磁界補正部と、

前記複数の補正値に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を算出する位置算出部と、

、

10

20

30

40

50

を備え、

前記磁界補正部は、前記複数の検出信号の各々に対し、

各検出信号に含まれる第 1 の周波数帯域成分を抽出して、該第 1 の周波数帯域成分の第 1 の値を出力する第 1 フィルタ処理と、

前記参照信号に含まれる前記第 1 の周波数帯域成分を抽出して、該第 1 の周波数帯域成分の第 2 の値を出力する第 2 フィルタ処理と、

前記参照信号に含まれる前記第 1 の周波数帯域成分と異なる第 2 の周波数帯域成分を抽出して、該第 2 の周波数帯域成分の第 3 の値を出力する第 3 フィルタ処理と、

前記第 1 の値と前記第 2 の値との比率を算出する比率算出処理と、

前記比率と前記第 3 の値とを用いて、前記検出信号に含まれる環境磁界成分の値を算出する環境磁界算出処理と、

当該検出信号の出力値から前記環境磁界成分の値を減算することにより、前記位置検出用磁界の磁界成分の値を算出する減算処理と、

を施す、

ことを特徴とする位置検出システム。

【請求項 2 1】

前記参照コイル選択部は、前記磁界補正部により直前に算出された前記磁界成分の値が最小である磁界検出コイルを選択する、ことを特徴とする請求項 2 0 に記載の位置検出システム。

【請求項 2 2】

前記第 1、第 2、及び第 3 フィルタ処理は低域除去フィルタ処理であり、

前記第 3 フィルタ処理におけるカットオフ周波数は、前記第 1 及び第 2 フィルタ処理におけるカットオフ周波数よりも小さい、

ことを特徴とする請求項 1 7 ~ 2 1 のいずれか 1 項に記載の位置検出システム。

【請求項 2 3】

前記磁界補正部は、前記位置検出用磁界が有する最大周波数を前記第 1 及び第 2 フィルタ処理におけるカットオフ周波数として設定する、ことを特徴とする請求項 1 7 ~ 2 2 のいずれか 1 項に記載の位置検出システム。

【請求項 2 4】

前記磁界補正部は、前記位置算出部の算出結果に基づいて、前記第 1 及び第 2 フィルタ処理におけるカットオフ周波数を決定する、ことを特徴とする請求項 2 3 に記載の位置検出システム。

【請求項 2 5】

前記カプセル型医療装置は、永久磁石を有し、

前記カプセル型医療装置の外部に設けられ、前記永久磁石に作用させることにより前記カプセル型医療装置を誘導する誘導用磁界を発生する誘導用磁界発生部と、

前記誘導用磁界発生部の動作を制御する制御情報を出力する誘導用磁界制御部と、をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記制御情報に基づいて、前記第 1 及び第 2 フィルタ処理におけるカットオフ周波数を決定する、

ことを特徴とする請求項 2 3 に記載の位置検出システム。

【請求項 2 6】

前記磁界補正部は、前記複数の検出信号の出力値をそれぞれ補正する複数のチャネルを備え、前記複数の検出信号の出力値を並列で補正する、ことを特徴とする請求項 1 7 ~ 2 5 のいずれか 1 項に記載の位置検出システム。

【請求項 2 7】

前記磁界補正部は、前記複数の検出信号の出力値を順次補正する、ことを特徴とする請求項 1 7 ~ 2 5 のいずれか 1 項に記載の位置検出システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、被検体内に導入されたカプセル型医療装置の位置を検出する位置検出システムに関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

従来、被検体内に導入されて被検体内に関する種々の情報を取得する、或いは、被検体内に薬剤等を投与するといった用途でカプセル型医療装置が開発されている。一例として、内視鏡の分野においては、被検体の消化管内（管腔内）に導入可能な大きさに形成されたカプセル型内視鏡が知られている。カプセル型内視鏡は、カプセル形状をなす筐体の内部に撮像機能及び無線通信機能を備えたものであり、被検体に嚥下された後、蠕動運動等によって消化管内を移動しながら撮像を行い、被検体の臓器内部の画像（以下、体内画像ともいう）の画像データを順次、無線送信する。無線送信された画像データは、被検体外に設けられた受信装置によって受信され、さらに、ワークステーション等の画像処理装置に取り込まれて所定の画像処理が施される。それにより、画像処理装置において、被検体の体内画像を静止画又は動画により再生表示することができる。

10

【 0 0 0 3 】

併せて、被検体内におけるカプセル型医療装置の位置を検出するシステムも開発されている。例えば特許文献 1 には、磁界を発生するコイル（以下、マーカコイル）をカプセル型内視鏡内に設け、被検体外に設けられた磁界検出用のコイル（以下、センスコイル）によってマーカコイルが発生した磁界（以下、マーカ磁界）を検出し、検出した磁界の強度に基づいてカプセル型内視鏡の位置を推定する位置検出システムが開示されている。このカプセル型内視鏡においては、カプセル型内視鏡が検出対象空間内に位置しない状態（マーカコイルがオフの状態）で予め取得したセンスコイルの検出値を用いて、カプセル型内視鏡の位置検出中における検出値を補正することにより、位置検出システムの周辺環境の影響を除外している。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 国際公開第 2 0 1 1 / 1 0 2 1 6 1 号

【 発明の概要 】

30

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

ところで、位置検出システムにおいては、カプセル型医療装置の省電力化のため、マーカコイルに供給する電力を低減することが好ましい。ところが、供給電力の低減によりマーカ磁界の強度が弱くなるので、マーカ磁界の検出信号の S N 比を向上させるために、センスコイルを含む磁界検出部における低ノイズ化が図られている。具体的には、金属とコイルとの磁界干渉といった位置検出システム内におけるノイズ源に対する対策が講じられている。

【 0 0 0 6 】

しかしながら、磁界検出部の低ノイズ化に伴い、位置検出システムの周辺から発生源が不明な磁界（以下、環境磁界）が検出される。その結果、環境磁界自体がノイズとなり、位置検出用磁界の検出信号の S N 比が低下して、カプセル型医療装置の位置精度が低下するという問題が生じていた。

40

【 0 0 0 7 】

環境磁界は短時間に变化するため、上記特許文献 1 に記載の位置検出システムでは、磁界発生コイルをオフからオンに切り替える間に変動した高周波の環境磁界によるノイズを補正することが困難である。また、このような環境磁界は発生源を特定できないため、補正值を取得することが非常に困難である。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、短時間に变化する環境磁界の影響を除

50

外し、カプセル型医療装置の位置を精度良く検出することができる位置検出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】

【0009】

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、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第1のコイルが内部に設けられたカプセル型医療装置と、各々が前記第1のコイルが発生する磁界を検出して検出信号を出力する複数の第2のコイルと、磁界を検出して検出信号を出力する少なくとも1つの第3のコイルであって、前記第1のコイルが発生する磁界に対するS/N比が、前記複数の第2のコイルの各々により検出された検出信号におけるS/N比よりも小さい位置に配置された少なくとも1つの第3のコイルと、前記少なくとも1つの第3のコイルから出力された検出信号に基づく磁界の検出値である参照磁界検出値を用いて、前記複数の第2のコイルからそれぞれ出力された複数の検出信号に基づく複数の磁界検出値を補正することにより、複数の補正済み磁界検出値を算出し、該複数の補正済み磁界検出値に基づいて前記カプセル型医療装置の位置を算出する演算部と、を備えることを特徴とする。

10

【0010】

上記位置検出システムにおいて、前記演算部は、前記複数の第2のコイルの各々に対し、同じタイミングで前記少なくとも1つの第3のコイルから出力された検出信号に基づいて演算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、前記少なくとも1つの第3のコイルは、前記複数の第2のコイルよりも、前記カプセル型医療装置の検出対象領域から離れた位置に配置されていることを特徴とする。

20

【0012】

上記位置検出システムにおいて、前記複数の第2のコイルは第1の平面上に配置され、前記少なくとも1つの第3のコイルは前記第1の平面と平行な第2の平面上に配置され、前記第1の平面と前記第2の平面との間隔は、前記検出対象領域と前記第1の平面との間隔よりも大きいことを特徴とする。

【0013】

上記位置検出システムにおいて、前記第2の平面は、前記第1の平面に対して前記検出対象領域の反対側に配置されていることを特徴とする。

30

【0014】

上記位置検出システムは、前記第1の平面と前記第2の平面との間に配置された磁気シールド手段をさらに備えることを特徴とする。

【0015】

上記位置検出システムにおいて、前記複数の第2のコイルは平面上に配置され、前記少なくとも1つの第3のコイルは、前記平面上で前記複数の第2のコイルが配置される領域よりも外側の領域に配置されていることを特徴とする。

【0016】

上記位置検出システムは、前記複数の第2のコイル及び前記少なくとも1つの第3のコイルの各々から出力された検出信号に基づく磁界検出値を記憶する記憶部をさらに備え、前記演算部は、前記第1のコイルが通電されていない状態において、前記複数の第2のコイルの少なくともいずれかから出力された第1の検出信号に基づく磁界検出値と、前記第1の検出信号と同一のタイミングで前記少なくとも1つの第3のコイルから出力された第2の検出信号に基づく参照磁界検出値との比を算出して前記記憶部に記憶させ、前記第1のコイルが通電された状態において、前記少なくとも1つの第3のコイルから出力された第3の検出信号に基づく参照磁界検出値と前記比とに基づいて補正値を算出し、該補正値を用いて、前記第3の検出信号と同一のタイミングで前記複数の第2のコイルからそれぞれ出力された複数の検出信号に基づく複数の磁界検出値を補正することを特徴とする。

40

【0017】

50

上記位置検出システムにおいて、前記演算部は、前記カプセル型医療装置の電源がオンされた際に、前記比を算出することを特徴とする。

【0018】

上記位置検出システムは、当該位置検出システムに対してキャリブレーションの指示を入力するために用いられる操作スイッチをさらに備え、前記演算部は、前記操作スイッチに対する操作が行われた際に、前記比を算出することを特徴とする。

【0019】

上記位置検出システムにおいて、前記第1のコイルは間欠的に通電され、前記演算部は、前記第1のコイルが通電されていない各タイミングにおいて出力された前記第1及び第2の検出信号に基づいて前記比を算出することを特徴とする。

10

【0020】

上記位置検出システムにおいて、前記複数の第2のコイルは、各々の中心軸が互いに異なる方向を向いた3つの第2のコイルを含み、前記少なくとも1つの第3のコイルは、各々の中心軸が互いに異なる方向を向いた3つの第3のコイルを含み、前記演算部は、互いに平行な中心軸をそれぞれ有する前記第2のコイルと前記第3のコイルとの間で、前記比を算出することを特徴とする。

【0021】

上記位置検出システムは、前記第3のコイルを複数備えと共に、前記演算部による前記カプセル型医療装置の位置算出結果に基づき、1つの前記第3のコイルを選択する制御部をさらに備え、前記演算部は、前記制御部により選択された第3のコイルから出力された検出信号に基づく参照磁界検出値を用いて、前記補正済み磁界検出値を算出することを特徴とする。

20

【0022】

上記位置検出システムにおいて、前記制御部は、複数の前記第3のコイルのうち、前記位置算出結果に基づく前記カプセル型医療装置の位置から最も離れた第3のコイルを選択することを特徴とする。

【0023】

本発明に係る位置検出システムは、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第1のコイルが内部に設けられたカプセル型医療装置と、各々が前記第1のコイルが発生する磁界を検出して検出信号を出力する複数の第2のコイルと、前記複数の第2のコイルのうちの少なくとも1つの第2のコイルを選択する制御部と、前記制御部により選択された前記少なくとも1つの第2のコイルから出力された検出信号に基づく磁界の検出値である参照磁界検出値を用いて、前記複数の第2のコイルのうち、前記制御部により選択された前記少なくとも1つの第2のコイル以外の第2のコイルからそれぞれ出力された複数の検出信号に基づく複数の磁界検出値を補正することにより、複数の補正済み磁界検出値を算出し、該複数の補正済み磁界検出値に基づいて前記カプセル型医療装置の位置を算出する演算部と、を備えることを特徴とする。

30

【0024】

上記位置検出システムにおいて、前記制御部は、前記演算部による前記カプセル型医療装置の位置算出結果に基づき、前記第1のコイルが発生する磁界に対するS/N比が最も小さい前記第2のコイルを選択することを特徴とする。

40

【0025】

本発明に係る位置検出システムは、共振回路の一部をなし、電力供給を受けて位置検出用磁界を発生する磁界発生コイルを内部に有するカプセル型医療装置と、前記カプセル型医療装置から発生した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磁界検出コイルと、前記位置検出用磁界の検出空間に存在する環境磁界を検出し、該環境磁界の検出信号を参照信号として出力する参照コイルと、前記参照信号を用いて前記複数の検出信号の出力値をそれぞれ補正した複数の補正值を算出する磁界補正部と、前記複数の補正值に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を算出する位置算出部と、を備え、前記磁界補正部は、前記複数の検出信号の各々に対し、各検出信号に含まれる第1

50

の周波数帯域成分を抽出して、該第 1 の周波数帯域成分の第 1 の値を出力する第 1 フィルタ処理と、前記参照信号に含まれる前記第 1 の周波数帯域成分を抽出して、該第 1 の周波数帯域成分の第 2 の値を出力する第 2 フィルタ処理と、前記参照信号に含まれる前記第 1 の周波数帯域成分と異なる第 2 の周波数帯域成分を抽出して、該第 2 の周波数帯域成分の第 3 の値を出力する第 3 フィルタ処理と、前記第 1 の値と前記第 2 の値との比率を算出する比率算出処理と、前記比率と前記第 3 の値とを用いて、前記検出信号に含まれる環境磁界成分の値を算出する環境磁界算出処理と、当該検出信号の出力値から前記環境磁界成分の値を減算することにより、前記位置検出用磁界の磁界成分の値を算出する減算処理と、を施すことを特徴とする。

【 0 0 2 6 】

10

上記位置検出システムにおいて、前記参照コイルが複数設けられ、複数の前記参照コイルがそれぞれ出力した複数の参照信号のうちから、前記磁界補正部において用いる参照信号を選択する参照信号選択部をさらに備え、前記磁界補正部は、前記参照信号選択部が選択した参照信号を用いて前記複数の補正值を算出する、ことを特徴とする。

【 0 0 2 7 】

上記位置検出システムにおいて、前記参照信号選択部は、前記複数の参照信号のうち、出力値が最小の参照信号を選択する、ことを特徴とする。

【 0 0 2 8 】

本発明に係る位置検出システムは、共振回路の一部をなし、電力供給を受けて位置検出用磁界を発生する磁界発生コイルを内部に有するカプセル型医療装置と、前記カプセル型医療装置から発生した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磁界検出コイルと、前記複数の磁界検出コイルのうちから、前記位置検出用磁界の検出空間に存在する環境磁界を検出させ、該環境磁界の検出信号を参照信号として出力させる磁界検出コイルを選択するコイル選択部と、前記コイル選択部が選択した磁界検出コイルから出力された前記参照信号を用いて、前記複数の検出信号の出力値をそれぞれ補正した複数の補正值を算出する磁界補正部と、前記複数の補正值に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を算出する位置算出部と、を備え、前記磁界補正部は、前記複数の検出信号の各々に対し、各検出信号に含まれる第 1 の周波数帯域成分を抽出して、該第 1 の周波数帯域成分の第 1 の値を出力する第 1 フィルタ処理と、前記参照信号に含まれる前記第 1 の周波数帯域成分を抽出して、該第 1 の周波数帯域成分の第 2 の値を出力する第 2 フィルタ処理と、前記参照信号に含まれる前記第 1 の周波数帯域成分と異なる第 2 の周波数帯域成分を抽出して、該第 2 の周波数帯域成分の第 3 の値を出力する第 3 フィルタ処理と、前記第 1 の値と前記第 2 の値との比率を算出する比率算出処理と、前記比率と前記第 3 の値とを用いて、前記検出信号に含まれる環境磁界成分の値を算出する環境磁界算出処理と、当該検出信号の出力値から前記環境磁界成分の値を減算することにより、前記位置検出用磁界の磁界成分の値を算出する減算処理と、を施す、ことを特徴とする。

20

30

【 0 0 2 9 】

上記位置検出システムにおいて、前記参照コイル選択部は、前記磁界補正部により直前に算出された前記磁界成分の値が最小である磁界検出コイルを選択する、ことを特徴とする。

40

【 0 0 3 0 】

上記位置検出システムにおいて、前記第 1、第 2、及び第 3 フィルタ処理は低域除去フィルタ処理であり、前記第 3 フィルタ処理におけるカットオフ周波数は、前記第 1 及び第 2 フィルタ処理におけるカットオフ周波数よりも小さい、ことを特徴とする。

【 0 0 3 1 】

上記位置検出システムにおいて、前記磁界補正部は、前記位置検出用磁界が有する最大周波数を前記第 1 及び第 2 フィルタ処理におけるカットオフ周波数として設定する、ことを特徴とする。

【 0 0 3 2 】

上記位置検出システムにおいて、前記磁界補正部は、前記位置算出部の算出結果に基づ

50

いて、前記第 1 及び第 2 フィルタ処理におけるカットオフ周波数を決定する、ことを特徴とする。

【 0 0 3 3 】

上記位置検出システムにおいて、前記カプセル型医療装置は、永久磁石を有し、前記カプセル型医療装置の外部に設けられ、前記永久磁石に作用させることにより前記カプセル型医療装置を誘導する誘導用磁界を発生する誘導用磁界発生部と、前記誘導用磁界発生部の動作を制御する制御情報を出力する誘導用磁界制御部と、をさらに備え、前記磁界補正部は、前記制御情報に基づいて、前記第 1 及び第 2 フィルタ処理におけるカットオフ周波数を決定する、ことを特徴とする。

【 0 0 3 4 】

上記位置検出システムにおいて、前記磁界補正部は、前記複数の検出信号の出力値をそれぞれ補正する複数のチャンネルを備え、前記複数の検出信号の出力値を並列で補正することを特徴とする。

【 0 0 3 5 】

上記位置検出システムにおいて、前記磁界補正部は、前記複数の検出信号の出力値を順次補正する、ことを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 6 】

本発明によれば、短時間に変化する環境磁界の影響を除外し、カプセル型医療装置の位置を精度良く検出することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 7 】

【 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 に示すセンスコイルユニット及び参照コイルユニットの拡大図である。

【 図 4 】 図 4 は、図 1 に示す位置検出システムの動作を示すフローチャートである。

【 図 5 】 図 5 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 1 に係る位置検出システムの構成の一部を示す模式図である。

【 図 6 】 図 6 は、本発明の実施の形態 2 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。

【 図 7 】 図 7 は、本発明の実施の形態 3 に係る位置検出システムの構成の一部を示す模式図である。

【 図 8 】 図 8 は、本発明の実施の形態 4 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。

【 図 9 】 図 9 は、図 8 に示す位置検出システムの動作を示すフローチャートである。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、本発明の実施の形態 4 の変形例 4 - 2 に係る位置検出システムの各部の動作タイミングを示すチャートである。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、本発明の実施の形態 4 の変形例 4 - 4 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。

【 図 1 2 】 図 1 2 は、図 1 1 に示すカプセル型内視鏡の内部構成の一例を示す模式図である。

【 図 1 3 】 図 1 3 は、図 1 1 に示す誘導用磁界発生部の構成例を示す模式図である。

【 図 1 4 】 図 1 4 は、本発明の実施の形態 5 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。

【 図 1 5 】 図 1 5 は、本発明の実施の形態 6 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。

【 図 1 6 】 図 1 6 は、図 1 5 に示す検出コイルユニット及び参照コイルユニットの拡大図である。

10

20

30

40

50

【図 1 7】図 1 7 は、図 1 5 に示す磁界補正部の構成を示すブロック図である。

【図 1 8】図 1 8 は、本発明の実施の形態 6 における位置検出方法を説明するためのグラフである。

【図 1 9】図 1 9 は、本発明の実施の形態 6 における位置検出方法を説明するためのグラフである。

【図 2 0】図 2 0 は、本発明の実施の形態 6 における位置検出方法を説明するためのグラフである。

【図 2 1】図 2 1 は、検出コイル又は参照コイルによって検出される磁界の強度を示すグラフである。

【図 2 2】図 2 2 は、図 1 5 に示す位置検出システムの動作を示すフローチャートである。

10

【図 2 3】図 2 3 は、本発明の実施の形態 6 の変形例 6 - 1 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。

【図 2 4】図 2 4 は、本発明の実施の形態 7 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。

【図 2 5】図 2 5 は、図 2 4 に示す位置検出システムの動作を示すフローチャートである。

【図 2 6】図 2 6 は、本発明の実施の形態 7 の変形例 7 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。

【図 2 7】図 2 7 は、本発明の実施の形態 8 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。

20

【図 2 8】図 2 8 は、図 2 7 に示す位置検出システムの動作を示すフローチャートである。

【図 2 9】図 2 9 は、本発明の実施の形態 9 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0038】

以下に、本発明の実施の形態に係る位置検出システムについて、図面を参照しながら説明する。なお、以下の説明においては、本実施の形態に係る位置検出システムが検出対象とするカプセル型医療装置の一形態として、被検体内に経口にて導入されて被検体内（管腔内）を撮像するカプセル型内視鏡を例示するが、この実施の形態によって本発明が限定されるものではない。即ち、本発明は、例えば被検体の食道から肛門にかけて管腔内を移動するカプセル型内視鏡や、被検体内に薬剤等を配送するカプセル型医療装置や、被検体内の PH を測定する PH センサを備えるカプセル型医療装置など、カプセル型をなす種々の医療装置の位置検出に適用することが可能である。

30

【0039】

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。

40

【0040】

（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、被検体 100 の管腔内に導入されるカプセル型医療装置の一例として、被検体 100 内を撮像することにより取得した画像データを無線信号に重畳して送信するカプセル型内視鏡 10 と、被検体 100 が載置されるベッド 20 の下方に設けられたセンスコイルユニット 30 と、該センスコイルユニット 30 のさらに下方に設けられた参照コイルユニット 40 と、カプセル型内視鏡 10 の位置を検出する位置検出装置 50 とを備える。

【0041】

50

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 100 の管腔内に導入し易い大きさに形成されたカプセル型をなす筐体 101 と、該筐体 101 内に収納され、被検体 100 内を撮像して撮像信号を取得する撮像ユニット 11 と、撮像ユニット 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、撮像ユニット 11 により取得された撮像信号に対して所定の信号処理を施す制御部 12 と、信号処理が施された撮像信号を無線送信する送信部 13 と、当該カプセル型内視鏡 10 の位置検出用の交番磁界（以下、マーカ磁界）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。

【0042】

筐体 101 は、被検体 100 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り、円筒状をなす筒状筐体 102 と、ドーム形状をなすドーム状筐体 103、104 とを含み、筒状筐体 102 の両側開口端をドーム状筐体 103、104 によって塞ぐことにより構成される。筒状筐体 102 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 103、104 の少なくとも一方（図 2 においては撮像ユニット 11 側であるドーム状筐体 103）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 103 側にのみ撮像ユニット 11 を 1 つ設けているが、撮像ユニット 11 を 2 つ設けても良く、この場合、ドーム状筐体 104 も透明な光学部材によって形成される。このような筐体 101 は、撮像ユニット 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。

【0043】

撮像ユニット 11 は、被検体 100 に関する情報として撮像信号を取得する情報取得手段であり、LED 等の発光素子及び該発光素子を駆動する駆動回路を含む照明部 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 等の撮像素子及び該撮像素子を駆動する駆動回路（図示せず）を含む撮像部 113 とを有する。照明部 111 は、撮像部 113 の撮像視野に白色光等の照明光を照射し、ドーム状筐体 103 を介して撮像視野 FV 内の被検体 100 を照明する。光学系 112 は、光軸が筐体 101 の長軸 La と一致するように配置され、撮像視野 FV 内の被検体 100 からの反射光を集光し、撮像部 113 の撮像面に結像する。撮像部 113 は、撮像面に結像された被検体 100 の像を表す光信号を光電変換処理することにより、撮像信号を生成する。

【0044】

なお、撮像ユニット 11 を 2 つ設ける場合には、光学系 112 の光軸が筐体 101 の長軸 La と一致するように、撮像ユニット 11 を筐体 101 の両端のドーム状筐体 103 側及びドーム状筐体 104 側にそれぞれ配置する。

【0045】

制御部 12 は、所定の撮像フレームレートで撮像部 113 を動作させると共に、撮像フレームレートと同期して、照明部 111 を発光させる。また、制御部 12 は、撮像ユニット 11 が生成した撮像信号に対し、A/D 変換や、その他所定の信号処理を施して画像データを生成する。さらに、制御部 12 は、電源部 15 から磁界発生部 14 に電力を供給させることにより、磁界発生部 14 に磁界を発生させる。

【0046】

送信部 13 は、図示しない送信アンテナを備え、制御部 12 によって信号処理が施された画像データ及び関連情報を取得して変調処理を施し、送信アンテナを介して外部に順次無線送信する。

【0047】

磁界発生部 14 は、共振回路の一部をなし、電流が流れることにより磁界を発生するマーカコイル（第 1 のコイル）141 と、該マーカコイル 141 と共に共振回路を形成するコンデンサ 142 とを含み、電源部 15 からの電力供給を受けて所定の周波数の交番磁界をマーカ磁界として発生する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 8 】

電源部 1 5 は、例えばボタン型をなす電池と光スイッチや磁気スイッチ等のスイッチ部とによって構成される。スイッチ部が例えば磁気スイッチからなる場合、電源部 1 5 は、外部から印加された磁界によって自身のオンオフ状態を切り替え、オン状態の間、カプセル型内視鏡 1 0 の各部に電源を供給する。また、電源部 1 5 は、オフ状態の間、カプセル型内視鏡 1 0 の各部への電力供給を停止する。

【 0 0 4 9 】

再び図 1 を参照すると、ベッド 2 0 は、被検体 1 0 0 の載置面が水平面と平行、即ち、鉛直方向と直交するように配置されている。以下において、ベッド 2 0 の長手方向を X 方向、ベッド 2 0 の短手方向を Y 方向、鉛直方向（重力方向）を Z 方向とする。このベッド 2 0 上にカプセル型内視鏡 1 0 を嚥下した被検体 1 0 0 が載置された際に、カプセル型内視鏡 1 0 が移動可能な範囲、即ち、観察対象の臓器が存在する一般的な範囲が、検出対象領域 R として予め設定されている。

10

【 0 0 5 0 】

図 3 は、図 1 に示すセンスコイルユニット 3 0 及び参照コイルユニット 4 0 の拡大図である。センスコイルユニット 3 0 及び参照コイルユニット 4 0 は、検出対象領域 R の鉛直方向の中心軸 C に中心を合わせて配置されている。

【 0 0 5 1 】

センスコイルユニット 3 0 は、ベッド 2 0 の上面と平行に配置された平面状のパネル 3 1 と、該パネル 3 1 の主面上に配置された複数（図 3 においては 9 つ）のセンスコイル（第 2 のコイル）3 2 とを有する。各センスコイル 3 2 は、例えば、開口径が 3 0 ~ 4 0 m m 程度、高さが 5 m m 程度のサイズを有するコイルパネ状の筒型コイルである。各センスコイル 3 2 は、カプセル型内視鏡 1 0 のマーカコイル 1 4 1 が発生した交番磁界を受信して検出信号を出力する。

20

【 0 0 5 2 】

パネル 3 1 において、複数のセンスコイル 3 2 は各々の中心軸 3 2 a が Z 方向と平行になるように、マトリックス状に配置されている。ここで、本出願において、コイルの中心軸とは、当該コイルの開口面の略中心を通り、該開口面と略直交する軸のことをいう。複数のセンスコイル 3 2 の配置は特に限定されないが、好ましくは、パネル 3 1 の中心軸 C に対して対称（線対称又は回転対称）となるように配置すると良い。それにより、複数のセンスコイル 3 2 が検出対象領域 R の中心軸 C に対して対称となる。

30

【 0 0 5 3 】

参照コイルユニット 4 0 は、パネル 3 1 と平行に配置された平面状のパネル 4 1 と、該パネル 4 1 の主面上に配置された参照コイル（第 3 のコイル）4 2 とを有する。参照コイル 4 2 は、センスコイル 3 2 と同様の筒型コイルであり、当該位置検出システム 1 の設置環境における環境磁界を検出して参照用の検出信号を出力する。以下、参照コイル 4 2 が出力する検出信号を、参照信号ともいう。参照コイル 4 2 は、センスコイル 3 2 と同様、中心軸 4 2 a を Z 方向に向けて配置されている。

【 0 0 5 4 】

参照コイル 4 2 は、パネル 4 1 の中心（中心軸 C の延長上）に近づけて配置することが好ましい。パネル 4 1 の中心であれば、参照コイル 4 2 と各センスコイル 3 2 との距離が概ね均一となり、参照コイル 4 2 に対して極端に近い又は遠いセンスコイル 3 2 がなくなるからである。また、検出対象領域 R の中心に対して参照コイル 4 2 が対称になるため、カプセル型内視鏡 1 0 の移動によりカプセル型内視鏡 1 0 と参照コイル 4 2 とが極端に近づいて、参照コイル 4 2 がマーカ磁界の影響を受けてしまうといった事態を抑制することができる。

40

【 0 0 5 5 】

次に、センスコイルユニット 3 0 と参照コイルユニット 4 0 との位置関係について説明する。センスコイルユニット 3 0 は、カプセル型内視鏡 1 0 が発生する交番磁界に対する S N 比が高くなるように、検査中の被検体 1 0 0 の近傍に配置される。実施の形態 1 にお

50

いて、センスコイルユニット 30 は、ベッド 20 の下方に配置される。

【0056】

それに対して、参照コイルユニット 40 は、検出対象領域 R に対して各センスコイル 32 よりも離れた位置に配置される。それにより、マーカ磁界に対する参照コイル 42 が出力した参照信号における S/N 比が、各センスコイル 32 が出力した検出信号における S/N 比よりも小さくなる。実施の形態 1 においては、参照コイルユニット 40 をセンスコイルユニット 30 のパネル 31 に対して検出対象領域 R の反対側に設置することにより、そのような位置関係を実現している。

【0057】

好ましくは、パネル 31 とパネル 41 との間隔を、パネル 31 と検出対象領域 R との間隔よりも離すと良い。これは、磁界の強度は、距離の 3 乗に反比例して減衰するため、参照コイル 42 における S/N 比を各センスコイル 32 に対して十分に小さくすることができるからである。

10

【0058】

より詳細には、参照コイルユニット 40 は、参照信号におけるマーカ磁界成分の強度が閾値 T_h 以下となるように配置される。ただし、閾値 T_h 以下であれば、参照コイルユニット 40 をセンスコイルユニット 30 に近づけて配置することが好ましい。これは、参照信号におけるマーカ磁界成分を極力低減すると共に、参照コイル 42 の位置における環境磁界とセンスコイル 32 の位置における環境磁界との差をできるだけ小さくするためである。

20

【0059】

マーカ磁界成分の閾値 T_h は、カプセル型内視鏡 10 に対する位置検出精度から要求されるセンスコイル 32 の検出磁界の許容誤差以下となるように決定される。閾値 T_h の具体的な決定方法としては、例えば、検出対象領域 R 内にマーカコイル 141 (カプセル型内視鏡 10) をある間隔で順番に配置した場合におけるセンスコイル 32 の検出磁界を全て求め、検出値の最小値の数%といった値を閾値 T_h にする方法が挙げられる。

【0060】

再び図 1 を参照すると、位置検出装置 50 は、カプセル型内視鏡 10 から送信された無線信号を、受信アンテナ 51a を介して受信する受信部 51 と、当該位置検出装置 50 に対する種々の情報や命令の入力に用いられる操作入力部 52 と、当該位置検出装置 50 によって処理された種々の情報等を表示装置等へ出力して表示させる出力部 53 と、記憶部 54 と、各センスコイル 32 から出力された検出信号に対して種々の信号処理を施すマーカ磁界検出部 55 と、参照コイル 42 から出力された検出信号に対して種々の信号処理を施す環境磁界検出部 56 と、演算部 57 と、これらの各部の動作を制御する制御部 58 とを備える。

30

【0061】

カプセル型内視鏡 10 による検査を行う際、被検体 100 の体表には、カプセル型内視鏡 10 から送信された無線信号を受信する複数の受信アンテナ 51a が貼り付けられる。受信部 51 は、これらの受信アンテナ 51a のうち、無線信号に対して最も受信強度の高い受信アンテナ 51a を選択し、選択した受信アンテナ 51a を介して受信した無線信号に対して復調処理等を施すことにより、体内画像の画像データ及び関連情報を取得する。

40

【0062】

操作入力部 52 は、各種ボタン、スイッチ、キーボード等の入力デバイスや、マウス、タッチパネル等のポインティングデバイスや、ジョイスティック等によって構成され、ユーザによる入力操作に応じて、各種情報や命令を制御部 58 へ入力する。操作入力部 52 により入力される情報又は命令としては、例えば、カプセル型内視鏡 10 による検査の開始及び終了を指示する情報や、カプセル型内視鏡 10 に対する位置検出動作の開始及び終了を指示する情報等が挙げられる。

【0063】

出力部 53 は、液晶や有機 EL 等の各種表示装置を含み、操作入力部 52 から入力され

50

た各種情報又は命令や、被検体 100 の体内画像や、体内画像の撮像時におけるカプセル型内視鏡 10 の位置情報等を画面表示する。

【0064】

記憶部 54 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構成される。記憶部 54 は、制御部 58 が位置検出装置 50 の各部を制御するための各種プログラムや各種パラメータや、カプセル型内視鏡 10 によって撮像された体内画像の画像データや、後述するように、演算部 57 により算出されたカプセル型内視鏡 10 の位置情報等を記憶する。

【0065】

マーカ磁界検出部 55 は、各センスコイル 32 から出力された検出信号の波形を整形するフィルタ部 551 と、増幅部 552 と、検出信号に A/D 変換処理を施すことにより、検出データを生成する A/D 変換部 553 と、A/D 変換部 553 から出力された検出データに高速フーリエ変換処理（以下、FFT 処理）を施すことにより、磁界の振幅及び位相等の磁界情報を抽出する FFT 処理部 554 とを備える。マーカ磁界検出部 55 は、各センスコイル 32 から出力された検出信号に対して上記各処理を施すことにより、マーカ磁界成分及び環境磁界成分を含む磁界の検出値（磁界検出値）を取得する。

10

【0066】

環境磁界検出部 56 は、参照コイル 42 から出力された参照信号の波形を整形するフィルタ部 561 と、増幅部 562 と、参照信号に A/D 変換処理を施すことにより、参照データを生成する A/D 変換部 563 と、A/D 変換部 563 から出力された参照データに FFT 処理を施すことにより、磁界の振幅及び位相等の磁界情報を抽出する FFT 処理部 564 とを備える。環境磁界検出部 56 は、参照コイル 42 から出力された参照信号に対して上記各処理を施すことにより、環境磁界の検出値（参照磁界検出値。以下、参照値）を取得する。

20

【0067】

演算部 57 は、例えば CPU（Central Processing Unit）等を用いて構成され、記憶部 54 に記憶されたプログラムを読み込み、所定の演算処理を行う。より詳細には、演算部 57 は、磁界補正部 571 と、位置・方向算出部 572 と、画像処理部 573 とを含む。

【0068】

磁界補正部 571 は、環境磁界検出部 56 から出力された環境磁界の参照値を用いて、マーカ磁界検出部 55 から出力された磁界検出値を補正し、補正済みの磁界検出値を用いて環境磁界の影響が除去されたマーカ磁界の強度を出力する。

30

【0069】

位置・方向算出部 572 は、磁界補正部 571 から出力されたマーカ磁界の強度に基づいて、カプセル型内視鏡 10 の位置及び方向（カプセル型内視鏡 10 の長軸 La の X、Y、Z 方向における傾き）を算出する。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、位置情報ともいう。

【0070】

画像処理部 573 は、受信部 51 を介して取得された画像データに対してホワイトバランス処理、デモザイキング、ガンマ変換、平滑化（ノイズ除去等）等の所定の画像処理を施すことにより、表示用の画像データを生成する。画像処理が施された画像データは、位置・方向算出部 572 によって算出された位置情報と関連付けられて記憶部 54 に記憶される。

40

【0071】

制御部 58 は、例えば CPU（Central Processing Unit）等を用いて構成され、記憶部 54 に記憶されたプログラムを読み込み、位置検出装置 50 を構成する各部に対する指示やデータの転送等を行って位置検出装置 50 の動作を統括的に制御する。

【0072】

次に、位置検出システム 1 の動作について、図 4 を参照しながら説明する。図 4 は、位

50

置検出システム１の動作を示すフローチャートである。

まず、ステップＳ１０において、カプセル型内視鏡１０の電源をオンにする。それにより、カプセル型内視鏡１０は、撮像部１１３に撮像動作を開始させると共に、磁界発生部１４を駆動し、マーカコイル１４１から所定の駆動周波数を有するマーカ磁界を発生させる。このカプセル型内視鏡１０を被検体１００内に導入すると、カプセル型内視鏡１０は蠕動運動により管腔内を移動しつつ撮像を行い、画像データを無線送信する。

【００７３】

ステップＳ１１において、位置検出装置５０に対して操作入力部５２から位置検出動作開始の指示情報が入力されると、続くステップＳ１２において、位置検出装置５０は、カプセル型内視鏡１０から画像データ及び関連情報を取得する。即ち、カプセル型内視鏡１０から送信された無線信号を受信アンテナ５１ａにより受信し、該無線信号に復調処理等を施すことにより、無線信号に重畳された体内画像の画像データ等を取得する。

10

【００７４】

ステップＳ１３において、位置検出装置５０は、センスコイル３２により検出された磁界の検出値及び参照コイル４２により検出された磁界の検出値を取得する。より詳細には、マーカ磁界検出部５５は、各センスコイル３２から検出信号を取り込み、所定のフィルタ処理、増幅処理、Ａ／Ｄ変換処理、及びＦＦＴ処理を施すことにより、マーカ磁界の駆動周波数成分の強度の検出値Ｂｓを取得する。この検出値Ｂｓは、マーカコイル１４１が発生したマーカ磁界成分Ｂｍと環境磁界成分Ｂｎｓとを含んでいる。

20

【００７５】

一方、環境磁界検出部５６は、マーカ磁界検出部５５と同じタイミングで参照コイル４２から参照信号を取り込み、所定のフィルタ処理、増幅処理、Ａ／Ｄ変換処理、及びＦＦＴ処理を施すことにより、マーカ磁界の駆動周波数成分の強度の検出値（参照値）Ｂｒを取得する。この参照値Ｂｒは、ほぼ環境磁界成分からなる。

【００７６】

ステップＳ１４において、演算部５７は、環境磁界検出部５６により取得された検出値Ｂｒを用いて、マーカ磁界検出部５５により取得された各検出値Ｂｓを補正する。ここで、上述したように、環境磁界は局所的には一様とみなせるため、同じタイミングであれば、各センスコイル３２の位置における環境磁界の強度及び方向は、参照コイル４２の位置における環境磁界の強度及び方向とほぼ等しい。このため、センスコイル３２により検出された磁界に含まれる環境磁界成分Ｂｎｓは、参照コイル４２により検出された参照値Ｂｒで近似することができる（ $B_{ns} = B_r$ ）。従って、環境磁界の影響が除去されたマーカ磁界成分（強度）Ｂｍは、次式（１）により与えられる。

30

$$B_m = B_s - B_r \quad \dots (1)$$

【００７７】

続くステップＳ１５において、演算部５７は、ステップＳ１４において補正された検出値、即ち、環境磁界の影響が除去されたマーカ磁界成分Ｂｍに基づいて、カプセル型内視鏡１０の位置及び方向を算出する。

【００７８】

ステップＳ１６において、演算部５７は、位置・方向算出部５７２により算出されたカプセル型内視鏡１０の位置及び方向（位置情報）と画像処理部５７３により画像処理が施された画像データとを関連付けて記憶部５４に記憶させる。

40

【００７９】

ステップＳ１７において、制御部５８は、カプセル型内視鏡１０からの無線送信が停止したか否か、又は、位置検出装置５０に対して操作入力部５２から位置検出動作終了の指示情報が入力されたか否かを判定する。なお、カプセル型内視鏡１０は、電源部１５がオフされるか、又は電池切れになるまで、画像データの無線送信及びマーカ磁界の発生を継続する。

【００８０】

無線送信が停止、又は、位置検出動作終了の指示情報が入力されない場合（ステップＳ

50

17 : No)、位置検出システム 1 の動作はステップ S 1 2 に戻る。一方、無線送信が停止、又は、位置検出動作終了の指示情報が入力された場合 (ステップ S 1 7 : Yes)、位置検出システム 1 の動作は終了する。

【 0 0 8 1 】

以上説明したように、実施の形態 1 によれば、センスコイル 3 2 により検出された磁界の検出値を、参照コイル 4 2 により検出された磁界の検出値 (参照値) を用いて補正するので、環境磁界の影響が除去されたマーカ磁界の強度を取得することができる。従って、このようなマーカ磁界の強度に基づいてカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び方向を算出することにより、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び方向を精度良く検出することが可能となる。

10

【 0 0 8 2 】

(変形例 1 - 1)

次に、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 1 について説明する。

図 5 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 1 に係る位置検出システムの構成の一部を示す模式図である。

【 0 0 8 3 】

カプセル型内視鏡 1 0 の位置検出精度を高めるために、図 3 に示すセンスコイル 3 2 の一部又は全部を 3 軸コイルに変更しても良い。例えば図 5 に示すセンスコイルユニット 3 0 A においては、パネル 3 1 の 4 隅近傍に、3 次元的に磁界検出が可能なコイルセット 3 3 を設けている。各コイルセット 3 3 は、中心軸 3 2 a が X 方向、Y 方向、Z 方向とそれぞれ平行な 3 つのセンスコイル 3 2 X、3 2 Y、3 2 Z を含む。各センスコイル 3 2 X、3 2 Y、3 2 Z は、各々の中心軸 3 2 a の方向における磁界を検出して検出信号を出力する。なお、各センスコイル 3 2 X、3 2 Y、3 2 Z の構成は、図 3 に示すセンスコイル 3 2 と同様である。

20

【 0 0 8 4 】

この場合、参照信号を出力する参照コイルユニット 4 0 A においても、センスコイル 3 2 X、3 2 Y、3 2 Z の向きに応じて、中心軸 4 2 a が X 方向、Y 方向、Z 方向とそれぞれ平行な 3 つの参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z を配置する。各参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z は、中心軸 4 2 a の方向における環境磁界を検出して参照信号を出力する。なお、各参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z の構成は、図 3 に示す参照コイル 4 2 と同様である。

30

【 0 0 8 5 】

各参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z は、中心軸 C に対して対称的 (線対称又は点対称) に配置することが好ましい。図 5 においては、参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z を、中心軸 C を通るパネル 4 1 の中心線上に配置している。より好ましくは、これらの参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z を、中心軸 C に近づけて配置すると良い。中心軸 C 上であれば、参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z と各センスコイルとの距離が概ね均一となり、突出して近い又は遠いセンスコイルがなくなるため、環境磁界に局所的な変化が生じたとしても、その影響を抑制することができるからである。

40

【 0 0 8 6 】

このようにコイルセット 3 3 を配置する場合、ステップ S 1 4 (図 4 参照) において磁界の検出値 B s を補正する際には、センスコイル 3 2 X、3 2 Y、3 2 Z とそれぞれ同じ方向を向く参照コイル 4 2 から出力された参照信号の検出値 (参照値) B r を用いて演算を行う。即ち、センスコイル 3 2 X による磁界の検出値 B s に対しては、参照コイル 4 2 X に基づく磁界の検出値 B r を減算する。センスコイル 3 2 Y、3 2 Z についても同様である。それにより、環境磁界の方向に応じた補正を行うことができる。

【 0 0 8 7 】

(変形例 1 - 2)

次に、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 2 について説明する。

参照コイルユニット 4 0 の配置は、マーカ磁界に対する各参照コイル 4 2 における S N

50

比を、各センスコイル 3 2 における同 S N 比よりも小さくすることができれば、上述した実施の形態 1 に限定されず、様々な配置が可能である。

【 0 0 8 8 】

例えば、参照コイルユニット 4 0 を、検出対象領域 R に対してセンスコイルユニット 3 0 の反対側（図 1 においては、検出対象領域 R の上側）に配置しても良い。

【 0 0 8 9 】

或いは、参照コイル 4 2 を、センスコイルユニット 3 0 のパネル 3 1 上に配置しても良い。この場合、検出対象領域 R をパネル 3 1 上に投影した領域に対し、参照コイル 4 2 がセンスコイル 3 2 の外側となるように配置すると良い。

【 0 0 9 0 】

（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 6 は、本発明の実施の形態 2 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。図 6 に示すように、実施の形態 2 に係る位置検出システム 2 は、カプセル型内視鏡 1 0 と、センスコイルユニット 3 0 A と、参照コイルユニット 4 0 B と、位置検出装置 6 0 とを備える。このうち、カプセル型内視鏡 1 0 及びセンスコイルユニット 3 0 A の構成及び動作は、実施の形態 1 及びその変形例 1 - 1 と同様である。

【 0 0 9 1 】

参照コイルユニット 4 0 B は、パネル 4 1 と、該パネル 4 1 上に配置された複数（図 6 においては 2 つ）のコイルセット 4 3 a、4 3 b とを備える。各コイルセット 4 3 a、4 3 b は、それぞれの中心軸 4 2 a が X 方向、Y 方向、Z 方向と平行な 3 つの参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z から成っている。

【 0 0 9 2 】

複数のコイルセット 4 3 a、4 3 b は、中心軸 C に対して対称となるように配置される。これより、後述するように、検出対象領域 R 内のカプセル型内視鏡 1 0 の位置に応じたコイルセット 4 3 a、4 3 b の選択が容易になる。

【 0 0 9 3 】

位置検出装置 6 0 は、図 1 に示す制御部 5 8 及び環境磁界検出部 5 6 の代わりに、制御部 6 1 及び環境磁界検出部 6 2 をそれぞれ備える。このうち制御部 6 1 は、複数のコイルセット 4 3 a、4 3 b のうち、センスコイルユニット 3 0 A により検出された磁界の検出値の補正に用いるコイルセットを選択する参照コイル選択部 6 1 1 を備える。

【 0 0 9 4 】

環境磁界検出部 6 2 は、参照コイル選択部 6 1 1 により選択されたコイルセットに含まれる各参照コイル 4 2 から検出信号を取り込み、これらの検出信号に対して所定の処理を施すことにより、選択されたコイルセットの位置における環境磁界の検出値を取得する。なお、検出信号に対する処理は、実施の形態 1 と同様である。

【 0 0 9 5 】

次に、位置検出システム 2 の動作について説明する。位置検出システム 2 の動作は全体として実施の形態 1（図 4 参照）と同様であり、ステップ S 1 3 における詳細な動作が実施の形態 1 と異なる。

【 0 0 9 6 】

即ち、ステップ S 1 2 に続くステップ S 1 3 において、位置検出装置 6 0 は、センスコイルユニット 3 0 A 及び参照コイルユニット 4 0 B によりそれぞれ検出された磁界の検出値を取得する。この際、参照コイル選択部 6 1 1 は、直前に検出されたカプセル型内視鏡 1 0 の位置情報に基づき、コイルセット 4 3 a、4 3 b のうち、カプセル型内視鏡 1 0 から位置が最も離れたコイルセットを選択する。言い換えると、マーカコイル 1 4 1 が発生したマーカ磁界の影響が最も少ないコイルセットを選択する。例えば図 6 の場合、カプセル型内視鏡 1 0 から遠い方のコイルセット 4 3 b が選択される。

【 0 0 9 7 】

環境磁界検出部 6 2 は、選択されたコイルセット 4 3 b に含まれる参照コイル 4 2 X、

10

20

30

40

50

4 2 Y、4 2 Z から検出信号（参照信号）を取り込み、所定の処理を施すことにより、X、Y、Z の各方向における磁界の参照値を取得する。これらの参照値においては、選択されなかったコイルセット 4 3 a と比較して、マーカ磁界成分が最も少なく、環境磁界成分が最も多い。即ち、S N 比が低い。なお、マーカ磁界検出部 5 5 の動作は、実施の形態 1 と同様である。

【0098】

続くステップ S 1 4 において、演算部 5 7 は、ステップ S 1 3 において取得した参照値を用いて、センスコイルユニット 3 0 A により検出された磁界の検出値を補正する。ステップ S 1 5 以降の動作は、実施の形態 1 及び変形例 1 - 1 と同様である。

【0099】

ここで、上述したとおり、環境磁界は局所的な変化が少ないが、センスコイルユニット 3 0 A と参照コイルユニット 4 0 B とが遠く離れるほど、両者間における環境磁界の相関が小さくなり、強度や方向に差異が生じる可能性が増加する。その結果、式（1）によって与えられるマーカ磁界成分 B_m の誤差が大きくなるおそれがある。このため、参照コイルユニット 4 0 B は、センスコイルユニット 3 0 A にできるだけ近づけて配置することが好ましい。一方、参照コイルユニット 4 0 B をセンスコイルユニット 3 0 A に接近させると、検出対象領域 R とも近づくので、各参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z がマーカ磁界を検出し易くなり、式（1）によって与えられるマーカ磁界成分 B_m の S N 比が低下するおそれがある。

【0100】

そこで、本実施の形態 2 においては、参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z の位置におけるマーカ磁界の強度は、マーカコイル 1 4 1 と参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z との相対的な位置に応じて変化することに着目し、カプセル型内視鏡 1 0 から位置が最も離れた参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z（図 6 の場合コイルセット 4 3 b）を選択することにより、参照値に含まれるマーカ磁界成分を低減している。このような参照値を用いてセンスコイル 3 2 の検出値を補正することにより、該検出値から環境磁界成分を適切に除去することができる。

【0101】

以上説明したように、実施の形態 2 によれば、各参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z が検出してしまうマーカ磁界を抑制しつつ、参照コイルユニット 4 0 B をセンスコイルユニット 3 0 A に近づけて配置することができる。従って、カプセル型内視鏡 1 0 の位置検出精度を維持しつつ、位置検出システムを小型化することが可能となる。

【0102】

（変形例 2 - 1）

次に、本発明の実施の形態 2 の変形例 2 - 1 について説明する。

図 6 に示す位置検出システム 2 において、参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z が検出するマーカ磁界の向きも、マーカコイル 1 4 1 との相対的な位置に応じて変化する。そこで、参照コイル選択部 6 1 1 は、直前に検出されたカプセル型内視鏡 1 0 の向きの情報に基づいて、コイルセット 4 3 a、4 3 b のうち、次に参照信号を取り込むコイルユニットを選択しても良い。この場合、参照コイル選択部 6 1 1 は、マーカコイル 1 4 1 の中心軸 1 4 1 a の延長線から最も離れたコイルセットを選択する。これは、マーカ磁界は、マーカコイル 1 4 1 の中心軸 1 4 1 a の延長線上において最も強くなるからである。

【0103】

（変形例 2 - 2）

次に、本発明の実施の形態 2 の変形例 2 - 2 について説明する。

参照コイル選択部 6 1 1 は、直前に取得された参照値に基づいて、次に参照信号を取り込むコイルセットを選択しても良い。この場合、参照コイル選択部 6 1 1 は、X、Y、Z の 3 方向における参照値の合計又は代表値（最大値、最小値等）が最小となるコイルセットを選択する。或いは、参照値の合計又は代表値が所定の閾値以下となるコイルセットを選択しても良い。

【 0 1 0 4 】

(変形例 2 - 3)

次に、本発明の実施の形態 2 の変形例 2 - 3 について説明する。

実施の形態 1 (図 1) のように、複数のセンスコイル 3 2 の向きを揃えて配置する場合には、参照コイルユニット側にセンスコイル 3 2 と同じ向きの参照コイル 4 2 を複数配置し、参照コイル選択部 6 1 1 により、参照信号を取り込む参照コイル 4 2 を 1 つ選択すれば良い。参照コイル 4 2 の選択方法については、実施の形態 2、変形例 2 - 1、又は変形例 2 - 2 と同様である。

【 0 1 0 5 】

(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 7 は、本発明の実施の形態 3 に係る位置検出システムの構成の一部を示す模式図である。図 7 に示すように、実施の形態 3 に係る位置検出システム 3 においては、実施の形態 1 に係る位置検出システム 1 (図 3 参照) に対し、センスコイルユニット 3 0 と参照コイルユニット 4 0 との間に、磁気シールド 6 3 をさらに設けている。磁気シールド 6 3 は、鉄やニッケル等の強磁性体からなる板状の部材であり、カプセル型内視鏡 1 0 (マーカコイル 1 4 1) が発生するマーカ磁界を、参照コイルユニット 4 0 に対して遮蔽する。

【 0 1 0 6 】

ここで、上述したとおり、センスコイルユニット 3 0 と参照コイルユニット 4 0 とは、できるだけ近づけて配置することが好ましいが、一方で、参照コイルユニット 4 0 をセンスコイルユニット 3 0 に近づけると、検出対象領域 R とも近づくので、参照コイル 4 2 がマーカ磁界を検出し易くなるという問題が生じる。

【 0 1 0 7 】

そこで、本実施の形態 3 においては、磁気シールド 6 3 を設けることにより、参照コイル 4 2 に対してマーカ磁界を遮蔽している。それにより、参照コイル 4 2 にマーカ磁界を検出させることなく、参照コイルユニット 4 0 をセンスコイルユニット 3 0 に近づけて配置することが可能となる。その結果、参照コイルユニット 4 0 を検出対象領域 R から十分に離して配置する必要がなくなるので、位置検出システム 3 を小型化することが可能となる。

【 0 1 0 8 】

(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 8 は、本発明の実施の形態 4 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。図 8 に示すように、実施の形態 4 に係る位置検出システム 4 は、図 1 に示す位置検出装置 5 0 の代わりに位置検出装置 7 0 を備える。なお、位置検出装置 7 0 以外の位置検出システム 4 の各部の構成は、実施の形態 1 と同様である。

【 0 1 0 9 】

位置検出装置 7 0 は、図 1 に示す演算部 5 7 に対し、補正係数算出部 7 1 1 をさらに有する演算部 7 1 を備える。演算部 7 1 以外の位置検出装置 7 0 の各部の構成及び動作は実施の形態 1 と同様である。

【 0 1 1 0 】

ここで、一般に、環境磁界は局所的な変化が少ないが、センスコイル 3 2 と参照コイル 4 2 とが遠く離れるほど、両者間における環境磁界の相関が小さくなり、環境磁界の強度や方向に差異が生じる可能性が増加する。また、センスコイル 3 2 や参照コイル 4 2 の近傍に金属等の干渉物が存在している場合には、その干渉物の周囲において、環境磁界が大きく変化してしまうこともあり得る。或いは、実施の形態 3 のように磁気シールドを設ける場合にも、磁気シールドの設置位置や向きによっては、周囲の環境磁界が影響を受ける場合もある。これらの場合、参照コイル 4 2 から取り込まれた参照信号に基づく参照値 B_r は、センスコイル 3 2 の位置における環境磁界成分 B_{ns} と等しいとみなすことができない。そのため、式 (1) による補正処理では、センスコイル 3 2 により検出された磁界

10

20

30

40

50

の検出値から環境磁界成分を適切にキャンセルすることができず、カプセル型内視鏡 10 の位置検出精度が低下してしまう。

【0111】

そこで、本実施の形態 4 においては、演算部 71 に補正係数算出部 711 を設け、センスコイル 32 と参照コイル 42 との間における環境磁界の差異に基づく補正係数として予め取得し、該補正係数を用いてセンスコイル 32 により検出された磁界の検出値を補正することとしている。

【0112】

図 9 は、位置検出システム 4 の動作を示すフローチャートである。

まず、カプセル型内視鏡 10 を用いた検査に先立ち、ステップ S20 において、演算部 71 は、センスコイル 32 と参照コイル 42 との間における環境磁界の検出値の比を補正係数として取得する。この補正係数の取得は、マーカ磁界が発生していない状態、例えば、カプセル型内視鏡 10 の電源をオフにした状態やカプセル型内視鏡 10 が検出対象領域 R に存在していない状態で行われる。

【0113】

より詳細には、演算部 71 は、上述したステップ S13 と同様にして、センスコイル 32 により検出された磁界の検出値 B_{s0} 、及び参照コイル 42 により検出された磁界の検出値 B_{r0} を取得する。これらの検出値 B_{s0} 、 B_{r0} は、センスコイル 32 及び参照コイル 42 の位置における環境磁界の強度をそれぞれ表す。補正係数算出部 711 は、これらの検出値 B_{s0} 、 B_{r0} の比 B_{s0}/B_{r0} を算出し、補正係数 K として記憶部 54 に記憶させる。このような補正係数 K の算出は、各センスコイル 32 に対して実行される。

【0114】

ここで、補正係数 K の取得は、例えば、位置検出装置 70 の電源がオンされた際に、自動で実行されるようにしても良い。或いは、操作入力部 52 にキャリブレーションの指示を入力するための操作スイッチを設け、ユーザが当該操作スイッチを随時操作することにより、補正係数 K の取得が実行されるようにしても良い。続くステップ S10 ~ S13 の動作は、実施の形態 1 と同様である。

【0115】

ステップ S13 に続くステップ S21 において、磁界補正部 571 は、センスコイル 32 ごとの補正係数 K を用いて、マーカ磁界検出部 55 により取得された検出値 B_s を補正する。補正後の検出値、即ち、環境磁界の影響が除去されたマーカ磁界成分 B_m は、次式 (2) により与えられる。

$$B_m = B_s - K \cdot B_r \quad \dots (2)$$

即ち、磁界の検出値 B_r に補正係数 K を積算することにより、参照コイル 42 の位置における環境磁界の強度を、センスコイル 32 の位置における環境磁界の強度に合わせ込んでいる。続くステップ S15 ~ S17 の動作は、実施の形態 1 と同様である。

【0116】

以上説明したように、実施の形態 4 によれば、予め取得した補正係数 K を用いて、センスコイル 32 の位置における環境磁界と参照コイル 42 の位置における環境磁界との差異を抑制した上で、センスコイル 32 により検出された磁界の検出値 B_s から環境磁界の影響を除去するので、カプセル型内視鏡 10 の位置検出精度をさらに向上させることができる。

【0117】

なお、ステップ S20 においては、複数のセンスコイル 32 のうちの 1 つ (例えば、中央のセンスコイル 32) に対して補正係数 K を 1 つのみ算出しても良い。この場合、ステップ S21 において、1 つの補正係数 K を用いて全てのセンスコイル 32 における磁界検出値を補正する。これは、センスコイルユニット 30 と参照コイルユニット 40 との距離が遠いが、各ユニット 30、40 における環境磁界のばらつきが少ない場合に有効である。

【0118】

10

20

30

40

50

或いは、複数のセンスコイル 3 2 を複数のエリアに分け、エリアごとに補正係数 K を 1 つ算出しても良い。この場合、1 つのエリア内のセンスコイル 3 2 における磁界検出値に対し、当該エリアについて算出された補正係数を用いて補正を行う。これは、センスコイル 3 2 の数が多い場合に、補正係数 K の算出処理を簡素化することができるという利点がある。

【 0 1 1 9 】

(変形例 4 - 1)

次に、本発明の実施の形態 4 の変形例 4 - 1 について説明する。

上述した実施の形態 4 は、実施の形態 1 の変形例 1 - 1 (図 5 参照) に適用しても良い。この場合、各コイルセット 3 3 に含まれるセンスコイル 3 2 X、3 2 Y、3 2 Z の方向別の磁界の検出値を成分とするベクトルの大きさ (絶対値) と、参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z の方向別の磁界の検出値を成分とするベクトルの大きさによって補正係数を算出すれば良い。

10

【 0 1 2 0 】

或いは、各コイルセット 3 3 内のセンスコイル 3 2 X、3 2 Y、3 2 Z と、それぞれ同じ向き of 参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z との間で補正係数を算出し、X、Y、Z の方向別にセンスコイル 3 2 X、3 2 Y、3 2 Z の磁界の検出値を補正しても良い。

【 0 1 2 1 】

本変形例 4 - 1 によれば、干渉物等の影響により環境磁界の強度だけでなく方向も変化してしまった場合であっても、参照コイル 4 2 X、4 2 Y、4 2 Z の磁界の検出値 (参照値) と補正係数とを用いて、センスコイル 3 2 X、3 2 Y、3 2 Z の位置における環境磁界の強度及び方向を正確に推定することができる。従って、カプセル型内視鏡 1 0 の位置を精度良く検出することが可能となる。

20

【 0 1 2 2 】

(変形例 4 - 2)

次に、本発明の実施の形態 4 の変形例 4 - 2 について説明する。

図 1 0 は、変形例 4 - 2 に係る位置検出システムの各部の動作タイミングを示すチャートである。図 1 0 に示すように、カプセル型内視鏡 1 0 においては、マーカコイル 1 4 1 に対し、間欠的に通電して駆動させることにより、交番磁界を間欠的に発生させても良い。この場合、マーカ磁界がオフの間に補正係数 K を取得し、マーカ磁界がオンの間に、直前に取得された補正係数 K を用いてセンスコイル 3 2 により検出された磁界の検出値の補正をする。

30

【 0 1 2 3 】

例えば図 1 0 に示すように、時間 ΔT ごとにマーカ磁界のオン / オフを切り替える場合を考える。以下の説明において、期間 T_1 、 T_2 、 T_3 、 T_4 の長さはそれぞれ ΔT である。マーカ磁界がオフの期間 T_1 において、演算部 7 1 は、センスコイル 3 2 により検出された磁界の検出値 $B_s(1)$ と参照コイル 4 2 による環境磁界の検出値 $B_r(1)$ とから、補正係数 $K(1) = B_s(1) / B_r(1)$ を算出する。

【 0 1 2 4 】

続く期間 T_2 において、マーカ磁界はオンになる。この間、演算部 7 1 は、センスコイル 3 2 により検出された磁界の検出値 $B_s(2)$ と参照コイル 4 2 による環境磁界の検出値 $B_r(2)$ と、直前に算出された補正係数 $K(1)$ とから、上述した式 (2) によって与えられるマーカ磁界成分 $B_m(2)$ を算出する。さらに演算部 7 1 は、マーカ磁界成分 $B_m(2)$ に基づいてカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び方向を算出する。

40

【 0 1 2 5 】

続く期間 T_3 において、マーカ磁界はオフになる。この間、演算部 7 1 は、センスコイル 3 2 により検出された磁界の検出値 $B_s(3)$ と参照コイル 4 2 による環境磁界の検出値 $B_r(3)$ とから、補正係数 $K(3) = B_s(3) / B_r(3)$ を算出する。

【 0 1 2 6 】

続く期間 T_4 において、マーカ磁界はオンになる。この間、演算部 7 1 は、センスコイ

50

ル 3 2 により検出された磁界の検出値 $B_s(4)$ と参照コイル 4 2 による環境磁界の検出値 $B_r(4)$ と、直前に算出された補正係数 $K(3)$ とから、式 (2) によって与えられるマーカ磁界成分 $B_m(4)$ を算出し、さらに、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び方向を算出する。

【0127】

このような動作を繰り返すことにより、補正係数 $K(i)$ ($i = 1, 2, \dots$) は期間 $2\Delta T$ ごとに更新され、マーカ磁界がオンの期間においては、常に最新の補正係数 $K(n)$ を用いた演算が行われる。それにより、環境磁界に時間的な変化が生じたとしても、その変化による影響を最小限に抑制することができる。従って、センスコイル 3 2 により検出された磁界の検出値 $B_s(i)$ から環境磁界成分 $B_{ns}(i)$ を精度良く除去し、カプセル型内視鏡 1 0 の位置検出精度を向上させることが可能となる。

10

【0128】

また、本変形例 4 - 2 によれば、マーカコイル 1 4 1 を間欠的に駆動することにより、カプセル型内視鏡 1 0 における電力の消費を抑制することができるという効果も得られる。

【0129】

(変形例 4 - 3)

次に、本発明の実施の形態 4 の変形例 4 - 3 について説明する。

変形例 4 - 2 と異なり、マーカコイル 1 4 1 を連続的に駆動する場合には、補正係数 K を取得するタイミングを以下の例 (1) ~ (4) のようにして設定しても良い。

20

【0130】

(1) カプセル型内視鏡 1 0 による検査の開始後においては、カプセル型内視鏡 1 0 が導入された被検体 1 0 0 を、一時的に検出対象領域 R から遠ざける。例えば、ベッド 2 0 にスライド式の移動機構を設け、被検体 1 0 0 の体位を変換する際などにベッド 2 0 をスライドさせ、検出対象領域 R から被検体 1 0 0 を退避させても良い。この間に補正係数 K を取得する。

【0131】

(2) 検出対象領域 R とセンスコイルユニット 3 0 との間に、磁気シールドを一時的に挿入し、センスコイルユニット 3 0 に対してマーカ磁界を遮蔽する。この間に補正係数 K を取得する。

30

【0132】

(3) 検出対象領域 R とセンスコイルユニット 3 0 との間に、マーカ磁界をキャンセル可能なキャンセルコイルを配置し、ショートとオープンを定期的に又は随時切り替える。そして、キャンセルコイルがショートの間に補正係数 K を取得する。

【0133】

(4) パネル 3 1 上に配置された複数のセンスコイル 3 2 のうち、カプセル型内視鏡 1 0 の位置に応じて変化するマーカ磁界の強度が略ゼロになるセンスコイル 3 2 に対してのみ、補正係数 K を逐次更新する。

【0134】

(変形例 4 - 4)

次に、本発明の実施の形態 4 の変形例 4 - 4 について説明する。

カプセル型内視鏡を用いた検査の開始後においては、センスコイル 3 2 及び参照コイル 4 2 がマーカ磁界を検出できない位置、又は検出値が閾値 T_h (実施の形態 1 参照) 以下となる位置にカプセル型内視鏡を誘導した上で、補正係数 K を取得しても良い。以下、カプセル型内視鏡の誘導操作が可能な位置検出システムを説明する。

40

【0135】

図 1 1 は、変形例 4 - 4 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。図 1 1 に示す位置検出システム 5 は、カプセル型内視鏡 1 0 A と、センスコイルユニット 3 0 と、参照コイルユニット 4 0 と、カプセル型内視鏡 1 0 A を誘導するための磁界を発生する誘導用磁界発生部 8 0 と、位置検出装置 8 5 とを備える。このうち、センスコイルユニット

50

30及び参照コイルユニット40の構成及び動作は、実施の形態1と同様である。

【0136】

図12は、カプセル型内視鏡10Aの内部構成の一例を示す模式図である。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、内部に永久磁石16を固定配置したものである。永久磁石16は、例えば、磁化方向がカプセル型内視鏡10Aの長軸Laと直交するように配置される。永久磁石16は、外部から印加された磁界に追従して動作する。この結果、誘導用磁界発生部80によるカプセル型内視鏡10Aの誘導が実現する。

【0137】

図13は、誘導用磁界発生部80の構成例を示す模式図である。図13に示すように、誘導用磁界発生部80は、カプセル型内視鏡10Aの位置及び方向を変化させるための誘導磁界を、検出対象領域Rを含む空間に生成する。より詳細には、誘導用磁界発生部80は、磁界を発生する体外永久磁石81と、該体外永久磁石81の位置及び姿勢を変化させる磁石駆動部82とを備える。

【0138】

体外永久磁石81は、好ましくは、直方体形状を有する棒磁石によって構成され、自身の磁化方向と平行な4つの面の内の1つの面PLと対向する領域内にカプセル型内視鏡10Aを拘束する。

【0139】

磁石駆動部82は、平面位置変更部821、鉛直位置変更部822、仰角変更部823及び旋回角変更部824を有する。平面位置変更部821は、体外永久磁石81をXY面内において並進させる。鉛直位置変更部822は、体外永久磁石81をZ方向に沿って並進させる。仰角変更部823は、体外永久磁石81の磁化方向を含む鉛直面内において、体外永久磁石81をYc軸回りに回転させる。旋回角変更部824は、体外永久磁石81の中心を通る鉛直方向の軸に対して体外永久磁石81を回転させる。

【0140】

このような磁石駆動部82によって体外永久磁石81を移動及び回転させることにより、体外永久磁石81が発生する磁界に拘束されたカプセル型内視鏡10Aが被検体100内において移動し、撮像視野FV(図12参照)の方向を変化させる。

【0141】

位置検出装置85は、誘導用磁界制御部861を含む制御部86を備える。誘導用磁界制御部861は、操作入力部52から入力される操作信号に従って磁石駆動部82を制御するための制御情報を生成し、出力する。

【0142】

位置検出システム5において補正係数Kを取得する際には、操作入力部52を操作して、センスコイル32及び参照コイル42が検出するマーカ磁界が最小又は閾値Th以下となる位置にカプセル型内視鏡10Aを誘導する。なお、このときのカプセル型内視鏡10Aの位置は、カプセル型内視鏡10Aの検査開始前に予め決定しておく。ここで、カプセル型内視鏡10Aの誘導中には、カプセル型内視鏡10A内の永久磁石16や誘導用磁界発生部80の体外永久磁石81が動くため、センスコイル32及び参照コイル42はこれらの永久磁石の磁界成分を含む磁界を検出する。しかしながら、マーカ磁界検出部55により、検出した磁界からマーカ磁界成分のみを抽出することができるので、この状態でセンスコイル32及び参照コイル42により検出された磁界の検出値を取得し、補正係数Kを算出すれば良い。

【0143】

(実施の形態5)

次に、本発明の実施の形態5について説明する。

図14は、本発明の実施の形態5に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。図14に示すように、実施の形態5に係る位置検出システム6は、カプセル型内視鏡10と、センスコイルユニット30と、位置検出装置90とを備える。このうち、カプセル型

内視鏡 10 の構成及び動作は、実施の形態 1 と同様である。また、センスコイルユニット 30 の構成は実施の形態 1 と同様であるが、実施の形態 5 においては、センスコイルユニット 30 が備える各センスコイル 32 から出力された検出信号を参照信号としても用いる。

【0144】

位置検出装置 90 は、図 1 に示す制御部 58 及び環境磁界検出部 56 の代わりに、制御部 91 及び環境磁界検出部 92 をそれぞれ備える。制御部 91 は、複数のセンスコイル 32 のうちから、参照信号として用いる検出信号を取り込むコイルを選択するコイル選択部 911 を有する。また、環境磁界検出部 92 は、コイル選択部 911 により選択されたセンスコイル 32 から検出信号を取り込み、選択されたセンスコイル 32 の位置における環境磁界の検出値を取得する。なお、制御部 91 及び環境磁界検出部 92 以外の位置検出装置 90 各部の構成及び動作は、実施の形態 1 と同様である。

10

【0145】

次に、位置検出システム 6 の動作について説明する。位置検出システム 6 の動作は全体として実施の形態 1 (図 4 参照) と同様であり、ステップ S13 における詳細な動作が実施の形態 1 と異なる。

【0146】

ステップ S12 に続くステップ S13 において、位置検出装置 90 は、センスコイルユニット 30 により検出された磁界の検出値を取得する。この際、コイル選択部 911 は、直前に検出されたカプセル型内視鏡 10 の位置情報に基づき、複数のセンスコイル 32 のうち、カプセル型内視鏡 10 から位置が最も離れたセンスコイル 32 を選択する。言い換えると、マーカコイル 141 が発生したマーカ磁界の影響が最も少ないセンスコイル 32 を選択する。

20

【0147】

環境磁界検出部 92 は、選択されたセンスコイル 32 から検出信号 (参照信号) を取り込み、所定の処理を施すことにより、磁界の参照値を取得する。なお、検出信号に対する処理は、実施の形態 1 と同様である。この参照値においては、選択されなかったセンスコイル 32 と比較して、マーカ磁界成分が最も少なく、環境磁界成分が最も多い。即ち、S/N 比が低い。なお、マーカ磁界検出部 55 の動作は、実施の形態 1 と同様である。

30

【0148】

続くステップ S14 において、演算部 57 は、ステップ S13 において取得した参照値を用いて、センスコイルユニット 30 の各センスコイル 32 のうち、ステップ S13 において選択されたセンスコイル 32 以外のセンスコイル 32 により検出された磁界の検出値を補正する。ステップ S15 以降の動作は、実施の形態 1 と同様である。

【0149】

以上説明したように、実施の形態 5 によれば、参照信号を取得するための専用の参照コイルユニットを設ける必要がなくなるので、位置検出システムの構成を簡素化することが可能となる。

【0150】

また、実施の形態 5 においては、センスコイルユニット 30 内の 1 つのセンスコイル 32 を参照用として用いるので、参照用として選択されたセンスコイル 32 と、それ以外のセンスコイル 32 との間における環境磁界の相関が、別途参照コイルユニットを設ける場合と比較して大きい。従って、式 (1) によって与えられるマーカ磁界成分 B_m の誤差を小さくすることができる。このとき、マーカコイル 141 と位置が最も離れたセンスコイル 32 を参照用として選択することにより、参照値に含まれるマーカ磁界成分を低減し、式 (1) によって与えられるマーカ磁界成分 B_m の S/N 比低下を抑制することができる。

40

【0151】

なお、実施の形態 5 においても、変形例 1-1 と同様に、センスコイル 32 の一部又は全部を 3 軸コイルに変更しても良い (図 5 参照)。この場合、参照信号を取り込むコイルとして 3 軸コイル (コイルセット 33) が選択されたときには、環境磁界検出部 92 は、

50

コイルセット 33 に含まれる各センスコイル 32 X、32 Y、32 Z から検出信号（参照信号）を取り込み、X、Y、Z の各方向における磁界の参照値を取得しても良い。

【0152】

（実施の形態 6）

図 15 は、本発明の実施の形態 6 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。図 15 に示すように、実施の形態 6 に係る位置検出システム 201 は、カプセル型内視鏡 10 と、被検体 100 が載置されるベッド 20 の下方に設けられた検出コイルユニット 230 と、該検出コイルユニット 230 の近傍に設けられた参照コイルユニット 240 と、カプセル型内視鏡 10 の位置を検出する位置検出装置 250 とを備える。本実施の形態 6 においては、参照コイルユニット 240 を検出コイルユニット 230 の下方に配置している。

10

【0153】

図 16 は、図 15 に示す検出コイルユニット 230 及び参照コイルユニット 240 の拡大図である。検出コイルユニット 230 及び参照コイルユニット 240 は、検出対象領域 R の鉛直方向の中心軸 A_z に中心を合わせて配置されている。

【0154】

検出コイルユニット 230 は、ベッド 20 の上面と平行に配置された平面状のパネル 31 と、該パネル 31 の主面上に配置された複数（図 16 においては 9 つ）の検出コイル C_{s_n} （ $n = 1, 2, \dots, N$ ；図 16 においては $N = 9$ ）とを有する。各検出コイル C_{s_n} は、例えば、開口径が 30 ~ 40 mm 程度、高さが 5 mm 程度のサイズを有するコイルパネル状の筒型コイルである。各検出コイル C_{s_n} は、カプセル型内視鏡 10 のマーカコイル（磁界発生コイル）141 が発生したマーカ磁界を受信して検出信号を出力する。

20

【0155】

パネル 31 において、複数の検出コイル C_{s_n} は各々の中心軸 A_{s_n} が Z 方向と平行になるように、マトリックス状に配置されている。本実施の形態 6 においても、複数の検出コイル C_{s_n} の配置は特に限定されないが、好ましくは、パネル 31 の中心に対して対称（線対称又は回転対称）となるように配置すると良い。それにより、複数の検出コイル C_{s_n} が検出対象領域 R の中心軸 A_z に対して対称となる。

【0156】

参照コイルユニット 240 は、パネル 31 と平行に配置された平面状のパネル 41 と、該パネル 41 の主面上に配置された参照コイル C_e とを有する。参照コイル C_e は、検出コイル C_{s_n} と同様の筒型コイルであり、マーカ磁界の検出空間を含む当該位置検出システム 201 の設置環境に存在する環境磁界を検出して検出信号を出力する。以下、参照コイル C_e が出力する検出信号を、参照信号という。参照コイル C_e は、検出コイル C_{s_n} と同様、中心軸 A_e が Z 方向と平行になるように配置されている。

30

【0157】

参照コイル C_e は、パネル 41 の中心（即ち、中心軸 A_z の延長上）に近づけて配置することが好ましい。パネル 41 の中心であれば、参照コイル C_e と各検出コイル C_{s_n} との距離が概ね均一となり、参照コイル C_e に対して極端に近い又は極端に遠い検出コイル C_{s_n} がなくなるからである。

40

【0158】

次に、検出コイルユニット 230 と参照コイルユニット 240 との位置関係について説明する。検出コイルユニット 230 は、カプセル型内視鏡 10 が発生するマーカ磁界に対する SN 比が高くなるように、検査中の被検体 100 の近傍に配置される。実施の形態 6 において、検出コイルユニット 230 は、ベッド 20 の下方に配置される。

【0159】

また、参照コイルユニット 240 は、各検出コイル C_{s_n} の位置における環境磁界を検出するため、検出コイルユニット 230 にできるだけ近づけて配置すると良い。図 16 において、参照コイルユニット 240 は検出コイルユニット 230 の直下に配置されている。検出コイル C_{s_n} が配置されるパネル 31 と参照コイル C_e が配置されるパネル 41 と

50

の距離は短い方が好ましい。

【0160】

再び図15を参照すると、位置検出装置250は、受信部51と、操作入力部52と、出力部53と、記憶部54と、各検出コイル C_{s_n} から出力された検出信号に対して種々の信号処理を施すマーカ磁界検出部255と、参照コイル C_e から出力された参照信号に対して種々の信号処理を施す環境磁界検出部256と、演算部257と、これらの各部の動作を制御する制御部58とを備える。

【0161】

マーカ磁界検出部255は、各検出コイル C_{s_n} から出力された検出信号を処理する複数の信号処理チャネルを備える。各信号処理チャネルは、検出信号を増幅する増幅部2551と、検出信号にA/D変換処理を施すA/D変換部2552と、A/D変換部2552から出力されたデジタルの検出信号にFFT処理を施すFFT処理部2553とを有する。

10

【0162】

環境磁界検出部256は、参照コイル C_e から出力された参照信号を増幅する増幅部2561と、参照信号にA/D変換処理を施すA/D変換部2562と、A/D変換部2562から出力されたデジタルの参照信号にFFT処理を施すFFT処理部2563とを有する。

【0163】

演算部257は、例えばCPU等を用いて構成され、記憶部54に記憶されたプログラムを読み込み、所定の演算処理を行う。より詳細には、演算部257は、磁界補正部2571と、位置・方向算出部2572と、画像処理部573とを含む。

20

【0164】

磁界補正部2571は、環境磁界検出部256から出力された参照信号を用いて、マーカ磁界検出部255の各信号処理チャネルから出力された検出信号の出力値を補正することにより、環境磁界の影響が除去されたマーカ磁界成分の値（補正值）を出力する。

【0165】

図17は、磁界補正部2571の構成を示すブロック図である。磁界補正部2571は、検出コイル C_{s_n} に対応する複数のチャネル C_{h_n} （ $n = 1, 2, \dots, N$ ）を備える。各チャネル C_{h_n} は、検出コイル C_{s_n} から出力され、マーカ磁界検出部255の対応する信号処理チャネルにおいて所定の信号処理が施された検出信号を、環境磁界検出部256から出力された参照信号を用いて補正する処理を実行する。

30

【0166】

詳細には、各チャネル C_{h_n} は、検出コイル環境磁界抽出部1aと、参照コイル環境磁界抽出部1bと、参照コイル環境磁界算出部1cと、環境磁界比率算出部1dと、検出コイル環境磁界算出部1eと、マーカ磁界成分算出部1fとを備える。

【0167】

検出コイル環境磁界抽出部（第1フィルタ）1aは、検出信号 S_m に対してハイパス（低域除去）フィルタ処理を施すことにより、検出信号 S_m に含まれる環境磁界成分（第1の周波数帯域成分）を抽出し、この環境磁界成分の値（第1の値） E_s を出力する。

40

【0168】

参照コイル環境磁界抽出部（第2フィルタ）1bは、参照信号 S_r に対してハイパスフィルタ処理を施すことにより、参照信号 S_r に含まれる環境磁界成分（第1周波数帯域成分）を抽出し、この環境磁界成分の値（第2の値） E_r を出力する。

【0169】

参照コイル環境磁界算出部（第3フィルタ）1cは、参照信号 S_r に対して、参照コイル環境磁界抽出部1bとは異なるカットオフ周波数のハイパスフィルタ処理を施すことにより環境磁界成分（第2周波数帯域成分）を抽出し、この環境磁界成分の値（第3の値） $E_{r'}$ を算出する。

【0170】

50

環境磁界比率算出部 1 d は、検出コイル環境磁界抽出部 1 a により抽出された環境磁界成分の値 E_s と、参照コイル環境磁界抽出部 1 b により抽出された環境磁界成分の値 E_r との比率 k を算出する。

【0171】

検出コイル環境磁界算出部 1 e は、比率 k と参照コイル環境磁界算出部 1 c から出力された環境磁界成分の値 E_r' とから、検出信号 S_m に含まれる環境磁界成分の値 E_s' を算出する。

【0172】

マーカ磁界成分算出部 1 f は、検出信号 S_m の出力値から環境磁界成分の値 E_s' を減算することにより、検出信号 S_m に含まれるマーカ磁界成分の値 M_s を算出する。

10

【0173】

再び図 15 を参照すると、位置・方向算出部 2572 は、磁界補正部 2571 の各チャンネル C_{h_n} から出力されたマーカ磁界成分の値 M_s に基づいて、カプセル型内視鏡 10 の位置及び方向（カプセル型内視鏡 10 の長軸 L_a の X、Y、Z 方向における傾き）を算出する。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、位置情報ともいう。

【0174】

次に、本実施の形態 6 における位置検出方法について説明する。図 18 ~ 図 20 は、本実施の形態 6 における位置検出方法を説明するためのグラフである。このうち、図 18 の (a) 及び図 19 の (a) は、異なる 2 つの検出コイル C_{s_n} から出力された検出信号 S_m にそれぞれ含まれるマーカ磁界成分の値 M_s を示し、図 18 の (b) 及び図 19 の (b) は、同検出信号にそれぞれ含まれる環境磁界成分の値 E_s を示し、図 18 の (c) 及び図 19 の (c) は、同検出信号 S_m の出力値（マーカ磁界成分の値 M_s と環境磁界成分の値 E_s との和）を示す。図 20 の (a) は、参照コイル C_e から出力された参照信号 S_r に含まれるマーカ磁界成分の値 M_r を示し、図 20 の (b) は、同参照信号に含まれる環境磁界成分の値 E_r を示し、図 20 の (c) は、参照信号 S_r の出力値（マーカ磁界成分の値 M_r と環境磁界成分の値 E_r との和）を示す。

20

【0175】

ここで、検出信号 S_m に対して精度の良い補正を行うためには、図 16 に示すように、参照コイルユニット 240 をできるだけ検出コイルユニット 230 に近づけて配置し、検出コイル C_{s_n} の位置における環境磁界と参照コイル C_e の位置における環境磁界との相関を高めることが好ましい。しかし、この場合、図 20 に示すように、参照コイル C_e は、環境磁界に加えて、検出コイル C_{s_n} 近傍のマーカ磁界も検出してしまう。

30

【0176】

図 18 及び図 19 に示すように、検出コイル C_{s_n} から出力される検出信号 S_m に含まれるマーカ磁界成分の値 M_s は、検出コイル C_{s_n} の位置に応じて大きく異なる。また、各検出信号 S_m におけるマーカ磁界成分の値 M_s は、周波数が高くなるほど小さくなる。

【0177】

一方、検出信号 S_m に含まれる環境磁界成分の値 E_s は、検出コイル C_{s_n} の位置によらず、ほぼ一定となる。また、各検出信号 S_m における環境磁界成分の値 E_s は、周波数の高低によらず、ほぼ一定となる。

40

【0178】

このようなマーカ磁界成分及び環境磁界成分の傾向は、図 20 に示すように、参照信号 S_r においても同様である。そこで、本実施の形態 6 においては、マーカ磁界と環境磁界との周波数の違いを利用して、検出信号 S_m 及び参照信号 S_r にハイパスフィルタ処理を施すことにより、マーカ磁界成分と環境磁界成分とを分離する。そして、参照信号 S_r に含まれるマーカ磁界成分を除去した環境磁界成分の値を用いて、検出信号 S_m の出力値の補正を行う。

【0179】

以下、各チャンネル C_{h_n} における処理を詳細に説明する。まず、磁界補正部 2571 は

50

、カプセル型内視鏡 10 の動きによって決定されるマーカ磁界の最大周波数 $F_{\max}$ を、検出コイル環境磁界抽出部 1 a 及び参照コイル環境磁界抽出部 1 b におけるカットオフ周波数に設定する。

【0180】

検出コイル環境磁界抽出部 1 a は、検出信号 S_m に対し、上記最大周波数 $F_{\max}$ をカットオフ周波数としてハイパスフィルタ処理を施すことにより、環境磁界成分を抽出する。

【0181】

また、参照コイル環境磁界抽出部 1 b は、参照信号 S_r に対し、上記最大周波数 $F_{\max}$ をカットオフ周波数としてハイパスフィルタ処理を施すことにより、環境磁界成分を抽出する。

10

【0182】

そして、環境磁界比率算出部 1 d は、検出信号 S_m から抽出された環境磁界成分の値 E_s と、参照信号 S_r から抽出された環境磁界成分の値 E_r との比率 κ を算出する。好ましくは、検出信号 S_m から抽出された高周波数帯域成分の値の標準偏差 σ_{E_s} と、参照信号 S_r から抽出された高周波数帯域成分の値の標準偏差 σ_{E_r} との比 $\sigma_{E_s} / \sigma_{E_r}$ を、比率 κ とすると良い。

【0183】

ここで、図 2 1 を参照しながら、検出コイル環境磁界抽出部 1 a 及び参照コイル環境磁界抽出部 1 b におけるカットオフ周波数を最大周波数 $F_{\max}$ に設定する理由を説明する。図 2 1 は、検出コイル C_{sn} 又は参照コイル C_{re} から出力される検出信号 S_m 又は参照信号 S_r の出力値 O_S を示すグラフである。

20

【0184】

磁界の検出信号 S_m 又は参照信号 S_r にハイパスフィルタ処理を施すことにより、環境磁界成分を抽出する場合を考える。環境磁界をホワイトノイズと仮定すると、図 2 1 の (a)、(b) に示すように、全環境磁界成分 (領域 p 1 の面積に相当) に対し、ハイパスフィルタ処理を施すことによりカットされる (減少する) 環境磁界成分 (領域 p 2 の面積に相当) の比率は、カットオフ周波数 F_c によって決まる。

【0185】

また、図 2 1 の (b)、(c) に示すように、カットオフ周波数 F_c が同一である場合、全環境磁界成分に対する環境磁界の減少成分の比率は、マーカ磁界の大きさによらずほぼ一定である。即ち、カットオフ周波数 F_c が同一であれば、複数の検出信号及び参照信号の間において環境磁界の減少成分の比率は一定になるため、環境磁界の減少成分は、検出信号及び参照信号からそれぞれ抽出される環境磁界成分同士の比率 κ に影響を与えない。そこで、マーカ磁界の残留成分がゼロとなる最大周波数 $F_{\max}$ をカットオフ周波数 F_c とすることにより、比率 κ を正確に算出することができる。

30

【0186】

なお、実際に磁界を検出する際には、環境磁界以外にも、ハードウェアに起因するノイズなど、環境磁界よりも小さいノイズ成分が混入する。このような小さいノイズ成分を無視するため、環境磁界成分の値として、フィルタ処理により抽出された周波数帯域成分の値の標準偏差を用いても良い。

40

【0187】

この最大周波数 $F_{\max}$ は、カプセル型内視鏡 10 の位置検出結果から取得されるカプセル型内視鏡 10 の最大移動速度 v を用いて算出することができる。ここで、マーカ磁界の周波数 f を変数とするカプセル型内視鏡 10 の変位 $G(f)$ は、次式 (3) によって与えられる。

$$G(f) = v / (2\pi f)^2 \quad \dots (3)$$

【0188】

この式 (3) において、変位 G が十分に小さくなる周波数 f を最大周波数 $F_{\max}$ として決定する。実際には、許容可能な位置誤差の上限を閾値として予め設定し、変位 G が閾値以下となる周波数 f を求めれば良い。

50

【 0 1 8 9 】

一方、磁界補正部 2 5 7 1 は、上記最大周波数 F_{max} よりも小さい周波数 F_c ($F_c < F_{max}$) を、参照コイル環境磁界算出部 1 c におけるカットオフ周波数に設定する。参照コイル環境磁界算出部 1 c は、参照信号 S_r に対し、このカットオフ周波数 F_c でハイパスフィルタ処理を施すことにより、環境磁界成分の値 E_r' を算出する。

【 0 1 9 0 】

ここで、図 2 1 を参照しながら、環境磁界成分の値 E_r' を算出する際のカットオフ周波数 F_c の決定方法を説明する。カットオフ周波数 F_c を最大周波数 F_{max} 以上に設定する場合、マーカ磁界の残留成分はゼロになる。また、図 2 1 の (a) に示すように、カットオフ周波数 F_c を最大周波数 F_{max} 未満に設定する場合、マーカ磁界の残留成分 (領域 q の面積に相当) は、カットオフ周波数 F_c が小さくなるにつれて増加する。図 2 1 の (b) 及び (c) に示すように、カットオフ周波数 F_c が同一である場合、マーカ磁界の残留成分 (同上) は、マーカ磁界成分の強さに比例する。

10

【 0 1 9 1 】

一方、ハイパスフィルタ処理を施すことによりカットされる環境磁界の減少成分 (領域 p 2 の面積) は、カットオフ周波数 F_c が大きくなるほど増加する。

【 0 1 9 2 】

参照信号から環境磁界成分を抽出する場合、その抽出誤差は、マーカ磁界の残留成分と、環境磁界の減少成分との和に等しい。従って、マーカ磁界の残留成分と環境磁界の減少成分との和が最小となるように、カットオフ周波数 F_c を決定する。好ましくは、マーカ磁界の残留成分の強さと、環境磁界の減少成分との強さが等しくなるように、カットオフ周波数 F_c を決定すると良い。これは、図 2 1 の (a) に示すように、領域 p 2 の面積と領域 q の面積とが等しくなるように周波数 F_c を決定することに相当する。それにより、環境磁界成分の抽出誤差を低減することができる。参照信号に含まれるマーカ磁界の残留成分と環境磁界成分は時間変化するので、マーカ磁界検出部 2 5 5 及び環境磁界検出部 2 5 6 が磁界を検出したタイミングごとにカットオフ周波数 F_c を更新する。

20

【 0 1 9 3 】

検出コイル環境磁界算出部 1 e は、このようにして算出された環境磁界成分の値 E_r' と比率 κ との積を、検出コイル C_{s_n} の位置における環境磁界成分の値 E_s' として算出する。

30

【 0 1 9 4 】

さらに、マーカ磁界成分算出部 1 f は、検出コイル環境磁界算出部 1 e が算出した環境磁界成分の値 E_s' を検出信号 S_m の出力値から減算することにより、マーカ磁界成分の値 M_s を算出する。このマーカ磁界成分の値 M_s が、検出信号の補正值として出力される。

【 0 1 9 5 】

次に、位置検出システム 2 0 1 の動作について、図 2 2 を参照しながら説明する。図 2 2 は、位置検出システム 2 0 1 の動作を示すフローチャートである。まず、ステップ S 1 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。

40

【 0 1 9 6 】

続くステップ S 1 1 1 において、位置検出装置 2 5 0 は、カプセル型内視鏡 1 0 から送信された無線信号を受信アンテナ 5 1 a により受信し、該無線信号に復調処理等を施すことにより、無線信号に重畳された体内画像の画像データ及び関連情報等を取得して、画像処理を開始する。

【 0 1 9 7 】

ステップ S 1 1 2 において、位置検出装置 2 5 0 は、複数の検出コイル C_{s_n} からそれぞれ出力された検出信号及び参照コイル C_e から出力された参照信号を取得し、マーカ磁界検出部 2 5 5 及び環境磁界検出部 2 5 6 において、増幅処理、A / D 変換処理、及び FFT 処理等の所定の信号処理を施す。

50

【 0 1 9 8 】

ステップ S 1 1 3 において、磁界補正部 2 5 7 1 は、マーカ磁界検出部 2 5 5 から複数の検出信号を取得すると共に、環境磁界検出部 2 5 6 から参照信号を取得し、この参照信号を用いて検出信号の出力値を補正する。即ち、検出信号から環境磁界成分を除去したマーカ磁界成分の値を算出する。

【 0 1 9 9 】

ここで、磁界補正部 2 5 7 1 は、検出信号の出力値の補正を最初に行う場合、比率 κ を算出する際のハイパスフィルタ処理のカットオフ周波数として、最大周波数 $F_{\max}$ の初期値（固定値）を設定する。また、磁界補正部 2 5 7 1 は、2 回目以降、直前のカプセル型内視鏡 1 0 の位置検出結果からカプセル型内視鏡 1 0 の単位時間あたりの位置変化量を取得し、この位置変化量の最大値を式（3）における最大移動速度 v として最大周波数 $F_{\max}$ を算出し、これをカットオフ周波数として設定する。

10

【 0 2 0 0 】

ステップ S 1 1 4 において、位置・方向算出部 2 5 7 2 は、磁界補正部 2 5 7 1 の各チャンネル C_{h_n} から出力された補正值をもとに、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び方向を算出する。

【 0 2 0 1 】

ステップ S 1 1 5 において、演算部 2 5 7 は、位置・方向算出部 2 5 7 2 により算出されたカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び方向（位置情報）と画像処理部 5 7 3 により画像処理が施された画像データとを関連付けて記憶部 5 4 に記憶させる。

【 0 2 0 2 】

20

ステップ S 1 1 6 において、制御部 5 8 は、カプセル型内視鏡 1 0 の位置検出を終了するか否かを判定する。詳細には、カプセル型内視鏡 1 0 からの無線送信が停止した場合や、位置検出装置 2 5 0 に対して操作入力部 5 2 から位置検出動作終了の指示情報が入力された場合に、位置検出を終了すると判定する。なお、カプセル型内視鏡 1 0 は、電源部 1 5 がオフされるか、又は電池切れになるまで、画像データの無線送信及びマーカ磁界の発生を継続する。

【 0 2 0 3 】

カプセル型内視鏡 1 0 の位置検出を終了しない場合（ステップ S 1 1 6 : No）、位置・方向算出部 2 5 7 2 は、カプセル型内視鏡 1 0 の位置情報を磁界補正部 2 5 7 1 に入力する（ステップ S 1 1 7）。その後、位置検出システム 2 0 1 の動作はステップ S 1 1 2 に戻る。この場合、続くステップ S 1 1 3 においては、カプセル型内視鏡 1 0 の位置情報に基づいて最大周波数 $F_{\max}$ を算出する。一方、位置検出を終了する場合（ステップ S 1 1 6 : Yes）、位置検出システム 2 0 1 の動作は終了する。

30

【 0 2 0 4 】

以上説明したように、本発明の実施の形態 6 によれば、カプセル型内視鏡 1 0 から発生したマーカ磁界を検出するための検出コイル C_{s_n} の近傍に、環境磁界を検出するための参照コイル C_e を配置し、検出コイル C_{s_n} から出力された検出信号の出力値を参照コイル C_e から出力された参照信号を用いて補正するので、検出信号の出力値から短時間に变化する環境磁界成分を除外することができる。

【 0 2 0 5 】

40

また、本発明の実施の形態 6 によれば、検出信号及び参照信号からそれぞれ抽出された環境磁界成分同士の相関（比率 κ ）を考慮して、検出信号に含まれる環境磁界成分を算出し、この環境磁界成分を用いて検出信号の出力値を補正するので、参照信号の出力値をそのまま用いて検出信号の出力値を補正する場合と比べて、補正精度を向上させることができる。従って、このように補正された値を用いることにより、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び方向を、精度良く検出することが可能となる。

【 0 2 0 6 】

（変形例 6 - 1）

次に、本発明の実施の形態 6 の変形例 6 - 1 について説明する。図 2 3 は、本発明の実施の形態 6 の変形例 6 - 1 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。

50

【 0 2 0 7 】

カプセル型内視鏡 10 の位置検出精度を高めるために、図 16 に示す検出コイル $C s_n$ の一部又は全部を 3 軸コイルに変更しても良い。例えば図 23 に示す検出コイルユニット 232 においては、パネル 31 の 4 隅近傍に、3 次元的な磁界検出が可能なコイルセット 233 を設けている。各コイルセット 233 は、中心軸 A_s が X 方向、Y 方向、Z 方向とそれぞれ平行な 3 つの検出コイル $C s_x$ 、 $C s_y$ 、 $C s_z$ を含む。各検出コイル $C s_x$ 、 $C s_y$ 、 $C s_z$ は、自身の中心軸 A_s の方向における磁界を検出して検出信号を出力する。なお、各検出コイル $C s_x$ 、 $C s_y$ 、 $C s_z$ の構成は、図 16 に示す検出コイル $C s_n$ と同様である。

【 0 2 0 8 】

この場合、参照信号を出力する参照コイルユニット 242 においても、検出コイル $C s_x$ 、 $C s_y$ 、 $C s_z$ の向きに合わせて、中心軸 A_e が X 方向、Y 方向、Z 方向とそれぞれ平行な 3 つの参照コイル $C e_x$ 、 $C e_y$ 、 $C e_z$ を配置する。各参照コイル $C e_x$ 、 $C e_y$ 、 $C e_z$ は、自身の中心軸 A_e の方向における磁界を検出して参照信号を出力する。なお、各参照コイル $C e_x$ 、 $C e_y$ 、 $C e_z$ の構成は、図 16 に示す参照コイル $C e$ と同様である。

【 0 2 0 9 】

各参照コイル $C e_x$ 、 $C e_y$ 、 $C e_z$ は、検出対象領域 R の中心軸 A_z に対して対称的（線対称又は点対称）に配置することが好ましい。図 23 においては、参照コイル $C e_x$ 、 $C e_y$ 、 $C e_z$ を、中心軸 A_z を通るパネル 41 の中心線上に配置している。より好ましくは、これらの参照コイル $C e_x$ 、 $C e_y$ 、 $C e_z$ を、中心軸 A_z に近づけて配置すると良い。中心軸 A_z 上であれば、参照コイル $C e_x$ 、 $C e_y$ 、 $C e_z$ と各検出コイル $C s_n$ との距離が概ね均一となり、突出して近い又は突出して遠い検出コイル $C s_n$ がなくなるため、環境磁界に局所的な変化が生じたとしても、その影響を抑制することができるからである。

【 0 2 1 0 】

このようにコイルセット 233 を配置する場合、図 22 のステップ S 113 において検出信号の出力値を補正する際には、検出コイル $C s_x$ 、 $C s_y$ 、 $C s_z$ とそれぞれ同じ方向を向く参照コイル $C e_x$ 、 $C e_y$ 、 $C e_z$ から出力された参照信号を用いて演算を行う。即ち、検出コイル $C s_x$ から出力された検出信号に対しては、参照コイル $C e_x$ から出力された参照信号を用いて補正を行う。検出コイル $C s_y$ 、 $C s_z$ についても同様である。それにより、環境磁界の方向に応じた補正を行うことができる。

【 0 2 1 1 】

（変形例 6 - 2）

次に、本発明の実施の形態 6 の変形例 6 - 2 について説明する。上記実施の形態 6 においては、磁界補正部 2571 に複数のチャネル $C h_n$ を設け、複数の検出コイル $C s_n$ からそれぞれ出力された複数の検出信号をこれらのチャネル $C h_n$ において並列で処理したが、複数の検出信号を順次処理することとしても良い。この場合、マーカ磁界検出部 255 から出力された複数の検出信号を一時的に記憶するメモリを設け、このメモリから検出信号を順次読み出し、環境磁界検出部 256 から出力された参照信号を用いて、環境磁界成分の抽出処理、比率 k の算出処理、比率 k を用いた環境磁界成分の算出処理、及び、この環境磁界成分を検出信号の出力値から減算するマーカ磁界成分の算出処理を実行し、位置・方向算出部 2572 に順次出力する。

【 0 2 1 2 】

（実施の形態 7）

次に、本発明の実施の形態 7 について説明する。図 24 は、本発明の実施の形態 7 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。図 24 に示すように、実施の形態 7 に係る位置検出システム 202 は、カプセル型内視鏡 10 と、検出コイルユニット 230 と、参照コイルユニット 243 と、位置検出装置 260 とを備える。このうち、カプセル型内視鏡 10 及び検出コイルユニット 230 の構成及び動作は、実施の形態 6 と同様である。

【 0 2 1 3 】

参照コイルユニット 243 は、パネル 41 と、該パネル 41 上に配置された複数（図 2

10

20

30

40

50

4 においては 5 つ) の参照コイル C_{e_m} ($m = 1, 2, \dots, M$; 図 2 4 においては $M = 5$) とを備える。各参照コイル C_{e_m} の構成及び配置の向きは、図 1 6 に示す参照コイル C_e と同様である。このような参照コイルユニット 2 4 3 は、検出コイルユニット 2 3 0 の近傍に、検出コイルユニット 2 3 0 と平行に配置されている。

【0 2 1 4】

位置検出装置 2 6 0 は、図 1 5 に示す環境磁界検出部 2 5 6 の代わりに環境磁界検出部 2 6 1 を備え、さらに、参照信号選択部 2 6 2 を備える。環境磁界検出部 2 6 1 及び参照信号選択部 2 6 2 以外の位置検出装置 2 6 0 の各部の構成及び動作は、実施の形態 6 と同様である。

【0 2 1 5】

環境磁界検出部 2 6 1 は、複数の参照コイル C_{e_m} から出力された参照信号を処理する複数の信号処理チャネルを有する。各信号処理チャネルは、参照信号を増幅する増幅部 2 6 1 1 と、検出信号に A / D 変換処理を施す A / D 変換部 2 6 1 2 と、A / D 変換部 2 6 1 2 から出力されたデジタルの検出信号に F F T 処理を施す F F T 処理部 2 6 1 3 とを備える。

【0 2 1 6】

参照信号選択部 2 6 2 は、環境磁界検出部 2 6 1 の複数の信号処理チャネルからそれぞれ出力された複数の参照信号から、磁界補正部 2 5 7 1 において使用する参照信号を 1 つ選択し、磁界補正部 2 5 7 1 の各チャネル C_{h_n} (図 1 7 参照) に入力する。具体的には、環境磁界検出部 2 6 1 から出力された複数の参照信号のうち、マーカ磁界成分が最も小さい参照信号を、磁界補正部 2 5 7 1 において使用する参照信号として選択する。ここで、図 1 8 ~ 図 2 0 に示すように、環境磁界成分の値は信号全体のレベルによらずほぼ一定であり、参照信号のレベルが小さいほどそこに含まれるマーカ磁界成分が少ないため、参照信号に含まれるマーカ磁界成分が検出信号の補正に与える影響を低減できるからである。

【0 2 1 7】

次に、位置検出システム 2 0 2 の動作について説明する。図 2 5 は、位置検出システム 2 0 2 の動作を示すフローチャートである。このうち、ステップ S 1 1 0 ~ S 1 1 2 は、実施の形態 6 と同様である (図 2 2 参照)。

【0 2 1 8】

ステップ S 1 1 2 に続くステップ S 1 2 1 において、参照信号選択部 2 6 2 は、環境磁界検出部 2 6 1 の複数の信号処理チャネルからそれぞれ出力された参照信号の信号レベルに基づき、信号レベルが最小の参照信号を選択して、磁界補正部 2 5 7 1 の各チャネル C_{h_n} に出力する。ステップ S 1 2 1 に続くステップ S 1 1 3 以降の動作は、実施の形態 6 と同様である。

【0 2 1 9】

以上説明したように、本発明の実施の形態 7 によれば、複数の参照コイル C_{e_m} から出力された参照信号の中から、マーカ磁界成分の影響が少ない参照信号を選択して用いるので、検出信号の補正をより精度良く行うことができる。

【0 2 2 0】

(変形例 7)

次に、本発明の実施の形態 7 の変形例 7 について説明する。図 2 6 は、本発明の実施の形態 7 の変形例 7 に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。

【0 2 2 1】

実施の形態 6 の変形例 6 - 1 のように、検出コイルユニット 2 3 2 に 3 軸コイル (コイルセット 2 3 3) を設ける場合、参照コイルユニット側にも、複数の 3 軸コイルを設けても良い。図 2 6 に示す参照コイルユニット 2 4 4 においては、3 つの参照コイル C_{e_x} 、 C_{e_y} 、 C_{e_z} からなるコイルセット 2 4 5 を、パネル 4 1 上に 2 組設けている。

【0 2 2 2】

この場合、図 2 5 のステップ S 1 1 3 において検出信号の出力値を補正する際には、検

10

20

30

40

50

出コイル C_{s_n} 、 C_{s_x} 、 C_{s_y} 、 C_{s_z} とそれぞれ同じ方向を向く参照コイル C_{e_x} 、 C_{e_y} 、 C_{e_z} から出力された参照信号のうち、信号レベルの小さい参照信号を用いて演算を行う。即ち、検出コイル C_{s_x} から出力された検出信号に対しては、2つの参照コイル C_{e_x} からそれぞれ出力された参照信号のうち、信号レベルが小さい方の参照信号を用いて補正を行う。検出コイル C_{s_y} 、 C_{s_z} についても同様である。それにより、環境磁界の方向に応じた補正を行うことができる。

【0223】

(実施の形態8)

次に、本発明の実施の形態8について説明する。図27は、本発明の実施の形態8に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。図27に示すように、本発明の実施の形態8に係る位置検出システム203は、カプセル型内視鏡10と、検出コイルユニット230と、位置検出装置270とを備える。カプセル型内視鏡10及び検出コイルユニット230の構成及び動作は、実施の形態6と同様である。

10

【0224】

位置検出装置270は、図15に示す位置検出装置250に対し、環境磁界検出部256の代わりに、参照コイル選択部271を備える。参照コイル選択部271は、磁界補正部2571による検出信号の補正結果に基づいて、複数の磁界検出コイル C_{n_s} のうちから、参照コイルとして用いる磁界検出コイル C_{n_s} を選択する。参照コイル選択部271以外の位置検出装置270の各部の構成及び動作は、実施の形態6と同様である。

【0225】

20

次に、位置検出システム203の動作を説明する。図28は、位置検出システム203の動作を示すフローチャートである。このうち、ステップS110、S111は、実施の形態6と同様である(図22参照)。

【0226】

ステップS111に続くステップS131において、参照コイル選択部271は、磁界補正部2571から検出信号の補正結果を取得し、マーカ磁界成分が最も小さい検出信号を出力した検出コイル C_{s_n} を、参照コイルとして選択する。なお、カプセル型内視鏡10の位置検出がまだ行われていない場合(即ち、初回の動作時)には、参照コイル選択部271は、予め定められた検出コイル C_{s_n} を選択する。

【0227】

30

続くステップS132において、マーカ磁界検出部255は、各検出コイル C_{s_n} から出力された検出信号を取得し、増幅処理、A/D変換処理、及びFFT処理等の所定の信号処理を施す。

【0228】

続くステップS133において、マーカ磁界検出部255は、参照コイル選択部271により選択された検出コイル C_{s_n} の検出信号を、磁界補正部2571の各チャンネルに参照信号として出力すると共に、それ以外の検出コイル C_{s_n} の検出信号を、対応するチャンネル C_{h_n} に出力する。続くステップS113~S117の動作は、実施の形態6と同様である。ステップS117の後、位置検出システム203の動作はステップS131に戻る。

40

【0229】

以上説明したように、本発明の実施の形態8によれば、複数の検出コイルのうちの1つを参照コイルとして用いるので、検出信号と参照信号との間における環境磁界成分の相関が高くなり、検出信号に含まれる環境磁界成分をより精度良く除去することが可能となる。

【0230】

(実施の形態9)

次に、本発明の実施の形態9について説明する。図29は、本発明の実施の形態9に係る位置検出システムの構成を示す模式図である。図29に示すように、実施の形態9に係る位置検出システム204は、カプセル型内視鏡10Aと、検出コイルユニット230と

50

、参照コイルユニット 240 と、カプセル型内視鏡 10A を誘導するための誘導用磁界を発生する誘導用磁界発生部 80 と、位置検出装置 290 とを備える。このうち、検出コイルユニット 230 及び参照コイルユニット 240 の構成及び動作は、実施の形態 6 と同様である。また、誘導用磁界発生部 80 の構成は、実施の形態 4 の変形例 4-4 と同様である。

【0231】

本実施の形態 9 において、誘導用磁界を生成してカプセル型内視鏡 10A を誘導する場合、磁界補正部 2571 は、検出信号及び参照信号にそれぞれ含まれる環境磁界成分同士の比率 k を算出する際のハイパスフィルタ処理におけるカットオフ周波数（最大周波数 $F_{\max}$ ）を、誘導用磁界制御部 861 が出力する制御情報に基づいて設定する。即ち、誘導用磁界制御部 861 の制御の下で誘導されるカプセル型内視鏡 10A の速度 v を用いて、式（3）によって与えられるカプセル型内視鏡 10A の変位 $G(f)$ が閾値以下となる周波数 f を、最大周波数 $F_{\max}$ として決定する。

10

【0232】

なお、本実施の形態 9 においては、検出コイルユニット 230 及び参照コイルユニット 240 の代わりに、3 軸コイルが設けられた検出コイルユニット 232 及び参照コイルユニット 242（図 23 参照）若しくは参照コイルユニット 244（図 26 参照）を適用しても良いし、参照コイルユニット 240 の代わりに、複数の参照コイル C_{em} が設けられた参照コイルユニット 243（図 24 参照）を適用しても良い。或いは、実施の形態 8 と同様に、複数の検出コイル C_{sn} のうちの 1 つを参照コイルとして用いても良い。

20

【0233】

以上説明した実施の形態 1～9 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、各実施の形態 1～9 や各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、更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】

【0234】

- 1、2、3、4、5、6、201、202、203、204 位置検出システム
- 10、10A カプセル型内視鏡
- 11 撮像ユニット
- 12 制御部
- 13 送信部
- 14 磁界発生部
- 15 電源部
- 16 永久磁石
- 20 ベッド
- 30、30A センスコイルユニット
- 31、41 パネル
- 32、32X、32Y、32Z センスコイル
- 32a、42a 中心軸
- 33、43a、43b、233、245 コイルセット
- 40、40A、40B、240、242、243、244 参照コイルユニット
- 42、42X、42Y、42Z 参照コイル
- 50、60、70、85、90、250、260、270、290 位置検出装置
- 51 受信部
- 51a 受信アンテナ
- 52 操作入力部
- 53 出力部

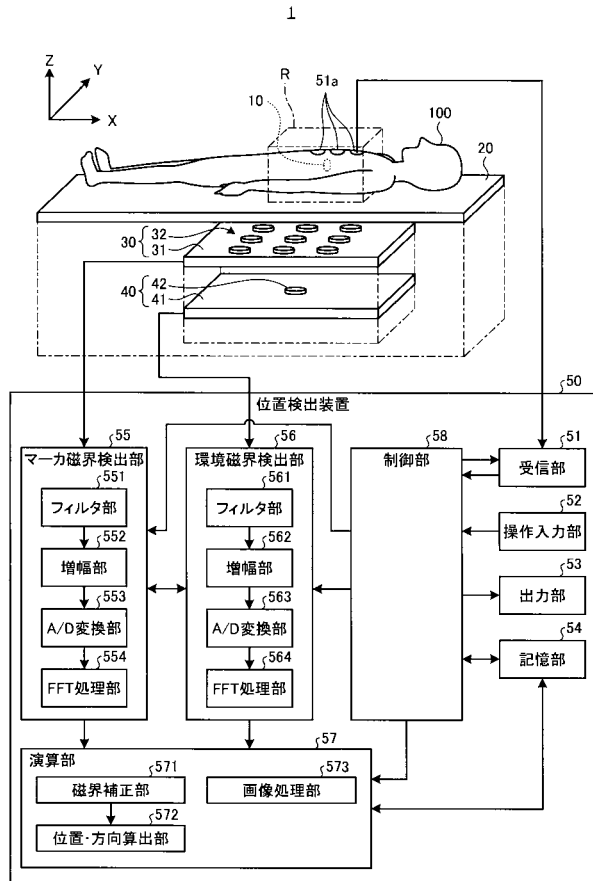
30

40

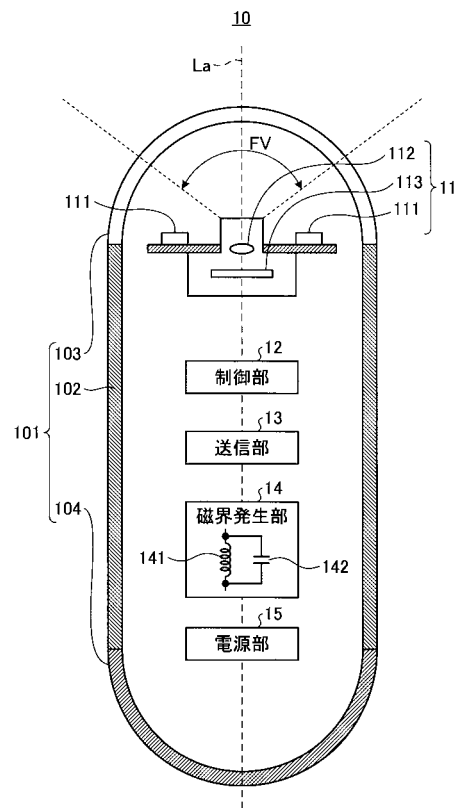
50

5 4	記憶部	
5 5、2 5 5	マーカ磁界検出部	
5 6、6 2、9 2、2 5 6、2 6 1	環境磁界検出部	
5 7、7 1、2 5 7	演算部	
5 8、6 1、8 6、9 1	制御部	
6 3	磁気シールド	
8 0	誘導用磁界発生部	
8 1	体外永久磁石	
8 2	磁石駆動部	
1 0 0	被検体	10
1 0 1	筐体	
1 0 2	筒状筐体	
1 0 3、1 0 4	ドーム状筐体	
1 1 1	照明部	
1 1 2	光学系	
1 1 3	撮像部	
1 4 1	マーカコイル	
1 4 1 a	中心軸	
1 4 2	コンデンサ	
2 3 0、2 3 2	検出コイルユニット	20
2 6 2	参照信号選択部	
2 7 1	参照コイル選択部	
5 5 1、5 6 1	フィルタ部	
5 5 2、5 6 2、2 5 5 1、2 5 6 1、2 6 1 1	増幅部	
5 5 3、5 6 3、2 5 5 2、2 5 6 2、2 6 1 2	A / D 変換部	
5 5 4、5 6 4、2 5 5 3、2 5 6 3、2 6 1 3	高速フーリエ変換 (F F T) 処理部	
5 7 1、2 5 7 1	磁界補正部	
5 7 2、2 5 7 2	位置・方向算出部	
5 7 3	画像処理部	
6 1 1	参照コイル選択部	30
7 1 1	補正係数算出部	
8 2 1	平面位置変更部	
8 2 2	鉛直位置変更部	
8 2 3	仰角変更部	
8 2 4	旋回角変更部	
8 6 1	誘導用磁界制御部	
9 1 1	コイル選択部	
$C s_n$ 、 $C s_x$ 、 $C s_y$ 、 $C s_z$	検出コイル	
$C e$ 、 $C e_m$ 、 $C e_x$ 、 $C e_y$ 、 $C e_z$	参照コイル	

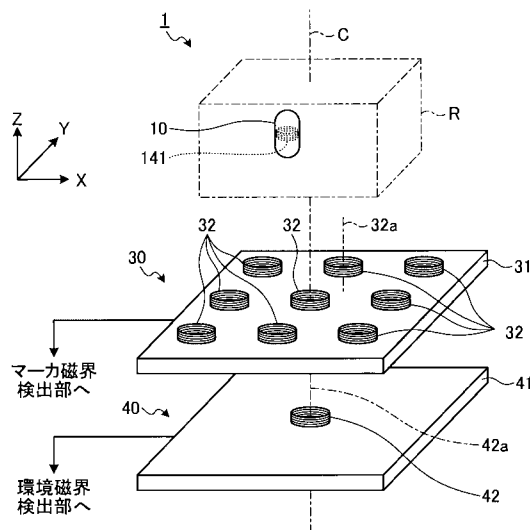
【図 1】



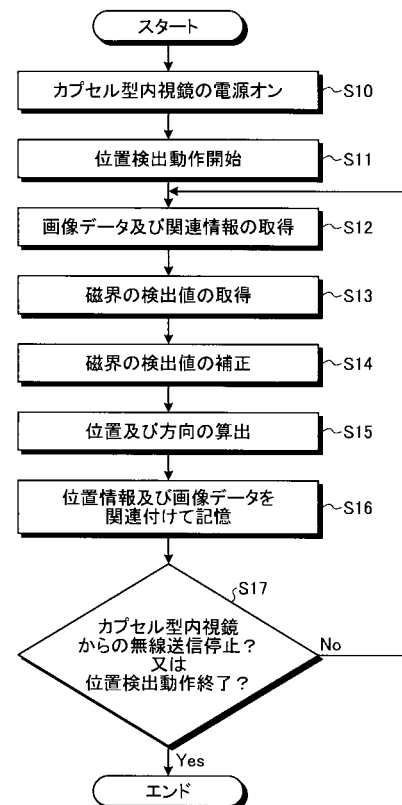
【図 2】



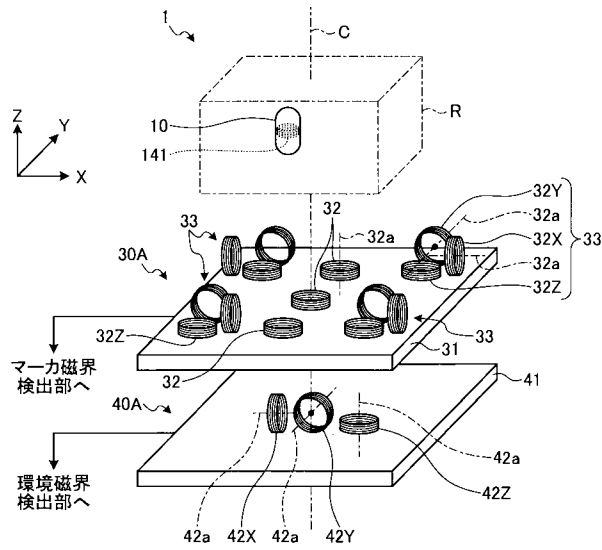
【図 3】



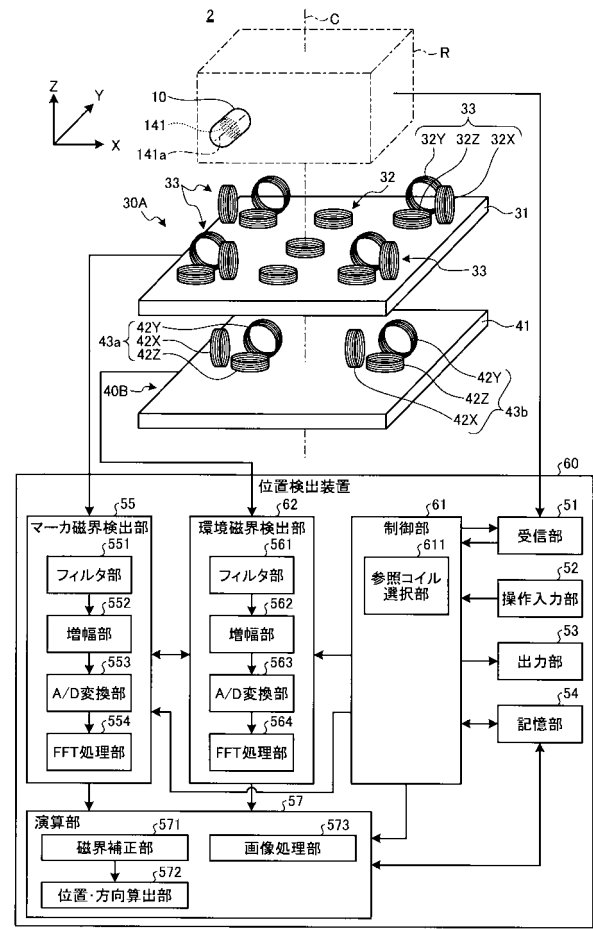
【図 4】



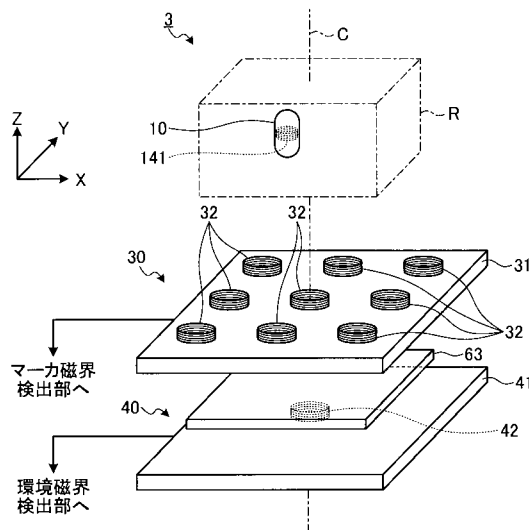
【図 5】



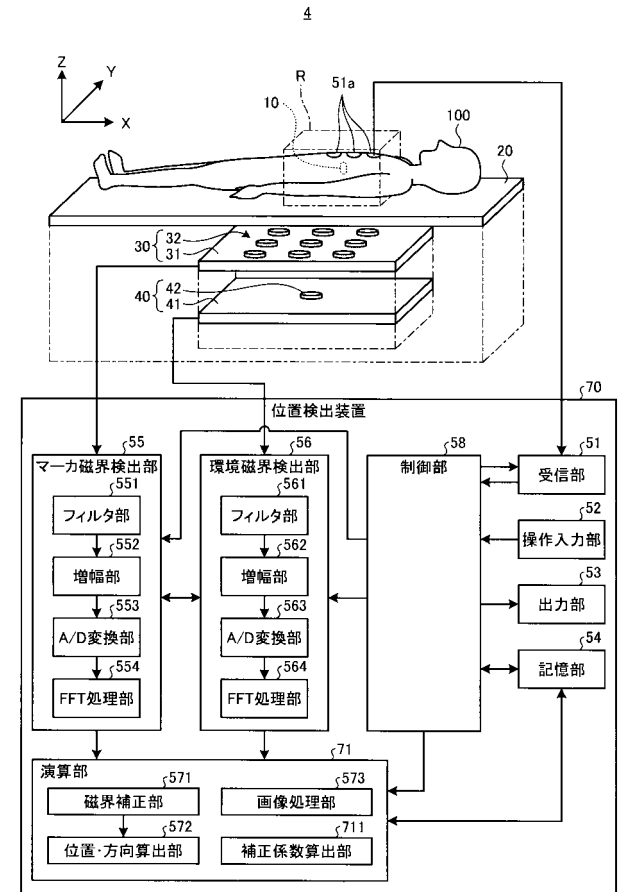
【図 6】



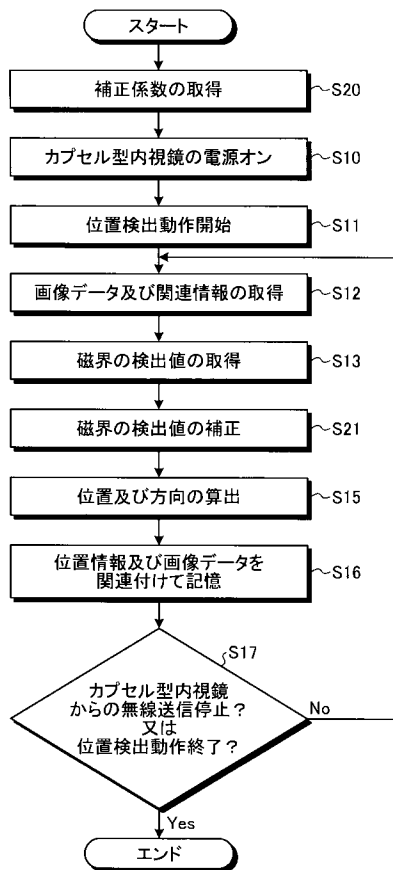
【図 7】



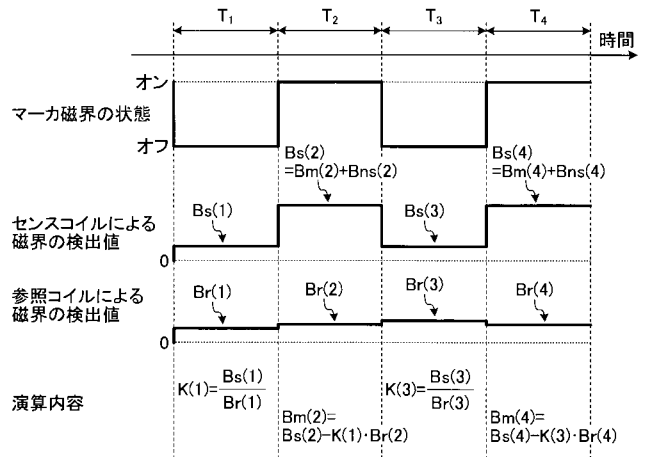
【図 8】



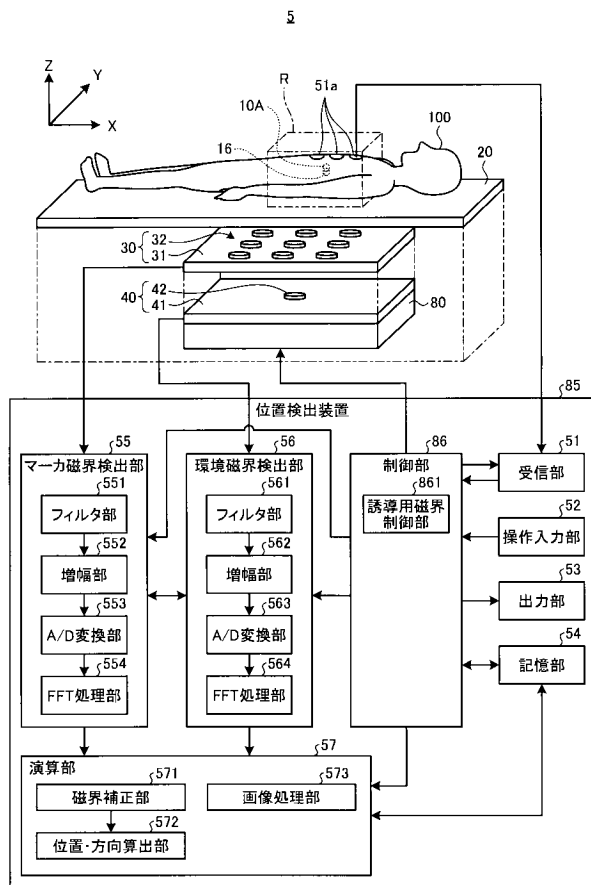
【図 9】



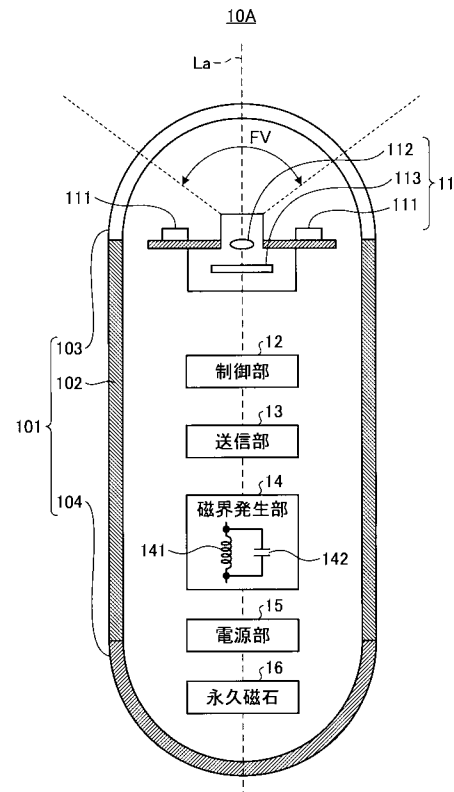
【図 10】



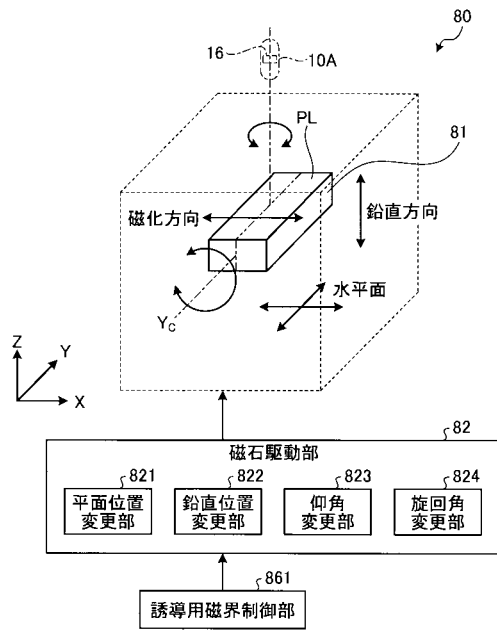
【図 11】



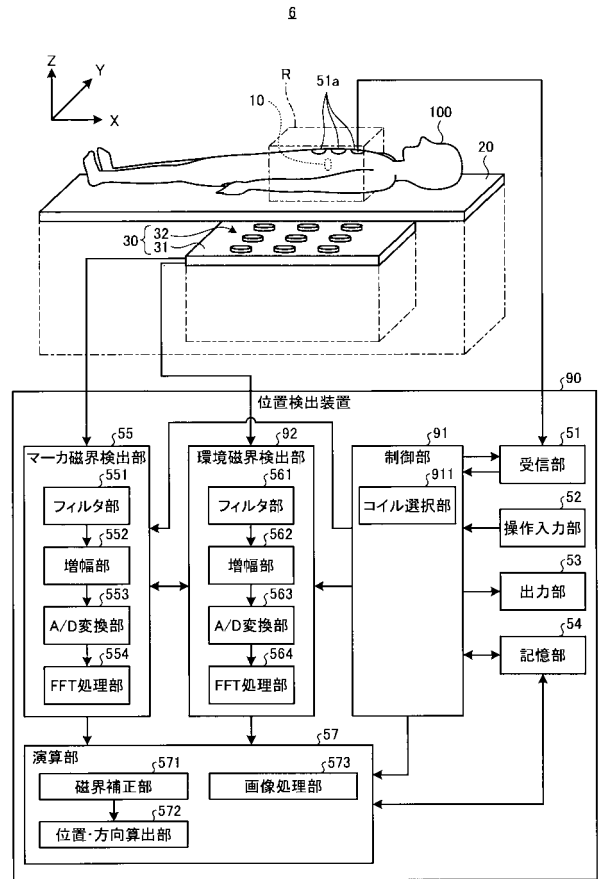
【図 12】



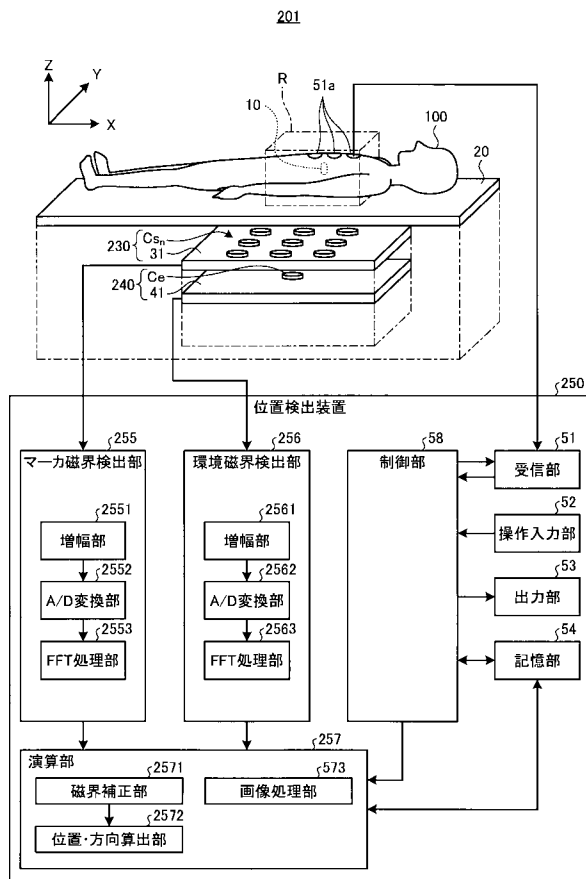
【図 13】



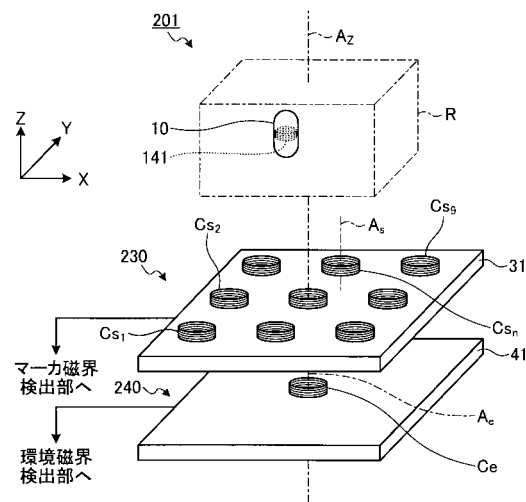
【図 14】



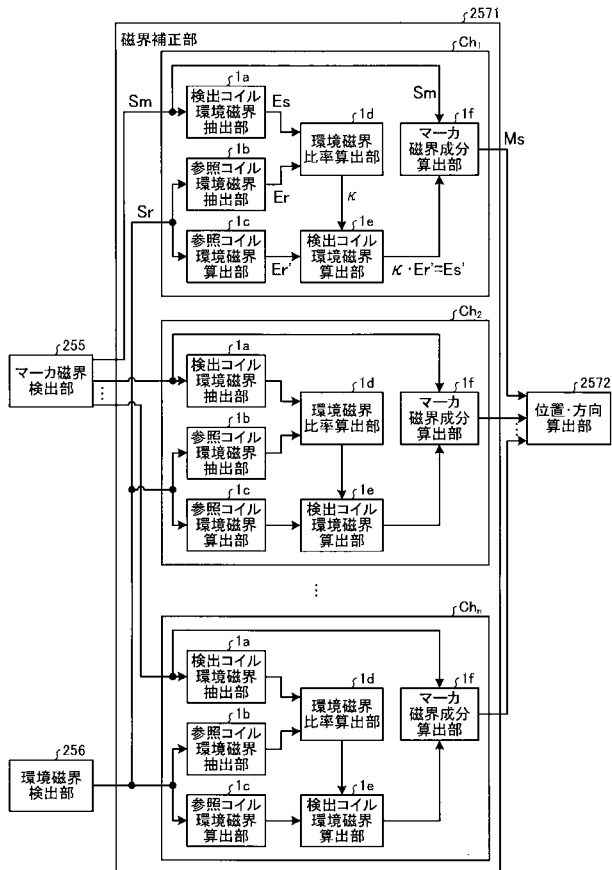
【図 15】



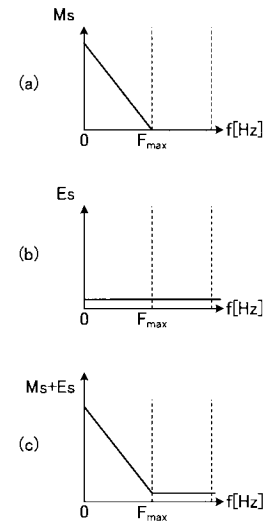
【図 16】



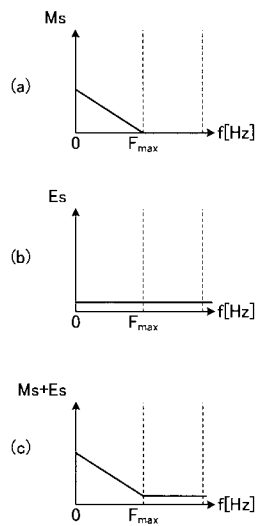
【図 17】



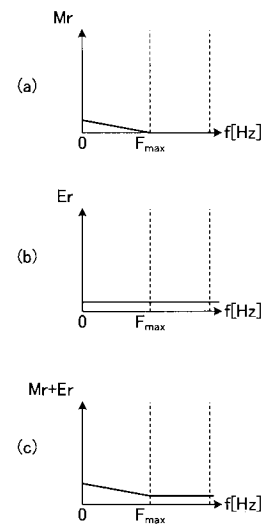
【図 18】



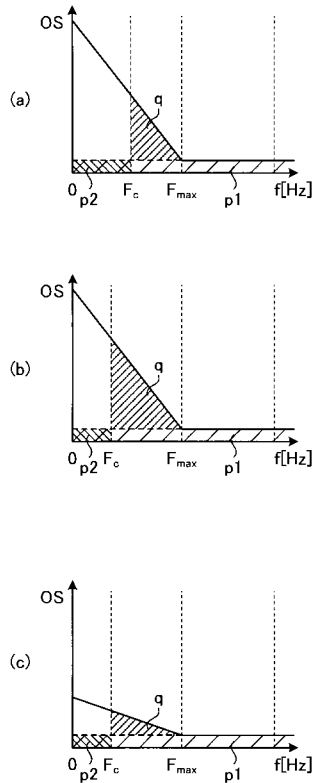
【図 19】



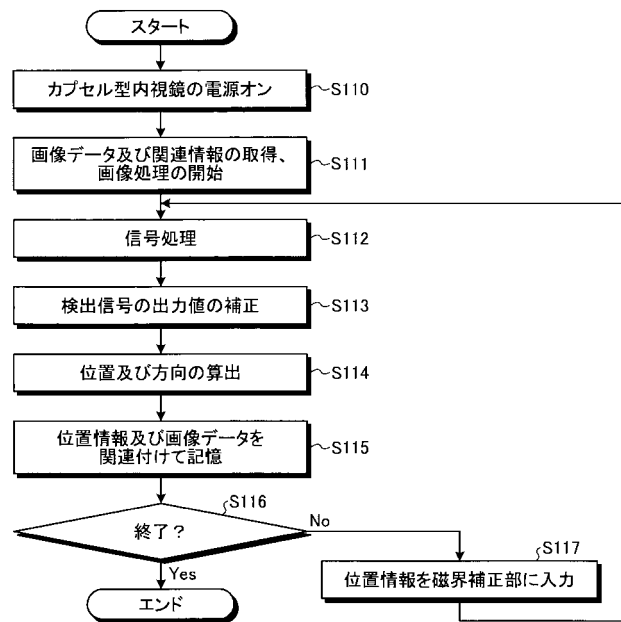
【図 20】



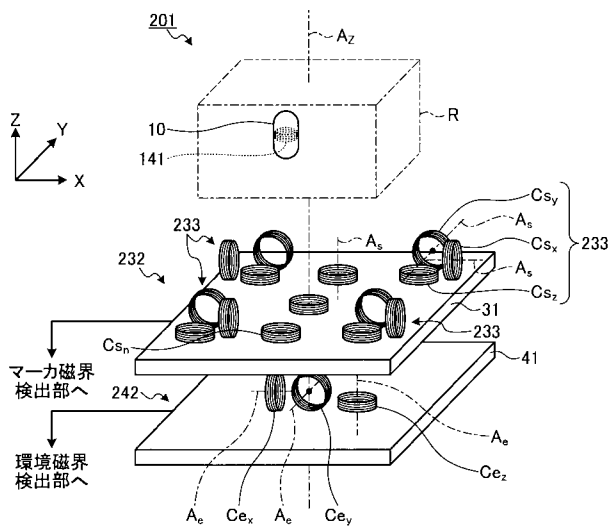
【図 2 1】



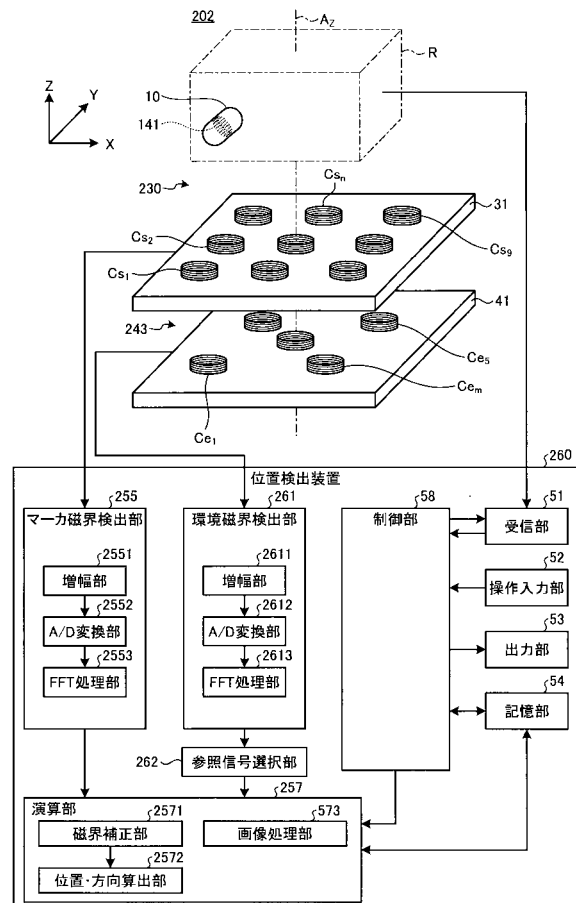
【図 2 2】



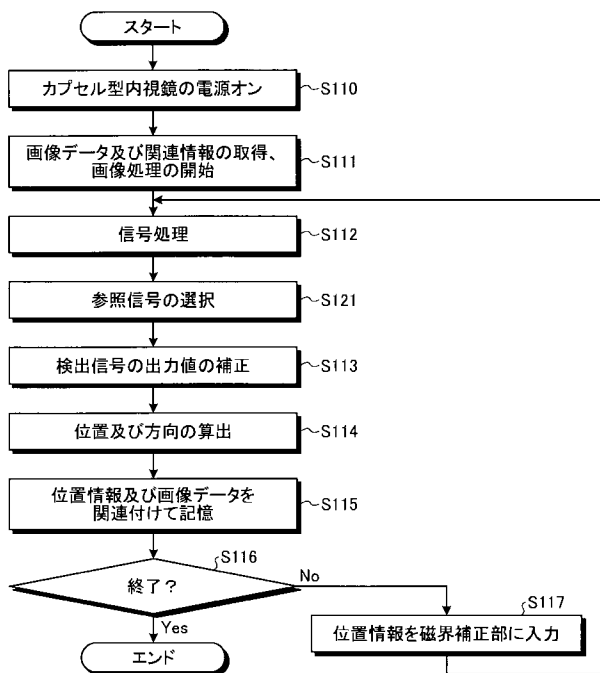
【図 2 3】



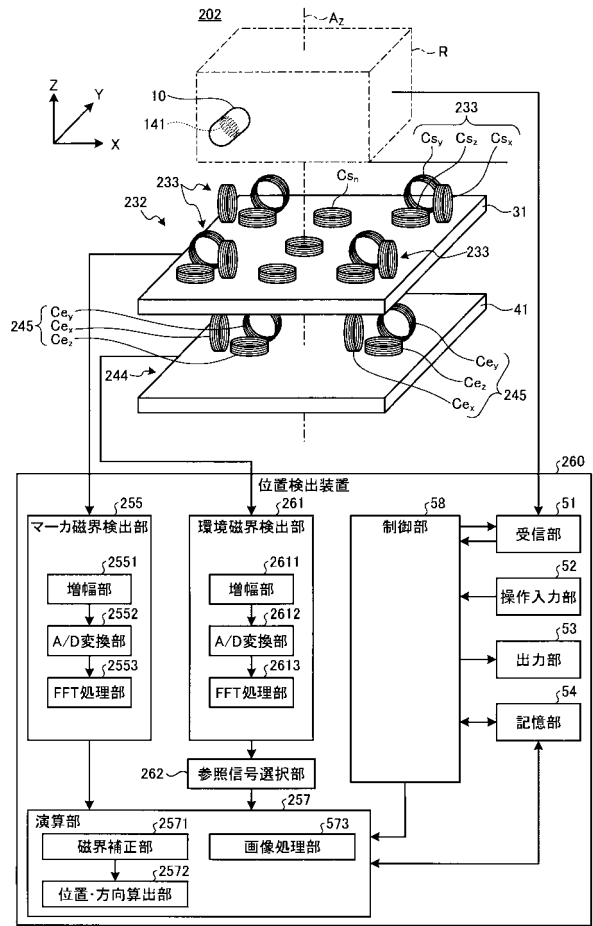
【図 2 4】



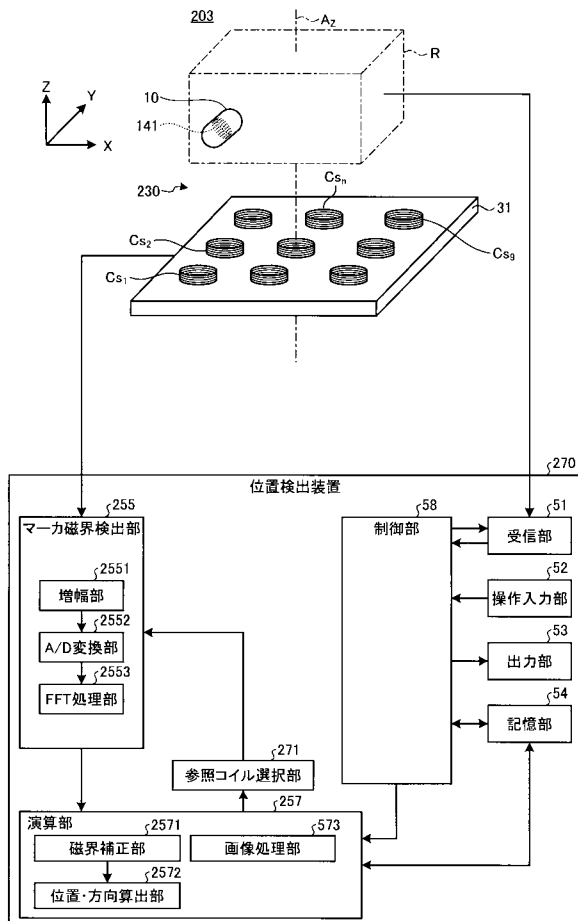
【図 25】



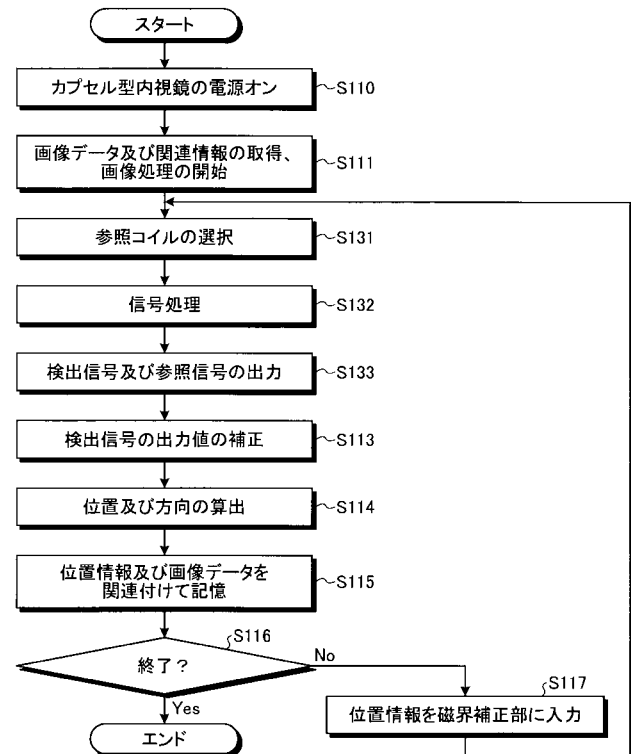
【図 26】



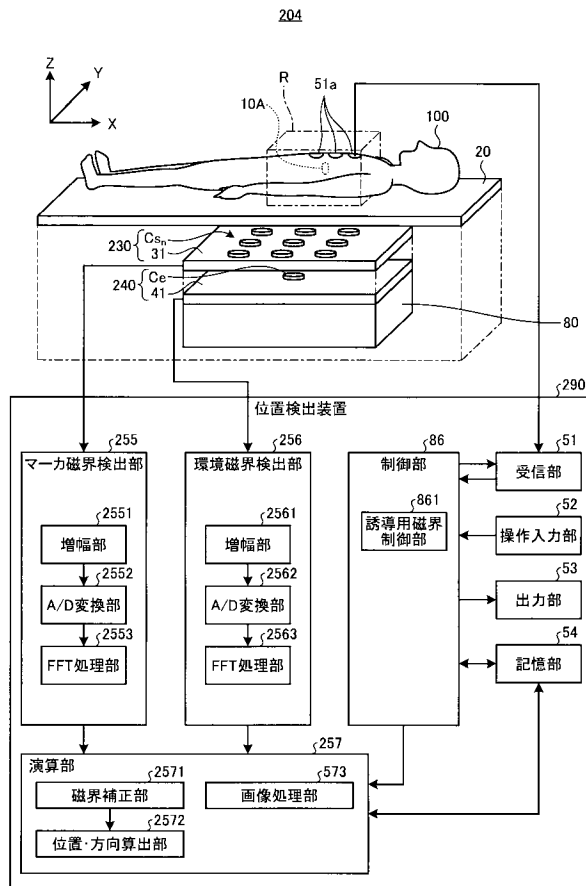
【図 27】



【図 28】



【図 29】



【手続補正書】

【提出日】平成28年4月20日(2016.4.20)

【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】

磁界を発生する磁界発生コイルが内部に設けられたカプセル型医療装置と、
 各々が前記磁界発生コイルが発生する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、

磁界を検出して検出信号を出力し、前記磁界発生コイルが発生する磁界に対する S N 比が、前記複数の検出コイルの各々により検出された検出信号における S N 比よりも小さい位置に配置された少なくとも 1 つの参照コイルと、

前記少なくとも 1 つの参照コイルから出力された検出信号に基づく磁界の検出値である参照磁界検出値を用いて、前記複数の検出コイルからそれぞれ出力された複数の検出信号に基づく複数の磁界検出値を補正する磁界補正部と、
 を備えることを特徴とする位置検出システム。

【請求項 2】

前記複数の検出コイルは第 1 の平面上に配置され、

前記少なくとも 1 つの参照コイルは前記第 1 の平面と平行な第 2 の平面上に配置され、

前記第 1 の平面と前記第 2 の平面との間隔は、前記カプセル型医療装置の検出対象領域と前記第 1 の平面との間隔よりも大きいことを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出システム。

【請求項 3】

前記第 2 の平面は、前記第 1 の平面に対して前記検出対象領域の反対側に配置されていることを特徴とする請求項 2 に記載の位置検出システム。

【請求項 4】

前記複数の磁界検出値及び前記少なくとも 1 つの参照磁界検出値を記憶する記憶部と、
前記磁界発生コイルが磁界を発生していない状態において、前記複数の検出コイルの少なくともいずれかから出力された第 1 の検出信号に基づく磁界検出値と、前記第 1 の検出信号と同一のタイミングで前記少なくとも 1 つの参照コイルから出力された第 2 の検出信号に基づく参照磁界検出値との比を算出して前記記憶部に記憶させる補正係数算出部と、
をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記磁界発生コイルが磁界を発生した状態において、前記少なくとも 1 つの参照コイルから出力された第 3 の検出信号に基づく参照磁界検出値と前記比とに基づいて補正値を算出し、該補正値を用いて、前記第 3 の検出信号と同一のタイミングで前記複数の検出コイルからそれぞれ出力された複数の検出信号に基づく複数の磁界検出値を補正することを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出システム。

【請求項 5】

前記複数の検出コイルは、各々の中心軸が互いに異なる方向を向いた 3 つの検出コイルを含み、

前記少なくとも 1 つの参照コイルは、各々の中心軸が互いに異なる方向を向いた 3 つの参照コイルを含み、

前記補正係数算出部は、互いに平行な中心軸をそれぞれ有する前記検出コイルと前記参照コイルとの間で、前記比を算出することを特徴とする請求項 4 に記載の位置検出システム。

【請求項 6】

前記複数の磁界検出値に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を算出する位置算出部と、

前記参照コイルを複数備えと共に、

前記位置算出部による前記カプセル型医療装置の位置算出結果に基づき、1 つの前記参照コイルを選択する制御部をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記制御部により選択された参照コイルから出力された検出信号に基づく参照磁界検出値を用いて、前記複数の磁界検出値を補正することを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出システム。

【請求項 7】

磁界を発生する磁界発生コイルが内部に設けられたカプセル型医療装置と、

各々が前記磁界発生コイルが発生する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のうちの少なくとも 1 つの検出コイルを選択する制御部と、

前記制御部により選択された前記少なくとも 1 つの検出コイルから出力された検出信号に基づく磁界の検出値である参照磁界検出値を用いて、前記複数の検出コイルのうち、前記制御部により選択されなかった前記検出コイルからそれぞれ出力された複数の検出信号に基づく複数の磁界検出値を補正する磁界補正部と、
を備えることを特徴とする位置検出システム。

【請求項 8】

前記複数の磁界検出値に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を算出する位置算出部をさらに備え、

前記制御部は、前記位置算出部による前記カプセル型医療装置の位置算出結果に基づき、前記磁界発生コイルが発生する磁界に対する S/N 比が最も小さい前記検出コイルを選択することを特徴とする請求項 7 に記載の位置検出システム。

【請求項 9】

前記磁界補正部は、前記複数の検出コイルから出力された検出信号の各々に対し、

検出信号に含まれる第 1 の周波数帯域成分の第 1 の値を出力する第 1 フィルタ処理と、
前記参照コイルから出力された検出信号に含まれる前記第 1 の周波数帯域成分の第 2 の値を出力する第 2 フィルタ処理と、

前記参照コイルから出力された検出信号に含まれる前記第 1 の周波数帯域成分と異なる第 2 の周波数帯域成分の第 3 の値を出力する第 3 フィルタ処理と、

前記第 1 の値と前記第 2 の値との比率を算出する比率算出処理と、

前記比率と前記第 3 の値とを用いて、前記複数の検出コイルから出力された検出信号に含まれる環境磁界成分の値を算出する環境磁界算出処理と、

前記複数の検出コイルから出力された検出信号の出力値から前記環境磁界成分の値を減算することにより、前記磁界発生コイルが発生する磁界の磁界成分の値を算出する減算処理と、

を施すことを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出システム。

【請求項 10】

前記参照コイルが複数設けられ、

複数の前記参照コイルがそれぞれ出力した検出信号のうちから、前記磁界補正部において用いる参照信号を選択する参照信号選択部をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記参照信号選択部が選択した参照信号を用いて前記複数の磁界検出値を補正する、

ことを特徴とする請求項 9 に記載の位置検出システム。

【請求項 11】

前記磁界補正部は、前記複数の検出コイルから出力された検出信号の各々に対し、

検出信号に含まれる第 1 の周波数帯域成分の第 1 の値を出力する第 1 フィルタ処理と、

前記制御部により選択された前記少なくとも 1 つの検出コイルから出力された検出信号に含まれる前記第 1 の周波数帯域成分の第 2 の値を出力する第 2 フィルタ処理と、

前記制御部により選択された前記少なくとも 1 つの検出コイルから出力された検出信号に含まれる前記第 1 の周波数帯域成分と異なる第 2 の周波数帯域成分の第 3 の値を出力する第 3 フィルタ処理と、

前記第 1 の値と前記第 2 の値との比率を算出する比率算出処理と、

前記比率と前記第 3 の値とを用いて、前記複数の検出コイルから出力された検出信号に含まれる環境磁界成分の値を算出する環境磁界算出処理と、

前記複数の検出コイルから出力された検出信号の出力値から前記環境磁界成分の値を減算することにより、前記磁界発生コイルが発生する磁界の磁界成分の値を算出する減算処理と、

を施す、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の位置検出システム。

【請求項 12】

前記磁界補正部は、前記磁界発生コイルが発生する磁界が有する最大周波数を前記第 1 及び第 2 フィルタ処理におけるカットオフ周波数として設定する、ことを特徴とする請求項 9 に記載の位置検出システム。

【請求項 13】

前記複数の磁界検出値に基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を算出する位置算出部をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記位置算出部の算出結果に基づいて、前記第 1 及び第 2 フィルタ処理におけるカットオフ周波数を決定する、ことを特徴とする請求項 12 に記載の位置検出システム。

【請求項 14】

前記カプセル型医療装置は、永久磁石を有し、

前記カプセル型医療装置の外部に設けられ、前記永久磁石に作用させることにより前記カプセル型医療装置を誘導する誘導用磁界を発生する誘導用磁界発生部と、

前記誘導用磁界発生部の動作を制御する制御情報を出力する誘導用磁界制御部と、

をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記制御情報に基づいて、前記第 1 及び第 2 フィルタ処理におけるカットオフ周波数を決定する、

ことを特徴とする請求項 1 2 に記載の位置検出システム。

【請求項 1 5】

前記磁界補正部は、前記磁界発生コイルが発生する磁界が有する最大周波数を前記第 1 及び第 2 フィルタ処理におけるカットオフ周波数として設定する、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。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/081297

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

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 2008-79913 A (Olympus Medical Systems Corp.), 10 April 2008 (10.04.2008), & US 2010-60472 A1 & EP 2070464 A1 & CN 101516251 A	1-27
A	JP 2009-226080 A (Olympus Medical Systems Corp.), 08 October 2009 (08.10.2009), & US 2009-237073 A1 & EP 2105085 A1 & CN 101543392 A	1-27
A	WO 2007/123217 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 01 November 2007 (01.11.2007), & US 2009-93678 A1 & EP 2016897 A1 & CN 101426423 A	1-27

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
26 January 2016 (26.01.16)Date of mailing of the international search report
09 February 2016 (09.02.16)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 2015/081297	
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			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2008-79913 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2008.04.10, & US 2010-60472 A1 & EP 2070464 A1 & CN 101516251 A	1-27	
A	JP 2009-226080 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2009.10.08, & US 2009-237073 A1 & EP 2105085 A1 & CN 101543392 A	1-27	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 26.01.2016		国際調査報告の発送日 09.02.2016	
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) 小田倉 直人 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9163

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 8 1 2 9 7
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2007/123217 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.11.01, & US 2009-93678 A1 & EP 2016897 A1 & CN 101426423 A	1 - 2 7

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

(72)発明者 木村 敦志

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

Fターム(参考) 4C161 DD07 FF41 GG28 HH55 JJ17

(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		
公开(公告)号	JPWO2016076217A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016525113	申请日	2015-11-06
[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	飯田隆広 千葉淳 鈴木優輔 木村敦志		
发明人	飯田 隆広 千葉 淳 鈴木 優輔 木村 敦志		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	G01D5/20 A61B1/00158 A61B1/041 A61B5/062 A61B5/073 A61B5/7257 G01D5/2066		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.320.B		
F-TERM分类号	4C161/DD07 4C161/FF41 4C161/GG28 4C161/HH55 4C161/JJ17		
优先权	2014228386 2014-11-10 JP 2015069758 2015-03-30 JP		
其他公开文献	JP5974209B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

位置检测系统构成谐振电路的一部分，并且通过检测由标记内窥镜和胶囊型内窥镜产生的磁场来检测检测信号，其中，在胶囊型内窥镜中设置有当电流流通时产生磁场的标记线圈。输出多个感测线圈，布置在标记线圈所产生的磁场的SN比小于由多个感测线圈检测到的检测信号中的SN比的位置处的参考线圈，以及从参考线圈输出的检测 基于该信号的磁场检测值用于基于从多个感测线圈输出的多个检测信号来校正磁场检测值，并且使用校正后的磁场检测值来计算胶囊型内窥镜的位置。 以及用于执行该运算的算术单元。

