

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/147472

発行日 平成29年4月27日(2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年9月22日(2016. 9. 22)

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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 36 頁)

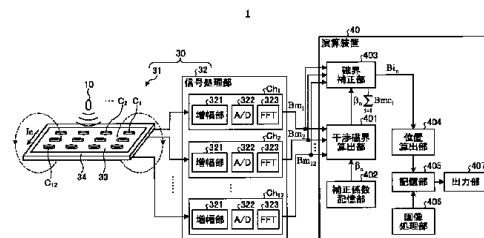
出願番号	特願2016-548206 (P2016-548206)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/081382		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年11月6日(2015. 11. 6)		東京都八王子市石川町2951番地
(31) 優先権主張番号	特願2015-52610 (P2015-52610)	(74) 代理人	110002147
(32) 優先日	平成27年3月16日(2015. 3. 16)		特許業務法人酒井国際特許事務所
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	鈴木 優輔
(31) 優先権主張番号	特願2015-52654 (P2015-52654)		東京都八王子市石川町2951番地 オリ
(32) 優先日	平成27年3月16日(2015. 3. 16)		ンパス株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(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	河野 宏尚
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ
			ンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 位置検出システム及び位置検出方法

(57) 【要約】

位置検出システムは、位置検出用磁界を発生する磁界発生部が設けられたカプセル型内視鏡と、磁界を検出する複数の検出コイルと、位置検出用磁界の作用により磁界を発生する金属フレームと、複数の検出コイルがそれぞれ検出した磁界の測定値を補正する磁界補正部と、該補正に用いられる補正係数を記憶する補正係数記憶部と、磁界補正部が補正した測定値を用いてカプセル型内視鏡の位置及び姿勢の少なくとも一方を算出する位置算出部とを備え、補正係数は、金属フレームが配置された状態で複数の検出コイルがそれぞれ出力した位置検出用磁界の測定値と、金属フレームが配置されていない状態で複数の検出コイルがそれぞれ検出した位置検出用磁界の測定値との関数である。



32 Signal processing unit
40 Calculation device
321 Amplification unit
401 Interference-magnetic-field calculation unit
402 Correction-coefficient storage unit
403 Magnetic-field correction unit
404 Position calculation unit
405 Storage unit
406 Image processing unit
407 Output unit

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

位置検出用磁界を発生する磁界発生部が内部に設けられ、被検体内に導入されるカプセル型医療装置と、

前記被検体の外部に配設され、前記位置検出用磁界を検出して複数の検出信号をそれぞれ出力する複数の検出コイルと、

前記カプセル型医療装置の検出対象領域内に存在する前記カプセル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内に配置され、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する磁界発生部材と、

前記複数の検出コイルからそれぞれ出力された前記複数の検出信号の測定値に対し、前記磁界発生部材に起因する磁界成分を補正する磁界補正部と、

前記磁界補正部において用いられる補正係数を記憶する補正係数記憶部と、

前記磁界補正部により補正された前記複数の検出信号の測定値を用いて、前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢の少なくとも一方を算出する位置算出部と、
を備え、

前記補正係数は、

前記磁界発生部材が前記空間内に配置され、且つ、前記カプセル型医療装置が前記検出対象領域内の特定の位置に配置された状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記位置検出用磁界の複数の測定値と、

前記磁界発生部材が前記空間内に配置されておらず、且つ、前記カプセル型医療装置が前記特定の位置に配置された状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記位置検出用磁界の複数の測定値と、

の関数である、

ことを特徴とする位置検出システム。

【請求項 2】

前記磁界発生部材が配置された位置における磁界を検出可能な磁界検出部をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記磁界検出部が検出した磁界の出力値を用いて前記複数の検出信号の測定値を補正する、

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 3】

前記磁界検出部は、前記磁界発生部材の外周に沿って巻回されたコイルである、ことを特徴とする請求項 2 に記載の位置検出システム。

【請求項 4】

前記磁界発生部材は、ループ状をなし、前記被検体が載置されるベース部を支持する金属製のフレームである、ことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項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、同一の基板上に配置され、

前記磁界発生部材は、ループ状をなし、前記基板の周囲に設けられて前記基板を支持する金属製のフレームである、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の位置検出システム。

【請求項 6】

前記磁界発生部材は金属製のプレートである、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 7】

被検体内に導入されるカプセル型医療装置が発生する位置検出用磁界を、前記被検体の外部に配設された複数の検出コイルにより検出して、複数の検出信号をそれぞれ出力する磁界検出ステップと、

前記複数の検出コイルからそれぞれ出力された前記複数の検出信号の測定値に対し、前

10

20

30

40

50

記カプセル型医療装置の検出対象領域内に存在する前記カプセル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内に配置され、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する磁界発生部材に起因する磁界成分を、予め記憶された補正係数を用いて補正する磁界補正ステップと、

前記磁界補正ステップにおいて補正された前記複数の検出信号の測定値を用いて、前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢の少なくとも一方を算出する位置算出ステップと、
を含み、

前記補正係数は、

前記カプセル型医療装置の検出対象領域内に存在する前記カプセル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内に、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する磁界発生部材が配置され、且つ、前記カプセル型医療装置が前記検出対象領域内の特定の位置に配置された状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記位置検出用磁界の複数の測定値と、

前記空間内に前記磁界発生部材が配置されておらず、且つ、前記カプセル型医療装置が前記特定の位置に配置された状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記位置検出用磁界の複数の測定値と、

の関数である、

ことを特徴とする位置検出方法。

【請求項 8】

位置検出用磁界を発生する磁界発生部が内部に設けられ、被検体内に導入されるカプセル型医療装置と、

前記被検体の外部に配設され、前記位置検出用磁界を検出して複数の検出信号をそれぞれ出力する複数の検出コイルと、

前記カプセル型医療装置の検出対象領域内に存在する前記カプセル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内に配置され、閉回路を構成するループ状をなし、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する磁界発生部材と、

前記複数の検出コイルからそれぞれ出力された前記複数の検出信号の測定値に対し、前記磁界発生部材に起因する磁界成分を補正する磁界補正部と、

前記磁界補正部において用いられる補正係数を記憶する補正係数記憶部と、

前記磁界補正部により補正された前記複数の検出信号の測定値を用いて、前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢を算出する位置検出演算を実行する位置算出部と、
を備え、

前記補正係数は、

前記磁界発生部材が前記空間内に配置され、且つ、前記検出対象領域内の特定の位置から特定の強度を有する磁界を発生した状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記磁界の複数の測定値と、

前記磁界発生部材が前記空間内に配置されておらず、且つ、前記特定の位置から前記特定の強度を有する磁界を発生した状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記磁界の複数の測定値と、

の関数である、

ことを特徴とする位置検出システム。

【請求項 9】

前記補正係数は、前記特定の位置に前記カプセル型医療装置を配置し、該カプセル型医療装置から前記位置検出用磁界を発生させた状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記位置検出用磁界の複数の測定値に基づいて算出される、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】

前記補正係数は、前記複数の検出コイルのうちの 1 つの検出コイルに電力を供給することにより、該 1 つの検出コイルに磁界を発生させた状態で、前記 1 つの検出コイル以外の複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記磁界の測定値に基づいて算出される、ことを特

10

20

30

40

50

徴とする請求項 8 に記載の位置検出システム。

【請求項 1 1】

前記位置算出部が算出した前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢と前記磁界発生部材の開口面との関係に基づき、前記磁界発生部材に対する鎖交磁束を算出する鎖交磁束算出部をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記鎖交磁束算出部が算出した前記鎖交磁束と前記補正係数とを用いて、前記複数の検出信号の測定値を補正する、

ことを特徴とする請求項 8 ~ 1 0 のいずれか 1 項に記載の位置検出システム。

【請求項 1 2】

前記カプセル型医療装置の検出対象領域内に存在する前記カプセル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内に配置され、閉回路を構成するループ状をなし、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する第 2 の磁界発生部材と、

前記磁界補正部において前記第 2 の磁界発生部材に起因する磁界成分の補正に用いられる第 2 の補正係数を記憶する第 2 の補正係数記憶部と、

前記位置算出部が算出した前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢と前記第 2 の磁界発生部材の開口面との関係に基づき、前記第 2 の磁界発生部材に対する第 2 の鎖交磁束を算出する第 2 の鎖交磁束算出部と、

をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記鎖交磁束及び前記補正係数と、前記第 2 の鎖交磁束及び前記第 2 の補正係数とを用いて、前記複数の検出信号の測定値を補正する、

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 3】

前記被検体を載置する台をさらに備え、

前記磁界発生部材は、前記台を支持する支持部材である、

ことを特徴とする請求項 8 ~ 1 2 のいずれか 1 項に記載の位置検出システム。

【請求項 1 4】

前記複数の検出コイルは、平面状をなすパネルの主面に配列され、

前記磁界発生部材は、前記パネルを支持する支持部材である、

ことを特徴とする請求項 8 ~ 1 2 のいずれか 1 項に記載の位置検出システム。

【請求項 1 5】

被検体内に導入されるカプセル型医療装置が発生する位置検出用磁界を、前記被検体の外部に配設された複数の検出コイルにより検出して、複数の検出信号をそれぞれ出力する磁界検出ステップと、

前記複数の検出コイルからそれぞれ出力された前記複数の検出信号の測定値に対し、前記カプセル型医療装置の検出対象領域内に存在する前記カプセル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内に配置され、閉回路を構成するループ状をなし、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する磁界発生部材に起因する磁界成分を、予め算出された補正係数を用いて補正する磁界補正ステップと、

前記磁界補正ステップにおいて補正された前記複数の検出信号の測定値を用いて、前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢を算出する位置算出ステップと、

を含み、

前記補正係数は、

前記磁界発生部材が前記空間内に配置され、且つ、前記検出対象領域内の特定の位置から特定の強度を有する磁界を発生した状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記磁界の複数の測定値と、

前記磁界発生部材が前記空間内に配置されておらず、且つ、前記特定の位置から前記特定の強度を有する磁界を発生した状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記磁界の複数の測定値と、

の関数である、

ことを特徴とする位置検出方法。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に導入されたカプセル型医療装置の位置及び姿勢を検出する位置検出システム及び位置検出方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、被検体内に導入され、被検体に関する種々の情報を取得する、或いは被検体に薬剤を投与するといった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。以下、被検体内の画像を体内画像ともいう。

10

【0003】

また、このようなカプセル型医療装置の被検体内における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、電力を供給することにより磁界を発生する磁界発生コイルを内蔵するカプセル型医療装置と、磁界発生コイルが発生した磁界を被検体外において検出する磁界検出用コイルとを備え、磁界検出用コイルが検出した磁界の強度に基づいてカプセル型医療装置の位置検出演算を行う位置検出システムが開示されている。以下、磁界検出用コイルを単に検出コイルともいう。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-132047号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

位置検出システムには、強度上の要求や加工性等の問題から、金属部材が用いられることが多い。例えば、被検体が載置されるベッドには、通常、金属製のフレームが設けられている。また、検出コイルが配設されるパネルを金属製のフレームによって支持する場合もある。上述した位置検出システムにおいて、カプセル型医療装置の位置検出を行う際には、カプセル型医療装置から発生した位置検出用の磁界に対し、これらの金属部材が干渉源となり、検出コイルが検出する磁界の検出信号に誤差が生じるおそれがある。この誤差が生じた場合には、誤差を含む検出信号に基づいて位置検出演算を行うことになり、カプセル型医療装置の位置検出精度が低下してしまうという問題がある。

30

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、カプセル型医療装置の位置検出用の磁界に対する干渉源が存在する場合であっても、カプセル型医療装置の位置検出精度の低下を抑制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。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る位置検出システムは、位置検出用磁界を発生する磁界発生部が内部に設けられ、被検体内に導入されるカプセル型医療装置と、前記被検体の外部に配設され、前記位置検出用磁界を検出して複数の検出信号をそれぞれ出力する複数の検出コイルと、前記カプセル型医療装置の検出対象領域内に存在する前記カプセル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内に配置され、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する磁界発生部材と、前記複数の検出コイルからそれぞれ出力された前記複数の検出信号の測定値に対し、前記磁界発生部材に起因する磁界成分を補正する磁界補正部と、前記磁界補正部において用いられる補正係

50

数を記憶する補正係数記憶部と、前記磁界補正部により補正された前記複数の検出信号の測定値を用いて、前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢の少なくとも一方を算出する位置算出部と、を備え、前記補正係数は、前記磁界発生部材が前記空間内に配置され、且つ、前記カプセル型医療装置が前記検出対象領域内の特定の位置に配置された状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記位置検出用磁界の複数の測定値と、前記磁界発生部材が前記空間内に配置されておらず、且つ、前記カプセル型医療装置が前記特定の位置に配置された状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記位置検出用磁界の複数の測定値と、の関数である、ことを特徴とする。

【0008】

上記位置検出システムは、前記磁界発生部材が配置された位置における磁界を検出可能な磁界検出部をさらに備え、前記磁界補正部は、前記磁界検出部が検出した磁界の出力値を用いて前記複数の検出信号の測定値を補正する、ことを特徴とする。

10

【0009】

上記位置検出システムにおいて、前記磁界検出部は、前記磁界発生部材の外周に沿って巻回されたコイルである、ことを特徴とする。

【0010】

上記位置検出システムにおいて、前記磁界発生部材は、ループ状をなし、前記被検体が載置されるベース部を支持する金属製のフレームである、ことを特徴とする。

【0011】

上記位置検出システムにおいて、前記複数の検出コイルは、同一の基板上に配置され、前記磁界発生部材は、ループ状をなし、前記基板の周囲に設けられて前記基板を支持する金属製のフレームである、ことを特徴とする。

20

【0012】

上記位置検出システムにおいて、前記磁界発生部材は金属製のプレートである、ことを特徴とする。

【0013】

本発明に係る位置検出方法は、被検体内に導入されるカプセル型医療装置が発生する位置検出用磁界を、前記被検体の外部に配設された複数の検出コイルにより検出して、複数の検出信号をそれぞれ出力する磁界検出ステップと、前記複数の検出コイルからそれぞれ出力された前記複数の検出信号の測定値に対し、前記カプセル型医療装置の検出対象領域内に存在する前記カプセル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内に配置され、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する磁界発生部材に起因する磁界成分を、予め記憶された補正係数を用いて補正する磁界補正ステップと、前記磁界補正ステップにおいて補正された前記複数の検出信号の測定値を用いて、前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢の少なくとも一方を算出する位置算出ステップと、を含み、前記補正係数は、前記カプセル型医療装置の検出対象領域内に存在する前記カプセル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内に、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する磁界発生部材が配置され、且つ、前記カプセル型医療装置が前記検出対象領域内の特定の位置に配置された状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記位置検出用磁界の複数の測定値と、前記空間内に前記磁界発生部材が配置されておらず、且つ、前記カプセル型医療装置が前記特定の位置に配置された状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記位置検出用磁界の複数の測定値と、の関数である、ことを特徴とする。

30

40

【0014】

本発明に係る位置検出システムは、位置検出用磁界を発生する磁界発生部が内部に設けられ、被検体内に導入されるカプセル型医療装置と、前記被検体の外部に配設され、前記位置検出用磁界を検出して複数の検出信号をそれぞれ出力する複数の検出コイルと、前記カプセル型医療装置の検出対象領域内に存在する前記カプセル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内に配置され、閉回路を構成するループ状をなし、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する磁界発生部材と、前記複数の検出コイルから

50

それぞれ出力された前記複数の検出信号の測定値に対し、前記磁界発生部材に起因する磁界成分を補正する磁界補正部と、前記磁界補正部において用いられる補正係数を記憶する補正係数記憶部と、前記磁界補正部により補正された前記複数の検出信号の測定値を用いて、前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢を算出する位置検出演算を実行する位置算出部と、を備え、前記補正係数は、前記磁界発生部材が前記空間内に配置され、且つ、前記検出対象領域内の特定の位置から特定の強度を有する磁界を発生した状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記磁界の複数の測定値と、前記磁界発生部材が前記空間内に配置されておらず、且つ、前記特定の位置から前記特定の強度を有する磁界を発生した状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記磁界の複数の測定値と、の関数である、ことを特徴とする。

10

【0015】

上記位置検出システムにおいて、前記補正係数は、前記特定の位置に前記カプセル型医療装置を配置し、該カプセル型医療装置から前記位置検出用磁界を発生させた状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記位置検出用磁界の複数の測定値に基づいて算出される、ことを特徴とする。

【0016】

上記位置検出システムにおいて、前記補正係数は、前記複数の検出コイルのうちの1つの検出コイルに電力を供給することにより、該1つの検出コイルに磁界を発生させた状態で、前記1つの検出コイル以外の複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記磁界の測定値に基づいて算出される、ことを特徴とする。

20

【0017】

上記位置検出システムは、前記位置算出部が算出した前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢と前記磁界発生部材の開口面との関係に基づき、前記磁界発生部材に対する鎖交磁束を算出する鎖交磁束算出部をさらに備え、前記磁界補正部は、前記鎖交磁束算出部が算出した前記鎖交磁束と前記補正係数とを用いて、前記複数の検出信号の測定値を補正する、ことを特徴とする。

【0018】

上記位置検出システムは、前記カプセル型医療装置の検出対象領域内に存在する前記カプセル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内に配置され、閉回路を構成するループ状をなし、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する第2の磁界発生部材と、前記磁界補正部において前記第2の磁界発生部材に起因する磁界成分の補正に用いられる第2の補正係数を記憶する第2の補正係数記憶部と、前記位置算出部が算出した前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢と前記第2の磁界発生部材の開口面との関係に基づき、前記第2の磁界発生部材に対する第2の鎖交磁束を算出する第2の鎖交磁束算出部と、をさらに備え、前記磁界補正部は、前記鎖交磁束及び前記補正係数と、前記第2の鎖交磁束及び前記第2の補正係数とを用いて、前記複数の検出信号の測定値を補正する、ことを特徴とする。

30

【0019】

上記位置検出システムは、前記被検体を載置する台をさらに備え、前記磁界発生部材は、前記台を支持する支持部材である、ことを特徴とする。

40

【0020】

上記位置検出システムにおいて、前記複数の検出コイルは、平面状をなすパネルの主面に配列され、前記磁界発生部材は、前記パネルを支持する支持部材である、ことを特徴とする。

【0021】

本発明に係る位置検出方法は、被検体内に導入されるカプセル型医療装置が発生する位置検出用磁界を、前記被検体の外部に配設された複数の検出コイルにより検出して、複数の検出信号をそれぞれ出力する磁界検出ステップと、前記複数の検出コイルからそれぞれ出力された前記複数の検出信号の測定値に対し、前記カプセル型医療装置の検出対象領域内に存在する前記カプセル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内

50

に配置され、閉回路を構成するループ状をなし、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する磁界発生部材に起因する磁界成分を、予め算出された補正係数を用いて補正する磁界補正ステップと、前記磁界補正ステップにおいて補正された前記複数の検出信号の測定値を用いて、前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢を算出する位置算出ステップと、を含み、前記補正係数は、前記磁界発生部材が前記空間内に配置され、且つ、前記検出対象領域内の特定の位置から特定の強度を有する磁界を発生した状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記磁界の複数の測定値と、前記磁界発生部材が前記空間内に配置されておらず、且つ、前記特定の位置から前記特定の強度を有する磁界を発生した状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記磁界の複数の測定値と、の関数である、ことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、磁界の検出信号における干渉磁界の影響を排除することができ、位置検出演算における精度低下を抑制することが可能となる。

【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、本発明の実施の形態1に係る位置検出システムの構成例を示す図である。

20

【図4】図4は、本発明の実施の形態1における補正係数の算出方法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に係る位置検出方法を示すフローチャートである。

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

【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例を示す図である。

【図8】図8は、本発明の実施の形態3に係る位置検出方法のうちのキャリブレーション処理を示すフローチャートである。

30

【図9】図9は、本発明の実施の形態3に係る位置検出方法を示すフローチャートである。

【図10】図10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例を示す図である。

【図11】図11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例を示す図である。

【図12】図12は、図11に示す金属構成物の具体例を示す模式図である。

【図13】図13は、図12に示す支持フレームを示す上面図である。

【図14】図14は、図13に示す支持フレームを干渉磁界発生源とする場合の補正係数の取得方法を説明するための模式図である。

40

【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、カプセ

50

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。

【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。

【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、カプセル型医療装置の一例として、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り、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、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40とを備える。また、位置検出システム1は、カプセル型内視鏡10から無線送信された信号を、被検体20の体表に貼付された受信アンテナ51aを介して受信する受信装置50と、演算装置40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60とをさらに備えても良い。

10

【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、被検体内に導入し易い大きさに形成されたカプセル型をなす筐体100と、該筐体100内に収納され、被検体内を撮像して撮像信号を取得する撮像部11と、撮像部11を含むカプセル型内視鏡10の各部の動作を制御すると共に、撮像部11により取得された撮像信号に対して所定の信号処理を施す制御部12と、信号処理が施された撮像信号を無線送信する送信部13と、当該カプセル型内視鏡10の位置検出用磁界として交番磁界を発生する磁界発生部14と、カプセル型内視鏡10の各部に電力を供給する電源部15とを備える。

20

【0028】

筐体100は、被検体の臓器内部に導入可能な大きさに形成された外装ケースである。筐体100は、円筒形状をなす筒状筐体101と、ドーム形状をなすドーム状筐体102、103とを有し、筒状筐体101の両側開口端を、ドーム形状をなすドーム状筐体102、103によって塞ぐことによって実現される。筒状筐体101は、可視光に対して略不透明な有色の部材によって形成されている。また、ドーム状筐体102、103の少なくとも一方(図2においては撮像部11側であるドーム状筐体102)は、可視光等の所定波長帯域の光に対して透明な光学部材によって形成されている。なお、図2においては、一方のドーム状筐体102側にのみ撮像部11を1つ設けているが、撮像部11を2つ設けても良く、この場合、ドーム状筐体103も透明な光学部材によって形成される。このような筐体100は、撮像部11と、制御部12と、送信部13と、磁界発生部14と、電源部15とを液密に内包する。

30

【0029】

撮像部11は、LED等の照明部111と、集光レンズ等の光学系112と、CMOSイメージセンサ又はCCD等の撮像素子113とを有する。照明部111は、撮像素子113の撮像視野に白色光等の照明光を発光して、ドーム状筐体102越しに撮像視野内の被検体を照明する。光学系112は、この撮像視野からの反射光を撮像素子113の撮像面に集光して結像させる。撮像素子113は、撮像面において受光した撮像視野からの反射光(光信号)を電気信号に変換し、画像信号として出力する。

40

【0030】

制御部12は、所定の撮像フレームレートで撮像部11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、撮像部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

50

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 から交番磁界を発生させる。

【0031】

送信部 13 は、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。

【0032】

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磁界発生コイル 141 と、該磁界発生コイル 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位置検出用磁界として発生する。

10

【0033】

電源部 15 は、ボタン型電池やキャパシタ等の蓄電部であって、磁気スイッチや光スイッチ等のスイッチ部を有する。電源部 15 は、磁気スイッチを有する構成とした場合、外部から印加された磁界によって電源のオンオフ状態を切り替え、オン状態の場合に蓄電部の電力をカプセル型内視鏡 10 の各構成部（撮像部 11、制御部 12、及び送信部 13）に適宜供給する。また、電源部 15 は、オフ状態の場合に、カプセル型内視鏡 10 の各構成部への電力供給を停止する。

【0034】

再び図 1 を参照すると、ベッド 21 は、被検体 20 を横たわせるベース部 22 と、このベース部 22 を支持するベッドフレーム 23 とを備える。ベッドフレーム 23 には強度が要求されるため、本実施の形態 1 においては金属によって形成されている。

20

【0035】

図 3 は、本発明の実施の形態 1 に係る位置検出システムの構成例を示す図である。磁界検出装置 30 は、複数の検出コイル C_n が配設されたコイルユニット 31 と、各検出コイル C_n から出力された検出信号を処理する信号処理部 32 とを備える。ここで、添え字 n は、個々の検出コイルを表す番号であり、図 3 の場合、 $n = 1 \sim 12$ である。

【0036】

各検出コイル C_n は、コイル線材をコイルバネ状に巻回した筒型コイルからなり、例えば、開口径が 30 ~ 40 mm 程度、高さが 5 mm 程度のサイズを有する。各検出コイル C_n が、自身の位置に分布する磁界に応じた電流を発生し、この電流を磁界の検出信号として信号処理部 32 に出力する。

30

【0037】

これらの検出コイル C_n は、樹脂等の非金属材料によって形成された平面状をなすパネル 33 の主面上に配設されている。また、パネル 33 の外周に、パネル 33 を支持するための金属フレーム 34 を設けても良い。

【0038】

このコイルユニット 31 によりカプセル型内視鏡 10 の位置を検出可能な領域が、検出対象領域 R である。検出対象領域 R は、被検体 20 内でカプセル型内視鏡 10 が移動可能な範囲を含む 3 次元領域であり、複数の検出コイル C_n の配置や、カプセル型内視鏡 10 内の磁界発生部 14 が発生する位置検出用磁界の強度等に応じて予め設定されている。

40

【0039】

信号処理部 32 は、複数の検出コイル C_n にそれぞれ対応する複数の信号処理チャンネル Ch_n を備える。各信号処理チャンネル Ch_n は、検出コイル C_n から出力された検出信号を増幅する増幅部 321 と、増幅された検出信号をディジタル変換する 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す FFT 処理部（FFT）323 とを備え、検出信号の測定値を出力する。

【0040】

演算装置 40 は、例えばパーソナルコンピュータやワークステーション等の汎用コンピュータによって構成され、信号処理部 32 から出力された位置検出用磁界の検出信号に基

50

づき、カプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢を検出する演算処理や、受信装置 50 を介して受信された画像信号に基づき、被検体 20 内の画像を生成する演算処理を実行する。

【0041】

詳細には、演算装置 40 は、位置検出用磁界の干渉源となる部材（磁界発生部材）から発生する干渉磁界を算出する干渉磁界算出部 401 と、各検出コイル C_n が検出した位置検出用磁界の測定値の補正に用いられる補正係数を記憶する補正係数記憶部 402 と、各検出コイル C_n が検出した位置検出用磁界の測定値を補正する磁界補正部 403 と、補正された測定値に基づいてカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢の少なくとも一方を算出する位置算出部 404 とを備える。このうち、補正係数記憶部 402 は、信号処理チャンネル C_{h_n} から出力される測定値ごとに適用される、検出コイル C_n の位置に応じた複数の補正係数を記憶している。

10

【0042】

また、演算装置 40 は、位置算出部 404 が算出したカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢に関する情報等を記憶する記憶部 405 と、カプセル型内視鏡 10 から無線送信され、受信装置 50（図 1 参照）が受信した画像信号に対して所定の画像処理を施すことにより画像データを生成する画像処理部 406 と、記憶部 405 に記憶された位置及び姿勢に関する情報や画像データを出力する出力部 407 とをさらに備える。以下、カプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢に関する情報を、単に位置情報ともいう。

【0043】

記憶部 405 は、フラッシュメモリ又はハードディスク等の書き換え可能に情報を保存する記憶媒体及び書込読取装置を用いて実現される。記憶部 405 は、上述した位置情報や画像データの他、演算装置 40 の各部を制御するための各種プログラムや各種パラメータや、カプセル型内視鏡 10 の位置検出演算プログラムや、画像処理プログラムを記憶する。

20

【0044】

受信装置 50 は、カプセル型内視鏡 10 による検査を行う際に被検体の体表に貼付される複数の受信アンテナ 51a のうち、カプセル型内視鏡 10 から送信される無線信号に対して最も受信強度の高い受信アンテナ 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、画像信号及び関連情報を取得する。

30

【0045】

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

【0046】

次に、実施の形態 1 に係る位置検出方法における測定値の補正方法を説明する。検出対象領域 R 内の任意の位置にカプセル型内視鏡 10 が存在している場合を考える。このとき、カプセル型内視鏡 10 から発生する位置検出用磁界が到達可能な範囲内に、ループコイル（閉回路）と見做し得る金属製の部材が存在していると、位置検出用磁界がこれらの部材の存在領域を貫くことにより磁界が発生してしまう。この磁界が位置検出用磁界と共に検出コイル C_n によって検出されるため、磁界検出装置 30 から出力される検出信号の測定値は誤差を含んだものとなる。例えば図 1 の場合には、ベッドフレーム 23 や金属フレーム 34 が閉回路を構成する場合、これらの金属製の部材が位置検出用磁界に対する干渉磁界発生源（磁界発生部材）となってしまう。

40

【0047】

そこで、位置検出システム 1 は、磁界検出装置 30 から出力された測定値に対し、干渉磁界発生源に起因する検出誤差を補正し、補正された測定値をもとにカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢を算出する。

【0048】

詳細には、干渉磁界発生源に発生する電流 I_e は、干渉磁界発生源に対して鎖交する磁

50

界の和 ΣB_s を用いて次式 (1) によって与えられる。

$$I_e = K \times \Sigma B_s \quad \dots (1)$$

式 (1) において、符号 K は、干渉磁界発生源の大きさ及び抵抗値によって決まる係数である。また、符号 Σ は総和記号である。

【0049】

この電流 I_e が干渉磁界発生源に流れることにより各検出コイル C_n の位置に発生する干渉磁界 B_{c_n} は、検出コイル C_n と干渉磁界発生源との間の距離 r_n によって決まる係数 $\alpha(r_n)$ を用いて、次式 (2) によって与えられる。

$$B_{c_n} = \alpha(r_n) \times I_e$$

$$B_{c_n} = \alpha(r_n) \times K \times \Sigma B_s \quad \dots (2)$$

10

【0050】

式 (2) より、各検出コイル C_n の位置における干渉磁界 B_{c_n} は、干渉磁界発生源に対して鎖交する磁界の和 ΣB_s に比例することがわかる。

【0051】

干渉磁界発生源と鎖交する磁界の和 ΣB_s は、干渉磁界発生源から発生する干渉磁界の方向 (即ち、干渉磁界発生源の開口面と直交する方向) と平行な方向の磁界成分を検出可能な検出コイル C_n により検出された当該磁界成分の和として近似することができる。そこで、各検出コイル C_n による磁界の測定値のうち、干渉磁界の方向と平行な磁界成分を $B_{m_{c_i}}$ とすると、干渉磁界 B_{c_n} は、次式 (3) によって与えられる。

【数1】

20

$$B_{c_n} = \alpha(r_n) \cdot K \cdot \sum_{i=1}^j B_{m_{c_i}} \quad \dots (3)$$

式 (3) において、和の終了値 j は、検出コイル C_n の総数であり、図3の場合 $j = 12$ である。

【0052】

また、カプセル型内視鏡10の位置検出の実行中に各検出コイル C_n が検出する磁界の測定値 B_{m_n} は、当該検出コイル C_n の位置における位置検出用磁界の理想値 B_{i_n} と、干渉磁界 B_{c_n} との和である。従って、次式 (4) の関係が成り立つ。

$$B_{m_n} = B_{i_n} + B_{c_n}$$

$$B_{i_n} = B_{m_n} - B_{c_n} \quad \dots (4)$$

30

【0053】

式 (4) に式 (3) を代入すると、次式 (5) が得られる。式 (5) においては、式 (3) における係数 $\alpha(r_n) \times K$ を補正係数 β_n としている。

【数2】

$$B_{i_n} = B_{m_n} - \beta_n \cdot \sum_{i=1}^j B_{m_{c_i}} \quad \dots (5)$$

【0054】

40

式 (5) より、各検出コイル C_n の位置におけるカプセル型内視鏡10の位置検出用磁界の理想値 B_{i_n} は、当該検出コイル C_n の位置における磁界の測定値 B_{m_n} と、補正係数 β_n と、検出コイル C_n が検出した磁界のうち干渉磁界の方向と平行な磁界成分の和 $\Sigma B_{m_{c_i}}$ とを用いて算出することができる。

【0055】

反対に、位置検出用磁界の理想値 B_{i_n} が既知であれば、式 (5) を変形した次式 (6) により補正係数 β_n が与えられる。

【数 3】

$$\beta_n = \frac{Bm_n - Bi_n}{\sum_{i=1}^j Bmc_i} \quad \dots (6)$$

即ち、補正係数 β_n は、理想値 Bi_n と測定値 Bm_n との関数である。

【0056】

実施の形態 1 においては、上記補正係数 β_n を事前に算出し、補正係数記憶部 402 に記憶させておく。図 4 は、補正係数 β_n の算出方法を示すフローチャートである。

10

【0057】

まず、ステップ S101 において、干渉磁界発生源を配置しない状態で、カプセル型内視鏡 10 を検出対象領域 R 内の特定の位置に配置し、カプセル型内視鏡 10 から位置検出用磁界を発生させて各検出コイル C_n により位置検出用磁界を検出する。このときの位置検出用磁界の測定値を、各検出コイル C_n の位置における位置検出用磁界の理想値 Bi_n とする。或いは、カプセル型内視鏡 10 と各検出コイル C_n との距離に基づいて理想値 Bi_n を算出しても良い。

【0058】

続くステップ S102 において、干渉磁界発生源を配置した状態で、カプセル型内視鏡 10 を検出対象領域 R 内の特定の位置（ステップ S101 と同じ位置）に配置し、カプセル型内視鏡 10 から位置検出用磁界を発生させ、各検出コイル C_n により位置検出用磁界を検出する。このときの位置検出用磁界の測定値を、各検出コイル C_n の位置における磁界の測定値 Bm_n とする。

20

【0059】

続くステップ S103 において、干渉磁界発生源に対して鎖交する磁界の和を取得する。具体的には、検出コイル C_n が検出した磁界の測定値 Bm_n から干渉磁界の方向と平行な磁界成分を抽出し、これらの磁界成分の和 $\sum Bmc_i$ を算出する。図 3 においては、金属フレーム 34 の開口面と各検出コイル C_n の開口面とが平行に配置されているから、各検出コイル C_n が検出した磁界の測定値の和を算出すれば良い。

【0060】

30

続くステップ S104 において、ステップ S101 ~ S103 において取得された理想値 Bi_n 、測定値 Bm_n 、及び磁界成分の和 $\sum Bmc_i$ を用いて、式 (6) によって与えられる補正係数 β_n を算出する。

【0061】

続くステップ S105 において、補正係数 β_n を補正係数記憶部 402（図 3 参照）に記憶させる。それにより、補正係数の算出が終了する。

【0062】

次に、実施の形態 1 に係る位置検出方法を説明する。図 5 は、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。

【0063】

40

まず、ステップ S111 において、カプセル型内視鏡 10 の電源をオンにする。これにより、電源部 15（図 2 参照）からカプセル型内視鏡 10 の各部への電力供給が開始され、撮像部 11 が撮像を開始すると共に、磁界発生源 14 が位置検出用磁界の発生を開始する。この状態で、カプセル型内視鏡 10 を被検体 20 内に導入する。

【0064】

続くステップ S112 において、磁界検出装置 30 は、カプセル型内視鏡 10 が発生する位置検出用磁界を検出し、各検出コイル C_n の位置における磁界の測定値 Bm_n を出力する。詳細には、各検出コイル C_n が磁界の検出信号を出力し、この検出信号に対し、対応する信号処理チャネル Ch_n が増幅、A/D 変換、及び FFT 処理を施し、演算装置 40 に出力する。各信号処理チャネル Ch_n から出力された測定値 Bm_n は、干渉磁界算出部 4

50

0 1 及び磁界補正部 4 0 3 に入力される。

【 0 0 6 5 】

続くステップ S 1 1 3 において、干渉磁界算出部 4 0 1 は、干渉磁界発生源に対して鎖交する磁界の和を取得する。具体的には、各測定値 $B m_n$ から抽出した干渉磁界の方向と平行な磁界成分の和 $\Sigma B m c_i$ を算出する。

【 0 0 6 6 】

続くステップ S 1 1 4 において、磁界補正部 4 0 3 は、信号処理部 3 2 から磁界の測定値 $B m_n$ を取得し、磁界成分の和 $\Sigma B m c_i$ 及び補正係数記憶部 4 0 2 が記憶している補正係数 β_n を用いて、式 (5) により測定値 $B m_n$ を補正する。この補正された測定値 $B i_n$ を、各検出コイル C_n の位置における位置検出用磁界の理想値とする。

10

【 0 0 6 7 】

続くステップ S 1 1 5 において、位置算出部 4 0 4 は、ステップ S 1 1 4 において補正された測定値 (理想値 $B i_n$) を用いて、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢を算出する。算出されたカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢の情報は記憶部 4 0 5 に記憶される。

【 0 0 6 8 】

続くステップ S 1 1 6 において、演算装置 4 0 は、カプセル型内視鏡 1 0 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 1 0 からの無線信号の送信が停止した、カプセル型内視鏡 1 0 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 4 0 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 4 0 は検査を終了すると判断する。

20

【 0 0 6 9 】

位置検出演算を終了しない場合 (ステップ S 1 1 6 : N o) 、位置検出システム 1 の動作はステップ S 1 1 2 に戻る。一方、位置検出演算を終了する場合 (ステップ S 1 1 6 : Y e s) 、位置検出システム 1 の動作は終了する。

【 0 0 7 0 】

以上説明したように、本発明の実施の形態 1 によれば、検出対象領域 R 内の特定の位置にカプセル型内視鏡 1 0 を配置して位置検出用磁界を発生させ、干渉磁界発生源を配置した状態としない状態とにおいて、それぞれ位置検出用磁界の検出を行い、これらの検出結果を用いることにより、干渉磁界を含む位置検出用磁界の測定値と干渉磁界を含まない検出用磁界の理想値との関係を表す補正係数 β_n を取得することができる。従って、この補正係数 β_n と、位置検出用磁界の測定値から算出した磁界成分の和 $\Sigma B m c_i$ とを用いることにより、測定値に対して精度の良い補正を行うことができる。それにより、干渉磁界の影響を排除し、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢を精度良く算出することが可能となる。

30

【 0 0 7 1 】

また、本発明の実施の形態 1 によれば、検出コイル C_n ごとに補正係数 β_n を取得するので、カプセル型内視鏡 1 0 の位置や姿勢によらず、検出コイル C_n の位置に応じて空間的に連続的に精度の良い補正を行うことができる。

【 0 0 7 2 】

さらに、本発明の実施の形態 1 によれば、検出コイル C_n 及び信号処理チャネル $C h_n$ の数を増やすことにより、広範囲の磁界を検出できるようになる。従って、演算量の増加を抑制しつつ、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢の検出精度を向上させることが可能となる。

40

【 0 0 7 3 】

なお、実施の形態 1 においては、式 (6) を用いて補正係数 β_n を算出したが、事前の測定により得られた位置検出用磁界の測定値 (図 4 のステップ S 1 0 1 、 S 1 0 2 参照) から、F E M 解析により補正係数 β_n を算出して良い。

【 0 0 7 4 】

(実施の形態 2)

50

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例を示す図である。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、コイルユニット 3 6 及び信号処理部 3 7 を有する磁界検出装置 3 5 と、演算装置 4 1 と、コイルユニット 3 6 の近傍に設けられた干渉磁界発生源 7 0 と、この干渉磁界発生源 7 0 の周囲に設けられた干渉磁界検出部 7 1 とを備える。このうち、コイルユニット 3 6 の構成及び動作は、図 3 に示すコイルユニット 3 1 と同様である。

【0075】

干渉磁界発生源 7 0 は例えば金属製のプレートからなり、カプセル型内視鏡 1 0 から発生した位置検出用磁界がこの干渉磁界発生源 7 0 を貫くことにより渦電流が発生し、この渦電流に起因する干渉磁界が発生する。例えば、被検体 2 0 を載置するベッド 2 1 に金属製の支持部材等が用いられている場合には、この支持部材等が干渉磁界発生源 7 0 となる。

10

【0076】

干渉磁界検出部 7 1 は、例えば、コイルに抵抗器を接続するなどしてリアクタンスを高くした部材であり、干渉磁界発生源 7 0 の外周に沿って巻回されている。干渉磁界検出部 7 1 は、干渉磁界発生源 7 0 が発生する干渉磁界の作用によりコイルに流れる電流を干渉磁界の検出信号として信号処理部 3 7 に出力する。

【0077】

信号処理部 3 7 は、コイルユニット 3 6 に設けられた複数の検出コイル C_n にそれぞれ対応する複数の信号処理チャンネル C_{h_n} と、干渉磁界検出部 7 1 から出力される干渉磁界の検出信号を処理する信号処理チャンネル C_{h_c} とを備える。各信号処理チャンネルは、干渉磁界の検出信号を増幅する増幅部 3 2 1 と、増幅された検出信号をデジタル変換する A/D 変換部 (A/D) 3 2 2 と、デジタル変換された検出信号に対して高速フーリエ変換処理を施す FFT 処理部 (FFT) 3 2 3 とを備える。

20

【0078】

演算装置 4 1 は、図 3 に示す演算装置 4 0 に対し、干渉磁界算出部 4 0 1 及び磁界補正部 4 0 3 の代わりに、磁界補正部 4 1 1 を備える。磁界補正部 4 1 1 以外の演算装置 4 1 の各部の構成及び動作は、実施の形態 1 と同様である。

【0079】

次に、本発明の実施の形態 2 に係る位置検出方法における補正係数の算出方法を説明する。実施の形態 2 に係る位置検出方法は、全体として実施の形態 1 と同様であるが、図 4 に示す補正係数の算出処理、及び図 5 に示す測定値の補正処理において、検出コイル C_n が検出した磁界のうち干渉磁界の方向と平行な磁界成分の和 $\sum B_{mci}$ の代わりに、干渉磁界検出部 7 1 が検出した干渉磁界を用いる点が実施の形態 1 と異なる。

30

【0080】

補正係数 β_n を算出する際、実施の形態 2 においては、ステップ S 1 0 1 において各検出コイル C_n により検出された位置検出用磁界の理想値 B_{i_n} と、ステップ S 1 0 2 において各検出コイル C_n により検出された位置検出用磁界の測定値 B_{m_n} と共に、干渉磁界検出部 7 1 により検出された干渉磁界の測定値 B_c 、即ち、信号処理チャンネル C_{h_c} の出力値とを取得する。そして、これらの値を用いて、次式 (7) により与えられる補正係数 β_n を算出し (ステップ S 1 0 4 参照)、補正係数記憶部 4 0 2 に事前に記憶させる。

40

【数 4】

$$\beta_n = \frac{B_{m_n} - B_{i_n}}{B_c} \quad \dots (7)$$

【0081】

また、カプセル型内視鏡 1 0 の位置検出を行う際、実施の形態 2 においては、ステップ S 1 1 2 において各検出コイル C_n により検出された位置検出用磁界の測定値 B_{m_n} と、干渉磁界検出部 7 1 により検出された干渉磁界の測定値 B_c とを取得する。そして、測定値 B_{m_n} と、干渉磁界の測定値 B_c と、補正係数記憶部 4 0 2 に記憶された補正係数 β_n とを

50

用いて、式(8)により与えられる位置検出用磁界の補正值(理想値) B_{i_n} を算出する。

$$B_{i_n} = B_{m_n} - \beta_n \cdot B_c \quad \dots (8)$$

【0082】

以上説明したように、本発明の実施の形態2によれば、干渉磁界検出部71により検出された干渉磁界の測定値に基づいて補正係数 β_n を算出すると共に、位置検出用磁界の補正值 B_{i_n} を算出するので、実施の形態1と比べて演算量を低減することが可能となる。

【0083】

(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。実施の形態1(図3参照)のように、コイルユニット31に金属フレーム34が設けられている場合、この金属フレーム34の周囲に干渉磁界検出部71を配置し、金属フレーム34から発生する干渉磁界を干渉磁界検出部71によって直接検出することとしても良い。この場合、上記実施の形態2と同様に、干渉磁界検出部71により検出された干渉磁界の測定値を用いて、補正係数 β_n の算出及び位置検出用磁界の測定値の補正を行う。この変形例によれば、干渉磁界の方向と平行な磁界成分の和 $\sum B_{m_{c_i}}$ を算出する必要がなくなるので、演算量を低減することが可能となる。

【0084】

(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例を示す図である。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は、磁界検出装置30及び演算装置42を備える。このうち、磁界検出装置30の構成及び動作は、実施の形態1と同様である。

【0085】

演算装置42は、図3に示す演算装置40に対し、干渉磁界算出部401及び補正係数記憶部402の代わりに、鎖交磁束算出部421、補正係数算出部422、及び補正係数記憶部423を備える。

【0086】

鎖交磁束算出部421は、位置算出部404が直前に算出したカプセル型内視鏡10の位置及び姿勢の算出結果に基づいて、カプセル型内視鏡10が発生する位置検出用磁界により生じる干渉磁界発生源に対する鎖交磁束を算出する。

【0087】

補正係数算出部422は、検出コイル C_n が検出した位置検出用磁界の測定値 B_{m_n} の補正に用いられる補正係数 γ_n を算出する。補正係数記憶部423は、補正係数算出部422が算出した補正係数 γ_n を記憶する。

【0088】

次に、実施の形態3に係る位置検出方法における測定値の補正方法を説明する。図7に示すように、コイルユニット31の金属フレーム34は、ループコイルと見做することができる。この場合、カプセル型内視鏡10から発生する位置検出用磁界が金属フレーム34の開口を貫くことで金属フレーム34に発生する誘導電流 I_c は、金属フレーム34の抵抗 R_{frame} 、角周波数 ω 、鎖交磁束 Φ を用いて、次式(9)によって与えられる。

【数5】

$$I_c = \frac{1}{R_{frame}} \omega \Phi \quad \dots (9)$$

【0089】

この誘導電流 I_c により、各検出コイル C_n の位置に、次式(10)に示す干渉磁界 B_{c_n} が発生する。式(10)において、係数 $K(r_n)$ は、検出コイル C_n と金属フレーム34との距離 r_n に応じて決まる磁界の分布関数である。

【数 6】

$$Bc_n = K(r_n) \cdot Ic = \frac{K(r_n)}{R_{frame}} \cdot \omega \Phi \quad \cdots (10)$$

【0090】

そこで、係数 $\omega \cdot K(r_n) / R_{frame}$ を補正係数 γ_n とし、この補正係数 γ_n を検査前に行うキャリブレーションにより取得する。ここで、検出コイル C_n の位置における位置検出用磁界の測定値 Bm_n は、検出コイル C_n の位置における位置検出用磁界の理想値 Bi_n と干渉磁界 Bc_n との和 ($Bm_n = Bi_n + Bc_n$) であるから、次式 (11) の関係が成り立つ。 10

【数 7】

$$\gamma_n = \frac{Bm_n - Bi_n}{\Phi} \quad \cdots (11)$$

【0091】

この場合、各検出コイル C_n の位置における干渉磁界 Bc_n ($Bc_n = Bm_n - Bi_n$) と鎖交磁束 Φ とを取得し、これらの値を用いて、式 (11) によって与えられる補正係数 γ_n を算出する。即ち、補正係数 γ_n は、理想値 Bi_n と測定値 Bm_n との関数である。算出した補正係数 γ_n は、補正係数記憶部 423 に記憶させておく。 20

【0092】

このようにして取得された補正係数 γ_n とカプセル型内視鏡 10 の位置検出時における鎖交磁界 Φ とを用いて、検出コイル C_n の位置における位置検出用磁界の理想値 Bi_n は、次式 (12) により与えられる。

$$Bi_n = Bm_n - \gamma_n \cdot \Phi \quad \cdots (12)$$

【0093】

次に、本発明の実施の形態 3 に係る位置検出方法を説明する。図 8 は、本発明の実施の形態 3 に係る位置検出方法のうちのキャリブレーション処理を示すフローチャートである。

【0094】

まず、図 8 に示すステップ S201 において、カプセル型内視鏡 10 の電源をオンにする。これにより、電源部 15 (図 2 参照) からカプセル型内視鏡 10 の各部への電力供給が開始され、撮像部 11 が撮像を開始すると共に、磁界発生部 14 が位置検出用磁界の発生を開始する。 30

【0095】

続くステップ S202 において、干渉磁界発生源を配置しない状態で、カプセル型内視鏡 10 を検出対象領域 R 内の特定の位置に配置し、各検出コイル C_n により位置検出用磁界を検出する。このときの測定値を、各検出コイル C_n の位置における位置検出用磁界の理想値 Bi_n とする。キャリブレーション時において、これらの理想値 Bi_n は補正係数算出部 422 に入力される。或いは、カプセル型内視鏡 10 と各検出コイル C_n との距離から、理論的に理想値 Bi_n を算出しても良い。 40

【0096】

続くステップ S203 において、干渉磁界発生源を配置した状態で、カプセル型内視鏡 10 を検出対象領域 R 内の特定の位置 (ステップ S202 と同じ位置) に配置し、各検出コイル C_n により位置検出用磁界を検出する。このときの測定値を、各検出コイル C_n の位置における磁界の測定値 Bm_n とする。キャリブレーション時において、これらの測定値 Bm_n も補正係数算出部 422 に入力される。

【0097】

続くステップ S204 において、カプセル型内視鏡 10 と干渉磁界発生源 (例えば金属フレーム 34) との位置及び姿勢の関係に基づき、鎖交磁束 Φ を算出する。鎖交磁束 Φ の 50

算出方法としては、公知の種々の方法を適用することができる。一例として、特許第 4 8 4 7 5 2 0 号に開示されている方法を説明する。

【 0 0 9 8 】

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

【 0 0 9 9 】

干渉磁界発生源をループコイルと見做すと、ループコイルの位置と向きが決まれば、ループコイルの開口面のある点に対して、磁束密度 B_g (p) を計算することができる。この計算は、ループコイルに発生する起電力を求めるためのものなので、計算する点をできるだけ多くとり、次式 (1 3) によって与えられる磁束密度の平均値 B_g—mean (p) を求める。なお、以下に示す各式 (1 3) ~ (1 5) においては、磁束密度やベクトル p 等のベクトル要素に矢印を附している。

【 数 8 】

$$\vec{B}_g\text{—mean}(\vec{p}) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \vec{B}_g k(p) \quad \cdots (13)$$

【 0 1 0 0 】

ループコイルに発生する起電力は、上記磁束密度の平均値 B_g—mean (p) に対し、巻き数、面積、及び各周波数に比例するものとなる。ループコイルには、この起電力をループコイルのインピーダンスで割ることにより求められる電流 I_c が流れる。従って、この電流もベクトル p の関数 (I_c (p)) となる。

【 0 1 0 1 】

ループコイルと見做した干渉磁界発生源のサイズを考慮すると、通常、ループコイルを磁気双極子と見做さず、ループコイルを複数の電流素に分割し、ビオ・サバルの法則を適用することで、ループコイルから発生する磁界を求める。

【 0 1 0 2 】

電流素の位置ベクトルを r_c、各電流素における電流ベクトルを d_c、磁界を検出する位置の位置ベクトルを r_{si} とすると、当該位置における磁界強度 B_{ci} (p) は、次式 (1 4) によって与えられる。

【 数 9 】

$$\vec{B}_{ci}(\vec{p}) = \oint \mu_0 \frac{I_c(\vec{p}) \cdot \vec{d}_c \times (\vec{r}_{si} - \vec{r}_c)}{4\pi |\vec{r}_{si} - \vec{r}_c|^3} \quad \cdots (14)$$

【 0 1 0 3 】

従って、カプセル型内視鏡 1 0 を配置した特定の位置の座標に基づき、干渉磁界発生源の開口面内の各位置に対して式 (1 4) の演算を行い、さらに、次式 (1 5) の演算を行うことにより、鎖交磁束 Φ を求めることができる。

【 数 1 0 】

$$\Phi = \int \vec{B}_{ci} \cdot d\vec{s} \quad \cdots (15)$$

【 0 1 0 4 】

続くステップ S 2 0 5 において、ステップ S 2 0 2 ~ S 2 0 4 において取得された理想値 B_{i_n}、測定値 B_{m_n}、及び鎖交磁束 Φ から、式 (1 1) によって与えられる補正係数 γ_n を算出する。

【 0 1 0 5 】

10

20

30

40

50

続くステップS 2 0 6において、補正係数 γ_n を補正係数記憶部 4 2 3 (図 7 参照) に記憶させる。それにより、キャリブレーションが終了する。

【0 1 0 6】

この後、カプセル型内視鏡 1 0 を被検体 2 0 内に導入することにより、検査が開示される。図 9 は、本発明の実施の形態 3 に係る位置検出方法のうち、キャリブレーション処理に続いて実行される検査における位置検出処理を示すフローチャートである。

【0 1 0 7】

ステップS 2 1 1において、磁界検出装置 3 0 は、カプセル型内視鏡 1 0 が発生する位置検出用磁界を検出し、各検出コイル C_n の位置における磁界の測定値 B_{m_n} を出力する。検査時において、これらの測定値 B_{m_n} は磁界補正部 4 0 3 に入力される。

10

【0 1 0 8】

続くステップS 2 1 2において、鎖交磁束算出部 4 2 1 は、直前に算出されたカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢と干渉磁界発生源との関係に基づいて、鎖交磁束 Φ を算出する。カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢に基づく鎖交磁束 Φ の算出方法は、ステップS 2 0 4 と同様である (式 (1 5) 参照)。

【0 1 0 9】

なお、カプセル型内視鏡 1 0 の位置検出演算がまだ実行されていない初回のステップS 2 1 2においては、各検出コイル C_n が検出した位置検出用磁界の測定値 B_{m_n} のうち、干渉磁界の方向と平行な成分の総和 $\Sigma B_{m_{c_i}}$ を鎖交磁束 Φ として用いる。

【0 1 1 0】

20

続くステップS 2 1 3において、磁界補正部 4 0 3 は、信号処理部 3 2 から出力された測定値 B_{m_n} と、鎖交磁束算出部 4 2 1 が算出した鎖交磁束 Φ と、補正係数記憶部 4 2 3 が記憶している補正係数 γ_n とを用いて、式 (1 2) により測定値 B_{m_n} を補正する。この補正された測定値 B_{i_n} を、各検出コイル C_n の位置における位置検出用磁界の理想値とする。

【0 1 1 1】

続くステップS 2 1 4において、位置算出部 4 0 4 は、補正された測定値 (理想値 B_{i_n}) を用いて、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢を算出する。算出されたカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢の情報は記憶部 4 0 5 に記憶される。

【0 1 1 2】

30

続くステップS 2 1 5において、演算装置 4 2 は、カプセル型内視鏡 1 0 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 1 0 からの無線信号の送信が停止した、カプセル型内視鏡 1 0 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 4 2 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 4 2 は検査を終了すると判断する。

【0 1 1 3】

位置検出演算を終了しない場合 (ステップS 2 1 5 : No)、鎖交磁束算出部 4 2 1 は、ステップS 2 1 4において算出されたカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢の算出結果を取得する (ステップS 2 1 6)。その後、位置検出システム 3 の動作はステップS 2 1 1に戻る。

40

【0 1 1 4】

一方、位置検出演算を終了する場合 (ステップS 2 1 5 : Yes)、位置検出システム 3 の動作は終了する。

【0 1 1 5】

以上説明したように、本発明の実施の形態 3 によれば、干渉磁界発生源をループコイルと見做し、干渉磁界発生源の特性に応じた補正係数を算出するので、精度の良い補正を行うことが可能となる。

【0 1 1 6】

また、本発明の実施の形態 3 によれば、直前に算出されたカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢に基づいて鎖交磁束を算出し、この鎖交磁束を用いて位置検出用磁界の測定値の

50

補正を行うので、カプセル型内視鏡 10 の位置や姿勢によらず、精度の良い補正を空間的に連続的に行うことが可能となる。

【0117】

(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 10 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例を示す図である。図 10 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 7 に示す位置検出システム 3 に対し、複数の検出コイル C_n の内の 1 つの検出コイルに電力を供給して駆動させるコイル駆動部 80 をさらに備える。図 10 においては、検出コイル C_{12} を駆動コイルとして用いることとする。なお、磁界検出装置 30 及び演算装置 42 の構成及び動作は、実施の形態 3 と同様である。

10

【0118】

本実施の形態 4 においては、キャリブレーションにより補正係数 γ_n を算出する際 (図 8 参照)、カプセル型内視鏡 10 を検出対象領域 R 内に配置して位置検出用磁界を発生させる代わりに、コイル駆動部 80 から検出コイル C_{12} に電力を供給することにより、特定の強度の磁界を発生させる。具体的には、カプセル型内視鏡 10 が発生する位置検出用磁界と同程度にすると良い。そして、この検出コイル C_{12} から発生した磁界を位置検出用磁界と見做し、他の検出コイル $C_1 \sim C_{11}$ によって検出された磁界の検出信号に基づいて、補正係数 γ_n を算出する。なお、カプセル型内視鏡 10 を用いた検査における位置検出方法は、実施の形態 3 と同様である (図 9 参照)。

20

【0119】

この実施の形態 4 によれば、キャリブレーション時にカプセル型内視鏡 10 を用いる必要がなくなるので、カプセル型内視鏡 10 に内蔵された電源部 15 の電力消費を抑制することができる。また、実施の形態 4 によれば、キャリブレーション時に駆動する検出コイル C_{12} の位置は固定されているので、安定的なキャリブレーションを行うことが可能となる。

【0120】

(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 11 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例を示す図である。図 11 に示すように、実施の形態 5 に係る位置検出システム 5 は、コイルユニット 31 及び信号処理部 32 を有する磁界検出装置 30 と、演算装置 43 と、干渉磁界発生源となる複数 (図 11 においては 2 つ) の金属構成物 91、92 とを備える。このうち、磁界検出装置 30 の構成及び動作は実施の形態 1 と同様である。

30

【0121】

図 12 は、図 11 に示す複数の金属構成物 91、92 の具体例を示す模式図であり、被検体 20 が載置されるベッド 90 を示している。このベッド 90 は、被検体 20 を横たわせるベース部 93 と、ベース部 93 を支持する 4 つの脚部 94 と、ベッド 90 の支持フレームとして、ベース部 93 に設けられたベース支持部材 95a、95b と、これらのベース支持部材 95a、95b に架設された補強部材 96a、96b と、脚部 94 に固定された支持部材 97a、97b と、これらの支持部材 97a、97b に架設されたコイル保持部材 98a、98b とによって構成されている。これらの各部材はいずれも、金属によって形成されている。

40

【0122】

図 13 は、図 12 に示す支持フレームの一部を示す上面図である。本実施の形態 5 においては、ベース部 93 及びコイルユニット 31 を支持する支持フレームを、意図的にループ形状をなすように形成している。即ち、支持部材 97a、97b の一部とコイル保持部材 98a、98b とによってループ A を形成し、ベース支持部材 95a、95b の一部と補強部材 96a、96b とによってループ B を形成する。これらのループ A 及びループ B が、図 11 に示す金属構成物 91、92 に相当する。

【0123】

50

このように、ループ A 及びループ B を含む支持フレームを金属によって形成することにより、ベッド 90 に必要な強度を担保することができると共に、カプセル型内視鏡 10 が発生する位置検出用磁界に対して干渉磁界発生源となるループ A 及びループ B を、ループコイルとして扱うことができるようになる。それにより、ループ A 及びループ B から発生する干渉磁界を算出することができ、各検出コイル C_n が検出した位置検出用磁界の測定値を精度良く補正することが可能となる。

【0124】

再び図 11 を参照すると、演算装置 43 は、複数（図 11 においては 2 つ）の鎖交磁束算出部 431 a、431 b と、複数（同上）の補正係数記憶部 432 a、432 b と、磁界補正部 433 と、位置算出部 404 と、記憶部 405 と、画像処理部 406 と、出力部 407 とを備える。このうち、位置算出部 404、記憶部 405、画像処理部 406、及び出力部 407 の動作は実施の形態 1 と同様である。

10

【0125】

鎖交磁束算出部 431 a は、カプセル型内視鏡 10 から発生した位置検出用磁界により生じる金属構成物 91 に対する鎖交磁束 $\Phi 1$ を算出する。また、鎖交磁束算出部 431 b は、上記位置検出用磁界により生じる金属構成物 92 に対する鎖交磁束 $\Phi 2$ を算出する。鎖交磁束 $\Phi 1$ 、 $\Phi 2$ は、実施の形態 3 と同様に、位置算出部 404 が直前に算出したカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢の算出結果に基づき、式（13）～（15）により算出することができる。

20

【0126】

補正係数記憶部 432 a は、各検出コイル C_n が検出した位置検出用磁界の測定値 $B m_n$ のうち、金属構成物 91 から発生した干渉磁界成分を補正するための補正係数 $\gamma 1_n$ を記憶する。また、補正係数記憶部 432 b は、各検出コイル C_n が検出した位置検出用磁界の測定値 $B m_n$ のうち、金属構成物 92 から発生した干渉磁界成分を補正するための補正係数 $\gamma 2_n$ を記憶する。これらの補正係数 $\gamma 1_n$ 、 $\gamma 2_n$ は事前に取得されて補正係数記憶部 432 a、432 b にそれぞれ記憶されている。

【0127】

磁界補正部 433 は、各検出コイル C_n が検出した位置検出用磁界の測定値 $B m_n$ を補正することにより、位置検出用磁界の理想値 $B i_n$ を算出する。ここで、金属構成物 91 により発生する各検出コイル C_n の位置における干渉磁界成分 $B c 1_n$ 、及び、金属構成物 92 により発生する各検出コイル C_n の位置における干渉磁界成分 $B c 2_n$ は、それぞれ、次式（16-1）、（16-2）によって与えられる。

30

$$B c 1_n = \gamma 1_n \times \Phi 1 \quad \dots (16-1)$$

$$B c 2_n = \gamma 2_n \times \Phi 2 \quad \dots (16-2)$$

【0128】

従って、各検出コイル C_n の位置における位置検出用磁界の理想値 $B i_n$ は、次式（17）によって与えられる。

$$B i_n = B m_n - \gamma 1_n \times \Phi 1 - \gamma 2_n \times \Phi 2 \quad \dots (17)$$

【0129】

次に、補正係数 $\gamma 1_n$ 、 $\gamma 2_n$ の取得方法を、図 13 に示す支持フレームを例として説明する。図 14 は、図 13 に示す支持フレームを干渉磁界発生源とする場合の補正係数の取得方法を説明するための模式図である。

40

【0130】

まず、図 14 の（a）に示すように、ベッド 90 からベース部 93 及びこれを支持するベース支持部材 95 a、95 b、補強部材 96 a、96 b を取り外す。それにより、支持部材 97 a、97 b 及びコイル保持部材 98 a、98 b によって形成されるフレーム A が残った状態となる。この状態で、カプセル型内視鏡 10 を位置検出領域 R 内の特定の位置に配置して位置検出用磁界を発生させ、各検出コイル C_n が検出した位置検出用磁界の測定値 $B m 1_n$ を取得する。

【0131】

50

次に、図 14 の (b) に示すように、コイル保持部材 98a、98b を樹脂等の非金属からなるコイル保持部材 99a、99b に交換する。このとき、支持フレームにおいては、金属からなるループは形成されておらず、干渉磁界の影響を無視することができる。この状態で、カプセル型内視鏡 10 を位置検出領域 R 内の特定の位置に配置して位置検出用磁界を発生させ、各検出コイル C_n が検出した位置検出用磁界の測定値を、理想値 B_{i_n} として取得する。

【0132】

次に、図 14 の (c) に示すように、コイル保持部材 99a、99b はそのままの状態で、ベース支持部材 95a、95b、補強部材 96a、96b を再び設置する。それにより、ベース支持部材 95a、95b の一部と補強部材 96a、96b とによって、ループ B が形成される。この状態で、カプセル型内視鏡 10 を位置検出領域 R 内の特定の位置に配置して位置検出用磁界を発生させ、各検出コイル C_n が検出した位置検出用磁界の測定値 B_{m2_n} を取得する。

10

【0133】

次に、これらの測定値 B_{m1_n} 、 B_{m2_n} 及び理想値 B_{i_n} を用いて、次式 (18-1)、(18-2) によりそれぞれ与えられる補正係数 γ_{1_n} 、 γ_{2_n} を算出し、補正係数記憶部 432a、432b にそれぞれ記憶させておく。

【数 11】

$$\gamma_{1_n} = \frac{B_{m1_n} - B_{i_n}}{\Phi_1} \quad \dots (18-1)$$

20

$$\gamma_{2_n} = \frac{B_{m2_n} - B_{i_n}}{\Phi_2} \quad \dots (18-2)$$

【0134】

式 (18-1)、(18-2) における鎖交磁束 Φ_1 、 Φ_2 は、実施の形態 3 と同様に、そのときのカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢に基づいて、式 (13) ~ (15) によりそれぞれ求めることができる。或いは、実施の形態 1 と同様に、各検出コイル C_n の測定値のうち、干渉磁界の方向と平行な成分の合算値を鎖交磁束 Φ_1 、 Φ_2 として扱っても良い。

30

【0135】

なお、補正係数の取得後には、非金属からなるコイル保持部材 99a、99b を金属からなるコイル保持部材 98a、98b に戻しておく。

【0136】

本発明の実施の形態 5 によれば、位置検出用磁界に対する干渉磁界発生源となる金属構成物が複数配置されている場合であっても、金属構成物ごとに予め補正係数を算出しておくことにより、各検出コイル C_n が検出した位置検出用磁界の測定値を精度良く補正することが可能となる。

【0137】

40

なお、金属構成物が 3 以上配置されている場合であっても、演算装置 43 に金属構成物ごとに鎖交磁束算出部及び補正係数記憶部を設けることにより、上記実施の形態 5 と同様にして補正を行うことができる。

【0138】

以上説明した本発明の実施の形態 1 ~ 5 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 ~ 5 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。

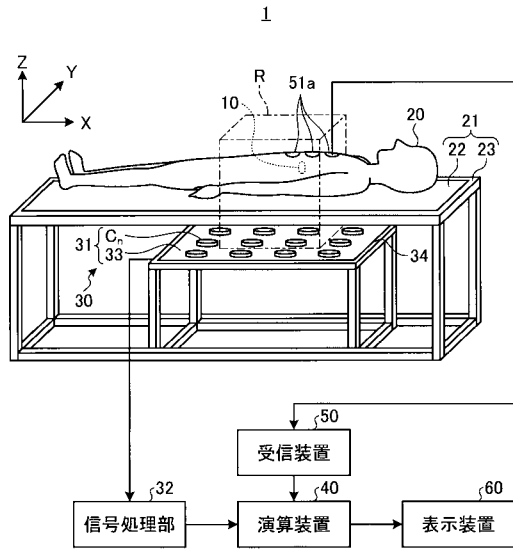
50

【符号の説明】

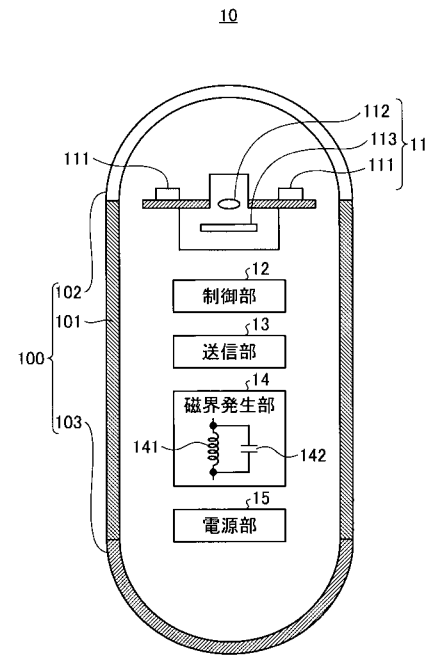
【0139】

1、2、3、4、5	位置検出システム	
10	カプセル型内視鏡	
11	撮像部	
12	制御部	
13	送信部	
14	磁界発生部	
15	電源部	
20	被検体	10
21、90	ベッド	
22、93	ベース部	
23	ベッドフレーム	
30、35	磁界検出装置	
31、36	コイルユニット	
32、37	信号処理部	
33	パネル	
34	金属フレーム	
40、41、42、43	演算装置	
50	受信装置	20
60	表示装置	
70	干渉磁界発生源	
71	干渉磁界検出部	
80	コイル駆動部	
91、92	金属構成物	
94	脚部	
95a、95b	ベース支持部材	
96a、96b	補強部材	
97a、97b	支持部材	
98a、98b、99a、99b	コイル保持部材	30
100	筐体	
101	筒状筐体	
102、103	ドーム状筐体	
111	照明部	
112	光学系	
113	撮像素子	
141	磁界発生コイル	
142	コンデンサ	
321	増幅部	
322	A / D 変換部 (A / D)	40
323	FFT 処理部 (FFT)	
401	干渉磁界算出部	
402、423、432a、432b	補正係数記憶部	
403、411、433	磁界補正部	
404	位置算出部	
405	記憶部	
406	画像処理部	
407	出力部	
421、431a、431b	鎖交磁束算出部	
422	補正係数算出部	50

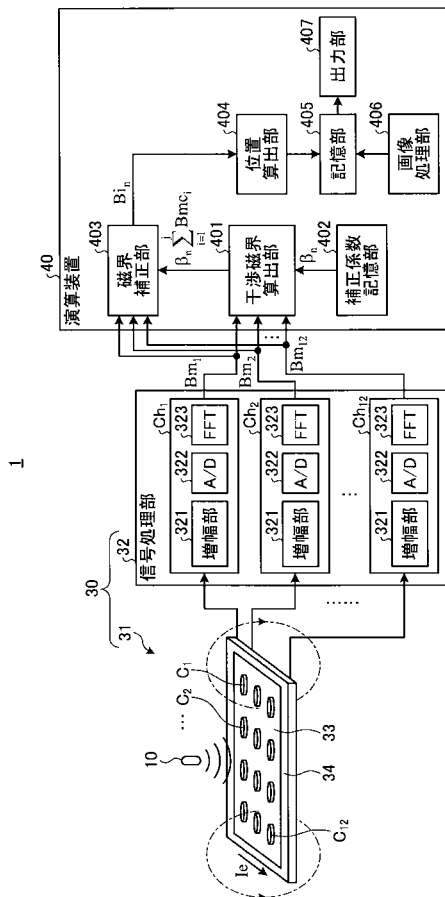
【図 1】



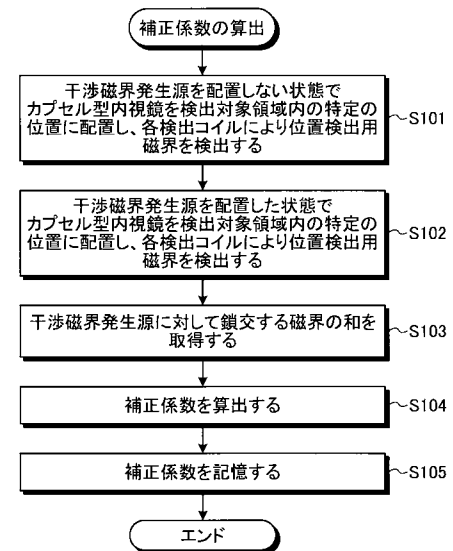
【図 2】



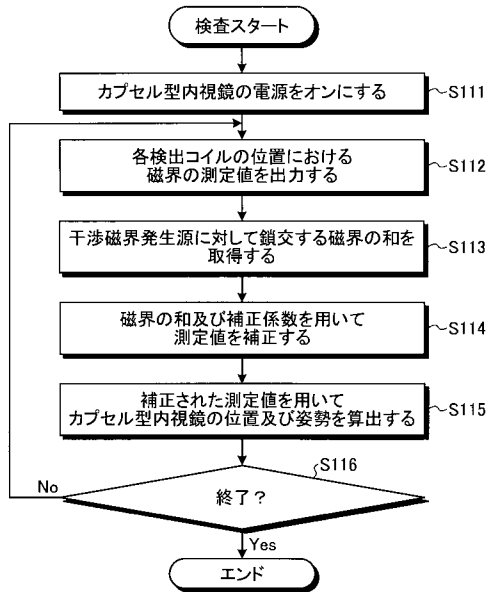
【図 3】



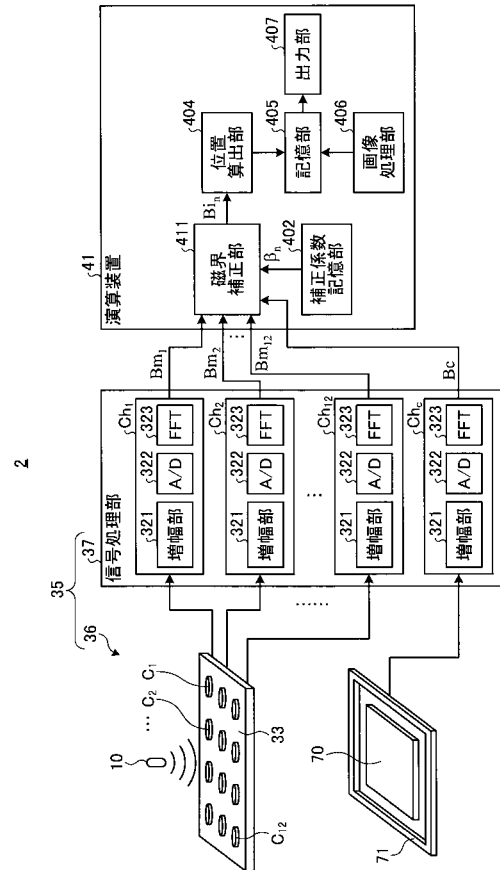
【図 4】



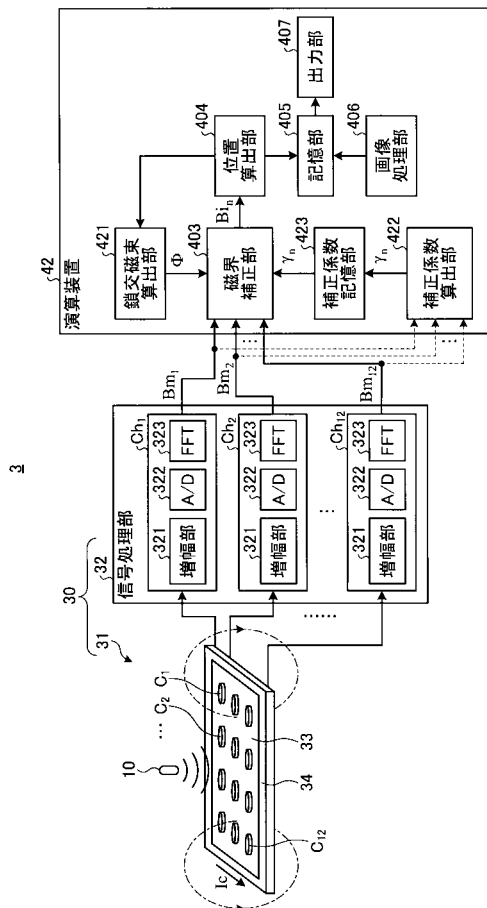
【図 5】



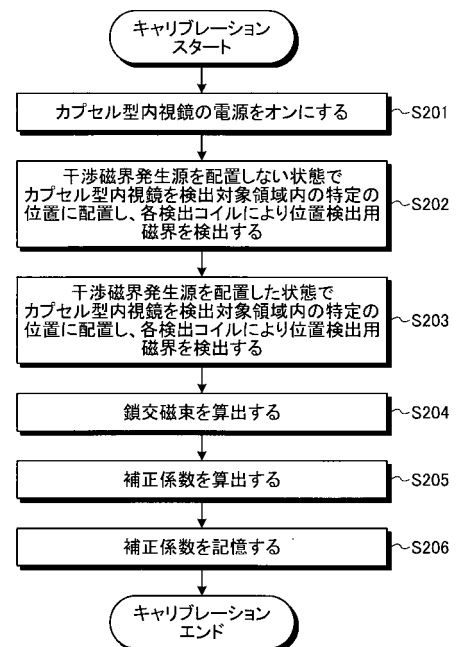
【図 6】



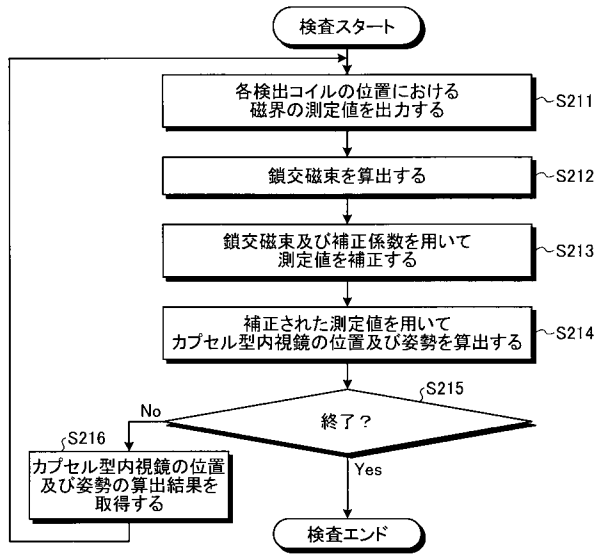
【図 7】



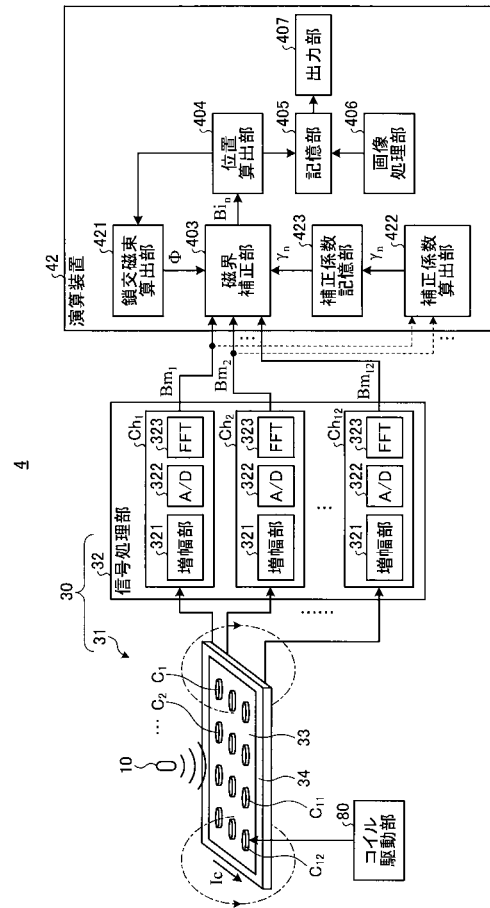
【図 8】



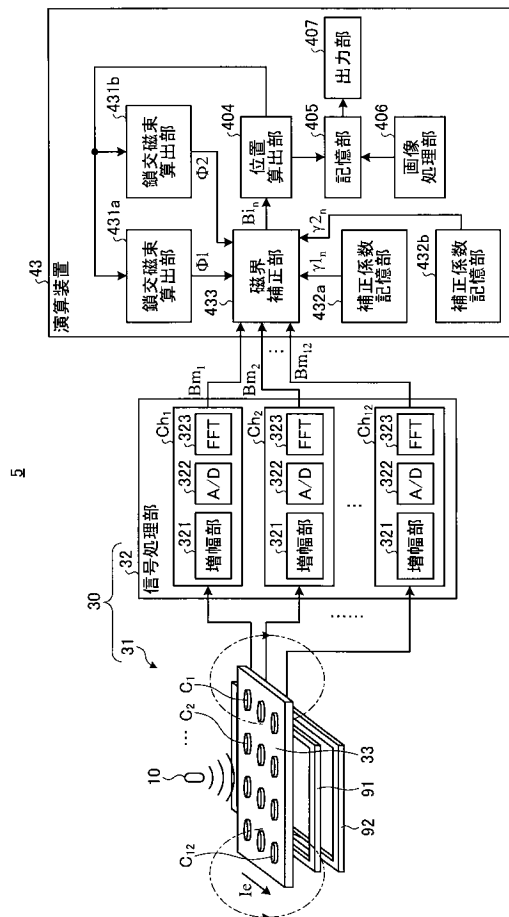
【図 9】



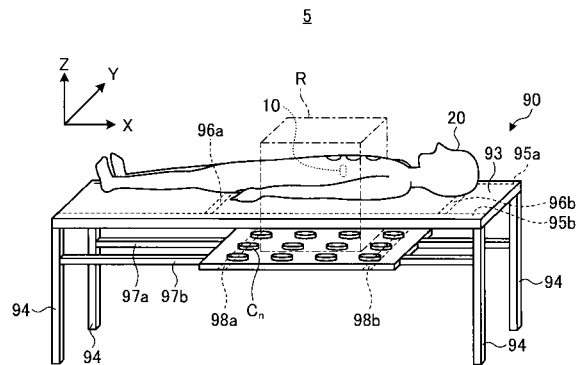
【図 10】



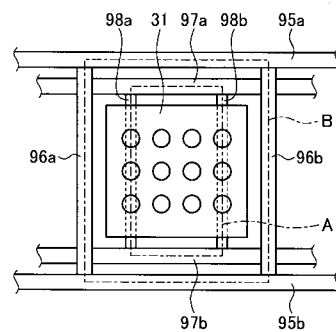
【図 11】



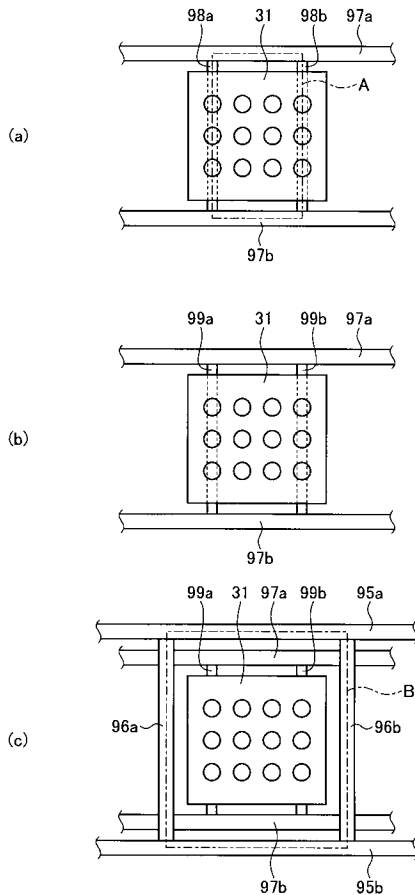
【図 12】



【図 13】



【図 14】



【手続補正書】

【提出日】平成28年7月22日(2016.7.22)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

位置検出用磁界を発生し、被検体内に導入されるカプセル型医療装置と、

前記被検体の外部に配設され、前記位置検出用磁界を検出して検出信号を出力する検出コイルと、

前記検出コイルから出力された前記検出信号の測定値に対し、前記カプセル型医療装置の位置を検出可能な領域である検出対象領域内に存在する前記カプセル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内に配置され、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する第 1 の磁界発生部材に起因する磁界成分を補正する磁界補正部と、を備え、

前記磁界補正部は、

前記第 1 の磁界発生部材が前記空間内に配置され、且つ、前記カプセル型医療装置が前記検出対象領域内の特定の位置に配置された状態で、前記検出コイルが検出した前記位置検出用磁界の測定値と、

前記第 1 の磁界発生部材が前記空間内に配置されておらず、且つ、前記カプセル型医療装置が前記特定の位置に配置された状態で、前記検出コイルが検出した前記位置検出用磁界の測定値と、

の関数である第 1 の補正係数を用いて補正する、ことを特徴とする位置検出システム。

【請求項 2】

前記第 1 の磁界発生部材が配置された位置における磁界を検出可能な磁界検出部をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記磁界検出部が検出した磁界の出力値を用いて前記検出信号の測定値を補正する、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 3】

前記磁界検出部は、前記第 1 の磁界発生部材の外周に沿って巻回されたコイルである、ことを特徴とする請求項 2 に記載の位置検出システム。

【請求項 4】

前記第 1 の磁界発生部材は、ループ状をなし、前記被検体が載置されるベース部を支持する金属製のフレームである、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 5】

前記検出コイルは、同一の基板上に複数配置され、

前記第 1 の磁界発生部材は、ループ状をなし、前記基板の周囲に設けられて前記基板を支持する金属製のフレームである、ことを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出システム。

【請求項 6】

前記第 1 の磁界発生部材は金属製のプレートである、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 7】

前記磁界補正部により補正された前記検出信号の測定値を用いて、前記カプセル型医療装置の位置または姿勢の少なくとも一方を算出する位置算出部をさらに備える、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 8】

前記第 1 の磁界発生部材は、閉回路を構成するループ状をなし、

前記第 1 の補正係数は、

前記第 1 の磁界発生部材が前記空間内に配置され、且つ、前記検出対象領域内の特定の位置において特定の強度を有する磁界を発生した状態で、前記検出コイルが検出した前記磁界の測定値と、

前記第 1 の磁界発生部材が前記空間内に配置されておらず、且つ、前記特定の位置から前記特定の強度を有する磁界を発生した状態で、前記検出コイルが検出した前記磁界の測定値と、

の関数である、ことを特徴とする請求項 1 に記載の位置検出システム。

【請求項 9】

前記第 1 の補正係数は、前記特定の位置に前記カプセル型医療装置を配置し、該カプセル型医療装置から前記位置検出用磁界を発生させた状態で、前記検出コイルが検出した前記位置検出用磁界の測定値に基づいて算出される、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】

前記検出コイルを複数有し、

前記第 1 の補正係数は、前記複数の検出コイルのうちの 1 つの検出コイルに電力を供給することにより、該 1 つの検出コイルに磁界を発生させた状態で、前記 1 つの検出コイル以外の複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記磁界の測定値に基づいて算出される、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】

前記位置算出部が算出した前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢と前記第 1 の磁界発生部材の開口面との関係に基づき、前記第 1 の磁界発生部材に対する鎖交磁束を算出する鎖交磁束算出部をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記鎖交磁束算出部が算出した前記鎖交磁束と前記第 1 の補正係数とを用いて、前記検出信号の測定値を補正する、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 1 2】

前記位置算出部が算出した前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢と、前記空間内に配置され、閉回路を構成するループ状をなし、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する第 2 の磁界発生部材の開口面との関係に基づき、前記第 2 の磁界発生部材に対する第 2 の鎖交磁束を算出する第 2 の鎖交磁束算出部、
をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記鎖交磁束及び前記補正係数と、前記第 2 の鎖交磁束及び前記第 2 の磁界発生部材に起因する磁界成分を補正するための第 2 の補正係数とを用いて、前記複数の検出信号の測定値を補正する、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 3】

前記被検体を載置する台をさらに備え、

前記第 1 の磁界発生部材は、前記台を支持する支持部材である、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 1 4】

前記複数の検出コイルは、平面状をなすパネルの主面に配列され、

前記第 1 の磁界発生部材は、前記パネルを支持する支持部材である、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 1 5】

被検体内に導入されるカプセル型医療装置が発生する位置検出用磁界を、前記被検体の外部に配設された検出コイルにより検出して、検出信号を出力する磁界検出ステップと、

前記検出コイルから出力された前記検出信号の測定値に対し、前記カプセル型医療装置の位置を検出可能な領域である検出対象領域内に存在する前記カプセル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内に配置され、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する磁界発生部材に起因する磁界成分を補正する磁界補正ステップと、
を含み、

前記磁界補正ステップは、

前記磁界発生部材が前記空間内に配置され、且つ、前記カプセル型医療装置が前記検出対象領域内の特定の位置に配置された状態で、前記検出コイルが検出した前記位置検出用磁界の測定値と、

前記磁界発生部材が前記空間内に配置されておらず、且つ、前記カプセル型医療装置が前記特定の位置に配置された状態で、前記検出コイルが検出した前記位置検出用磁界の測定値と、

の関数である補正係数を用いて補正する、ことを特徴とする位置検出方法。

【手続補正書】

【提出日】平成28年12月19日(2016.12.19)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

位置検出用磁界を発生し、被検体内に導入されるカプセル型医療装置と、

前記被検体の外部に配設され、前記位置検出用磁界を検出して複数の検出信号をそれぞれ出力する複数の検出コイルと、

前記複数の検出コイルからそれぞれ出力された前記複数の検出信号の測定値に対し、前記カプセル型医療装置の位置を検出可能な領域である検出対象領域内に存在する前記カプ

セル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内に配置され、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する第１の磁界発生部材に起因する磁界成分を補正する磁界補正部と、

を備え、

前記磁界補正部は、

前記第１の磁界発生部材が前記空間内に配置され、且つ、前記カプセル型医療装置が前記検出対象領域内の特定の位置に配置された状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記位置検出用磁界の複数の測定値と、

前記第１の磁界発生部材が前記空間内に配置されておらず、且つ、前記カプセル型医療装置が前記特定の位置に配置された状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記位置検出用磁界の複数の測定値と、

の関数である第１の補正係数を用いて補正する、ことを特徴とする位置検出システム。

【請求項２】

前記第１の磁界発生部材が配置された位置における磁界を検出可能な磁界検出部をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記磁界検出部が検出した磁界の出力値を用いて前記複数の検出信号の測定値を補正する、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３】

前記磁界検出部は、前記第１の磁界発生部材の外周に沿って巻回されたコイルである、ことを特徴とする請求項２に記載の位置検出システム。

【請求項４】

前記第１の磁界発生部材は、ループ状をなし、前記被検体が載置されるベース部を支持する金属製のフレームである、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５】

前記複数の検出コイルは、同一の基板上に配置され、

前記第１の磁界発生部材は、ループ状をなし、前記基板の周囲に設けられて前記基板を支持する金属製のフレームである、ことを特徴とする請求項１に記載の位置検出システム。

【請求項６】

前記第１の磁界発生部材は金属製のプレートである、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７】

前記磁界補正部により補正された前記複数の検出信号の測定値を用いて、前記カプセル型医療装置の位置または姿勢の少なくとも一方を算出する位置算出部をさらに備える、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８】

前記第１の磁界発生部材は、閉回路を構成するループ状をなし、

前記第１の補正係数は、

前記第１の磁界発生部材が前記空間内に配置され、且つ、前記検出対象領域内の特定の位置において特定の強度を有する磁界を発生した状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記磁界の複数の測定値と、

前記第１の磁界発生部材が前記空間内に配置されておらず、且つ、前記特定の位置から前記特定の強度を有する磁界を発生した状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記磁界の複数の測定値と、

の関数である、ことを特徴とする請求項１に記載の位置検出システム。

【請求項９】

前記第１の補正係数は、前記特定の位置に前記カプセル型医療装置を配置し、該カプセル型医療装置から前記位置検出用磁界を発生させた状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記位置検出用磁界の複数の測定値に基づいて算出される、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】

前記第 1 の補正係数は、前記複数の検出コイルのうちの 1 つの検出コイルに電力を供給することにより、該 1 つの検出コイルに磁界を発生させた状態で、前記 1 つの検出コイル以外の複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記磁界の測定値に基づいて算出される、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】

前記磁界補正部により補正された前記複数の検出信号の測定値を用いて、前記カプセル型医療装置の位置または姿勢の少なくとも一方を算出する位置算出部と、

前記位置算出部が算出した前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢と前記第 1 の磁界発生部材の開口面との関係に基づき、前記第 1 の磁界発生部材に対する鎖交磁束を算出する鎖交磁束算出部と、をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記鎖交磁束算出部が算出した前記鎖交磁束と前記第 1 の補正係数とを用いて、前記複数の検出信号の測定値を補正する、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】

前記位置算出部が算出した前記カプセル型医療装置の位置及び姿勢と、前記空間内に配置され、閉回路を構成するループ状をなし、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する第 2 の磁界発生部材の開口面との関係に基づき、前記第 2 の磁界発生部材に対する第 2 の鎖交磁束を算出する第 2 の鎖交磁束算出部、をさらに備え、

前記磁界補正部は、前記鎖交磁束及び前記第 1 の補正係数と、前記第 2 の鎖交磁束及び前記第 2 の磁界発生部材に起因する磁界成分を補正するための第 2 の補正係数とを用いて、前記複数の検出信号の測定値を補正する、ことを特徴とする請求項 11 に記載の位置検出システム。

【請求項 13】

前記被検体を載置する台をさらに備え、

前記第 1 の磁界発生部材は、前記台を支持する支持部材である、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 14】

前記複数の検出コイルは、平面状をなすパネルの主面に配列され、

前記第 1 の磁界発生部材は、前記パネルを支持する支持部材である、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 15】

被検体内に導入されるカプセル型医療装置が発生する位置検出用磁界を、前記被検体の外部に配設された複数の検出コイルにより検出して、複数の検出信号をそれぞれ出力する磁界検出ステップと、

前記複数の検出コイルからそれぞれ出力された前記複数の検出信号の測定値に対し、前記カプセル型医療装置の位置を検出可能な領域である検出対象領域内に存在する前記カプセル型医療装置が発生する前記位置検出用磁界が到達可能な空間内に配置され、前記位置検出用磁界の作用により磁界を発生する磁界発生部材に起因する磁界成分を補正する磁界補正ステップと、を含み、

前記磁界補正ステップは、

前記磁界発生部材が前記空間内に配置され、且つ、前記カプセル型医療装置が前記検出対象領域内の特定の位置に配置された状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記位置検出用磁界の複数の測定値と、

前記磁界発生部材が前記空間内に配置されておらず、且つ、前記カプセル型医療装置が前記特定の位置に配置された状態で、前記複数の検出コイルがそれぞれ検出した前記位置検出用磁界の複数の測定値と、

の関数である補正係数を用いて補正する、ことを特徴とする位置検出方法。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/081382
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 2009-39356 A (Olympus Medical Systems Corp.), 26 February 2009 (26.02.2009), & US 2010-204566 A1 & EP 2177148 A1 & CN 101820810 A	1-15
A	WO 2010/61893 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 03 June 2010 (03.06.2010), & US 2010-305426 A1 & EP 2351512 A1 & CN 102186397 A	1-15
A	WO 2010/103866 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 16 September 2010 (16.09.2010), & US 2011-184690 A1 & EP 2407081 A1 & CN 102421349 A	1-15
☒ 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 02 February 2016 (02.02.16)		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.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/081382

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2010/106856 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 23 September 2010 (23.09.2010), & US 2011-181273 A1 & EP 2409633 A1 & CN 102427757 A	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 8 1 3 8 2	
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 2009-39356 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2009.02.26, & US 2010-204566 A1 & EP 2177148 A1 & CN 101820810 A	1-15	
A	WO 2010/61893 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.06.03, & US 2010-305426 A1 & EP 2351512 A1 & CN 102186397 A	1-15	
☒ 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 02.02.2016		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 3 8 2
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 2010/103866 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.09.16, & US 2011-184690 A1 & EP 2407081 A1 & CN 102421349 A	1 - 1 5
A	WO 2010/106856 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.09.23, & US 2011-181273 A1 & EP 2409633 A1 & CN 102427757 A	1 - 1 5

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) 2F063 AA04 BA30 CA08 CB19 DA01 DA05 DD07 GA08 GA29 LA11

LA19 LA23 LA25

4C161 DD07 FF14 GG28 HH55

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	位置检测系统和位置检测方法		
公开(公告)号	JPWO2016147472A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016548206	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	鈴木優輔 千葉淳 河野宏尚 木村敦志		
发明人	鈴木 優輔 千葉 淳 河野 宏尚 木村 敦志		
IPC分类号	G01B7/00 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B5/062 A61B5/073 A61B2562/046 A61B1/00 A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/00025 A61B1/00158		
FI分类号	G01B7/00.103.M A61B1/00.320.B		
F-TERM分类号	2F063/AA04 2F063/BA30 2F063/CA08 2F063/CB19 2F063/DA01 2F063/DA05 2F063/DD07 2F063/GA08 2F063/GA29 2F063/LA11 2F063/LA19 2F063/LA23 2F063/LA25 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/GG28 4C161/HH55		
优先权	2015052610 2015-03-16 JP 2015052654 2015-03-16 JP		
其他公开文献	JP6121065B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该位置检测系统包括：胶囊型内窥镜，其具有：磁场产生单元，其产生用于位置检测的磁场；多个检测线圈，其检测磁场；以及金属框架，其通过磁场的作用而产生磁场，以用于位置检测。磁场校正单元，其校正由多个检测线圈中的每一个检测到的磁场的测量值；校正系数存储单元，其存储用于校正的校正系数；以及胶囊型，使用由磁场校正单元校正的测量值。位置计算单元，其计算内窥镜的位置和方向中的至少一个，并且校正系数是在布置金属框架和金属的状态下由多个检测线圈中的每一个输出的用于位置检测的磁场的测量值。当未布置框架时，它是由多个检测线圈中的每一个检测到的用于位置检测的磁场的测量值的函数。

