

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6022112号
(P6022112)

(45) 発行日 平成28年11月9日(2016.11.9)

(24) 登録日 平成28年10月14日(2016.10.14)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

請求項の数 11 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2016-508889 (P2016-508889)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成27年9月28日 (2015.9.28)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/077386		東京都八王子市石川町2951番地
(87) 国際公開番号	W02016/067802	(74) 代理人	100089118
(87) 国際公開日	平成28年5月6日 (2016.5.6)		弁理士 酒井 宏明
審査請求日	平成28年2月18日 (2016.2.18)	(72) 発明者	猪股 亮
(31) 優先権主張番号	特願2014-218616 (P2014-218616)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成26年10月27日 (2014.10.27)		リンパス株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		
早期審査対象出願		審査官	富永 昌彦
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡誘導システム、誘導装置、及び誘導装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内を撮像する撮像部を有し、被検体内において誘導されるカプセル型内視鏡と、
前記カプセル型内視鏡の位置又は姿勢の少なくとも一方を変化させる誘導指示情報を入力する指示情報入力部と、

前記誘導指示情報によって、前記撮像部の撮像視野の方向に前記カプセル型内視鏡を動かす際の前記撮像部における撮像フレームレートよりも、前記撮像部の撮像視野の方向とは異なる方向に前記カプセル型内視鏡を動かす際の前記撮像部における撮像フレームレートを高い値に決定するフレームレート算出部と、
を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡誘導システム。

10

【請求項 2】

前記フレームレート算出部により決定された前記撮像フレームレートに基づいて、前記撮像部に対する撮像の指示を送信する送信部をさらに備える、
ことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡誘導システム。

【請求項 3】

前記送信部は、前記撮像部における撮像フレームレートを前記フレームレート算出部により決定された前記撮像フレームレートに設定させる指示を前記カプセル型内視鏡に送信する、

ことを特徴とする請求項 2 に記載のカプセル型内視鏡誘導システム。

【請求項 4】

20

前記フレームレート算出部は、前記カプセル型内視鏡の位置又は姿勢の少なくとも一方を単位時間当たりに変化させる量が大いほど前記撮像フレームレートを高い値に決定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡誘導システム。

【請求項 5】

前記カプセル型内視鏡は永久磁石をさらに有し、

前記永久磁石に作用する磁界を発生する誘導部と、

前記誘導指示情報に基づいて前記磁界を変化させることにより、前記カプセル型内視鏡の位置又は姿勢の少なくとも一方を変化させる誘導制御部と、をさらに備え、

前記フレームレート算出部は、前記磁界の時間的な変化率が大いほど前記撮像フレームレートを高い値に決定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡誘導システム。

【請求項 6】

前記カプセル型内視鏡は永久磁石をさらに有し、

前記永久磁石に作用する磁界を発生する誘導部と、

前記誘導指示情報に基づいて前記磁界を変化させることにより、前記カプセル型内視鏡の位置又は姿勢の少なくとも一方を変化させる誘導制御部と、をさらに備え、

前記フレームレート算出部は、前記磁界の時間的な変化率が大きくなると前記撮像フレームレートを段階的に高い値に決定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡誘導システム。

【請求項 7】

前記フレームレート算出部は、前記カプセル型内視鏡の姿勢を変化させる誘導指示情報が入力されている場合、前記カプセル型内視鏡の位置を変化させる誘導指示情報が入力されている場合よりも前記撮像フレームレートを高い値に決定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡誘導システム。

【請求項 8】

前記フレームレート算出部は、前記カプセル型内視鏡を該カプセル型内視鏡の視野の方向と直交する方向に並進させる誘導指示情報が入力されている場合、前記カプセル型内視鏡を前記視野の方向に並進させる誘導指示情報が入力されている場合よりも前記撮像フレームレートを高い値に決定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡誘導システム。

【請求項 9】

被検体内に導入されて該被検体内を撮像する撮像部を有するカプセル型内視鏡を誘導する誘導装置であって、

前記カプセル型内視鏡の位置又は姿勢の少なくとも一方を変化させる誘導指示情報を入力する指示情報入力部と、

前記誘導指示情報によって、前記撮像部の撮像視野の方向に前記カプセル型内視鏡を動かす際の前記撮像部における撮像フレームレートよりも、前記撮像部の撮像視野の方向とは異なる方向に前記カプセル型内視鏡を動かす際の前記撮像部における撮像フレームレートを高い値に決定するフレームレート算出部と、

を備えることを特徴とする誘導装置。

【請求項 10】

前記フレームレート算出部により決定された前記撮像フレームレートに基づいて、前記撮像部に対する撮像の指示を送信する送信部をさらに備える、

ことを特徴とする請求項 9 に記載の誘導装置。

【請求項 11】

被検体内に導入され、該被検体内を撮像するカプセル型内視鏡を誘導する誘導装置の作動方法であって、

前記カプセル型内視鏡の位置又は姿勢の少なくとも一方を変化させる誘導指示情報によって、前記撮像部の撮像視野の方向に前記カプセル型内視鏡を動かす際の前記撮像部にお

10

20

30

40

50

ける撮像フレームレートよりも、前記撮像部の撮像視野の方向とは異なる方向に前記カプセル型内視鏡を動かす際の前記撮像部における撮像フレームレートを高い値に決定するフレームレート算出ステップを含む、

ことを特徴とする誘導装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に導入されたカプセル型内視鏡を誘導する誘導装置、カプセル型内視鏡誘導システム、及び誘導装置の作動方法に関する。

【背景技術】

10

【0002】

内視鏡分野においては、被検体内に導入されて撮像を行うカプセル型内視鏡が開発されている。カプセル型内視鏡は、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表示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、被検体の体内画像を静止画又は動画として表示することができる。

【0003】

20

近年では、被検体内に導入されたカプセル型内視鏡を、被検体外から操作することによって誘導する誘導システムが提案されている。例えば特許文献1には、カプセル型内視鏡の内部に永久磁石を設けると共に、誘導装置に電磁石や永久磁石等の磁界生成部を設け、被検体の消化管（例えば胃）内にカプセル型内視鏡を水等の液体と共に導入し、カプセル型内視鏡を液体に浮遊させた状態で、磁界生成部が生成する磁界によりカプセル型内視鏡を誘導する誘導システムが開示されている。

【0004】

このように、ユーザの操作によりカプセル型内視鏡を誘導可能な構成とすることで、一般的な有索内視鏡を用いた検査と同様の検査を、カプセル型内視鏡によって実施できるようになることが期待されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2010-17554号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、カプセル型内視鏡により被検体内を観察する際には、観察部位（臓器）に応じた適切なフレームレートで撮像を行うことが好ましい。例えば、カプセル型内視鏡は食道を高速で通過するため、食道を十分に観察するためには撮像フレームレートを高くしておく必要がある。一方、カプセル型内視鏡は胃内部に長く滞留し、食道ほど高速で通過しないため、あまり高いフレームレートは必要ない。そのため、カプセル型内視鏡の撮像フレームレートを常に食道に対応可能なような高い値に設定しておいた場合、観察部位によっては無駄な画像の撮像枚数が増えてしまう。さらに、カプセル型内視鏡は内蔵する電池を電源として動作するため、この場合、検査終了前に電池切れになってしまうおそれもある。

40

【0007】

カプセル型内視鏡の撮像フレームレートを観察部位に応じて可変とする構成にする場合、従来は、カプセル型内視鏡によって取得された画像に対する臓器判別処理の結果に基づいて撮像フレームレートの変更制御を行っていた。しかしながら、このような制御方法で

50

は、カプセル型内視鏡が次の観察部位に移動した後、或いは、次の観察部位に視野を向けた後で撮像フレームレートの変更指示が出力されるため、本来、撮像フレームレートを変更すべきタイミング（次の観察部位に移る瞬間）と、実際に撮像フレームレートが変更されるタイミングとの間でタイムラグが生じてしまう。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、被検体内に導入されたカプセル型内視鏡をユーザ操作により誘導する場合において、カプセル型内視鏡の撮像フレームレートを適切なタイミングで変更することができる誘導装置、カプセル型内視鏡誘導システム、及び誘導装置の作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

10

【 0 0 0 9 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る誘導装置は、被検体内に導入されて該被検体内を撮像するカプセル型内視鏡を誘導する誘導装置であって、前記カプセル型内視鏡を誘導する誘導手段と、外部からなされる操作に応じて、前記カプセル型内視鏡の位置又は姿勢を変化させる誘導指示情報を入力する指示情報入力部と、前記誘導指示情報に基づいて、前記誘導手段の動作を制御する誘導制御部と、前記誘導指示情報に基づいて、前記カプセル型内視鏡における撮像フレームレートを算出するフレームレート算出部と、前記カプセル型内視鏡における撮像フレームレートを前記フレームレート算出部により算出された撮像フレームレートに設定させる指示信号を前記カプセル型内視鏡に送信する送信部と、を備えることを特徴とする。

20

【 0 0 1 0 】

上記誘導装置において、前記カプセル型内視鏡における撮像フレームレートの初期値が予め設定されており、前記フレームレート算出部は、前記指示情報入力部から前記誘導指示情報が入力されている場合、前記撮像フレームレートとして、前記初期値よりも高い値を算出する、ことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

上記誘導装置において、前記カプセル型内視鏡は永久磁石を備え、前記誘導手段は、前記永久磁石に作用する磁界を発生し、前記誘導制御部は、前記誘導指示情報に基づいて前記磁界を変化させることにより、前記カプセル型内視鏡の位置又は姿勢を変化させ、前記フレームレート算出部は、前記磁界の時間的な変化率が大きいほど値が大きくなるように、前記撮像フレームレートを算出する、ことを特徴とする。

30

【 0 0 1 2 】

上記誘導装置において、前記カプセル型内視鏡は永久磁石を備え、前記誘導手段は、前記永久磁石に作用する磁界を発生し、前記誘導制御部は、前記誘導指示情報に基づいて前記磁界を変化させることにより、前記カプセル型内視鏡の位置又は姿勢を変化させ、前記フレームレート算出部は、前記磁界の時間的な変化率が大きくなると値が段階的に大きくなるように、前記撮像フレームレートを算出する、ことを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

上記誘導装置において、前記フレームレート算出部は、前記カプセル型内視鏡の姿勢を変化させる誘導指示情報が入力されている場合、前記カプセル型内視鏡の位置を変化させる誘導指示情報が入力されている場合よりも値が大きくなるように、前記撮像フレームレートを算出する、ことを特徴とする。

40

【 0 0 1 4 】

上記誘導装置において、前記フレームレート算出部は、前記カプセル型内視鏡を該カプセル型内視鏡の視野の方向と直交する方向に並進させる誘導指示情報が入力されている場合、前記カプセル型内視鏡を前記視野の方向に並進させる誘導指示情報が入力されている場合よりも値が大きくなるように、前記撮像フレームレートを算出する、ことを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

本発明に係るカプセル型内視鏡誘導システムは、前記誘導装置と、前記カプセル型内視

50

鏡と、を備え、前記カプセル型内視鏡は、前記被検体内を撮像する撮像部と、前記送信部から送信された前記指示信号を受信する受信部と、前記受信部が受信した前記指示信号に従って、前記撮像部における撮像フレームレートを制御する制御部と、を有することを特徴とする。

【0016】

本発明に係る誘導装置の作動方法は、被検体内に導入され、該被検体内を撮像するカプセル型内視鏡を誘導する誘導装置の作動方法であって、前記カプセル型内視鏡の位置又は姿勢を変化させる誘導指示情報に基づいて、前記カプセル型内視鏡を誘導する誘導手段の動作を制御する誘導制御ステップと、前記誘導指示情報に基づいて、前記カプセル型内視鏡における撮像フレームレートを算出するフレームレート算出ステップと、前記カプセル型内視鏡における撮像フレームレートを前記フレームレート算出ステップにおいて算出された撮像フレームレートに設定させる指示信号を前記カプセル型内視鏡に送信する送信ステップと、を含むことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、カプセル型内視鏡を移動又は姿勢を変更させる指示情報に基づき、カプセル型内視鏡の撮像フレームレートを設定させる指示信号を誘導装置からカプセル型内視鏡に送信するので、カプセル型内視鏡が移動又は視野変更を開始した時点では撮像フレームレートが既に変更された状態となっている。従って、撮像フレームレートを変更すべきタイミングと、実際に撮像フレームレートが変更されるタイミングとのタイムラグをなくし、カプセル型内視鏡の撮像フレームレートを適切なタイミングで変更することが可能となる。

20

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係るカプセル型内視鏡誘導システムの構成例を示す模式図である。

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

【図3A】図3Aは、図1に示す操作入力部の構成例を示す模式的な正面図である。

【図3B】図3Bは、図1に示す操作入力部の構成例を示す模式的な側面図である。

【図4】図4は、図3A及び図3Bに示す操作入力部の各構成部位に対する操作によって誘導されるカプセル型内視鏡の動きを示す模式図である。

30

【図5】図5は、図1に示す磁界生成部の構成例を示す模式図である。

【図6】図6は、図1に示すカプセル型内視鏡の動作を示すフローチャートである。

【図7】図7は、図1に示す誘導装置の動作を示すフローチャートである。

【図8】図8は、図1に示すカプセル型内視鏡が被検体内に導入された状態を示す模式図である。

【図9】図9は、カプセル型内視鏡をx方向に移動させる誘導指示情報が入力された場合の制御部の動作を説明するためのグラフである。

【図10】図10は、本発明の実施の形態2に係るカプセル型内視鏡誘導システムにおける誘導手段の構成例を示す模式図である。

40

【図11】図11は、本発明の実施の形態3に係るカプセル型内視鏡誘導システムにおける誘導手段の構成例を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下に、本発明の実施の形態に係る誘導装置、カプセル型内視鏡誘導システム、及び誘導装置の作動方法について、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、カプセル型内視鏡の一形態として、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、被検体の食道から肛門にかけて管腔内を移動しつつ撮像を行うカプセル型内視鏡など、カプセル型をなし、被検体内に導入されて撮像を行う

50

種々の内視鏡に適用することが可能である。

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

(実施の形態 1)

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡誘導システムの構成例を示す模式図である。図 1 に示すように、実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡誘導システム 1 は、カプセル型内視鏡 1 0 と、被検体内に導入されたカプセル型内視鏡 1 0 を誘導する誘導装置 2 0 とを備える。実施の形態 1 においては、カプセル型内視鏡 1 0 の誘導方式として、カプセル型内視鏡 1 0 の内部に永久磁石を設け、この永久磁石に誘導装置 2 0 が発生した磁界 M G を印加することによりカプセル型内視鏡 1 0 を誘導する方式を用いる。

【 0 0 2 2 】

カプセル型内視鏡 1 0 は、経口摂取等によって所定の液体と共に被検体内に導入された後、消化管内部を移動し、最終的に被検体の外部に排出される。その間、カプセル型内視鏡 1 0 は、臓器内部（例えば胃内部）において液体中を漂い、磁界 M G によって誘導されつつ被検体内を撮像して体内画像の画像データを順次生成し、無線送信する。

【 0 0 2 3 】

図 2 は、カプセル型内視鏡 1 0 の内部構造の一例を示す模式図である。図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 1 0 は、被検体の臓器内部に導入し易い大きさに形成された外装ケースであるカプセル型筐体 1 0 0 と、互いに異なる方向の被写体を撮像する撮像部 1 1 A、1 1 B と、撮像部 1 1 A、1 1 B から入力された信号を処理すると共に、カプセル型内視鏡 1 0 の各構成部を制御する制御部 1 5 と、制御部 1 5 によって処理された信号をカプセル型内視鏡 1 0 の外部に無線送信すると共に、外部から送信された指示信号等を受信する無線通信部 1 6 と、カプセル型内視鏡 1 0 の各構成部に電力を供給する電源部 1 7 と、誘導装置 2 0 による誘導を可能にするための永久磁石 1 8 とを備える。

【 0 0 2 4 】

カプセル型筐体 1 0 0 は、筒状筐体 1 0 1 とドーム状筐体 1 0 2、1 0 3 とから成り、この筒状筐体 1 0 1 の両側開口端をドーム状筐体 1 0 2、1 0 3 によって塞ぐことによって形成される。筒状筐体 1 0 1 は、可視光に対して略不透明な有色の筐体である。一方、ドーム状筐体 1 0 2、1 0 3 は、可視光等の所定波長帯域の光に対して透明な、ドーム形状をなす光学部材である。このようなカプセル型筐体 1 0 0 は、撮像部 1 1 A、1 1 B と、制御部 1 5 と、無線通信部 1 6 と、電源部 1 7 と、永久磁石 1 8 とを液密に内包する。

【 0 0 2 5 】

撮像部 1 1 A は、LED (Light Emitting Diode) 又は LD (Laser Diode) 等からなり、白色光等の照明光を発光する照明部 1 2 A と、集光レンズ等の光学系 1 3 A と、CMOS イメージセンサ又は CCD 等からなる撮像素子 1 4 A とを有する。照明部 1 2 A は、撮像素子 1 4 A の撮像視野内の被検体に、ドーム状筐体 1 0 2 越しに照明光を照射する。光学系 1 3 A は、この撮像視野からの反射光を集光し、撮像素子 1 4 A の撮像面に結像させる。撮像素子 1 4 A 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。

【 0 0 2 6 】

撮像部 1 1 B は、撮像部 1 1 A と同様に、LED 又は LD 等の照明部 1 2 B と、集光レンズ等の光学系 1 3 B と、CMOS イメージセンサ又は CCD 等の撮像素子 1 4 B とを有し、ドーム状筐体 1 0 3 越しに撮像視野内の被検体を撮像する。

【 0 0 2 7 】

制御部 1 5 は、撮像部 1 1 A、1 1 B 及び無線通信部 1 6 の各動作を制御すると共に、これらの各構成部間における信号の入出力を制御する。具体的には、制御部 1 5 は、撮像

部 1 1 A、1 1 B における撮像フレームレートを設定し、この設定した撮像フレームレートで、照明部 1 2 A によって照明された撮像視野内の被検体を撮像素子 1 4 A に撮像させると共に、照明部 1 2 B によって照明された撮像視野内の被検体を撮像素子 1 4 B に撮像させる。そして、制御部 1 5 は、撮像素子 1 4 A、1 4 B から出力された画像信号に所定の信号処理を施す。さらに、制御部 1 5 は、無線通信部 1 6 に対し、上記画像信号を時系列に沿って順次無線送信させる。また、制御部 1 5 は、外部から送信され、無線通信部 1 6 によって受信された指示信号に従って、撮像部 1 1 A、1 1 B における撮像フレームレートを切り替える。

【 0 0 2 8 】

無線通信部 1 6 は、無線信号を送受信するためのアンテナ 1 6 a を備える。無線通信部 1 6 は、撮像部 1 1 A、1 1 B が被検体を撮像して生成した体内画像の画像信号を制御部 1 5 から取得し、該画像信号に対して変調処理等を施して無線信号を生成して、アンテナ 1 6 a を介して誘導装置 2 0 に送信する。また、無線通信部 1 6 は、誘導装置 2 0 から無線送信された指示信号を、アンテナ 1 6 a を介して受信し、制御部 1 5 に入力する。

【 0 0 2 9 】

電源部 1 7 は、ボタン型電池やキャパシタ等の蓄電部であって、磁気スイッチや光スイッチ等のスイッチ部を有する。電源部 1 7 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る。電源部 1 7 は、オン状態のときに、蓄電部の電力をカプセル型内視鏡 1 0 の各構成部（撮像部 1 1 A、1 1 B、制御部 1 5、及び無線通信部 1 6）に供給し、オフ状態のときに、カプセル型内視鏡 1 0 の各構成部への電力供給を停止する。

【 0 0 3 0 】

永久磁石 1 8 は、誘導装置 2 0 が生成した磁界 M G によるカプセル型内視鏡 1 0 の誘導を可能にするためのものであり、カプセル型筐体 1 0 0 の内部に所定の向きに固定して配置される。実施の形態 1 においては、永久磁石 1 8 を、矢印で示す磁化方向がカプセル型内視鏡 1 0 の長軸 L a に対して直交するように配置している。永久磁石 1 8 は、外部から印加された磁界 M G に追従して動作し、この結果、誘導装置 2 0 によるカプセル型内視鏡 1 0 の誘導が実現する。

【 0 0 3 1 】

再び図 1 を参照すると、誘導装置 2 0 は、カプセル型内視鏡 1 0 との間で無線通信を行い、カプセル型内視鏡 1 0 から送信された無線信号を受信する受信部 2 1 と、受信部 2 1 が受信した無線信号に基づいて被検体内におけるカプセル型内視鏡 1 0 の位置を検出する位置及び姿勢検出部 2 2 と、受信部 2 1 が受信した無線信号から画像信号を取得し、該画像信号に所定の信号処理を施して体内画像を画面表示すると共に、被検体内におけるカプセル型内視鏡 1 0 の位置を画面表示する表示部 2 3 と、カプセル型内視鏡誘導システム 1 に対する指示や情報等の入力を受け付ける操作入力部 2 4 と、カプセル型内視鏡 1 0 を誘導するための磁界 M G を生成する磁界生成部 2 5 と、これらの各部を制御する制御部 2 6 と、カプセル型内視鏡 1 0 により取得された体内画像の画像データや各種情報を記憶する記憶部 2 7 と、カプセル型内視鏡 1 0 に対して指示信号を無線送信する送信部 2 8 とを備える。

【 0 0 3 2 】

受信部 2 1 は、複数の受信アンテナ 2 1 a を備え、これらの受信アンテナ 2 1 a を介して、カプセル型内視鏡 1 0 から送信された無線信号を順次受信する。受信部 2 1 は、これらの受信アンテナ 2 1 a の中から最も受信電界強度の高いアンテナを選択し、選択したアンテナを介して受信した無線信号に対して復調処理等を行うことにより画像信号を抽出し、表示部 2 3 に出力する。

【 0 0 3 3 】

位置及び姿勢検出部 2 2 は、受信部 2 1 が受信した無線信号の強度に基づいて、被検体内におけるカプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢を検出し、カプセル型内視鏡 1 0 の位置に関する情報（以下、位置情報という）及び姿勢に関する情報（以下、姿勢情報という）

10

20

30

40

50

を生成して出力する。一例として、位置及び姿勢検出部 22 は、カプセル型内視鏡 10 の位置の初期値を適宜設定し、各受信アンテナ 21a が受信した無線信号の強度分布に基づき、ガウス - ニュートン法により位置の推定値を算出する処理を、算出した推定値と前回の推定値とのずれ量が所定値以下となるまで反復することにより、カプセル型内視鏡 10 の位置を求める（例えば、特開 2007 - 283001 号公報参照）。

【0034】

なお、カプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢の検出方法は、上述した方法に限定されない。例えば、カプセル型内視鏡 10 内に磁界を発生するコイルを設けると共に、このコイルが発生する磁界を検出する複数のセンスコイルを誘導装置 20 側に設け、各センスコイルが検出した磁界の振幅及び位相に基づいて、カプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢を検出して良い（例えば、国際公開第 2009 / 031456 号参照）。

10

【0035】

表示部 23 は、液晶ディスプレイ等の各種ディスプレイを含み、受信部 21 から出力された画像信号に基づく体内画像や、位置及び姿勢検出部 22 から出力された位置情報あるいは姿勢情報や、その他各種情報を表示する。

【0036】

操作入力部 24 は、ジョイスティック、各種ボタン及び各種スイッチを備えた操作卓、キーボード等からなる入力デバイスであり、外部からなされる操作に応じて、カプセル型内視鏡 10 を誘導するための誘導指示情報や、誘導装置 20 に対する指示や情報を表す信号を制御部 26 に入力する指示情報入力部である。ここで、誘導指示情報とは、誘導操作の対象であるカプセル型内視鏡 10 の位置や姿勢を変化させるための指示情報であり、具体的には、カプセル型内視鏡 10 を水平方向又は鉛直方向に並進させる動作や、カプセル型内視鏡 10 を長軸 La と直交する軸回りに回転させる動作や、カプセル型内視鏡 10 を鉛直軸回りに回転させる動作に関する情報等が含まれる。

20

【0037】

図 3A 及び図 3B は、2つのジョイスティック 31、32 を用いて操作入力部 24 を構成した例を示す模式図である。図 3A は、操作入力部 24 の正面図であり、図 3B は、操作入力部 24 の右側面図である。また、図 4 は、操作入力部 24 の各構成部位に対する操作によって誘導されるカプセル型内視鏡 10 の動きを示す模式図である。

【0038】

図 3A に示すように、ジョイスティック 31、32 は、磁界生成部 25 によるカプセル型内視鏡 10 の誘導を 3 次的に操作するためのデバイスである。ジョイスティック 31、32 は、前方及び後方並びに左右方向に傾動操作可能である。

30

【0039】

ジョイスティック 31 の矢印 Y11j に示す前方及び後方の傾動方向は、図 4 の矢印 Y11 のように、鉛直軸（z 軸）に対してカプセル型内視鏡 10 の首を振らせるティルティング誘導方向に対応する。ジョイスティック 31 に対して矢印 Y11j の傾動操作がなされた場合、操作入力部 24 は、傾動操作に応じた方向及び角度だけカプセル型内視鏡 10 をティルティングさせる誘導指示情報を制御部 26 に入力する。

【0040】

ジョイスティック 31 の矢印 Y12j に示す左右方向の傾動方向は、図 4 の矢印 Y12 のように、z 軸を中心としてカプセル型内視鏡 10 を回転させるローテーション誘導方向に対応する。ジョイスティック 31 に対して矢印 Y12j の傾動操作がなされた場合、操作入力部 24 は、傾動操作に応じた方向及び角度だけカプセル型内視鏡 10 をローテーションさせる誘導指示情報を制御部 26 に入力する。

40

【0041】

ジョイスティック 32 の矢印 Y13j に示す前方及び後方の傾動方向は、図 4 の矢印 Y13 のように、長軸 La を水平面 Hp に投影した方向にカプセル型内視鏡 10 を並進させる水平バックワード誘導方向又は水平フォワード誘導方向に対応する。ジョイスティック 32 に対して矢印 Y13j の傾動操作がなされた場合、操作入力部 24

50

は、傾動操作に応じた方向及び距離だけカプセル型内視鏡 10 を並進させる誘導指示情報を制御部 26 に入力する。

【0042】

ジョイスティック 32 の矢印 Y14j に示す左右方向の傾動方向は、図 4 の矢印 Y14 のように、長軸 La を水平面 Hp に投影した方向と直交する方向にカプセル型内視鏡 10 を並進させる水平ライト誘導方向又は水平ライト誘導方向に対応する。ジョイスティック 32 に対して矢印 Y14j の傾動操作がなされた場合、操作入力部 24 は、傾動操作に応じた方向及び距離だけカプセル型内視鏡 10 を並進させる誘導指示情報を制御部 26 に入力する。

【0043】

図 3B に示すように、ジョイスティック 31 の背面には、アップボタン 34U、ダウンボタン 34B が設けられている。アップボタン 34U が押圧された場合、操作入力部 24 は、カプセル型内視鏡 10 を鉛直上方に移動させる誘導指示情報を制御部 26 に入力する。また、ダウンボタン 34B が押圧された場合、操作入力部 24 は、カプセル型内視鏡 10 を鉛直下方に移動させる誘導指示情報を制御部 26 に入力する。

【0044】

ジョイスティック 32 の上部には、アプローチボタン 35 が設けられている。アプローチボタン 35 が押圧された場合、操作入力部 24 は、撮像部 11A の撮像対象に対してカプセル型内視鏡 10 の撮像部 11A 側を近接させる誘導指示情報を制御部 26 に入力する。

【0045】

なお、操作入力部 24 は、このようなジョイスティック 31、32 と共に、各種操作ボタンやキーボード等からなる入力デバイスをさらに有しても良い。

【0046】

磁界生成部 25 は、被検体内に導入されたカプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢を変化させるための磁界 MG を生成する誘導手段である。図 5 は、磁界生成部 25 の構成例を示す模式図である。実施の形態 1 において、磁界生成部 25 は、磁界 MG を発生する体外永久磁石 25a と、体外永久磁石 25a を並進及び回転させる駆動手段として、平面位置変更部 25b、鉛直位置変更部 25c、仰角変更部 25d、及び旋回角変更部 25e とを有する。このような磁界生成部 25 は、例えば被検体が載置されるベッド等の下に設置され、後述する誘導制御部 261 の制御の下で動作する。

【0047】

体外永久磁石 25a は、好ましくは、直方体形状を有する棒磁石によって実現され、自身の磁化方向と平行な 4 つの面の内の 1 つの面 PL を水平面 (xy 面) に投影した領域内にカプセル型内視鏡 10 を拘束する。

【0048】

平面位置変更部 25b は、体外永久磁石 25a を水平面内 (x 方向及び y 方向) において並進させる。それにより、磁界 MG に拘束されたカプセル型内視鏡 10 が水平面内で移動する。

【0049】

鉛直位置変更部 25c は、体外永久磁石 25a を鉛直方向 (z 方向) に並進させる。それにより、カプセル型内視鏡 10 に作用する磁界 MG の強度 (磁気引力) が変化し、磁界 MG に拘束されたカプセル型内視鏡 10 が鉛直方向に移動する。

【0050】

仰角変更部 25d は、体外永久磁石 25a の磁化方向を含む鉛直面内において体外永久磁石 25a を回転させることにより、水平面に対する磁化方向の角度を変化させる。言い換えると、仰角変更部 25d は、面 PL と平行且つ磁化方向と直交し、体外永久磁石 25a の中心を通る軸に対して体外永久磁石 25a を回転させる。それにより、磁界 MG に拘束されたカプセル型内視鏡 10 (長軸 La) の水平面に対する角度 (仰角) が変化する。

【0051】

旋回角変更部 25 e は、体外永久磁石 25 a の中心を通る鉛直軸に対して体外永久磁石 25 a を回転させる。それにより、磁界 M G に拘束されたカプセル型内視鏡 10 (長軸 L a) の鉛直軸回りの角度 (旋回角) が変化する。

【0052】

このように、平面位置変更部 25 b、鉛直位置変更部 25 c、仰角変更部 25 d、及び旋回角変更部 25 e によって体外永久磁石 25 a を並進及び回転させることにより、カプセル型内視鏡 10 を x、y、z の各方向に 3 自由度で並進させると共に、カプセル型内視鏡 10 の姿勢を仰角、旋回角の 2 自由度で変化させることができる。

【0053】

制御部 26 は、磁界生成部 25 の動作を制御する誘導制御部 26 1 と、カプセル型内視鏡 10 の撮像部 11 A、11 B における撮像フレームレートを算出するフレームレート算出部 26 2 とを備える。

【0054】

誘導制御部 26 1 は、位置及び姿勢検出部 22 から取り込んだカプセル型内視鏡 10 の位置情報及び姿勢情報と、操作入力部 24 から入力された誘導指示情報とに基づき、磁界生成部 25 の動作を制御する制御信号を出力することにより、ユーザ所望の位置及び姿勢にカプセル型内視鏡 10 を誘導するための制御を行う。

【0055】

詳細には、誘導制御部 26 1 は、誘導指示情報をもとに、ジョイスティック 32 の傾動方向に対応するカプセル型内視鏡 10 先端の絶対座標系上における誘導方向を算出すると共に、ジョイスティック 32 の傾動量に対応する誘導量を算出する。そして、誘導制御部 26 1 は、カプセル型内視鏡 10 が、算出した誘導方向に向かって、算出した誘導量に応じて水平面内で並進するよう平面位置変更部 25 b を制御することにより、磁界生成部 25 が生成する磁界 M G を変化させる。

【0056】

また、誘導制御部 26 1 は、誘導指示情報をもとに、ジョイスティック 31 のアップボタン 34 U 又はダウンボタン 34 B に対応するカプセル型内視鏡 10 先端の絶対座標系上における誘導方向を算出すると共に、これらのボタンに対する押圧強さに応じた誘導量を算出する。そして、誘導制御部 26 1 は、カプセル型内視鏡 10 が、算出した誘導方向に向かって、算出した誘導量に応じて鉛直方向に並進するよう鉛直位置変更部 25 c を制御することにより、磁界生成部 25 が生成する磁界 M G を変化させる。

【0057】

さらに、誘導制御部 26 1 は、誘導指示情報をもとに、ジョイスティック 31 の傾動方向に対応するカプセル型内視鏡 10 先端の絶対座標系上における誘導方向を算出すると共に、ジョイスティック 31 の傾動量に対応する誘導量を算出する。そして、誘導制御部 26 1 は、カプセル型内視鏡 10 の仰角及び旋回角が、算出した誘導方向において算出した誘導量に応じて変化するよう仰角変更部 25 d 及び旋回角変更部 25 e を制御することにより、磁界生成部 25 が生成する磁界 M G を変化させる。

【0058】

フレームレート算出部 26 2 は、誘導制御部 26 1 から磁界生成部 25 を制御するための制御信号が出力された場合に、この制御信号に基づいてカプセル型内視鏡 10 の撮像部 11 A、11 B に対して設定する撮像フレームレートを算出し、カプセル型内視鏡 10 における撮像フレームレートを切り替えさせるための指示信号を生成する。

【0059】

記憶部 27 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メディアを用いて実現される。記憶部 27 は、カプセル型内視鏡 10 から送信された画像信号に基づく体内画像の画像データその他、制御部 26 が誘導装置 20 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等の情報を記憶する。

【0060】

送信部 28 は、無線信号を送信するための送信アンテナ 28 a を備える。送信部 28 は

10

20

30

40

50

、フレームレート算出部 262 が生成した指示信号に変調処理等を施して無線信号を生成し、カプセル型内視鏡 10 に送信する。

【0061】

次に、カプセル型内視鏡誘導システム 1 の動作を、図 6 ~ 図 9 を参照しながら説明する。図 6 は、カプセル型内視鏡 10 の動作を示すフローチャートである。図 7 は、誘導装置 20 の動作を示すフローチャートである。図 8 は、カプセル型内視鏡 10 が被検体内に導入された状態を示す模式図である。図 9 は、操作入力部 24 からカプセル型内視鏡 10 を x 方向に移動させる誘導指示情報が入力された場合における制御部 26 の動作を説明するためのグラフである。このうち、図 9 の (a) ~ (c) の横軸 t は時間を示す。また、図 9 の (a) の縦軸 x は、被検体内におけるカプセル型内視鏡 10 の位置座標、又はカプセル型内視鏡 10 の姿勢を数値化した値 (例えば、所定の軸に対する角度等) を示す。図 9 の (b) の縦軸 V は、誘導指示情報に基づいて誘導制御部 261 が出力する誘導制御信号の出力値を示す。図 9 の (c) の縦軸 FR は、カプセル型内視鏡 10 における撮像フレームレートを示す。

10

【0062】

まず、図 6 に示すステップ S10 において、カプセル型内視鏡 10 の電源をオンにすると、撮像部 11A、11B は、初期値として予め設定されている撮像フレームレート FR₀ (例えば、2 fps) で撮像動作を開始する (ステップ S11)。これに応じて、無線通信部 16 は、撮像部 11A、11B から出力された画像信号に所定の処理を施して無線送信する (ステップ S12)。

20

【0063】

ここで、通常、カプセル型内視鏡 10 は、電源がオンにされ、撮像動作の確認がなされた後、被検体内に導入される。以下においては、図 8 に示すように、所定の液体 (例えば水) W と共にカプセル型内視鏡 10 を被検体内に導入し、液体 W に浮遊させた状態でカプセル型内視鏡 10 を誘導する場合を説明する。

【0064】

一方、図 7 に示すステップ S20 において、誘導装置 20 の動作をスタートさせると、受信部 21 は、カプセル型内視鏡 10 から送信された画像信号を受信する (ステップ S21)。これに応じて、表示部 23 は、受信部 21 から画像信号を取得して所定の信号処理を施すことにより、体内画像を表示する (ステップ S22)。

30

【0065】

ステップ S23 において、制御部 26 は、カプセル型内視鏡 10 を誘導するための誘導指示情報が操作入力部 24 から入力されたか否かを判定する。誘導指示情報が入力されない場合 (ステップ S23: No)、誘導装置 20 の動作は、後述するステップ S28 に移行する。

【0066】

一方、誘導指示情報が入力された場合 (ステップ S23: Yes)、誘導制御部 261 は、この誘導指示情報に基づいて、カプセル型内視鏡 10 を誘導するための誘導制御信号を生成し、フレームレート算出部 262 及び磁界生成部 25 に出力する (ステップ S24、図 9 の (b) 参照)。誘導制御信号には、カプセル型内視鏡 10 の位置を変化させるために体外永久磁石 25a を並進させる並進駆動信号と、カプセル型内視鏡 10 の姿勢を変化させるために体外永久磁石 25a を回転させる回転駆動信号とが含まれる。これらの誘導制御信号 (並進駆動信号又は回転駆動信号) の出力値 V は、操作入力部 24 に対する単位時間あたりの操作量が多いほど、即ち、ユーザが所望するカプセル型内視鏡 10 の位置や姿勢の単位時間あたりの変化量が多いほど、磁界の時間的な変化率を大きくするために、値が大きくなる。

40

【0067】

続くステップ S25 において、フレームレート算出部 262 は、誘導制御部 261 から出力された誘導制御信号に基づき、カプセル型内視鏡 10 に設定する撮像フレームレート FR を算出する。詳細には、フレームレート算出部 262 は、誘導制御信号の出力値 V が

50

大きいほど、撮像フレームレート FR が大きな値となるように演算を行う。一例として、誘導制御信号の出力値 V に正の係数を掛けることにより撮像フレームレート FR を算出する。

【 0 0 6 8 】

この際、出力値 V に掛ける係数は常に一定としても良いし、カプセル型内視鏡 10 を誘導する操作の内容に応じて異なる値を用いても良い。例えば、カプセル型内視鏡 10 の姿勢を変化させる場合、カプセル型内視鏡 10 の位置を変化させる場合よりも係数を大きくすると良い。これは、カプセル型内視鏡 10 の姿勢を変更させる場合の方が、カプセル型内視鏡 10 を並進させる場合よりも撮像視野の変化が大きいため、撮像フレームレートをより高くすることが好ましいからである。

10

【 0 0 6 9 】

また、カプセル型内視鏡 10 を撮像視野の方向と直交する方向に並進させる場合、カプセル型内視鏡 10 を撮像視野の方向に並進させる場合よりも係数を大きくすると良い。ここで、撮像視野の方向とは、撮像部 11A、11B (図2参照) が向いている方向のことであり、図8の場合、長軸 L_a と平行な方向のことである。これは、カプセル型内視鏡 10 を撮像視野の方向と直交する方向に並進させる場合の方が、撮像視野の方向に並進させる場合よりも撮像視野の変化が大きいため、撮像フレームレートをより高くすることが好ましいからである。

【 0 0 7 0 】

さらに、カプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢を同時に変化させるための誘導制御信号や、カプセル型内視鏡 10 を複数の方向に同時に移動させるための誘導制御信号が出力された場合、フレームレート算出部 262 は、カプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢を変化させる際の自由度に対応する出力値 V の各成分をもとに、自由度ごとの撮像フレームレートを算出し、これらの自由度ごとの撮像フレームレートを合算することで、カプセル型内視鏡 10 に設定する撮像フレームレート FR を求める。

20

【 0 0 7 1 】

ここで、カプセル型内視鏡 10 においては、設定可能な撮像フレームレート FR の上限値 FR_{max} を予め定めておくことが好ましい。フレームレート算出部 262 は、各自由度に対応する撮像フレームレートの合算値が上限値 FR_{max} を超えた場合に、この上限値 FR_{max} を、カプセル型内視鏡 10 に設定する撮像フレームレート FR として、指示信号を生成する。一例として、カプセル型内視鏡 10 に設定されている初期値 FR_0 を 2 f p s とする場合、上限値 FR_{max} を 60 f p s 程度にすると良い。

30

【 0 0 7 2 】

続くステップ S 26 において、フレームレート算出部 262 は、ステップ S 25 において算出した撮像フレームレート FR をカプセル型内視鏡 10 に設定させる指示信号を生成し、送信部 28 にこの指示信号を送信させる。

【 0 0 7 3 】

図6に示すステップ S 13 において、カプセル型内視鏡 10 は、誘導装置 20 から送信された指示信号を受信したか否かを判定する。指示信号を受信した場合 (ステップ S 13 : Yes)、制御部 15 は、受信した指示信号に従って、撮像部 11A、11B における撮像フレームレートを切り替える (ステップ S 14、図9の(c)参照)。

40

【 0 0 7 4 】

その後、ステップ S 15 において、制御部 15 は、撮像を終了するか否かを判断する。具体的には、カプセル型内視鏡 10 の電源がオンにされてから所定時間以上経過した、電源部 17 の残存電力量が所定値以下となった、或いは、誘導装置 20 から検査終了を指示する信号が送信された、といった場合に、撮像を終了すると判断する。撮像を終了しない場合 (ステップ S 15 : No)、カプセル型内視鏡 10 の動作はステップ S 11 に戻る。一方、撮像を終了する場合 (ステップ S 15 : Yes)、カプセル型内視鏡 10 の動作は終了する。

【 0 0 7 5 】

50

図 7 に示すステップ S 2 6 に続くステップ S 2 7 において、磁界生成部 2 5 は、誘導制御部 2 6 1 から出力された誘導制御信号に従って体外永久磁石 2 5 a を駆動し、磁界 M G を変化させることにより、カプセル型内視鏡 1 0 の誘導を行う。ここで、誘導制御部 2 6 1 から誘導制御信号が出力された後（図 9 の（b）参照）、撮像フレームレート F R を切り替えさせる指示信号がカプセル型内視鏡 1 0 に無線送信され、撮像フレームレート F R が速やかに切り替えられるのに対し（図 9 の（c）参照）、体外永久磁石 2 5 a の移動及び回転に応じて変化する磁界 M G により、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び姿勢はゆっくり変化する（図 9 の（a）参照）。従って、カプセル型内視鏡 1 0 が磁界 M G により加速又は減速されてユーザ所望の位置及び姿勢に誘導されたときには、撮像フレームレート F R が既に切り替えられていることになる。

10

【 0 0 7 6 】

続くステップ S 2 8 において、制御部 2 6 は、操作入力部 2 4 から誘導終了を指示する信号が入力されたか否かを判定する。誘導終了を指示する信号が入力されない場合（ステップ S 2 8 : N o）、誘導装置 2 0 の動作はステップ S 2 1 に戻る。一方、誘導終了を指示する信号が入力された場合（ステップ S 2 8 : Y e s）、誘導装置 2 0 の動作は終了する。

【 0 0 7 7 】

また、カプセル型内視鏡 1 0 は、ステップ S 1 3 において、誘導装置 2 0 から指示信号を受信しない場合（ステップ S 1 3 : N o）、続いて、指示信号を受信しない時間が所定時間以上継続したか否かを判定する（ステップ S 1 6）。図 9 の（b）に示すように、誘導制御部 2 6 1 から誘導制御信号が所定時間 Δt 以上出力されない場合、撮像フレームレートを切り替えさせる指示信号も所定時間 Δt 以上出力されないことになる。

20

【 0 0 7 8 】

指示信号を受信しない時間が所定時間以上継続した場合（ステップ S 1 6 : Y e s）、カプセル型内視鏡 1 0 は、撮像フレームレートを初期値 $F R_0$ に戻す（ステップ S 1 7、図 9 の（c）参照）。その後、カプセル型内視鏡 1 0 の動作はステップ S 1 5 に移行する。一方、指示信号を受信しない時間が所定時間以上継続していない場合（ステップ S 1 6 : N o）、カプセル型内視鏡 1 0 の動作は直接ステップ S 1 5 に移行する。

【 0 0 7 9 】

以上説明したように、実施の形態 1 によれば、操作入力部 2 4 から入力された誘導指示情報に基づき、カプセル型内視鏡 1 0 の位置又は姿勢を誘導するための誘導制御信号が出力された際に、撮像フレームレートを切り替えさせるための指示信号がカプセル型内視鏡 1 0 に無線送信されるので、誘導制御信号に基づく磁界生成部 2 5 の動作により磁界 M G が変化してカプセル型内視鏡 1 0 が加速又は減速する前に、カプセル型内視鏡 1 0 の撮像フレームレートを変更することができる。それにより、観察部位を変更する際に、カプセル型内視鏡 1 0 が新たな観察部位に視野を向けるタイミングに対し、撮像フレームレートの変更タイミングのタイムラグをなくすることができる。従って、カプセル型内視鏡 1 0 が新たな観察部位に視野を向けた当初から適切な撮像フレームレートで当該観察部位を観察することが可能となる。

30

【 0 0 8 0 】

また、実施の形態 1 によれば、誘導制御信号の出力値、言い換えると、操作入力部 2 4 に対する操作量に応じて撮像フレームレートの値を算出するので、カプセル型内視鏡 1 0 の位置又は姿勢の変化が大きいときには撮像フレームレートを高く設定して、被検体内を詳細に観察できると共に、それ以外のときには撮像フレームレートを低く設定して、無駄な画像の撮像枚数や電力消費量を抑制することが可能となる。

40

【 0 0 8 1 】

（変形例 1）

上記実施の形態 1 においては、誘導制御部 2 6 1 が出力した誘導制御信号に基づいて、フレームレート算出部 2 6 2 が撮像フレームレートを算出して指示信号を生成することとしたが、フレームレート算出部 2 6 2 は、操作入力部 2 4 から誘導指示情報が入力された

50

際に、この誘導指示情報に基づいて撮像フレームレートを算出しても良い。

【 0 0 8 2 】

(変形例 2)

上記実施の形態 1 においては、誘導制御信号の出力値 V に応じて、撮像フレームレート FR の値を無段階で設定することとしたが、段階的に設定しても良い。例えば、撮像フレームレートの初期値 FR_0 を 2 fps 、最大値 FR_{max} を 60 fps とする場合、出力値 V の範囲に応じて、撮像フレームレートを低速 (例えば 15 fps)、中速 (例えば 30 fps)、高速 (例えば 45 fps) の計 5 段階に設定しても良い。

【 0 0 8 3 】

(変形例 3)

上記実施の形態 1 においては、撮像フレームレート FR を算出する際、カプセル型内視鏡 10 の位置及び姿勢を変化させる際の自由度に対応する出力値 V の各成分をもとに、自由度ごとの撮像フレームレートを算出し、これらの撮像フレームレートを単に合算することにより、カプセル型内視鏡 10 に設定するトータルの撮像フレームレート FR を求めたが、自由度ごとの撮像フレームレートに重みを付けて合算しても良い。

【 0 0 8 4 】

具体的には、 x 、 y 、 z の各方向への並進運動に対応する出力値 V の成分 V_x 、 V_y 、 V_z と、仰角、旋回角を変化させる回転運動に対応する出力値 V の成分 V_θ 、 V_ψ と、自由度ごとの撮像フレームレートを算出する関数 $f(V)$ とを用いて、次式 (1) により、撮像フレームレート FR を算出する。

$$FR = w_x \cdot f(V_x) + w_y \cdot f(V_y) + w_z \cdot f(V_z) + w_\theta \cdot f(V_\theta) + w_\psi \cdot f(V_\psi) \dots (1)$$

【 0 0 8 5 】

式 (1) において、重み w_x 、 w_y 、 w_z は、 x 、 y 、 z の各方向への並進運動に対応する重みであり、重み w_θ 、 w_ψ は、仰角、旋回角を変化させる回転運動に対応する重みである。これらの重みは、次の (1)、(2) の方法で決定すると良い。

【 0 0 8 6 】

(1) カプセル型内視鏡 10 の姿勢変化 (回転運動) に対応する重み w_θ 、 w_ψ を、位置変化 (並進運動) に対応する重み w_x 、 w_y 、 w_z よりも大きくする。これは、カプセル型内視鏡 10 の姿勢を変更させる場合の方が、カプセル型内視鏡 10 を並進させる場合よりも撮像視野の変化が大きいためである。

【 0 0 8 7 】

(2) カプセル型内視鏡 10 の撮像視野の方向と直交する方向に対応する重みを、撮像視野の方向に対応する重みよりも大きくする。例えば、カプセル型内視鏡 10 の長軸 La が x 方向と平行である場合、 y 方向及び z 方向への並進運動に対応する重み w_y 、 w_z を、 x 方向への並進運動に対応する重み w_x よりも大きくする。これは、カプセル型内視鏡 10 を撮像視野の方向と直交する方向に並進させる場合の方が、撮像視野の方向に並進させる場合よりも撮像視野の変化が大きいためである。

【 0 0 8 8 】

(変形例 4)

上記実施の形態 1 においては、図 6 のステップ S 1 6 において指示信号を所定時間以上受信しない場合、カプセル型内視鏡 10 側において撮像フレームレートを初期値 FR_0 に戻すこととしたが (ステップ S 1 7)、この制御を誘導装置 20 側で行っても良い。即ち、誘導制御部 2 6 1 から誘導制御信号が所定時間以上出力されない場合、フレームレート算出部 2 6 2 が、撮像フレームレート FR を初期値 FR_0 に切り替えさせる指示信号を生成し、送信部 2 8 に送信させる。

【 0 0 8 9 】

(実施の形態 2)

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。

上記実施の形態 1 においては、カプセル型内視鏡 10 を誘導する誘導手段として、図 5

10

20

30

40

50

に示す磁界生成部 25 を構成した。しかしながら、カプセル型内視鏡 10 が内蔵する永久磁石 18 に作用する磁界 MG を発生し、操作入力部 24 から入力される誘導指示情報に基づいてこの磁界 MG を変化させることができれば、図 5 に示す構成に限定されない。例えば、体外永久磁石 25a の代わりに、電力供給を受けて磁界を発生する電磁石を設け、この電磁石を並進及び回転させる構成としても良い。

【0090】

図 10 は、実施の形態 2 に係るカプセル型内視鏡誘導システムにおける誘導手段としての磁界生成部 40 の構成例を示す模式図である。図 10 に示す磁界生成部 40 は、電力供給を受けて磁界を発生する電磁石 41 と、電磁石 41 に電力を供給する電力供給部 42 と、電磁石 41 を並進及び回転させる駆動手段（平面位置変更部 43a、鉛直位置変更部 43b、仰角変更部 43c、及び旋回角変更部 43d）とを備える。

10

【0091】

この場合、誘導制御部 261（図 1 参照）は、誘導制御信号として、電磁石 41 に供給される電力量及び電力量を変化させるタイミングを制御する電力制御信号と、電磁石 41 を並進させる並進駆動信号と、電磁石 41 を回転させる回転駆動信号とを出力する。

【0092】

また、フレームレート算出部 262（同上）は、誘導制御信号が出力された際に、これらの制御信号に基づいて撮像フレームレートを算出し、撮像フレームレートを切り替えさせるための指示信号をカプセル型内視鏡 10 に送信させるので、誘導制御信号に基づく磁界生成部 40 の動作により磁界 MG が変化してカプセル型内視鏡 10 が加速又は減速する前に、カプセル型内視鏡 10 の撮像フレームレートを切り替えさせることが可能となる。

20

【0093】

（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。

カプセル型内視鏡 10 を誘導する誘導手段としては、複数の電磁石が発生する磁界の合成磁界をカプセル型内視鏡 10 に作用させる構成としても良い。

【0094】

図 11 は、実施の形態 3 に係るカプセル型内視鏡誘導システムにおける誘導手段としての磁界生成部 50 の構成例を示す模式図である。図 11 に示す磁界生成部 50 は、複数の電磁石 51 と、各電磁石 51 に電力を供給する電力供給部 52 と、電力供給部 52 から各電磁石 51 への電力供給を制御することにより、各電磁石 51 が発生した磁界の合成磁界を変化させる磁界制御部 53 とを備える。

30

【0095】

各電磁石 51 は、電力供給を受けて磁界を発生するコイルからなる。なお、図 11 においては、矩形をなす 1 重の枠によって各電磁石 51 を表記しているが、電磁石の形状はこれに限定されず、例えば螺旋状や渦巻き状に巻かれたコイルを電磁石 51 として用いても良い。

【0096】

この場合、誘導制御部 261（図 1 参照）は、誘導制御信号として、電力供給部 52 から各電磁石 51 に供給される電力量及び電力量を変化させるタイミングを制御する電力制御信号を出力する。磁界制御部 53 は、これらの電力制御信号に従って、電力供給部 52 から各電磁石 51 への供給電力を制御する。

40

【0097】

また、フレームレート算出部 262（同上）は、誘導制御部 261 が出力した電力制御信号に基づいて撮像フレームレートを算出するので、電力制御信号に基づく磁界生成部 50 の動作により合成磁界が変化してカプセル型内視鏡 10 が加速又は減速する前に、カプセル型内視鏡 10 における撮像フレームレートを切り替えさせることが可能となる。

【0098】

以上説明した実施の形態 1～3 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、実施の形態 1～3 及

50

び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、種々の発明を形成できる。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。

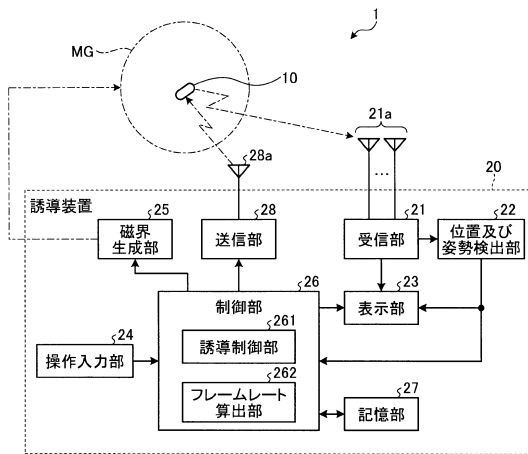
。

【符号の説明】

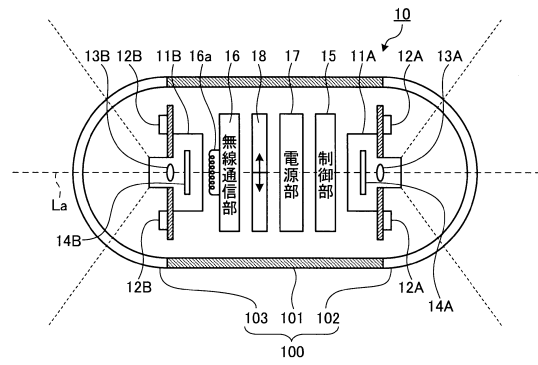
【0099】

1	カプセル型内視鏡誘導システム	
10	カプセル型内視鏡	
11A、11B	撮像部	
12A、12B	照明部	10
13A、13B	光学系	
14A、14B	撮像素子	
15	制御部	
16	無線通信部	
16a	アンテナ	
17	電源部	
18	永久磁石	
20	誘導装置	
21	受信部	
21a	受信アンテナ	20
22	位置及び姿勢検出部	
23	表示部	
24	操作入力部	
25、40、50	磁界生成部	
25a	体外永久磁石	
25b、43a	平面位置変更部	
25c、43b	鉛直位置変更部	
25d、43c	仰角変更部	
25e、43d	旋回角変更部	
26	制御部	30
261	誘導制御部	
262	フレームレート算出部	
27	記憶部	
28	送信部	
28a	送信アンテナ	
31、32	ジョイスティック	
34U	アップボタン	
34B	ダウンボタン	
35	アプローチボタン	
41、51	電磁石	40
42、52	電力供給部	
53	磁界制御部	
100	カプセル型筐体	
101	筒状筐体	
102、103	ドーム状筐体	

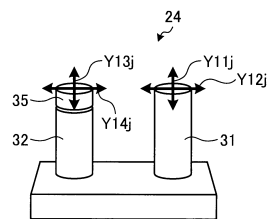
【図 1】



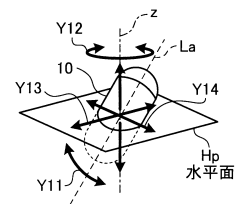
【図 2】



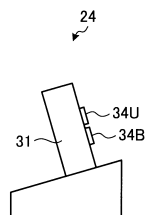
【図 3 A】



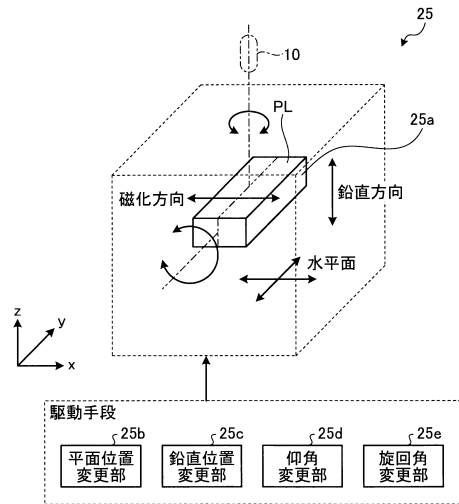
【図 4】



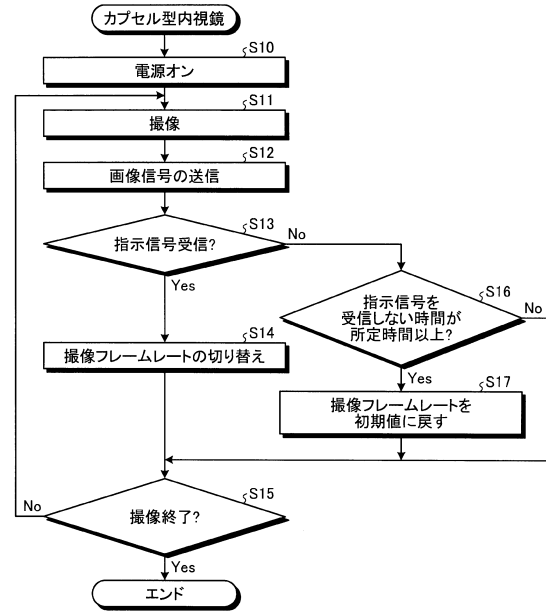
【図 3 B】



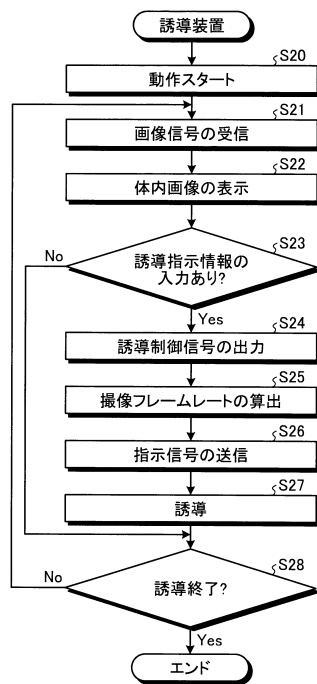
【図 5】



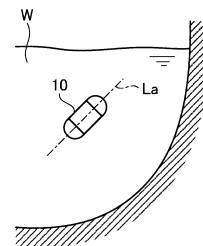
【図 6】



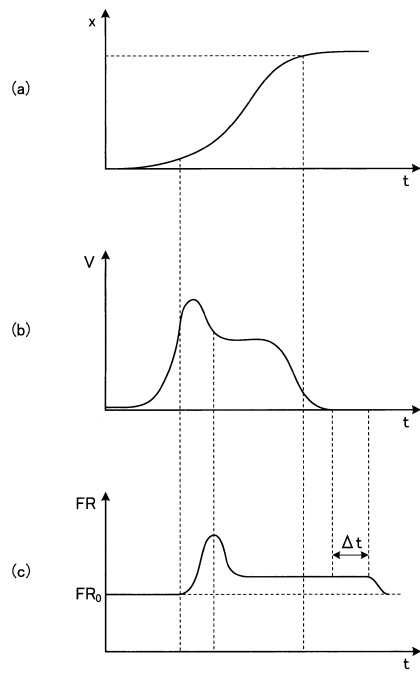
【図 7】



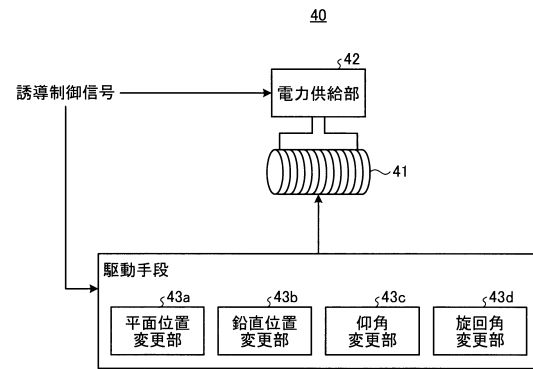
【図 8】



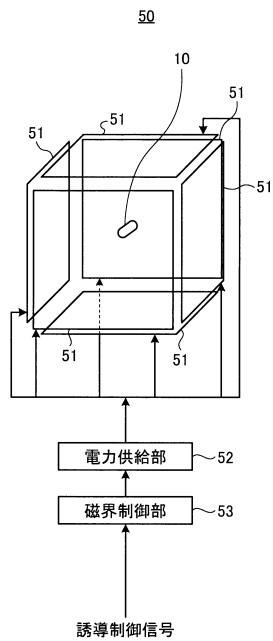
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2013/172312(WO, A1)

特開2010-246683(JP, A)

特開2009-195271(JP, A)

特表2010-524557(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32