

(19) **日本国特許庁(JP)**

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2013/172312

発行日 平成28年1月12日 (2016.1.12)

(43) 国際公開日 平成25年11月21日(2013. 11. 21)

(51) Int.Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

F I

A61B 1/00

320B

テーマコード (参考)

4 C 1 6 1

審查請求 有 予備審查請求 未請求 (全 61 頁)

出願番号	特願2013-552049 (P2013-552049)	(71) 出願人	304050923
(21) 国際出願番号	PCT/JP2013/063330		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(22) 国際出願日	平成25年5月13日 (2013. 5. 13)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号
(11) 特許番号	特許第5548318号 (P5548318)	(74) 代理人	100089118
(45) 特許公報発行日	平成26年7月16日 (2014. 7. 16)		弁理士 酒井 宏明
(31) 優先権主張番号	特願2012-110788 (P2012-110788)	(72) 発明者	井開 拓人
(32) 優先日	平成24年5月14日 (2012. 5. 14)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	河野 宏尚
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ
		(72) 発明者	千葉 淳
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ
			オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

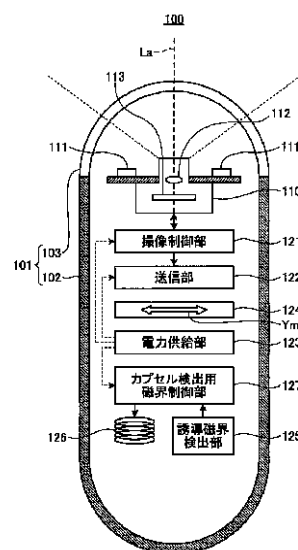
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型医療装置及び医療システム

(57) 【要約】

カプセル型医療装置の位置や姿勢を被検体外で検知させる磁界を発生するための消費電力を抑制することができるカプセル型医療装置及び医療システムを提供する。

カプセル型医療装置は、被検体内に導入されて使用されるカプセル型内視鏡１００であって、電力供給部１２３と、カプセル型内視鏡１００の位置及び／又は姿勢を被検体外で検知させるためのカプセル検出用磁界を、電力供給部１２３から電力の供給を受けて発生するカプセル検出用磁界発生部１２６と、カプセル型内視鏡１００の状態を検知する誘導磁界検出部１２５と、誘導磁界検出部１２５の出力結果に基づいて、カプセル検出用磁界発生部１２６に対する電力供給を制御するカプセル検出用磁界制御部１２７とを備える。



121 IMAGE CAPTURE CONTROL UNIT
122 TRANSMISSION UNIT
123 POWER SUPPLY UNIT
125 INDUCTION FIELD DETECTION UNIT
127 CAPSULE DETECTION MAGNETIC FIELD CONTROL UNIT

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、
電力供給部と、

当該カプセル型医療装置の位置及び / 又は姿勢を前記被検体外で検知させるためのカプセル検出用磁界を、前記電力供給部から電力の供給を受けて発生するカプセル検出用磁界発生部と、

当該カプセル型医療装置の状態を検知する状態検知部と、

前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記電力供給部から前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御する制御部と、

を備えることを特徴とするカプセル型医療装置。

10

【請求項 2】

磁性部材からなり、当該カプセル型医療装置の位置及び / 又は姿勢を誘導するために該カプセル型医療装置に外部から印加される磁界である誘導磁界に応答する磁界応答部をさらに備え、

前記状態検知部は、前記誘導磁界の強度、方向、及び、勾配の内の少なくとも 1 つを検出する誘導磁界検出部を含み、

前記制御部は、前記誘導磁界検出部の検出結果に応じて前記電力供給を制御することを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型医療装置。

20

【請求項 3】

前記誘導磁界検出部は、前記誘導磁界の強度を検出し、

前記制御部は、前記強度に応じて、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御することを特徴とする請求項 2 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 4】

前記誘導磁界検出部は、前記誘導磁界の強度の変化を検出し、

前記制御部は、前記強度の変化量に応じて、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御することを特徴とする請求項 2 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 5】

前記誘導磁界検出部は、前記誘導磁界の勾配を検出し、

前記制御部は、前記勾配に応じて、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御することを特徴とする請求項 2 に記載のカプセル型医療装置。

30

【請求項 6】

前記誘導磁界検出部は、前記誘導磁界の方向を検出し、

前記制御部は、前記方向と前記磁界応答部の磁化方向とのなす角度の大きさに応じて、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御することを特徴とする請求項 2 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 7】

前記状態検知部は、当該カプセル型医療装置の動きを検出する動き検出部を含み、

前記制御部は、前記動き検出部が検出した当該カプセル型医療装置の動きに応じて前記電力供給を制御することを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型医療装置。

40

【請求項 8】

前記動き検出部は、前記カプセル型医療装置の加速度に対応する物理量を検出し、

前記制御部は、前記動き検出部の検出結果から判断される前記加速度が所定値以上又は以下である場合、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を減少又は電力供給をオフさせることを特徴とする請求項 7 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 9】

磁性部材からなり、当該カプセル型医療装置を誘導するために該カプセル型医療装置に外部から印加される磁界である誘導磁界に応答する磁界応答部をさらに備え、

前記状態検知部は、

前記誘導磁界を検出する誘導磁界検出部と、

50

当該カプセル型医療装置の動きを検出する動き検出部と、
前記誘導磁界検出部の誘導磁界検出結果と、前記動き検出部の動き検出結果とを比較する比較判定部と、
を有し、

前記制御部は、前記誘導磁界検出部の誘導磁界検出結果と、前記動き検出部の動き検出結果とを比較した結果に基づいて前記電力供給を制御することを特徴とする請求項１に記載のカプセル型医療装置。

【請求項１０】

前記制御部は、前記誘導磁界の勾配の方向と当該カプセル型医療装置の移動方向とが一致していると判定した場合に、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を減少させることを特徴とする請求項９に記載のカプセル型医療装置。

10

【請求項１１】

前記制御部は、前記誘導磁界の方向と、当該カプセル型医療装置の姿勢とが一致していると判定した場合に、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を減少させることを特徴とする請求項９に記載のカプセル型医療装置。

【請求項１２】

前記状態検知部は、当該カプセル型医療装置と前記被検体との間の距離を取得する距離取得部を含み、

前記制御部は、前記距離取得部が取得した前記距離に応じて前記電力供給を制御することを特徴とする請求項１に記載のカプセル型医療装置。

20

【請求項１３】

前記制御部は、前記距離が所定値以上又は以下である場合に、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を減少させることを特徴とする請求項１３に記載のカプセル型医療装置。

【請求項１４】

前記状態検知部は、当該カプセル型医療装置が通過中である前記被検体の臓器の種類を判別する臓器判別部を含み、

前記制御部は、前記臓器判別部が判別した前記臓器の種類に応じて前記電力供給を制御することを特徴とする請求項１に記載のカプセル型医療装置。

【請求項１５】

30

請求項１に記載のカプセル型医療装置と、

前記被検体外に設けられる外部装置であって、

前記カプセル検出用磁界発生部が発生した磁界を検出するカプセル検出用磁界検出部と

、
前記カプセル検出用磁界検出部の検出結果に基づいて前記カプセル型医療装置の位置及び／又は姿勢を検知する位置及び姿勢検知部と、

前記電力供給部による前記電力供給を制御するための指示情報を送信する指示情報送信部と、

を有する外部装置と、

を備え、

40

前記状態検知部は、前記指示情報送信部から送信された指示情報を受信し、

前記制御部は、前記状態検知部が受信した前記指示情報に基づいて前記電力供給を制御することを特徴とする医療システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、被検体内に導入されて被検体内の情報取得等を行うカプセル型医療装置、及びカプセル型医療装置を含む医療システムに関する。

【背景技術】

【０００２】

50

従来、内視鏡の分野においては、患者等の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医療装置（カプセル型内視鏡）の開発が進められている。カプセル型内視鏡は、カプセル型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、被検体の口から飲み込まれた後、蠕動運動等によって消化管内を移動しながら、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取得し、被検体外部の受信装置に無線送信する（例えば、特許文献１参照）。受信装置において受信された画像データは画像表示装置に取り込まれ、所定の画像処理が施される。それにより、体内画像がディスプレイに静止画表示又は動画表示される。医師又は看護師等のユーザは、このようにして画像表示装置に表示された体内画像を観察して、被検体の臓器の状態を診断する。

【０００３】

10

近年では、被検体内に導入されたカプセル型内視鏡を磁力によって誘導（以下、磁気誘導という）する誘導システムが提案されている（例えば、特許文献２を参照）。一般に、このような誘導システムにおいては、カプセル型内視鏡の内部に永久磁石が設けられると共に、被検体外に電磁石等の磁界発生部を備えた誘導装置が設けられる。そして、磁界発生部が発生した磁界をカプセル型内視鏡内の永久磁石に印加し、この磁界から生じる磁気引力によってカプセル型内視鏡を所望の位置に磁気誘導する。

【０００４】

また、被検体内におけるカプセル型内視鏡の位置や姿勢は、例えば、カプセル型内視鏡の内部に磁界発生用のコイルを設け、このコイルに電力を供給することにより発生させた磁界を、被検体外で検出することによって検知することができる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【特許文献１】特開２００６－７５５３６号公報

【特許文献２】特開２００８－１１９２５３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、カプセル型医療装置は、通常、筐体内に内蔵された電池によって動作する。この電池から供給される電力は、上述した磁界発生用のコイルの他、被検体内を撮像する撮像素子及び被検体内を照明する照明素子を動作させると共に、撮像によって取得した画像データを無線送信するという主要な動作のために消費される。このため、磁界発生用のコイルでの消費電力を抑え、電池が供給可能な電力を効率的に使用することが望まれる。

30

【０００７】

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や姿勢を被検体外で検知させる磁界を発生するための消費電力を抑制することができるカプセル型医療装置及び医療システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係るカプセル型医療装置は、被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、電力供給部と、当該カプセル型医療装置の位置及び／又は姿勢を前記被検体外で検知させるためのカプセル検出用磁界を、前記電力供給部から電力の供給を受けて発生するカプセル検出用磁界発生部と、当該カプセル型医療装置の状態を検知する状態検知部と、前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記電力供給部から前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御する制御部と、を備えることを特徴とする。

40

【０００９】

上記カプセル型医療装置は、磁性部材からなり、当該カプセル型医療装置の位置及び／又は姿勢を誘導するために該カプセル型医療装置に外部から印加される磁界である誘導磁界に応答する磁界応答部をさらに備え、前記状態検知部は、前記誘導磁界の強度、方向、

50

及び、勾配の内の少なくとも1つを検出する誘導磁界検出部を含み、前記制御部は、前記誘導磁界検出部の検出結果に応じて前記電力供給を制御することを特徴とする。

【0010】

上記カプセル型医療装置において、前記誘導磁界検出部は、前記誘導磁界の強度を検出し、前記制御部は、前記強度に応じて、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御することを特徴とする。

【0011】

上記カプセル型医療装置において、前記誘導磁界検出部は、前記誘導磁界の強度の変化を検出し、前記制御部は、前記強度の変化量に応じて、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御することを特徴とする。

10

【0012】

上記カプセル型医療装置において、前記誘導磁界検出部は、前記誘導磁界の勾配を検出し、前記制御部は、前記勾配に応じて、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御することを特徴とする。

【0013】

上記カプセル型医療装置において、前記誘導磁界検出部は、前記誘導磁界の方向を検出し、前記制御部は、前記方向と前記磁界応答部の磁化方向とのなす角度の大きさに応じて、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御することを特徴とする。

【0014】

上記カプセル型医療装置において、前記状態検知部は、当該カプセル型医療装置の動きを検出する動き検出部を含み、前記制御部は、前記動き検出部が検出した当該カプセル型医療装置の動きに応じて前記電力供給を制御することを特徴とする。

20

【0015】

上記カプセル型医療装置において、前記動き検出部は、前記カプセル型医療装置の加速度に対応する物理量を検出し、前記制御部は、前記動き検出部の検出結果から判断される前記加速度が所定値以上又は以下である場合、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を減少又は電力供給をオフさせることを特徴とする。

【0016】

上記カプセル型医療装置は、磁性部材からなり、当該カプセル型医療装置を誘導するために該カプセル型医療装置に外部から印加される磁界である誘導磁界に応答する磁界応答部をさらに備え、前記状態検知部は、前記誘導磁界を検出する誘導磁界検出部と、当該カプセル型医療装置の動きを検出する動き検出部と、前記誘導磁界検出部の誘導磁界検出結果と、前記動き検出部の動き検出結果とを比較する比較判定部と、を有し、前記制御部は、前記誘導磁界検出部の誘導磁界検出結果と、前記動き検出部の動き検出結果とを比較した結果に基づいて前記電力供給を制御することを特徴とする。

30

【0017】

上記カプセル型医療装置において、前記制御部は、前記誘導磁界の勾配の方向と当該カプセル型医療装置の移動方向とが一致していると判定した場合に、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を減少させることを特徴とする。

【0018】

上記カプセル型医療装置において、前記制御部は、前記誘導磁界の方向と、当該カプセル型医療装置の姿勢とが一致していると判定した場合に、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を減少させることを特徴とする。

40

【0019】

上記カプセル型医療装置において、前記状態検知部は、当該カプセル型医療装置と前記被検体との間の距離を取得する距離取得部を含み、前記制御部は、前記距離取得部が取得した前記距離に応じて前記電力供給を制御することを特徴とする。

【0020】

上記カプセル型医療装置において、前記制御部は、前記距離が所定値以上又は以下である場合に、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を減少させることを特徴とする。

50

【 0 0 2 1 】

上記カプセル型医療装置において、前記状態検知部は、当該カプセル型医療装置が通過中である前記被検体の臓器の種類を判別する臓器判別部を含み、前記制御部は、前記臓器判別部が判別した前記臓器の種類に応じて前記電力供給を制御することを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

本発明に係る医療システムは、上記カプセル型医療装置と、前記被検体外に設けられる外部装置であって、前記カプセル検出用磁界発生部が発生した磁界を検出するカプセル検出用磁界検出部と、前記カプセル検出用磁界検出部の検出結果に基づいて前記カプセル型医療装置の位置及び／又は姿勢を検知する位置及び姿勢検知部と、前記電力供給部による前記電力供給を制御するための指示情報を送信する指示情報送信部と、を有する外部装置と、を備え、前記状態検知部は、前記指示情報送信部から送信された指示情報を受信し、前記制御部は、前記状態検知部が受信した前記指示情報に基づいて前記電力供給を制御することを特徴とする。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 2 3 】

本発明によれば、カプセル型医療装置の状態の検知結果に基づいて、磁界発生部に対する電力供給部の電力供給を制御するので、カプセル型医療装置の位置や姿勢を被検体外で検出させる磁界を発生するための消費電力を抑制することが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 4 】

20

【 図 1 】 図 1 は、実施の形態 1 - 1 に係る医療システムの一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断面模式図である。

。

【 図 3 】 図 3 は、図 1 に示す操作入力部の一構成例を示す斜視図である。

【 図 4 】 図 4 は、図 3 に示す操作入力部による入力操作に対応するカプセル型内視鏡の動きを示す模式図である。

【 図 5 】 図 5 は、図 1 に示す誘導装置における誘導磁界発生部及び受信部の配置を説明する模式図である。

【 図 6 】 図 6 は、図 1 に示す位置及び姿勢算出部の構成例を示すブロック図である。

【 図 7 】 図 7 は、表示部に表示される画面の表示例を示す模式図である。

30

【 図 8 】 図 8 は、図 1 に示す医療システムの動作を示すフローチャートである。

【 図 9 】 図 9 は、カプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作を示すフローチャートである。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、カプセル検出用磁界発生部の構成例を示す模式図である。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、誘導磁界検出部の構成例を示す模式図である。

【 図 1 2 】 図 1 2 は、変形例 1 - 1 - 2 におけるカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作を示すフローチャートである。

【 図 1 3 】 図 1 3 は、変形例 1 - 1 - 3 におけるカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作を示すフローチャートである。

【 図 1 4 】 図 1 4 は、変形例 1 - 1 - 4 におけるカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作を示すフローチャートである。

40

【 図 1 5 】 図 1 5 は、誘導磁界の方向と永久磁石の磁化方向とのなす角の大きさに基づいて電力供給を制御する方法を説明する模式図である。

【 図 1 6 】 図 1 6 は、変形例 1 - 1 - 6 におけるカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作を示すフローチャートである。

【 図 1 7 】 図 1 7 は、実施の形態 1 - 2 に係るカプセル型内視鏡の内部構造の一例を示す断面模式図である。

【 図 1 8 】 図 1 8 は、図 1 7 に示すカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作を示すフローチャートである。

【 図 1 9 】 図 1 9 は、変形例 1 - 2 - 1 におけるカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセ

50

ル検出用磁界の制御動作を示すフローチャートである。

【図 2 0】図 2 0 は、変形例 1 - 2 - 2 におけるカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作を示すフローチャートである。

【図 2 1】図 2 1 は、カプセル型内視鏡における動き検出部の動作の一例を説明する図である。

【図 2 2】図 2 2 は、変形例 1 - 2 - 5 に係る医療システムの構成を示すブロック図である。

【図 2 3】図 2 3 は、図 2 2 に示すカプセル型内視鏡の内部構造の一例を示す断面模式図である。

【図 2 4】図 2 4 は、実施の形態 1 - 3 に係るカプセル型内視鏡の内部構造の一例を示す断面模式図である。

【図 2 5】図 2 5 は、図 2 4 に示すカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作を示すフローチャートである。

【図 2 6】図 2 6 は、変形例 1 - 3 - 1 におけるカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作を示すフローチャートである。

【図 2 7】図 2 7 は、実施の形態 1 - 4 におけるカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作を示すフローチャートである。

【図 2 8】図 2 8 は、実施の形態 1 - 4 におけるカプセル型内視鏡の状態の検出方法を説明する模式図である。

【図 2 9】図 2 9 は、実施の形態 2 - 1 に係る医療システムが備えるカプセル型内視鏡の内部構造の一例を示す断面模式図である。

【図 3 0】図 3 0 は、図 2 9 に示すカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作を示すフローチャートである。

【図 3 1】図 3 1 は、変形例 2 - 1 - 1 におけるカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作を示すフローチャートである。

【図 3 2】図 3 2 は、変形例 2 - 1 - 3 における距離取得部の構成及び動作を説明する模式図である。

【図 3 3】図 3 3 は、実施の形態 2 - 2 に係る医療システムが備えるカプセル型内視鏡の内部構造の一例を示す断面模式図である。

【図 3 4】図 3 4 は、図 3 3 に示すカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作を示すフローチャートである。

【図 3 5】図 3 5 は、実施の形態 3 - 1 に係る医療システムの構成を示すブロック図である。

【図 3 6】図 3 6 は、図 3 5 に示すカプセル型内視鏡の内部構成を示す断面模式図である。

【図 3 7】図 3 7 は、図 3 5 に示すカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作を示すフローチャートである。

【図 3 8】図 3 8 は、実施の形態 3 - 3 に係る医療システムの構成を示すブロック図である。

【図 3 9】図 3 9 は、図 3 8 に示すカプセル型内視鏡の内部構造の一例を示す断面模式図である。

【図 4 0】図 4 0 は、変形例 4 におけるカプセル型内視鏡の内部構成を示す断面模式図である。

【図 4 1】図 4 1 は、変形例 4 における体内画像の表示例を示す模式図である。

【図 4 2】図 4 2 は、変形例 4 におけるカプセル型内視鏡の内部構成を示す断面模式図である。

【図 4 3】図 4 3 は、変形例 5 におけるカプセル型内視鏡の内部構成を示す断面模式図である。

【図 4 4】図 4 4 は、液体を導入した臓器内にカプセル型内視鏡を浮揚させた様子を示す模式図である。

10

20

30

40

50

【図４５】図４５は、変形例５におけるカプセル型内視鏡の撮像フレームレートの制御方法を説明するための模式図である。

【発明を実施するための形態】

【００２５】

以下に、本発明の実施の形態に係るカプセル型医療装置及び医療システムについて、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、カプセル型医療装置として、被検体内に経口にて導入され、被検体の胃に蓄えた液中を漂う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、肛門から等張液とともに導入されるカプセル型内視鏡、被検体内に薬剤等を配送するカプセル型医療装置など、種々のカプセル型医療装置を用いることが可能である。

10

【００２６】

また、本出願において、カプセル型医療装置を磁気誘導するための磁界のことを誘導磁界ともいう。

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。

【００２７】

(実施の形態１－１)

20

図１は、本発明の実施の形態１－１に係る医療システムの一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１－１における医療システム１は、被検体の体腔内に導入されるカプセル型医療装置であって、被検体内の画像情報を取得して無線送信するカプセル型内視鏡１００と、被検体の周囲に３次元的な磁界（誘導磁界）ＭＦを発生してカプセル型内視鏡１００を磁気誘導する誘導装置２０とを備える。誘導装置２０は、操作入力部２１と、誘導装置２０の各部の動作制御する制御部２２と、誘導磁界ＭＦを発生する誘導磁界発生部２３と、カプセル型内視鏡１００から無線送信された画像情報を受信する受信部２４と、受信部２４が受信した画像情報に所定の画像処理を施す画像処理部２５と、記憶部２６と、カプセル型内視鏡１００が発生したカプセル検出用磁界（後述）を検出するカプセル検出用磁界検出部２７と、検出したカプセル検出用磁界に基づいてカプセル型内視鏡１００の位置及び姿勢を算出する位置及び姿勢算出部２８と、表示部２９とを有する。

30

【００２８】

図２は、図１に示すカプセル型内視鏡１００の内部構造の一例を示す断面模式図である。図２に示すように、カプセル型内視鏡１００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であるカプセル型筐体１０１と、カプセル型筐体１０１の一方の端部に設けられ、被検体内を撮像して撮像信号を取得する撮像部１１０とを備える。また、カプセル型内視鏡１００は、撮像部１１０の動作を制御すると共に、撮像部１１０が取得した撮像信号に対し所定の信号処理を施して被検体内の画像情報を生成する撮像制御部１２１と、撮像制御部１２１が生成した画像情報を無線送信する送信部１２２と、カプセル型内視鏡１００の各部に電力を供給する電力供給部１２３と、誘導磁界ＭＦに応答する磁界応答部としての永久磁石１２４と、誘導磁界ＭＦを検出する誘導磁界検出部１２５と、カプセル検出用磁界発生部１２６と、カプセル検出用磁界制御部１２７とを有する。

40

【００２９】

カプセル型筐体１０１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り、筒状の一端が封止された筐体（筒状筐体）１０２の開口端をドーム形状筐体１０３によって塞ぐことによって実現される。ドーム形状筐体１０３は、可視光等の所定波長帯域の光に対して透明なドーム形状の光学部材である。また、筒状筐体１０２は、可視光に対して略不透明な有色の筐体である。これらの筒状筐体１０２及びドーム形状筐体１０３によって形成されるカプセル型筐体１０１は、撮像制御部１２１、送信部１２２、電

50

力供給部 1 2 3、永久磁石 1 2 4、誘導磁界検出部 1 2 5、検出用磁界発生部 1 2 6、及び検出用磁界制御部 1 2 7を液密に内包する。

【 0 0 3 0 】

撮像部 1 1 0 は、LED 等の照明部 1 1 1 と、集光レンズ等の光学系 1 1 2 と、CMOS イメージセンサ又は CCD 等の撮像素子 1 1 3 とを有する。照明部 1 1 1 は、撮像素子 1 1 3 の撮像視野に白色光等の照明光を発光して、ドーム形状筐体 1 0 3 越しに撮像視野内の被検体内を照明する。光学系 1 1 2 は、この撮像視野からの反射光を撮像素子 1 1 3 の撮像面に集光して、撮像素子 1 1 3 の撮像面に撮像視野の被検体内の画像（以下、体内画像ともいう）を結像する。撮像素子 1 1 3 は、この撮像視野からの反射光を、撮像面を介して受光し、この受光した光信号を光電変換処理して、撮像視野に対応する撮像信号を取得する。

10

【 0 0 3 1 】

撮像制御部 1 2 1 は、撮像部 1 1 0 の動作を制御する。より詳細には、所定の撮像フレームレートで撮像素子 1 1 3 を動作させると共に、この撮像フレームレートと同期して、照明部 1 1 1 を発光させる。また、撮像制御部 1 2 1 は、撮像部 1 1 0 が取得した撮像信号に対し、A/D 変換、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、撮像制御部 1 2 1 は、撮像部 1 1 0 からの撮像信号の強度に応じて、照明部 1 1 1 の適切な発光量を示す調光情報を生成し、この調光情報に基づいて照明部 1 1 1 を制御する。具体的には、撮像信号の強度が大きい場合（撮像対象からの反射光が強い、即ち、撮像対象との距離が近い場合）には、発光量を低減させる調光情報が生成され、撮像信号の強度が小さい場合（撮像対象からの反射光が弱い、即ち、撮像対象との距離が遠い場合）には、発光量を増加させる調光情報が生成される。なお、この調光情報は、撮像制御部 1 2 1 において、対応する画像データに関連付けられ、画像データの関連情報として画像データと共に無線送信される。

20

【 0 0 3 2 】

送信部 1 2 2 は、アンテナ（図示せず）を備え、撮像制御部 1 2 1 が生成した画像データ及び関連情報を取得して変調処理を施し、アンテナを介して外部に順次無線送信する。

【 0 0 3 3 】

電力供給部 1 2 3 は、ボタン型電池等又はキャパシタ等の蓄電部と磁気スイッチ等のスイッチ部とによって実現される。電力供給部 1 2 3 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、オン状態の場合に蓄電部の電力をカプセル型内視鏡 1 0 0 の各部に適宜供給する。また、電力供給部 1 2 3 は、オフ状態の場合に、カプセル型内視鏡 1 0 0 の各部への電力供給を停止する。

30

【 0 0 3 4 】

永久磁石 1 2 4 は、誘導装置 2 0 が発生した誘導磁界 MF に応答して、カプセル型内視鏡 1 0 0 の磁気誘導を可能にするためのものである。永久磁石 1 2 4 は、自身の磁化方向 Y m がカプセル型内視鏡 1 0 0 の長軸 L a に対して傾きを持つように、カプセル型筐体 1 0 1 の内部に固定配置される。なお、実施の形態 1 - 1 において、永久磁石 1 2 4 は、磁化方向 Y m が長軸 L a に対して直交するように配置されている。永久磁石 1 2 4 は、外部から印加された誘導磁界 MF 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 0 の磁気誘導、即ち、カプセル型内視鏡 1 0 0 の所望の位置への移動が実現する。

40

【 0 0 3 5 】

誘導磁界検出部 1 2 5 は、カプセル型内視鏡 1 0 0 が現在置かれている状態を検知する状態検知部の一形態であり、誘導装置 2 0 が発生し、カプセル型内視鏡 1 0 0 に印加されている誘導磁界 MF の強度、方向、及び勾配の内の少なくとも 1 つを検出する。実施の形態 1 - 1 において、誘導磁界検出部 1 2 5 は、誘導磁界 MF の強度を検出する。なお、誘導磁界 MF の強度は、例えば、3 軸（X 軸、Y 軸、Z 軸）方向の磁界強度を検出可能な 3 軸磁界センサを用いて検出することができる。

【 0 0 3 6 】

50

カプセル検出用磁界発生部（以下、単に検出用磁界発生部ともいう）１２６は、カプセル型内視鏡１００の位置及び／又は姿勢を誘導装置２０に検知させるためのカプセル検出用磁界を発生する。具体的には、検出用磁界発生部１２６は、電力供給部１２３から電力の供給を受けて交流磁界を発生するコイルによって実現される。

【００３７】

カプセル検出用磁界制御部（以下、単に検出用磁界制御部ともいう）１２７は、誘導磁界検出部１２５の検出結果に基づいて、電力供給部１２３が検出用磁界発生部１２６に供給する電力を制御することにより、検出用磁界発生部１２６が発生する検出用磁界の強度を変化させる。具体的には、カプセル検出用磁界制御部１２７は、検出用磁界発生部１２６に供給される電流の強さを制御する。

10

【００３８】

次に、誘導装置２０の構成を詳しく説明する。

操作入力部２１は、ジョイスティック等の操作デバイスや、各種ボタン、スイッチ、キーボード等の入力デバイス、又は、マウス、タッチパネル等のポインティングデバイスによって実現され、医師等のユーザによる入力操作に応じて、各種情報を制御部２２に入力する。操作入力部２１から制御部２２に入力される情報としては、制御部２２に対する指示情報、被検体の患者情報及び検査情報、カプセル型内視鏡１００を磁気で誘導するための誘導指示情報等が挙げられる。この内、被検体の患者情報は、被検体を特定する特定情報であり、例えば、被検体の患者名、患者ＩＤ、生年月日、性別、年齢等である。また、被検体の検査情報は、被検体の消化管内部にカプセル型内視鏡１００を導入して消化管内部を観察する検査を特定する特定情報であり、例えば、検査ＩＤ、検査日等である。なお、これらの患者情報や検査情報は、例えば、キーボード及びマウスを用いて入力される。誘導指示情報は、被検体内においてカプセル型内視鏡１００を移動させる方向や、カプセル型内視鏡１００を移動させる際に付勢する力の強さや、カプセル型内視鏡１００の姿勢等を指示する情報である。これらの誘導指示情報は、例えば、ジョイスティックを用いて入力される。或いは、カプセル型内視鏡１００の移動を促進するために、カプセル型内視鏡１００を一時的に強く付勢するモードに対応するボタンを別途設け、このボタンが押下されている間は、当該モードを示す誘導指示情報が入力され続けるようにしても良い。

20

【００３９】

図３は、操作入力部２１の一構成例を示す斜視図である。操作入力部２１は、例えば図３（ａ）に示すように、２つのジョイスティック４１、４２を備えた操作入力装置によって構成される。ジョイスティック４１、４２は、カプセル型内視鏡１００を磁気誘導によって３次元的に操作するために用いられ、紙面上下方向および紙面左右方向に傾動操作可能である。

30

【００４０】

図３（ａ）に示すように、ジョイスティック４１を矢印Ｙ１に示す上下方向に傾動させた場合、図４の矢印Ｙ１１のようにカプセル型内視鏡１００の先端が鉛直軸Ａｚを通るように首を振るティルティング誘導に対応する誘導指示情報が制御部２２に入力される。

【００４１】

図３（ａ）に示すように、ジョイスティック４１を矢印Ｙ２に示す左右方向に傾動させた場合、図４の矢印Ｙ１２のようにカプセル型内視鏡１００が鉛直軸Ａｚを中心として回転するローテーション誘導方向に対応する誘導指示情報が制御部２２に入力される。

40

【００４２】

図３（ａ）に示すように、ジョイスティック４２を矢印Ｙ３に示す上下方向に傾動させた場合、図４の矢印Ｙ１３のようにカプセル型内視鏡１００の長軸Ｌａを水平面Ｈｐに投影した方向に進むホリゾンタルバックワード誘導又はホリゾンタルフォワード誘導に対応する誘導指示情報が制御部２２に入力される。

【００４３】

図３（ａ）に示すように、ジョイスティック４２を矢印Ｙ４に示す左右方向に傾動させた場合、図４の矢印Ｙ１４のようにカプセル型内視鏡１００が水平面Ｈｐを、長軸Ｌａを

50

水平面 H p に投影した方向と垂直に進むホリゾンタルライト誘導又はホリゾンタルレフト誘導に対応する誘導指示情報が制御部 2 2 に入力される。

【 0 0 4 4 】

図 3 (b) に示すように、ジョイスティック 4 1 の背面には、アップボタン 4 4 U、ダウンボタン 4 4 B が設けられている。アップボタン 4 4 U を矢印 Y 5 に示す方向に押圧した場合、図 4 の矢印 Y 1 5 のように、カプセル型内視鏡 1 0 0 を上方に誘導する誘導指示情報が制御部 2 2 に入力される。また、ダウンボタン 4 4 B を矢印 Y 6 に示す方向に押圧した場合、図 4 の矢印 Y 1 6 のように、カプセル型内視鏡 1 0 0 を下方に誘導する誘導指示情報が制御部 2 2 に入力される。

【 0 0 4 5 】

ジョイスティック 4 1 上部には、キャプチャボタン 4 5 が設けられている。キャプチャボタン 4 5 が押圧された場合、表示部 2 9 に表示されている体内画像をキャプチャする指示情報が制御部 2 2 に入力させる。また、ジョイスティック 4 2 の上部には、アプローチボタン 4 6 が設けられている。アプローチボタン 4 6 が押圧された場合、撮像対象 (消化管の内壁等) に対して撮像部 1 1 0 側を接近させるようにカプセル型内視鏡 1 0 0 を誘導する誘導指示情報が制御部 2 2 に入力される。

【 0 0 4 6 】

制御部 2 2 は、操作入力部 2 1 から入力された各種情報に基づいて誘導装置 2 0 の各部を制御する。具体的には、制御部 2 2 は、操作入力部 2 1 から入力された誘導指示情報と、位置及び姿勢算出部 2 8 が算出したカプセル型内視鏡 1 0 0 の位置及び姿勢情報とに基づいて、カプセル型内視鏡 1 0 0 をユーザ所望の位置及び姿勢に誘導するための誘導磁界 M F を発生するよう誘導磁界発生部 2 3 を制御する。

【 0 0 4 7 】

誘導磁界発生部 2 3 は、例えば複数のコイル等を用いて実現される。これらの複数のコイルに対し、図示しない電力供給部から電力を供給することにより、各コイルから発生する磁界が合成されて、3 次元的な誘導磁界 M F が生成される。この誘導磁界 M F の強度や方向や勾配は、制御部 2 2 の制御の下で各コイルに供給する電力を調節することにより、適宜変更することができる。図 5 に示すように、誘導磁界発生部 2 3 は、例えば、被検体 1 a の検査対象領域 (例えば腹部) の上方に配置される。なお、誘導磁界発生部 2 3 を複数の永久磁石で構成することも可能であり、この場合、必要な永久磁石のみを被検体に接近させるような制御が行われる。

【 0 0 4 8 】

受信部 2 4 は、例えば図 5 に示すように、被検体 1 a の体表に貼り付けられる複数のアンテナ 2 4 a を含み、これら複数のアンテナ 2 4 a を介してカプセル型内視鏡 1 0 0 から無線送信された画像情報を受信する。より詳細には、受信部 2 4 は、複数のアンテナ 2 4 a の中から最も受信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、被検体 1 a の体内画像に対応する画像データを抽出する。

【 0 0 4 9 】

画像処理部 2 5 は、受信部 2 4 が受信し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、ガンマ変換等、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。

【 0 0 5 0 】

記憶部 2 6 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 2 6 は、カプセル型内視鏡 1 0 0 によって撮像された被検体 1 a の体内画像の画像データの他、制御部 2 2 が誘導装置 2 0 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といった情報を記憶する。

【 0 0 5 1 】

カプセル検出用磁界検出部 2 7 は、例えば図 5 に示すように、被検体 1 a が載置されるベッド 1 b 内に配置される複数のコイルによって実現される。これらの各コイルは、カプ

10

20

30

40

50

セル型内視鏡 100 の検出用磁界発生部 126 が発生したカプセル検出用磁界（交流磁界）を検出する。

【0052】

位置及び姿勢算出部 28 は、カプセル検出用磁界検出部 27 の各コイルが検出した交流磁界から、カプセル型内視鏡 100 の位置及び姿勢を算出する。

【0053】

図 6 は、位置及び姿勢算出部 28 の構成例を示すブロック図である。図 6 に示すように、位置及び姿勢算出部 28 は、カプセル検出用磁界検出部 27 からの出力信号（各コイルが検出した交流磁界の検出信号）に対して所定のフィルタ処理を施してノイズを除去するフィルタ 28a と、増幅器 28b と、交流磁界の検出信号に A/D 変換処理を施して検出データを生成する A/D 変換部（A/D）28c と、検出データに高速フーリエ変換（FFT）処理を施す FFT 演算部（FFT）28d と、FFT 処理を施された検出データに基づいてカプセル型内視鏡 100 の位置及び姿勢情報を取得する演算を行う位置及び姿勢情報演算部 28e とを含む。

【0054】

表示部 29 は、液晶や有機 EL といった各種ディスプレイを含み、被検体 1a の体内画像をリアルタイムで画面表示すると共に、操作入力部 21 から入力された誘導指示情報その他各種情報を画面表示する。

【0055】

図 7 は、表示部 29 に表示される画面 M の表示例を示す模式図である。このメニュー画面 M には、左上方の領域 M1 に被検体 1a の患者名、患者 ID、生年月日、性別、年齢等の各被検体情報が表示され、中央の領域 M2 には、撮像部 110 が撮像した生体画像 Sg1 が表示される。また、領域 M2 の下方の領域 M3 には、キャプチャボタン 45 の押圧操作によってキャプチャされた各画像が、キャプチャ時間とともに縮小表示され、左側の領域 M4 にカプセル型内視鏡 100 の姿勢図として鉛直面における姿勢図 Sg3、水平面における姿勢図 Sg4 が表示される。各姿勢図 Sg3、Sg4 に表示されるカプセル型内視鏡 100 の姿勢は、操作入力部 21 の誘導指示情報に対応する姿勢を示している。実施の形態 1 においては、操作入力部 21 からの入力量が誘導する力に反映されるため、表示されるカプセル型内視鏡 100 の姿勢は、実際のカプセル型内視鏡 100 の姿勢とほぼ同じものと考えることができ、ユーザによる操作性も向上する。なお、この姿勢図 Sg3、Sg4 には、カプセル型内視鏡 100 を誘導可能である方向が矢印で示され、いずれかの誘導方向の操作入力があった場合には、入力された方向に対応する矢印の表示色を変えることにより、操作者による操作性を向上させても良い。

【0056】

次に、カプセル型内視鏡 100 の動作について説明する。図 8 は、医療システム 1 の動作を示すフローチャートである。

ステップ S11 においてカプセル型内視鏡 100 の電源がオンされると、ステップ S12 において、撮像部 110 は撮像を開始する。また、ステップ S13 において、検出用磁界発生部 126 はカプセル検出用磁界の発生を開始する。なお、これらのステップ S12、S13 の動作は上記順序に限定されず、適宜入れ替わっても良いし、同時に実行されても良い。

【0057】

続くステップ S14 において、検出用磁界制御部 127 は、カプセル型内視鏡 100 が現在置かれている状態を検知し、この検知結果に応じて、カプセル検出用磁界の制御を行う。

【0058】

図 9 は、ステップ S14 の動作を詳細に示すフローチャートである。実施の形態 1 においては、カプセル型内視鏡 100 の状態として、カプセル型内視鏡 100 に印加されている誘導磁界 MF の強度を検知する。

【0059】

10

20

30

40

50

まず、ステップ S 1 0 0 において、誘導磁界検出部 1 2 5 は誘導装置 2 0 が発生する誘導磁界 M F の検出を開始する。

【 0 0 6 0 】

続くステップ S 1 0 1 において、検出用磁界制御部 1 2 7 は、誘導磁界検出部 1 2 5 の出力信号から、誘導磁界 M F が検出されたか否かを判断する。誘導磁界 M F が検出されない場合（ステップ S 1 0 1 : N o ）、即ち、誘導装置 2 0 がカプセル型内視鏡 1 0 0 の誘導を行っていない場合、検出用磁界制御部 1 2 7 は検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給をオフにする（ステップ S 1 0 2 ）。これは、誘導装置 2 0 がカプセル型内視鏡 1 0 0 の誘導を行わない場合には、カプセル型内視鏡 1 0 0 の位置や姿勢を取得する必要がないため、カプセル検出用磁界を発生する必要もないからである。なお、この際、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を完全にオフにするのではなく、電力供給を減少させることとしても良い。この場合、誘導装置 2 0 においては、単なる参考情報としての（即ち、精度があまり高くない）カプセル型内視鏡 1 0 0 の位置及び姿勢情報を取得することができる。この後、カプセル型内視鏡 1 0 0 の動作はメインルーチンに戻る。

10

【 0 0 6 1 】

一方、誘導磁界 M F が検出された場合（ステップ S 1 0 1 : Y e s ）、検出用磁界制御部 1 2 7 は、誘導磁界検出部 1 2 5 の出力信号から、誘導磁界 M F の強度変化があったか否かを判断する（ステップ S 1 0 3 ）。誘導磁界 M F の強度変化があった場合（ステップ S 1 0 3 : Y e s ）、誘導磁界検出部 1 2 5 は誘導磁界 M F の強度の増加量が所定値以上であるか否かを判定する（ステップ S 1 0 4 ）。

20

【 0 0 6 2 】

誘導磁界 M F の強度の増加量が所定値以上である場合（ステップ S 1 0 4 : Y e s ）、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させる（ステップ S 1 0 5 ）。具体的には、検出用磁界発生部 1 2 6 を流れる電流を強くする。それにより、カプセル検出用磁界の強度を大きくする。

【 0 0 6 3 】

ここで、誘導磁界 M F の強度が急激に大きく増加したということは、誘導装置 2 0 側で、カプセル型内視鏡 1 0 0 を強制的に移動させるため、カプセル型内視鏡 1 0 0 を一時的に強く付勢するモードがオンされたものと判断することができる。なお、このようなケースは、例えば、被検体 1 a 内の臓器の内壁の襞や管腔内の残渣に拘束された場合に発生する。この場合、誘導磁界 M F の強度の増加に起因して、カプセル型内視鏡 1 0 0 が発生したカプセル検出用磁界の検出信号の S N 比が悪化するおそれがある。また、カプセル型内視鏡 1 0 0 が高速に移動するため、カプセル型内視鏡 1 0 0 の検出位置精度を向上させる必要性も高い。そこで、カプセル型内視鏡 1 0 0 において、カプセル検出用磁界の強度を強めることにより、誘導装置 2 0 における検出信号の S N 比の悪化を抑制することができる。その結果、誘導装置 2 0 は、カプセル型内視鏡 1 0 0 の位置及び姿勢を高精度に検出できるようになり、カプセル型内視鏡 1 0 0 の位置及び姿勢を誘導する誘導磁界 M F を、カプセル型内視鏡 1 0 0 の近傍に、より正確且つ効率的に発生させることが可能となる。なお、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給が既に増加された状態であるときには、ステップ S 1 0 5 において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。この後、カプセル型内視鏡 1 0 0 の動作はメインルーチンに戻る。

30

40

【 0 0 6 4 】

ステップ S 1 0 4 において、誘導磁界 M F の強度の増加量が所定値よりも小さい場合（ステップ S 1 0 4 : N o ）、検出用磁界制御部 1 2 7 は、誘導磁界検出部 1 2 5 の出力信号から、誘導磁界 M F の強度の減少量が所定値以上であるか否かを判定する（ステップ S 1 0 6 ）。

【 0 0 6 5 】

誘導磁界 M F の強度の減少量が所定値以上である場合（ステップ S 1 0 6 : Y e s ）、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させる（ステップ S 1 0 7 ）。具体的には、検出用磁界発生部 1 2 6 を流れる電流を弱くする。それによ

50

り、カプセル検出用磁界の強度を減少させる。

【 0 0 6 6 】

ここで、誘導磁界 M F の強度が急激に大きく減少したということは、誘導装置 2 0 側で、カプセル型内視鏡 1 0 0 を一時的に強く付勢するモードがオフされたものと判断することができる。この場合、誘導装置 2 0 におけるカプセル型内視鏡 1 0 0 の位置や姿勢の検出精度をそれほど高くする必要はない。従って、カプセル検出用磁界の発生強度を弱めることにより、カプセル型内視鏡 1 0 0 における消費電力を抑制することができる。この後、カプセル型内視鏡 1 0 0 の動作はメインルーチンに戻る。

【 0 0 6 7 】

一方、ステップ S 1 0 3 において誘導磁界 M F の強度変化がない場合（ステップ S 1 0 3 : N o ）、又はステップ S 1 0 6 において誘導磁界 M F の強度の減少量が所定値よりも小さい場合（ステップ S 1 0 6 : N o ）、カプセル型内視鏡 1 0 0 の動作はメインルーチンに戻る。

10

【 0 0 6 8 】

図 8 のステップ S 1 5 において、カプセル型内視鏡 1 0 0 は、被検体内の撮像を終了するか否かを判定する。例えば、カプセル型内視鏡 1 0 0 の電源がオンされてから所定時間が経過したり、電力供給部 1 2 3 の蓄電量が所定値以下となった場合に、被検体内の撮像を終了するものと判定される。この場合（ステップ S 1 5 : Y e s ）、医療システム 1 の動作はステップ S 1 6 に移行する。一方、被検体内の撮像を終了しない場合（ステップ S 1 5 : N o ）、医療システム 1 の動作はステップ S 1 4 に戻る。

20

【 0 0 6 9 】

ステップ S 1 6 において、誘導装置 2 0 の記憶部 2 6 に蓄積された画像データは、ケーブル等を介して接続されるワークステーション等の診断用画像表示装置に転送され、更なる画像処理が施されてユーザによる読影診断に供される。なお、誘導装置 2 0 の記憶部 2 6 を携帯可能な記録媒体を用いて構成し、この記録媒体を診断用画像表示装置に備えられた読取装置にセットすることにより、画像データを転送しても良い。

【 0 0 7 0 】

以上説明したように、実施の形態 1 - 1 によれば、カプセル型内視鏡 1 0 0 に印加されている誘導磁界 M F の強度に基づいて検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を制御するので、カプセル型内視鏡 1 0 0 の検出の必要性に応じてカプセル検出用磁界を発生させつつ、カプセル型内視鏡 1 0 0 における消費電力を抑制することが可能となる。

30

【 0 0 7 1 】

なお、上記ステップ S 1 0 5 においては、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させることとしたが、それまでに検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給がオフされていた場合には、これをオンすることとしても良い。また、上記ステップ S 1 0 7 においては、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させることとしたが、電力供給をオフすることとしても良い。

【 0 0 7 2 】

（変形例 1 - 1 - 1）

次に、実施の形態 1 - 1 の変形例 1 - 1 - 1 について説明する。

40

上記実施の形態 1 - 1 においては、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給の増加又は減少を、検出用磁界発生部 1 2 6 を流れる電流を調節することによって制御した。しかしながら、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給をトータルで増加又は減少させることができれば、それ以外の方法を用いても良い。例えば、電力供給部 1 2 3 から検出用磁界発生部 1 2 6 に電力を間欠的（パルスの）に供給する場合において、電力の供給間隔（パルス間隔）を、電力供給を増加させる場合には狭くし（即ち、頻度を上げ）、電力供給を減少させる場合には広く（即ち、頻度を下げる）しても良い。

【 0 0 7 3 】

或いは、電力供給の増減に応じて、検出用磁界を発生させるコイルを変更することとしても良い。例えば、図 1 0 に示すように、検出用磁界発生部 1 2 6 を、互いにインピーダ

50

ンスが異なる複数のコイル C 1 ~ C 3 と、切替部 S W とによって構成する。切替部 S W は、検出用磁界制御部 1 2 7 の制御に従って、電力供給部 1 2 3 の電力供給先となるコイルを、コイル C 1 ~ C 3 の内から選択する。具体的には、電力供給を増加させる場合には、インピーダンスの大きなコイルを選択し、電力供給を減少させる場合には、インピーダンスの小さなコイルを選択する。

【 0 0 7 4 】

(変形例 1 - 1 - 2)

次に、実施の形態 1 - 1 の変形例 1 - 1 - 2 について説明する。

カプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作 (ステップ S 1 4) においては、誘導磁界 M F の強度以外の特性に基づいて、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を制御しても良い。

10

【 0 0 7 5 】

例えば、誘導装置 2 0 の誘導磁界発生部 2 3 が、誘導磁界 M F として勾配磁界を発生する場合、カプセル型内視鏡 1 0 0 において、誘導磁界検出部 1 2 5 に誘導磁界 M F の勾配磁界の変化を検出させ、この誘導磁界 M F の勾配変化に基づいて、検出用磁界制御部 1 2 7 に検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を制御させても良い。

【 0 0 7 6 】

この場合、誘導磁界検出部 1 2 5 は、例えば図 1 1 に示すように、各々が 3 軸 (X 軸、Y 軸、Z 軸) 方向の磁界強度を検出可能な 4 つの 3 軸磁界センサ A 0 、 A 1 、 A 2 、 A 3 を、3 軸方向に配置することによって実現することができる。

20

【 0 0 7 7 】

図 1 2 は、変形例 1 - 1 - 2 におけるカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作 (ステップ S 1 4) 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、誘導磁界検出部 1 2 5 は、誘導磁界 M F (勾配磁界) の検出を開始する。

【 0 0 7 8 】

続くステップ S 1 1 1 において、検出用磁界制御部 1 2 7 は、誘導磁界検出部 1 2 5 の出力信号から、勾配磁界に変化があったか否かを判断する。勾配磁界に変化があった場合 (ステップ S 1 1 1 : Y e s) 、カプセル型内視鏡 1 0 0 の動作はステップ S 1 2 に移行する。一方、勾配磁界に変化がない場合 (ステップ S 1 1 1 : N o) 、カプセル型内視鏡 1 0 0 の動作はメインルーチンに戻る。

30

【 0 0 7 9 】

ステップ S 1 1 2 において、検出用磁界制御部 1 2 7 は、勾配磁界の上昇量が所定値以上であるか否かを判定する。勾配磁界の上昇量が所定値以上である場合 (ステップ S 1 1 2 : Y e s) 、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させる (ステップ S 1 1 3) 。それにより、カプセル検出用磁界の強度を弱くする。

【 0 0 8 0 】

ここで、勾配磁界の上昇量が所定値以上であるということは、誘導装置 2 0 側で、勾配磁気によるカプセル型内視鏡 1 0 0 の誘導を確実に実行できており、誘導装置 2 0 にカプセル型内視鏡 1 0 0 の位置や姿勢を改めて高精度に検出する必要はないと判断することができる。従って、この場合、検出用磁界の発生強度を弱くして、カプセル型内視鏡 1 0 0 における消費電力を抑制することができる。この後、カプセル型内視鏡 1 0 0 の動作はメインルーチンに戻る。

40

【 0 0 8 1 】

一方、勾配磁界の上昇量が所定値より小さい場合 (ステップ S 1 1 2 : N o) 、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させる (ステップ S 1 1 4) 。それにより、カプセル検出用磁界の強度を強くする。

【 0 0 8 2 】

ここで、勾配磁界の上昇量が所定値よりも小さいということは、誘導装置 2 0 側で、カプセル型内視鏡 1 0 0 を静止させた状態で被検体内を観察する操作がなされたと判断され

50

る。この場合、カプセル検出用磁界の強度を強くして、誘導装置 20 におけるカプセル型内視鏡 100 の位置及び姿勢の検出精度を向上させる。それにより、誘導装置 20 は、カプセル型内視鏡 100 をユーザ所望の位置に確実に静止させておくための誘導磁界 MF を、カプセル型内視鏡 100 近傍に生成することができる。なお、検出用磁界発生部 126 への電力供給が既に増加された状態であるときには、ステップ S 114 において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。この後、カプセル型内視鏡 100 の動作はメインルーチンに戻る。

【0083】

(変形例 1 - 1 - 3)

次に、実施の形態 1 - 1 の変形例 1 - 1 - 3 について説明する。

図 13 は、変形例 1 - 1 - 3 におけるカプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作 (ステップ S 14) を示すフローチャートである。カプセル型内視鏡 100 の状態として勾配磁界の変化を検出する場合、変形例 1 - 1 - 2 とは反対の制御を行っても良い。

【0084】

具体的には、ステップ S 112 における判定の結果、勾配磁界の上昇量が所定値以上である場合 (ステップ S 112 : Yes)、ステップ S 114 において、検出用磁界制御部 127 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させる。それにより、カプセル検出用磁界の強度を強くする。

【0085】

ここで、勾配磁界の上昇量が所定値よりも大きいということは、誘導装置 20 側において、カプセル型内視鏡 100 を強制的に移動させる制御を行っているものと判断される。この場合、カプセル検出用磁界の強度を強めることにより、誘導装置 20 において、カプセル型内視鏡 100 の位置及び姿勢の検出精度を向上させることができる。その結果、カプセル型内視鏡 100 の位置及び姿勢を誘導する誘導磁界 MF (勾配磁界) を、カプセル型内視鏡 100 の近傍に、より確實且つ効率的に発生させることが可能となる。なお、検出用磁界発生部 126 への電力供給が既に増加された状態であるときには、ステップ S 114 において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。

【0086】

一方、ステップ S 112 における判定の結果、勾配磁界の上昇量が所定値よりも小さい場合 (ステップ S 112 : No)、ステップ S 113 において、検出用磁界制御部 127 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を減少させる。それにより、検出用磁界の強度を弱くする。

【0087】

ここで、勾配磁界の上昇量が所定値よりも小さい、即ち、通常の磁気勾配がカプセル型内視鏡 100 に印加されているということは、誘導装置 20 側で、ユーザの意図通りカプセル型内視鏡 100 を誘導できているものと判断される。この場合、誘導装置 20 にカプセル型内視鏡 100 の位置及び姿勢をあまり高精度に検出させる必要はないので、検出用磁界の発生強度を弱くして、カプセル型内視鏡 100 における消費電力を抑制することができる。

【0088】

(変形例 1 - 1 - 4)

次に、実施の形態 1 - 1 の変形例 1 - 1 - 4 について説明する。

カプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作 (ステップ S 14) において勾配磁界の変化を検出する場合、勾配磁界の上昇量を段階的に判別して、検出用磁界発生部 126 への電力供給を制御しても良い。

【0089】

図 14 は、変形例 1 - 1 - 4 におけるカプセル型内視鏡 100 のステップ S 14 における動作を示すフローチャートである。

具体的には、まず、ステップ S 120 において、誘導磁界検出部 125 は、誘導磁界 M

10

20

30

40

50

F（勾配磁界）の検出を開始する。

【0090】

続くステップS121において、検出用磁界制御部127は、誘導磁界検出部125の出力信号から、勾配磁界に変化があったか否かを判断する。勾配磁界に変化があった場合（ステップS121：Yes）、カプセル型内視鏡100の動作はステップS122に移行する。一方、勾配磁界に変化がない場合（ステップS121：No）、カプセル型内視鏡100の動作はメインルーチンに戻る。

【0091】

ステップS122において、検出用磁界制御部127は、勾配磁界の上昇量が予め定められた第1の値より大きいかなかを判定する。勾配磁界の上昇量が第1の値以下である場合（ステップS122：No）、検出用磁界制御部127は、検出用磁界発生部126への電力供給を増加させる（ステップS123）。それにより、カプセル検出用磁界の強度を強くする。

10

【0092】

ここで、このような場合、誘導装置20側においては、カプセル型内視鏡100を静止させた状態で被検体内を観察する操作を行っているものと判断される。このため、検出用磁界の強度を強くして、誘導装置20におけるカプセル型内視鏡100の位置及び姿勢の検出精度を向上させる。それにより、誘導装置20は、カプセル型内視鏡100をユーザ所望の位置に確実に静止させておく誘導磁界MFを発生することができる。この後、カプセル型内視鏡100の動作はメインルーチンに戻る。

20

【0093】

一方、勾配磁界の上昇量が第1の値より大きい場合（ステップS122：Yes）、検出用磁界制御部127は、勾配磁界の上昇量が予め定められた第2の値（第1の値<第2の値）より小さいかなかを判別する（ステップS124）。

【0094】

勾配磁界の上昇量が第2の値以上である場合（ステップS124：No）、検出用磁界制御部127は、検出用磁界発生部126への電力供給を増加させる（ステップS123）。それにより、カプセル検出用磁界の強度を強くする。

【0095】

ここで、このような場合、誘導装置20側において、カプセル型内視鏡100を強制的に移動させる操作を行っているものと判断される。このため、検出用磁界の強度を強くして、誘導装置20におけるカプセル型内視鏡100の位置及び姿勢の検出精度を向上させる。それにより、当該カプセル型内視鏡100の位置及び姿勢を誘導する誘導磁界MF（勾配磁界）を、カプセル型内視鏡100の近傍により確実に発生させることができる。なお、既に検出用磁界発生部126への電力供給が増加された状態であるときには、ステップS123において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。

30

【0096】

勾配磁界の上昇量が第2の値より小さい場合（ステップS124：Yes）、即ち、勾配磁界の上昇量が第1の値と第2の値の間である場合、検出用磁界制御部127は、検出用磁界発生部126への電力供給を減少させる（ステップS125）。それにより、カプセル検出用磁界の強度を弱くする。これは、誘導装置20側でユーザの意図通りカプセル型内視鏡100を誘導できており、誘導装置20にカプセル型内視鏡100の位置及び姿勢をあまり高精度に検出させる必要がないと判断されるからである。この場合、検出用磁界の発生強度を弱くして、カプセル型内視鏡100における消費電力を抑制することができる。この後、カプセル型内視鏡100の動作はメインルーチンに戻る。

40

【0097】

なお、変形例1-1-4においては、勾配磁界の上昇量を第1及び第2の値を基準に判別し、この判別結果に従って検出用磁界発生部126への電力供給の増減を制御したが、勾配磁界の上昇量の判別に使用する基準値をさらに細かく設定しても良い。この場合、基準値の設定に応じて、検出用磁界発生部126への電力供給の増加又は減少の度合いを段

50

階的に決定しても良い。或いは、勾配磁界の上昇量に応じて、検出用磁界発生部 126 への電力供給を、傾斜的に増加又は減少させることとしても良い。

【0098】

(変形例 1-1-5)

次に、実施の形態 1-1 の変形例 1-1-5 について説明する。

図 2 に示す誘導磁界検出部 125 を 3 軸磁界センサを用いて構成する場合、カプセル型内視鏡 100 を強い力で誘導したい方向に 2 つの 3 軸磁界センサを並べても良い。例えば、2 つの 3 軸磁界センサを長軸 La と平行に配置すると、これらの 3 軸磁界センサにより、カプセル型内視鏡 100 を長軸 La 方向に誘導する誘導磁界 MF を検出することができる。この場合、長軸 La 方向における誘導操作がなされたときに、検出用磁界発生部 126 への電力供給の増加 / 減少 (又はオン / オフ) の判断がなされる。

10

【0099】

(変形例 1-1-6)

次に、実施の形態 1-1 の変形例 1-1-6 について説明する。

カプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作 (ステップ S14) においては、カプセル型内視鏡 100 に対する誘導磁界 MF の方向に基づいて、検出用磁界発生部 126 への電力供給を制御しても良い。例えば、図 15 に示すように、誘導磁界 MF の方向 $Y\mu$ と永久磁石 124 の磁化方向 Ym とのなす角 θ の大きさに基づいて電力供給を制御する。なお、この場合、誘導磁界検出部 125 は、3 軸方向に配置された 4 つの 3 軸磁界センサ (図 11 参照) によって構成すると良い。

20

【0100】

図 16 は、変形例 1-1-6 におけるカプセル型内視鏡 100 のステップ S14 における動作を示すフローチャートである。

まず、ステップ S130 において、誘導磁界検出部 125 は、誘導磁界 MF の検出を開始する。

【0101】

続くステップ S131 において、検出用磁界制御部 127 は、誘導磁界検出部 125 の出力信号から誘導磁界 MF の方向 $Y\mu$ を取得し、この方向 $Y\mu$ と永久磁石 124 の磁化方向 Ym とのなす角 θ を算出する。

【0102】

30

算出した角 θ が所定の閾値 (所定値) 以下である場合 (ステップ S132: Yes)、検出用磁界制御部 127 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を減少させる (ステップ S133)。それにより、カプセル検出用磁界の強度を弱くする。ここで、角 θ が所定値以下である場合、誘導装置 20 の誘導操作通りにカプセル型内視鏡 100 を誘導できているため、誘導装置 20 側でカプセル型内視鏡 100 の位置及び姿勢を高精度に検出する必要はないと判断される。この場合、カプセル検出用磁界の強度を弱めることにより、カプセル型内視鏡 100 における消費電力を抑制することができる。この後、カプセル型内視鏡 100 の動作はメインルーチンに戻る。

【0103】

40

一方、算出した角 θ が所定値よりも大きい場合 (ステップ S132: No)、検出用磁界制御部 127 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させる (ステップ S134)。それにより、カプセル検出用磁界の強度を強くする。ここで、角 θ が所定値より大きい場合、永久磁石 124 の磁化方向 Ym を誘導磁界 MF の方向 $Y\mu$ に揃えるため、誘導磁界 MF の強度を強くする必要がある。しかしながら、誘導装置 20 においては、誘導磁界 MF の強度の増加に起因して、カプセル検出用磁界の検出信号の SN 比が悪化するおそれがある。そこで、カプセル型内視鏡 100 が発生するカプセル検出用磁界の強度を強めることにより、誘導装置 20 における検出信号の SN 比の悪化を抑制することができる。その結果、誘導装置 20 はカプセル型内視鏡 100 の位置及び姿勢を正確に把握できるようになり、誘導磁界 MF をカプセル型内視鏡 100 の近傍に、より正確且つ効率的に発生させることが可能となる。なお、既に検出用磁界発生部 126 への電力供給が増加された

50

状態であるときには、ステップ S 1 3 4 において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。

【 0 1 0 4 】

(実施の形態 1 - 2)

次に、本発明の実施の形態 1 - 2 について説明する。

図 1 7 は、実施の形態 1 - 2 に係るカプセル型内視鏡の内部構造の一例を示す断面模式図である。

【 0 1 0 5 】

図 1 7 に示すように、カプセル型内視鏡 1 3 0 は、カプセル型内視鏡 1 3 0 の状況を検知する状況検知部として、図 2 に示す誘導磁界検出部 1 2 5 の代わりに、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動きを検出する動き検出部 1 3 1 を有する。実施の形態 1 - 2 において、動き検出部 1 3 1 は、カプセル型内視鏡 1 3 0 の加速度を検出する加速度センサによって実現される。なお、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動き検出部 1 3 1 以外の構成については、図 2 に示すものと同様である。

10

【 0 1 0 6 】

次に、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動作について説明する。カプセル型内視鏡 1 3 0 全体の動作は図 8 に示すものと同様であり、カプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作 (ステップ S 1 4) の内容が実施の形態 1 - 1 とは異なる。

【 0 1 0 7 】

図 1 8 は、カプセル型内視鏡 1 3 0 のステップ S 1 4 における動作を示すフローチャートである。

20

まず、ステップ S 1 4 0 において、動き検出部 1 3 1 は、カプセル型内視鏡 1 3 0 の加速度の検出を開始する。ステップ S 1 4 1 において、動き検出部 1 3 1 が加速度を検出すると (ステップ S 1 4 1 : Y e s) 、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出された加速度が所定の閾値 (所定値) 以上であるか否かを判定する (ステップ S 1 4 2) 。

【 0 1 0 8 】

動き検出部 1 3 1 が加速度を検出しない場合 (ステップ S 1 4 1 : N o) 、又は、検出された加速度が所定値よりも小さい場合 (ステップ S 1 4 2 : N o) 、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させ (ステップ S 1 4 3) 、カプセル検出用磁界の強度を強くする。或いは、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給がオフされていた場合には、これをオンする。

30

【 0 1 0 9 】

ここで、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動きが少ない (又は動きがない) ということは、誘導装置 2 0 側で、カプセル型内視鏡 1 3 0 を静止させた状態で被検体内を観察する操作がなされたと判断される。この場合、カプセル検出用磁界の強度を強めることにより、誘導装置 2 0 におけるカプセル型内視鏡 1 3 0 の位置及び姿勢の検出精度を向上させる。それにより、誘導装置 2 0 に、カプセル型内視鏡 1 3 0 をユーザ所望の位置に静止させるための誘導磁界 M F を発生させることができる。なお、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給が既に増加された状態であるときには、ステップ S 1 4 3 において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。この後、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動作はメインルーチンに戻る。

40

【 0 1 1 0 】

一方、検出された加速度が所定値以上である場合 (ステップ S 1 4 2 : Y e s) 、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させ (ステップ S 1 4 4) 、検出用磁界の強度を弱くする。或いは、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給をオフしても良い。ここで、加速度が所定値以上であるということは、カプセル型内視鏡 1 3 0 が誘導装置 2 0 による誘導操作通りに移動しているものと判断される。この場合、誘導装置 2 0 は、カプセル型内視鏡 1 3 0 の位置及び姿勢を高精度に検出する必要がないため、検出用磁界の強度を弱く (又はオフ) することにより、カプセル型内視鏡 1 3 0 の消費電力を抑制することができる。この後、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動作はメインルーチンに戻る。

50

【 0 1 1 1 】

また、上記カプセル型内視鏡 1 3 0 においても、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給の調節は、検出用磁界発生部 1 2 6 を流れる電流を調節する他、変形例 1 - 1 - 1 と同様に、電力の供給間隔を調節したり、インピーダンスの異なる複数のコイルの内から電力の供給先のコイルを選択するなどして実行しても良い。

【 0 1 1 2 】

(変形例 1 - 2 - 1)

次に、実施の形態 1 - 2 の変形例 1 - 2 - 1 について説明する。

カプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作 (ステップ S 1 4) においては、実施の形態 1 - 2 とは反対の制御を行っても良い。図 1 9 は、変形例 1 - 2 - 1 におけるカプセル型内視鏡 1 3 0 のステップ S 1 4 における動作を示すフローチャートである。

10

【 0 1 1 3 】

具体的には、ステップ S 1 4 2 の判定の結果、検出された加速度が所定値以上である場合 (ステップ S 1 4 2 : Y e s)、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させ (ステップ S 1 4 3)、検出用磁界の強度を強くする。一方、ステップ S 1 4 1 及び S 1 4 2 の判定の結果、加速度が検出されなかった場合 (ステップ S 1 4 1 : N o)、又は、検出された加速度が所定値よりも小さい場合 (ステップ S 1 4 2 : N o)、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させ (ステップ S 1 4 4)、検出用磁界の強度を弱くする。このように、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動きが大きい場合のみ、検出用磁界の強度を強くして誘導装置 2 0 におけるカプセル型内視鏡 1 3 0 の検出精度を向上させ、それ以外のときには、検出用磁界の強度を抑えることにより、カプセル型内視鏡 1 3 0 における消費電力を抑制しても良い。なお、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給が既に増加された状態であるときには、ステップ S 1 4 3 において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。

20

【 0 1 1 4 】

(変形例 1 - 2 - 2)

次に、実施の形態 1 - 2 の変形例 1 - 2 - 2 について説明する。

カプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作 (ステップ S 1 4) において、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動きに基づいて検出用磁界の強度を変化させる場合、動きの量を段階的に判別して、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を制御しても良い。

30

【 0 1 1 5 】

図 2 0 は、変形例 1 - 2 - 2 におけるカプセル型内視鏡 1 3 0 のステップ S 1 4 における動作を示すフローチャートである。

まず、ステップ S 1 4 0 において、動き検出部 1 3 1 は、カプセル型内視鏡 1 3 0 の加速度の検出を開始する。ステップ S 1 4 1 において、動き検出部 1 3 1 が加速度を検出すると (ステップ S 1 4 1 : Y e s)、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動作はステップ S 1 4 5 に移行する。一方、動き検出部 1 3 1 が加速度を検出しない場合 (ステップ S 1 4 1 : N o)、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動作はメインルーチンに戻る。

40

【 0 1 1 6 】

ステップ S 1 4 5 において、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出された加速度が予め定められた第 1 の値より大きいかが否かを判定する。加速度が第 1 の値以下である場合 (ステップ S 1 4 5 : N o)、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させ (ステップ S 1 4 6)、カプセル検出用磁界の強度を強くする。これは、誘導装置 2 0 側において、カプセル型内視鏡 1 3 0 を静止させた状態で被検体内を観察する操作を行っているものと判断されるので、誘導装置 2 0 におけるカプセル型内視鏡 1 3 0 の位置及び姿勢の検出精度を向上させるためである。なお、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給が既に増加された状態であるときには、ステップ S 1 4 6 において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。この後、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動作はメインルーチンに戻る。

50

【 0 1 1 7 】

一方、加速度が第 1 の値より大きい場合（ステップ S 1 4 5 : Y e s）、検出用磁界制御部 1 2 7 は、加速度が予め定められた第 2 の値（第 1 の値 < 第 2 の値）より小さいか否かを判別する（ステップ S 1 4 7）。

【 0 1 1 8 】

加速度が第 2 の値以上である場合（ステップ S 1 4 7 : N o）、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させ（ステップ S 1 4 6）、カプセル検出用磁界の強度を強くする。これは、誘導装置 2 0 側において、カプセル型内視鏡 1 3 0 を強制的に移動させる操作を行っているものと判断されるので、誘導装置 2 0 におけるカプセル型内視鏡 1 3 0 の位置及び姿勢の検出精度を向上させるためである。なお、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給が既に増加された状態であるときには、ステップ S 1 4 6 において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。

10

【 0 1 1 9 】

加速度が第 2 の値より小さい場合（ステップ S 1 4 7 : Y e s）、即ち、加速度が第 1 の値と第 2 の値との間である場合、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させる（ステップ S 1 4 8）。これは、誘導装置 2 0 側でユーザの意図通りカプセル型内視鏡 1 3 0 を誘導できており、誘導装置 2 0 にカプセル型内視鏡 1 3 0 の位置や姿勢をあまり高精度に検出させる必要はないと判断されるからである。この場合、検出用磁界の発生強度を弱めることにより、カプセル型内視鏡 1 3 0 における消費電力を抑制することができる。この後、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動作はメインルーチンに戻る。

20

【 0 1 2 0 】

（変形例 1 - 2 - 3）

次に、実施の形態 1 - 2 の変形例 1 - 2 - 3 について説明する。

カプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作（ステップ S 1 4）において、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動きに基づいて検出用磁界の強度を変化させる場合、動きの量が所定値より小さい場合に、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させるものとしても良い。ここで、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動きの量が少ないということは、カプセル型内視鏡 1 3 0 が腸壁の襞や管腔内の残渣に拘束されていると判断することができる。このような場合、誘導装置 2 0 側で誘導磁界 M F の強度を強くし、カプセル型内視鏡 1 3 0 に印加して、カプセル型内視鏡 1 3 0 を動かす必要がある。一方で、誘導磁界 M F の強度を強くすると、誘導装置 2 0 側で検出用磁界の検出信号の S N 比が悪化し、カプセル型内視鏡 1 3 0 の検出精度が低下するおそれがある。

30

【 0 1 2 1 】

そこで、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動きの量が少ない場合に、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させて検出用磁界の強度を強めることにより、検出用磁界の検出信号の S N 比の悪化を抑制し、誘導装置 2 0 の誘導操作によりカプセル型内視鏡 1 3 0 を確実に移動させることができるようにする。なお、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動きが所定値以上になった際には、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を元の値（低レベルの値）に戻すと良い。

40

【 0 1 2 2 】

（変形例 1 - 2 - 4）

次に、実施の形態 1 - 2 の変形例 1 - 2 - 4 について説明する。

上述した実施の形態 1 - 2 においては、加速度センサを用いてカプセル型内視鏡 1 3 0 の加速度を検出したが、加速度に対応する物理量を検出できれば、加速度センサ以外を用いても良い。また、加速度以外であっても、カプセル型内視鏡 1 3 0 の動きを検出できれば、どのような構成で動き検出部 1 3 1 を実現しても良い。なお、電力供給の制御方法については、実施の形態 1 - 2 及びその変形例 1 - 2 - 1 において説明したものと同様である。

【 0 1 2 3 】

50

例えば、動き検出部 131 として重力センサを設けても良い。この場合、検出用磁界制御部 127 は、重力センサの出力変化から、カプセル型内視鏡 130 の姿勢変化の有無や速度を検知することができる。

【0124】

また、動き検出部 131 として角速度センサ（ジャイロ）を設けても良い。この場合、検出用磁界制御部 127 は、角速度センサの出力変化から、カプセル型内視鏡 130 の姿勢変化の有無や速度を検知することができる。

【0125】

また、動き検出部 131 として水圧センサを設けても良い。この場合、検出用磁界制御部 127 は、水圧センサの検出値（水圧）の変化から、カプセル型内視鏡 130 の鉛直方向における動きの有無や速度を算出することができる。

10

【0126】

また、動き検出部 131 として、超音波を発生すると共に、被検体から反射された超音波（反射波）を検出する超音波センサを設けても良い。この場合、検出用磁界制御部 127 は、検出した超音波の位相の変化や周波数の変化から、カプセル型内視鏡 130 の移動方向や移動速度を算出することができる。

【0127】

また、図 21 のカプセル型内視鏡 130 - 2 に示すように、撮像部 110 によって撮像され、撮像制御部 121 において所定の信号処理が施された画像データを動き検出部 131 に入力し、撮像部 110 が順次取得した画像情報に基づいて、カプセル型内視鏡 130 - 2 の動きを検知しても良い。この場合、動き検出部 131 は、順次撮像された 2 つの体内画像に対応する画像データ間の差分（例えば、差分画像を閾値処理した 2 値画像の画素数等）を算出する。検出用磁界制御部 127 は、この差分が所定量以上である場合に、カプセル型内視鏡 130 - 2 に動きがあったと判断して、検出用磁界発生部 126 への電力供給の制御を行う。

20

【0128】

また、各フレームの画像データと関連付けられた調光情報を動き検出部 131 に入力し、各画像が撮像された際の調光情報に基づいてカプセル型内視鏡 130 - 2 の動きを検知しても良い。この場合、動き検出部 131 は、順次入力された調光情報の変化（例えば、発光強度の差分）を算出する。検出用磁界制御部 127 は、この変化が所定量以上である場合に、カプセル型内視鏡 130 - 2 に動きがあったと判断して、検出用磁界発生部 126 への電力供給の制御を行う。

30

【0129】

（変形例 1 - 2 - 5）

次に、実施の形態 1 - 2 の変形例 1 - 2 - 5 について説明する。

カプセル型内視鏡の動きは、カプセル型内視鏡を含む空間に形成された勾配場を利用して検出しても良い。

【0130】

図 22 は、変形例 1 - 2 - 5 に係る医療システムの構成を示すブロック図である。図 22 に示すように、変形例 1 - 2 - 5 に係る医療システム 1 - 2 は、図 1 に示す誘導装置 20 に対して勾配場発生部 20a を更に有する誘導装置 20 - 2 と、カプセル型内視鏡 140 とを備える。

40

【0131】

勾配場発生部 20a は、被検体外から、カプセル型内視鏡 140 を含む空間に、経時的に変化しない勾配場を発生する。勾配場発生部 20a は、例えば、電圧を印加することにより超音波を発生する振動子や、静磁界を発生させるためのコイル及び直流電源や、交流磁界を発生させるためのコイル及び交流電源や、電界を形成するためのアンテナ等によって実現される。なお、勾配場として交流磁界を発生する場合には、検出用磁界発生部 126 が発生するカプセル検出用磁界と周波数を異ならせると良い。

【0132】

50

図 2 3 は、カプセル型内視鏡 1 4 0 の内部構造の一例を示す断面模式図である。カプセル型内視鏡 1 4 0 は、自身の状態としての動きを検知する動き検知部として、勾配場検出部 1 4 1 を有する。勾配場検出部 1 4 1 は、具体的には、勾配場発生部 2 0 a の構成に対応して、超音波を受信して電気信号を発生する振動子、磁界を検出して電気信号を発生するコイル、電界を検出して検出信号を出力するアンテナ等によって構成される。

【 0 1 3 3 】

検出用磁界制御部 1 2 7 は、勾配場検出部 1 4 1 から出力された信号に基づいて、カプセル型内視鏡 1 4 0 の動き（移動方向や移動速度）を検知する。そして、この検知結果に従って、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を制御する。

【 0 1 3 4 】

（実施の形態 1 - 3）

次に、本発明の実施の形態 1 - 3 について説明する。

図 2 4 は、実施の形態 1 - 3 に係るカプセル型内視鏡の内部構造の一例を示す断面模式図である。図 2 4 に示すように、カプセル型内視鏡 1 5 0 は、カプセル型内視鏡 1 5 0 の状態を検知する状態検知部として、誘導磁界検出部 1 5 1 及び動き検出部 1 5 2 とを有する。また、検出用磁界制御部 1 2 7 は、誘導磁界検出部 1 5 1 及び動き検出部 1 5 2 の検出結果に応じて検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を制御する。

【 0 1 3 5 】

誘導磁界検出部 1 5 1 の構成及び動作は、実施の形態 1 - 1 及びその変形例において説明した誘導磁界検出部 1 2 5 と同様である。具体的には、誘導磁界検出部 1 5 1 は、3 軸方向における磁界を検出可能な 4 つの 3 軸磁界センサによって実現される。また、動き検出部 1 5 2 の構成及び動作については、実施の形態 1 - 2 及びその変形例において説明した動き検出部 1 3 1 と同様である。具体的には、動き検出部 1 5 2 は、カプセル型内視鏡 1 5 0 の動きの方向を検出可能な加速度センサ、水圧センサ、超音波センサ、又は、画像情報若しくは調光情報の差分を算出する算出部等によって実現される。

【 0 1 3 6 】

次に、カプセル型内視鏡 1 5 0 の動作について説明する。カプセル型内視鏡 1 5 0 全体の動作は、図 8 に示すものと同様であり、カプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作（ステップ S 1 4）の内容が実施の形態 1 - 1 とは異なる。

【 0 1 3 7 】

図 2 5 は、カプセル型内視鏡 1 5 0 のステップ S 1 4 における動作を示すフローチャートである。

まず、ステップ S 1 5 0 において、誘導磁界検出部 1 5 1 は、誘導磁界 M F の検出（例えば、磁気勾配の方向及び強度）を開始する。また、ステップ S 1 5 1 において、動き検出部 1 5 2 は、カプセル型内視鏡 1 5 0 の動き（例えば、動きの方向及び加速度）の検出を開始する。

【 0 1 3 8 】

続くステップ S 1 5 2 において、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出した誘導磁界 M F から算出される誘導操作とカプセル型内視鏡 1 5 0 の動きとが一致しているか否かを判定する。

【 0 1 3 9 】

誘導磁界 M F とカプセル型内視鏡 1 5 0 の動きの方向とが一致する場合、即ち、誘導磁界検出部 1 5 1 が検出した磁気勾配の方向と、動き検出部 1 5 2 が検出した加速度の方向とのなす角度が所定の角度以内であり、且つ、誘導磁界検出部 1 5 1 が検出した誘導磁界 M F の強度から算出されるカプセル型内視鏡 1 5 0 の加速度と、動き検出部 1 5 2 が検出した加速度との差分が所定値以内である場合（ステップ S 1 5 2 : Y e s）、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させ（ステップ S 1 5 3）、カプセル検出用磁界の強度を弱くする。或いは、電力供給をオフしても良い。これは、カプセル型内視鏡 1 5 0 が、誘導装置 2 0 の誘導操作通りに動いているものと判断されるので、誘導装置 2 0 側でカプセル型内視鏡 1 5 0 を高精度に検出する必要がないからであ

10

20

30

40

50

る。この後、カプセル型内視鏡 150 の動作はメインルーチンに戻る。

【0140】

一方、磁気勾配とカプセル型内視鏡 150 の動きとが一致しない場合、即ち、方向同士のなす角度が上記所定の角度よりも大きい場合、又は、加速度の差分が上記所定値よりも大きい場合（ステップ S152：No）、検出用磁界制御部 127 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させ（ステップ S154）、カプセル検出用磁界の強度を強くする。或いは、電力供給がオフされていた場合には、これをオンしても良い。これは、カプセル型内視鏡 150 が、誘導装置 20 の誘導操作通りに動いていないと判断されるので、誘導装置 20 側でカプセル型内視鏡 150 を高精度に検出させる必要があるからである。なお、検出用磁界発生部 126 への電力供給が既に増加された状態であるときには、ステップ S154 において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。この後、カプセル型内視鏡 150 の動作はメインルーチンに戻る。

10

【0141】

以上説明したように、実施の形態 1 - 3 によれば、カプセル型内視鏡 150 が誘導装置 20 の誘導操作通りに動いている場合には、検出用磁界の強度を下げるので、カプセル型内視鏡 150 における消費電力を抑制することが可能となる。

【0142】

（変形例 1 - 3 - 1）

次に、実施の形態 1 - 3 の変形例 1 - 3 - 1 について説明する。

カプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作（ステップ S14）においては、カプセル型内視鏡 150 に印加される誘導磁界 MF に基づいて検出用磁界の強度を制御する場合、誘導磁界 MF の方向 $Y\mu$ とカプセル型内視鏡 150 の姿勢とに基づいて制御を行っても良い。この場合、動き検出部 152 を、カプセル型内視鏡 150 の姿勢（鉛直軸に対するカプセル型内視鏡 150 の長軸 La の傾き角）の変化を検出可能な重力センサ又は角速度センサによって実現すると良い。

20

【0143】

図 26 は、変形例 1 - 3 - 1 におけるカプセル型内視鏡 150 のステップ S14 における動作を示すフローチャートである。

まず、ステップ S160 において、誘導磁界検出部 151 は、誘導磁界 MF の検出を開始する。また、ステップ S161 において、動き検出部 152 は、カプセル型内視鏡 150 の姿勢の変化（傾き角）の検出を開始する。

30

【0144】

ステップ S162 において、検出用磁界制御部 127 は、誘導磁界 MF の方向とカプセル型内視鏡 150 の姿勢とが一致しているか否かを判定する。

【0145】

誘導磁界 MF の方向 $Y\mu$ とカプセル型内視鏡 150 の姿勢とが一致している場合（ステップ S162：Yes）、検出用磁界制御部 127 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を減少させ（ステップ S163）、検出用磁界の強度を弱くする。

【0146】

一方、誘導磁界 MF の方向 $Y\mu$ とカプセル型内視鏡 150 の姿勢とが一致していない場合（ステップ S162：No）、検出用磁界制御部 127 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させ（ステップ S164）、検出用磁界の強度を強くする。なお、検出用磁界発生部 126 への電力供給が既に増加された状態であるときには、ステップ S164 において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。

40

【0147】

このように、変形例 1 - 3 - 1 によれば、誘導装置 20 による誘導操作（誘導磁界 MF の変化）に従ってカプセル型内視鏡 150 が動作している場合に、カプセル検出用磁界の強度を下げるので、カプセル型内視鏡 150 における消費電力を抑制することが可能となる。

【0148】

50

(実施の形態 1 - 4)

次に、本発明の実施の形態 1 - 4 について説明する。

実施の形態 1 - 4 に係るカプセル型内視鏡は、図 17 に示すカプセル型内視鏡 130 において、カプセル型内視鏡 130 の動きを、カプセル型内視鏡 130 に印加された誘導磁界 MF の強度から算出するものである。この場合、動き検出部 131 は、3 軸 (X 軸、Y 軸、Z 軸) 方向に配置された 4 つの 3 軸磁界センサ (図 11 参照) によって構成される。

【0149】

実施の形態 1 - 4 に係るカプセル型内視鏡 130 の動作について説明する。カプセル型内視鏡 130 全体の動作は図 8 に示すものと同様であり、カプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作 (ステップ S 14) の内容が実施の形態 1 - 1 とは異なる。

10

【0150】

図 27 は、カプセル型内視鏡 130 のステップ S 14 における動作を示すフローチャートである。

まず、ステップ S 170 において、動き検出部 131 は、誘導磁界 MF (強度) の検出を開始する。

【0151】

続くステップ S 171 において、検出用磁界制御部 127 は、誘導磁界検出部 125 の出力信号から、カプセル型内視鏡 130 に印加された誘導磁界 MF の強度を取得する。この強度は、4 つの 3 軸磁界センサの内のいずれか 1 つの検出値であっても良いし、4 つの 3 軸磁界センサそれぞれの検出値の平均値であっても良い。

20

【0152】

また、ステップ S 172 において、検出用磁界制御部 127 は、誘導磁界検出部 125 の各 3 軸磁気センサより取得した磁界強度から、各軸 (X 軸、Y 軸、Z 軸) における磁気勾配を算出する。

【0153】

ステップ S 173 において、検出用磁界制御部 127 は、ステップ S 172 における算出結果から、磁気勾配が検出されたか否かを判定する。

【0154】

磁気勾配が検出された場合 (ステップ S 173 : Yes)、続くステップ S 174 において、検出用磁界制御部 127 は、カプセル型内視鏡 130 に印加された磁界の強度が経時的に増加しているか否かを判定する。

30

【0155】

磁界の強度が経時的に増加している場合 (ステップ S 174 : Yes)、検出用磁界制御部 127 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を減少させる (ステップ S 175)。ここで、カプセル型内視鏡 130 に印加された磁界に勾配があり、且つ、磁界の強度が増加しているということは、図 28 に示すように、カプセル型内視鏡 130 が磁界の勾配に沿って強度の弱い方から強い方に移動しているものと言える。即ち、誘導装置 20 の誘導操作に従ったカプセル型内視鏡 130 が動いていると言える。この場合、カプセル検出用磁界の発生強度を弱めることにより、カプセル型内視鏡 130 における消費電力を抑制することができる。この後、カプセル型内視鏡 130 の動作はメインルーチンに戻る。

40

【0156】

一方、磁気勾配が検出されない場合 (ステップ S 173 : No)、検出用磁界制御部 127 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させる (ステップ S 176)。ここで、磁気勾配が検出されないということは、誘導装置 20 において、カプセル型内視鏡 130 を静止させる制御を行っていると判断することができる。この場合、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させてカプセル検出用磁界の強度を強めることにより、誘導装置 20 におけるカプセル型内視鏡 130 の検出精度を向上させる。それにより、誘導装置 20 によるカプセル型内視鏡 130 に対する誘導操作性を向上させる。なお、検出用磁界発生部 126 への電力供給が既に増加された状態であるときには、ステップ S 176 に

50

において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。この後、カプセル型内視鏡 130 の動作はメインルーチンに戻る。

【0157】

また、磁界の強度が変化しない、又は、経時的に減少している場合（ステップ S174：No）にも、ステップ S176 において、検出用磁界制御部 127 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させる。これは、誘導装置 20 においてカプセル型内視鏡 130 を移動させる誘導操作を行っているにも拘わらず、カプセル型内視鏡 130 が、その操作通りに移動していないと判断されるからである。この場合にも、カプセル検出用磁界の強度を強くして、誘導装置 20 におけるカプセル型内視鏡 130 の検出精度を向上させることにより、カプセル型内視鏡 130 に対する誘導操作性を向上させる。なお、この場合にも、検出用磁界発生部 126 への電力供給が既に増加された状態であるときには、ステップ S176 において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。この後、カプセル型内視鏡 130 の動作はメインルーチンに戻る。

10

【0158】

（実施の形態 2 - 1）

次に、本発明の実施の形態 2 - 1 について説明する。

図 29 は、実施の形態 2 - 1 に係る医療システムが備えるカプセル型内視鏡の内部構造の一例を示す断面模式図である。なお、実施の形態 2 - 1 に係る医療システム全体の構成は、図 1 に示すものと同様である。実施の形態 2 - 1 においては、カプセル型内視鏡が置かれている環境に基づいて、検出用磁界の強度を制御することの特徴とする。ここで、環境とは、カプセル型内視鏡の周囲における空間の特性を表し、より詳細には、撮像対象との距離や周囲の空間の広さといった幾何学的特性や、周囲に存在する液体（粘液）の粘度や pH といった物理的又は化学的特性等が含まれる。

20

【0159】

図 29 に示すように、実施の形態 2 - 1 に係るカプセル型内視鏡 200 は、図 2 に示す誘導磁界検出部 125 の代わりに、距離取得部 201 を有する。距離取得部 201 は、カプセル型内視鏡 200 の状態を検知する状態検知部の一形態であり、カプセル型内視鏡 200 が置かれている環境を検知する。具体的には、距離取得部 201 は、カプセル型内視鏡 200 と被検体内の撮像対象（臓器の内壁等）との間の距離（以下、単に撮像対象との距離ともいう）を検出する。

30

【0160】

距離取得部 201 は、撮像部 110 により順次撮像され、撮像制御部 121 において所定の信号処理が施された画像情報（画像データ）を取り込み、この画像情報から撮像対象との距離を取得する。より詳細には、距離取得部 201 は、例えば、画像情報から各画素の画素値の内の所定の色成分（例えば、赤色の成分）を取得し、当該色成分の減衰量（照射強度に対する撮像信号の強度）を算出することにより、上記距離を算出する。ここで、赤色のように比較的波長が長い色成分は、被検体内における散乱が少ないので、撮像対象との距離に応じた減衰特性を示し易い。そこで、予め、撮像対象との距離と減衰量との対応関係を示す算出式又はテーブルを用意しておくことにより、色成分に基づいて撮像対象との距離を取得することができる。

40

【0161】

検出用磁界制御部 127 は、このようにして取得された距離に基づいて、検出用磁界発生部 126 への電力供給を制御する。

【0162】

次に、カプセル型内視鏡 200 の動作について説明する。カプセル型内視鏡 200 全体の動作は図 8 に示すものと同様であり、カプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作（ステップ S14）の内容が実施の形態 1 - 1 とは異なる。

【0163】

図 30 は、カプセル型内視鏡 200 のステップ S14 における動作を示すフローチャートである。

50

まず、ステップ S 2 0 0 において、距離取得部 2 0 1 は、撮像制御部 1 2 1 から画像情報を順次取得して所定の画像処理を施すことにより、撮像対象との距離を取得する。

【 0 1 6 4 】

続くステップ S 2 0 1 において、検出用磁界制御部 1 2 7 は、距離取得部 2 0 1 が取得した距離が所定の閾値（所定値）以上であるか否かを判定する。

【 0 1 6 5 】

ステップ S 2 0 1 において、距離が所定値以上である場合（ステップ S 2 0 1 : Y e s）、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させ（ステップ S 2 0 2）、カプセル検出用磁界の強度を弱くする。ここで、撮像対象との距離が所定値以上、即ち撮像対象に対してカプセル型内視鏡 2 0 0 とが遠い場合、誘導装置 2 0 によるカプセル型内視鏡 2 0 0 の誘導は大まかに行われるので、誘導装置 2 0 においてカプセル型内視鏡 2 0 0 の位置を高精度に検出する必要はない。このため、カプセル検出用磁界の強度を弱めることにより、カプセル型内視鏡 2 0 0 における消費電力を抑制することができる。この後、カプセル型内視鏡 2 0 0 の動作はメインルーチンに戻る。

【 0 1 6 6 】

一方、撮像対象との距離が所定値より短い場合（ステップ S 2 0 1 : N o）、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させ（ステップ S 2 0 3）、カプセル検出用磁界の強度を強くする。ここで、撮像対象との距離が短い場合、即ち、撮像対象に対してカプセル型内視鏡 2 0 0 が近い場合、カプセル型内視鏡 2 0 0 の位置や姿勢の微調整を行ったりカプセル型内視鏡 2 0 0 を静止させたりするため、誘導装置 2 0 によるカプセル型内視鏡 2 0 0 の誘導操作性を向上させる必要がある。このため、検出用磁界の強度を強めることにより、誘導装置 2 0 においてカプセル型内視鏡 2 0 0 の位置を高精度に検出できるようにする。なお、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給が既に増加された状態であるときには、ステップ S 2 0 3 において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。この後、カプセル型内視鏡 2 0 0 の動作はメインルーチンに戻る。

【 0 1 6 7 】

以上説明したように、実施の形態 2 - 1 によれば、カプセル型内視鏡 2 0 0 が置かれている環境に応じて、カプセル型内視鏡 2 0 0 から発生する検出用磁界の強度を制御するので、カプセル型内視鏡 2 0 0 における消費電力を抑制しつつ、誘導装置 2 0 によりカプセル型内視鏡 2 0 0 を効率良く誘導操作することが可能となる。

【 0 1 6 8 】

（変形例 2 - 1 - 1）

カプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作（ステップ S 1 4）において、撮像対象とカプセル型内視鏡 2 0 0 との距離に基づいて検出用磁界の強度を変化させる場合、実施の形態 2 - 1 とは反対の制御を行っても良い。図 3 1 は、変形例 2 - 1 - 1 におけるカプセル型内視鏡 2 0 0 のステップ S 1 4 における動作を示すフローチャートである。

【 0 1 6 9 】

具体的には、距離取得部 2 0 1 が取得した距離が所定値より小さい場合（ステップ S 2 0 1 : N o）、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させる（ステップ S 2 0 2）。ここで、上記距離が短い場合、カプセル型内視鏡 2 0 0 の位置の変化に対する撮像範囲のブレは小さいので、検出用磁界の強度を弱くして、誘導装置 2 0 におけるカプセル型内視鏡 2 0 0 の検出精度を多少落としても、取得される画像に対する影響は少ない。このため、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させてカプセル型内視鏡 2 0 0 における消費電力を抑制することができる。

【 0 1 7 0 】

一方、上記距離が所定値以上であると判定された場合（ステップ S 2 0 1 : Y e s）、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させる（ステップ S 2 0 3）。これは、上記距離が遠い場合、カプセル型内視鏡 2 0 0 の位置変化に対する撮像範囲のブレが大きくなるので、検出用磁界の強度を強くして誘導装置 2 0 における

カプセル型内視鏡 200 の検出精度を向上させるためである。なお、検出用磁界発生部 126 への電力供給が既に増加された状態であるときには、ステップ S203 においては、電力供給のレベルを維持するだけで良い。

【0171】

(変形例 2-1-2)

次に、実施の形態 2-1 の変形例 2-1-2 について説明する。

距離取得部 201 は、撮像対象との距離を、各画像が撮像された際の調光情報に基づいて取得しても良い。上述したように、撮像対象との距離が近い場合、発光量を低減する調光情報が生成され、撮像対象との距離が遠い場合、発光量を増加させる調光情報が生成される。そこで、距離取得部 201 に、撮像対象との距離と、照明部 111 における調光量とを関連付けたテーブルを記憶する記憶部を設け、撮像制御部 121 から取得した調光情報に基づいて上記テーブルから対応する距離を抽出することにより、必要な距離情報を取得することができる。

10

【0172】

(変形例 2-1-3)

次に、実施の形態 2-1 の変形例 2-1-3 について説明する。

図 32 は、変形例 2-1-3 における距離取得部 201 の構成及び動作を説明するための模式図である。距離取得部 201 は、撮像対象との距離を、超音波を用いて取得しても良い。具体的な構成としては、図 32 に示すように、距離取得部 201 に、被検体の体腔 1c 内の撮像対象 OB に向けて超音波（送信波）を送信すると共に、撮像対象から反射された超音波（受信波）を受信する超音波センサ 202 を設ける。この場合、距離取得部 201 は、超音波の送信から受信までに要した時間を計測し、この時間から、カプセル型内視鏡 200 から撮像対象 OB までの距離を算出する。

20

【0173】

(変形例 2-1-4)

次に、実施の形態 2-1 の変形例 2-1-4 について説明する。

距離取得部 201 は、撮像対象との距離を、レーザを用いて取得しても良い。具体的な構成としては、距離取得部 201 に、撮像対象に向けてレーザ光を出射するレーザ光源と、撮像対象から反射されたレーザ光を検出する光検出器とを設ける。この場合、距離取得部 201 は、レーザ光の出射から検出までの時間を計測し、この時間から、カプセル型内視鏡 200 から撮像対象までの距離を算出する。

30

【0174】

(変形例 2-1-5)

次に、実施の形態 2-1 の変形例 2-1-5 について説明する。

距離取得部 201 は、撮像対象の色に基づいて撮像対象との距離を取得しても良い。ここで、撮像対象の色は、カプセル型内視鏡 200 から遠いほど暗くなり、カプセル型内視鏡 200 に近いほど明るくなるため、撮像対象の明度から上記距離を取得することができる。そこで、変形例 2-1-5 においては、距離取得部 201 に、撮像対象の明度と距離とを関連付けたテーブルを記憶した記憶部と、例えば R、G、B それぞれに感度を有する 3 チャンネルのフォトダイオードからなるカラーセンサとを設ける。この場合、距離取得部 201 は、カラーセンサの出力値から撮像対象の明度を算出し、該明度に基づいて上記テーブルから距離を抽出することにより、必要な距離情報を取得することができる。

40

【0175】

(実施の形態 2-2)

次に、本発明の実施の形態 2-2 について説明する。

図 33 は、実施の形態 2-2 に係る医療システムが備えるカプセル型内視鏡の内部構造の一例を示す断面模式図である。なお、実施の形態 2-2 に係る医療システム全体の構成は、図 1 に示すものと同様である。

【0176】

図 33 に示すように、実施の形態 2-2 に係るカプセル型内視鏡 210 は、図 29 に示

50

す距離取得部 201 の代わりに、臓器判別部 211 を有する。臓器判別部 211 は、カプセル型内視鏡 210 が置かれている環境として、カプセル型内視鏡 210 が現在通過中である被検体の臓器の種類を判別する。

【0177】

より詳細には、臓器判別部 211 は、撮像制御部 121 から画像データを取り込み、当該画像データに対応する体内画像から例えば色特徴量を抽出する画像処理を実行することにより、臓器の種類を判別する。具体的には、臓器判別部 211 は、体内画像の色特徴量が例えば赤色系であった場合、通過中の臓器は胃であると判別する。また、体内画像の色特徴量が例えば黄色系であった場合、通過中の臓器は小腸であると判別する。さらに、体内画像の色特徴量が例えば白色系であった場合、通過中の臓器は大腸であると判別する。

10

【0178】

次に、カプセル型内視鏡 210 の動作について説明する。カプセル型内視鏡 210 全体の動作は図 8 に示すものと同様であり、カプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作（ステップ S14）の内容が実施の形態 1-1 とは異なる。

【0179】

図 34 は、カプセル型内視鏡 210 のステップ S14 における動作を示すフローチャートである。

まず、ステップ S210 において、臓器判別部 211 は、撮像制御部 121 から取り込んだ画像データに所定の画像処理を施し、カプセル型内視鏡 210 が通過中である被検体の臓器を判別する。

20

【0180】

続くステップ S211 において、検出用磁界制御部 127 は、臓器判別部 211 の判別結果が、前回の判定結果から変更されたものであるか否かを判定する。具体的には、カプセル型内視鏡 210 が食道から胃に移動した際、胃から小腸に移動した際、又は、小腸から大腸に移動した際等に、判別結果に変更があったものと判定される。判別結果に変更がない場合（ステップ S211：No）、カプセル型内視鏡 210 の動作はメインルーチンに戻る。

【0181】

判別結果に変更があった場合において（ステップ S211：Yes）、通過中の臓器が胃であると判別された場合（ステップ S212：Yes）、検出用磁界制御部 127 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させる（ステップ S213）。ここで、カプセル型内視鏡 210 は、胃のように広い空間を通過する間、水平方向及び鉛直方向に比較的自由に移動することができる。このため、誘導装置 20 は、カプセル型内視鏡 210 の位置及び姿勢を詳細に誘導する必要があり、そのための位置及び姿勢情報が必要となる。そこで、カプセル型内視鏡 210 においては、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させて検出用磁界の強度を強めることにより、誘導装置 20 におけるカプセル型内視鏡 210 の検出精度を向上させる。なお、検出用磁界発生部 126 への電力供給が既に増加された状態であるときには、ステップ S213 において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。

30

【0182】

通過中の臓器が小腸であると判別された場合（ステップ S212：No、ステップ S214：Yes）、検出用磁界制御部 127 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を減少させる（ステップ S215）。ここで、カプセル型内視鏡 210 は、小腸のように狭い空間を通過する間、ほぼ腸管の長さ方向に沿って移動する。このため、誘導装置 20 においては、カプセル型内視鏡 210 の位置及び姿勢を詳細に誘導する必要がないため、カプセル型内視鏡 210 の高精度な検出も不要となる。そこで、カプセル型内視鏡 210 においては、検出用磁界発生部 126 への電力供給を減少させ、消費電力を抑制する。

40

【0183】

通過中の臓器が大腸であると判別された場合（ステップ S214：No）、検出用磁界制御部 127 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させる（ステップ S216

50

）。このときの電力供給は、カプセル型内視鏡 210 が胃を通過中の値よりも低く設定する。ここで、カプセル型内視鏡 210 が小腸から大腸に移動した際には、腸管の径が大きくなるため、カプセル型内視鏡 210 が移動可能な範囲も若干広くなる。そこで、カプセル型内視鏡 210 においては、検出用磁界発生部 126 への電力供給を若干増加し、カプセル検出用磁界の強度を小腸の場合よりも強くすることにより、誘導装置 20 におけるカプセル型内視鏡 210 の検出精度を向上させる。それにより、カプセル型内視鏡 210 の誘導の精度を向上させつつ、胃を通過中の場合よりもカプセル型内視鏡 210 における消費電力を抑制することが可能となる。

【0184】

なお、臓器の種類の判別方法としては、色特徴量の算出の他にも、パターンマッチング等、様々な画像処理を利用することができる。例えば、臓器毎の基準画像を記憶させたメモリを設け、基準画像とカプセル型内視鏡 210 において撮像した画像とを比較し、その比較結果に応じて臓器を判別することができる。この場合、基準画像と撮像画像との間で、色や臓器毎の形状などのパターンを比較すれば良い。また、基準画像上の特徴点を予め決めておき、その特徴点と撮像画像上の特徴点とを比較することで臓器の種類を判別しても良い。特徴点としては、凹凸の特徴や、凹凸同士の距離や、凹凸の輪郭や、画像の輝度値等を用いることができる。

【0185】

(変形例 2-2-1)

次に、実施の形態 2-2 の変形例 2-2-1 について説明する。

臓器判別部 211 は、ピンポイントで検出した撮像対象の色から、臓器の種類を判別しても良い。ここで、上述したように、各臓器においては、種類に応じた色の特徴が観察される。具体的には、胃の場合は例えば赤色系が強くなり、小腸の場合は例えば黄色系が強くなり、大腸の場合は例えば白色系が強くなる。そこで、臓器判別部 211 に、例えば R、G、B それぞれに感度を有する 3 チャンネルのフォトダイオードからなるカラーセンサと、撮像対象の色と臓器の種類とを関連付けたテーブルを記憶した記憶部とを設ける。この場合、臓器判別部 211 は、カラーセンサの出力値から撮像対象の色を取得（例えば、色相値を算出）し、該色に基づき上記テーブルを参照することにより、臓器の種類を検知することができる。

【0186】

(変形例 2-2-2)

次に、実施の形態 2-2 の変形例 2-2-2 について説明する。

臓器の種類は、臓器内に存在する粘液の量や粘液の性質（粘度や pH）の違いから判別することもできる。そこで、臓器判別部 211 に粘液の量や粘度を検出する粘液センサを設け、粘液センサの出力結果に基づいて、カプセル型内視鏡 210 が現在通過中である臓器の種類を検知するようにしても良い。或いは、臓器判別部 211 に pH センサを設け、pH センサの出力値（pH 値）に基づいて、カプセル型内視鏡 210 が現在通過中である臓器の種類を検知するようにしても良い。

【0187】

また、カプセル型内視鏡 210 の外装に圧力センサを設け、この圧力センサの出力値に基づいて臓器の種類を判別しても良い。例えば、カプセル型内視鏡 210 の複数箇所において、圧力（接触圧）が検出された場合、カプセル型内視鏡 210 は管腔の径の細かい小腸を通過していると判別することができる。また、カプセル型内視鏡 210 に対する接触圧が検出されない場合、又は、一方向からのみの接触圧が検出された場合、カプセル型内視鏡 210 は、広い空間を有する胃を通過中であると判別することができる。

【0188】

或いは、臓器内（例えば胃内）に液体を導入し、カプセル型内視鏡 210 を液体に浮遊させて観察を行う場合には、カプセル型内視鏡の外装に水圧センサを設けると良い。なお、胃のように広い空間では液体を溜めておくことが可能である。この場合、水圧センサが水圧を検出している間、カプセル型内視鏡 210 が胃内を通過していると判別することが

できる。反対に、水圧センサが水圧を検出しない場合、または、水圧センサが局所的な（例えば、一方の側のみの）水圧しか検出しない場合、カプセル型内視鏡 210 は、狭い空間を有する臓器（例えば小腸）を通過中であると判別することができる。

【0189】

（変形例 2 - 2 - 3）

次に、実施の形態 2 - 2 の変形例 2 - 2 - 3 について説明する。

カプセル型内視鏡 210 が通過中の臓器は、例えば、レーザ光を利用して判別することもできる。具体的には、臓器判別部 211 に、レーザ光を出射するレーザ光源と、撮像対象から反射されたレーザ光を検出する光検出器とのセットを、レーザ光の出射方向が互いに異なる 2 方向（例えば、カプセル型内視鏡 210 の軸方向と径方向）を向くように設ける。この場合、臓器判別部 211 は、各方向において、レーザ光が出射されてから検出されるまでの時間を計測する。そして、これらの時間から、空間内の 2 方向におけるカプセル型内視鏡 210 から撮像対象までの距離を算出する。臓器判別部 211 は、これらの距離に応じて空間距離を把握し、臓器を判別する。

10

【0190】

（変形例 2 - 2 - 4）

次に、実施の形態 2 - 2 の変形例 2 - 2 - 4 について説明する。

上記実施の形態 2 - 2 においては、臓器の種類に応じたカプセル型内視鏡 210 が通過中の空間の広さ（即ち、カプセル型内視鏡 210 の動きの自由度）に基づいて、カプセル検出用磁界の強度を制御することとした。しかしながら、臓器の種類に応じたカプセル型内視鏡 210 の移動速度に応じて、カプセル検出用磁界の強度を制御することとしても良い。

20

【0191】

例えば、通常、食道においては、カプセル型内視鏡 210 の移動速度が速くなるので、検出用磁界の強度を高くして、誘導装置 20 においてカプセル型内視鏡 210 を高精度に検出できるようにする。

【0192】

また、胃におけるカプセル型内視鏡 210 の滞留時間は、食道と比べると長いので、カプセル型内視鏡 210 が胃に到達したことが確認されれば、カプセル検出用磁界の強度を弱くしても構わない。

30

【0193】

また、小腸においては、カプセル型内視鏡 210 の移動速度が比較的遅いので、カプセル検出用磁界の強度を弱くしておいても良い。

【0194】

また、大腸においては、カプセル型内視鏡 210 の移動速度が小腸よりも速くなるので、カプセル型内視鏡 210 が小腸から大腸に移動したことが確認された後、カプセル検出用磁界の強度を強くすることが好ましい。

【0195】

（変形例 2 - 2 - 5）

次に、実施の形態 2 - 2 の変形例 2 - 2 - 5 について説明する。

40

実施の形態 2 - 2 においては、臓器の種類に基づいてカプセル検出用磁界の強度を制御したが、画像内に写された出血や腫瘍といった特徴構造を画像処理により抽出し、これらの特徴構造に基づいてカプセル検出用磁界の強度を制御しても良い。例えば、出血や腫瘍等の特徴構造が検出された場合、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させてカプセル検出用磁界の強度を強くし、誘導装置 20 におけるカプセル型内視鏡 210 の検出精度を向上させると良い。

【0196】

（実施の形態 3 - 1）

次に、本発明の実施の形態 3 - 1 について説明する。

図 35 は、実施の形態 3 - 1 に係る医療システムの構成を示すブロック図である。図 3

50

5 に示すように、実施の形態 3 - 1 に係る医療システム 3 は、カプセル型内視鏡 3 0 0 及び誘導装置 3 0 を備える。

【 0 1 9 7 】

誘導装置 3 0 は、図 1 に示す誘導装置 2 0 の構成に対し、指示情報生成部 3 1 及び指示情報送信部 3 2 をさらに備える。なお、指示情報生成部 3 1 及び指示情報送信部 3 2 以外の誘導装置 3 0 の各部の構成及び動作については、実施の形態 1 と同様である。

【 0 1 9 8 】

指示情報生成部 3 1 は、制御部 2 2 の制御の下で、カプセル型内視鏡 3 0 0 においてカプセル検出用磁界の強度の制御（例えば、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を制御）させるための指示情報を生成する。実施の形態 3 - 1 において、指示情報生成部 3 1 は、誘導磁界 M F の強度、向き、勾配を示す情報を、指示情報として生成する。また、指示情報送信部 3 2 は、指示情報生成部 3 1 が生成した指示情報を送信アンテナ 3 2 a から無線送信する。

【 0 1 9 9 】

図 3 6 は、図 3 5 に示すカプセル型内視鏡 3 0 0 の内部構成を示す断面模式図である。図 3 5 に示すように、カプセル型内視鏡 3 0 0 は、図 2 に示すカプセル型内視鏡 1 0 0 が有する誘導磁界検出部 1 2 5 の代わりに、誘導装置 3 0 から無線送信された指示情報を受信する受信部 3 0 1 を有する。受信部 3 0 1 は、カプセル型内視鏡 3 0 0 の状態を検知する状態検知部の一形態であり、受信した指示情報を介してカプセル型内視鏡 3 0 0 に印加される誘導磁界 M F を検知する。なお、受信部 3 0 1 以外のカプセル型内視鏡 3 0 0 の各部の構成及び動作については、実施の形態 1 及びその変形例と同様である。

【 0 2 0 0 】

次に、カプセル型内視鏡 3 0 0 の動作について説明する。

カプセル型内視鏡 3 0 0 全体の動作は図 8 に示すものと同様であり、カプセル型内視鏡の状態検知及びカプセル検出用磁界の制御動作（ステップ S 1 4）の内容が実施の形態 1 - 1 とは異なる。

【 0 2 0 1 】

図 3 7 は、カプセル型内視鏡 3 0 0 のステップ S 1 4 における動作を示すフローチャートである。

まず、ステップ S 3 0 0 において、カプセル型内視鏡 3 0 0 は、誘導装置 3 0 から送信された指示情報を受信する。

【 0 2 0 2 】

続くステップ S 3 0 1 において、検出用磁界制御部 1 2 7 は、受信部 3 0 1 から入力された指示情報から、誘導磁界 M F の変化量（強度の変化量及び方向の変化量）が所定の閾値（所定値）以上であるか否かを判定する。ここで、誘導磁界 M F の変化量は、指示情報の変化量、即ち、誘導装置 3 0 の操作入力部 2 1 に対する操作量に対応する。

【 0 2 0 3 】

誘導磁界 M F の変化量が所定値以上である場合（ステップ S 3 0 1 : Y e s）、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させる（ステップ S 3 0 2）。ここで、誘導磁界 M F の変化量が大きいということは、誘導装置 3 0 側において、カプセル型内視鏡 3 0 0 に対して大まかな誘導操作を行っているものと判断することができる。このような場合、カプセル検出用磁界の強度を弱めて、カプセル型内視鏡 3 0 0 における消費電力を抑制することができる。この後、カプセル型内視鏡 3 0 0 の動作はメインルーチンに戻る。

【 0 2 0 4 】

一方、誘導磁界 M F の変化量が所定値よりも小さい場合（ステップ S 3 0 1 : N o）、検出用磁界制御部 1 2 7 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させる（ステップ S 3 0 3）。ここで、誘導磁界 M F の変化量が小さいということは、誘導装置 3 0 側において、被検体内を詳細に観察するために、カプセル型内視鏡 3 0 0 に対して綿密な誘導操作を行っているものと判断することができる。このような場合、カプセル検出用磁界の

強度を強くして、誘導装置 30 におけるカプセル型内視鏡 300 の検出精度を向上させることにより、カプセル型内視鏡 300 に対する誘導操作の操作性を向上させることができる。なお、検出用磁界発生部 126 への電力供給が既に増加された状態であるときには、ステップ S303 において、電力供給のレベルを維持するだけで良い。この後、カプセル型内視鏡 300 の動作はメインルーチンに戻る。

【0205】

以上説明したように、実施の形態 3 - 1 によれば、誘導装置 30 における誘導操作の操作量に応じて、カプセル型内視鏡 300 において検出用磁界発生部 126 への電力供給を制御するので、誘導操作に必要なカプセル型内視鏡 300 の検出精度を確保しつつ、カプセル型内視鏡 300 における消費電力を抑制することが可能となる。

10

【0206】

(変形例 3 - 1 - 1)

検出用磁界制御部 127 は、誘導装置 30 から受信した指示情報の内、誘導磁界 MF の強度変化を表す情報に基づいて、検出用磁界発生部 126 への電力供給を制御しても良い（実施の形態 1 - 1 参照）。また、誘導装置 30 から受信した指示情報の内、勾配磁界の変化を表す情報に基づいて、検出用磁界発生部 126 への電力供給を制御しても良い（変形例 1 - 1 - 2 及び 1 - 1 - 3 参照）。

【0207】

(変形例 3 - 1 - 2)

指示情報生成部 31 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を直接的に制御する情報を指示情報として生成しても良い。具体的には、誘導装置 30 において誘導磁界 MF の強度を大幅に増加させる場合、指示情報生成部 31 は、例えば、カプセル検出用磁界の強度を強くする（若しくは維持する）、又は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させる（若しくは維持する）指示情報を生成する。反対に、誘導装置 30 において誘導磁界 MF の強度を減少させる場合、指示情報生成部 31 は、例えば、カプセル検出用磁界の強度を弱くする、又は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を減少させるといった指示情報を生成する。この場合、検出用磁界制御部 127 は、受信した指示情報にそのまま従って、検出用磁界発生部 126 への電力供給を制御すれば良い。

20

【0208】

(変形例 3 - 1 - 3)

指示情報生成部 31 は、操作入力部 21 から入力された誘導操作情報（カプセル型内視鏡 300 を移動させる方向や姿勢等を表す情報）を指示情報として生成しても良い。この場合、検出用磁界制御部 127 は、指示情報として受信した誘導操作情報に基づき、例えば、誘導操作の操作量が多い場合には、検出用磁界発生部 126 への電力供給を減少させ、誘導操作の操作量が少ない場合には、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させるといった制御を行う。

30

【0209】

或いは、指示情報生成部 31 が、操作入力部 21 から入力された誘導操作情報に基づき、検出用磁界発生部 126 への電力供給を直接的に制御する情報を、指示情報として生成しても良い。例えば、誘導装置 30 における誘導操作の操作量が多い場合、指示情報生成部 31 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を減少させる指示情報を生成する。反対に、誘導装置 30 における誘導操作の操作量が少ない場合、指示情報生成部 31 は、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させる指示情報を生成する。この場合、検出用磁界制御部 127 は、受信した指示情報にそのまま従って、検出用磁界発生部 126 への電力供給を制御すれば良い。

40

【0210】

(実施の形態 3 - 2)

次に、本発明の実施の形態 3 - 2 について説明する。

実施の形態 3 - 2 においては、カプセル型内視鏡 300 においてカプセル検出用磁界の強度を制御させるための指示情報を、カプセル型内視鏡 300 から受信した画像データに

50

基づいて生成することを特徴とする。なお、実施の形態 3 - 2 に係る医療システムの構成は、図 3 5 に示すものと同様である。

【0211】

ここで、カプセル型内視鏡 3 0 0 と撮像対象との間の距離は、撮像対象が写った体内画像の明るさによって判断することができる。具体的には、撮像対象がカプセル型内視鏡 3 0 0 から遠いほど体内画像が暗くなり、撮像対象がカプセル型内視鏡 3 0 0 に近いほど体内画像が明るくなる。そこで、制御部 2 2 は、画像処理部 2 5 に対し、カプセル型内視鏡 3 0 0 から受信した画像データに基づき、各体内画像を構成する画素の画素値から明度を算出させる。指示情報生成部 3 1 は、明度に対応する距離情報を指示情報として生成し、指示情報送信部 3 2 に送信させる。なお、距離情報は、予め記憶部 2 6 に記憶させておいた距離情報の算出式や、明度と距離情報とを関連付けたテーブルを用いて取得することができる。

10

【0212】

カプセル型内視鏡 3 0 0 においては、受信部 3 0 1 が受信した指示情報に基づき、検出用磁界制御部 1 2 7 が検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を制御する。具体的には、撮像対象とカプセル型内視鏡 3 0 0 との間の距離が所定値以上である場合には、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させる。一方、撮像対象とカプセル型内視鏡 3 0 0 との間の距離が所定値よりも小さい場合には、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させる（実施の形態 2 - 1 において説明したステップ S 2 0 1 ~ S 2 0 3 を参照）。

20

【0213】

なお、カプセル型内視鏡 3 0 0 においては、変形例 2 - 1 - 1 と同様に、撮像対象とカプセル型内視鏡 3 0 0 との間の距離が所定値以上である場合に、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させ、当該距離が所定値よりも小さい場合に、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させる制御を行っても良い。

【0214】

（変形例 3 - 2 - 1）

誘導装置 3 0 において、指示情報生成部 3 1 は、距離情報そのものではなく、カプセル型内視鏡 3 0 0 における検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を直接的に制御する情報（電力供給を増加 / 減少させる指示情報）を指示情報として生成しても良い。例えば、指示情報生成部 3 1 は、取得した距離情報が所定値以上である場合に、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させる指示情報を生成する。反対に、制御部 2 2 は、取得した距離情報が所定値より小さい場合に、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させる指示情報を生成する。この場合、カプセル型内視鏡 3 0 0 において、検出用磁界制御部 1 2 7 は、受信した指示情報にそのまま従って検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を制御すれば良い。

30

【0215】

（変形例 3 - 2 - 2）

誘導装置 3 0 においては、カプセル型内視鏡 3 0 0 から受信した画像データに基づいて、カプセル型内視鏡 3 0 0 が通過中である臓器を判別し、判別した臓器の種類を指示情報として送信しても良い。或いは、判別した臓器の種類に応じて、カプセル型内視鏡 3 0 0 において検出用磁界の強度を制御する情報を指示情報として送信しても良い。

40

【0216】

臓器種類の判別方法の一例として、制御部 2 2 は、画像処理部 2 5 に対し、カプセル型内視鏡 3 0 0 から受信した画像データに対応する体内画像から色特徴量を抽出する画像処理を実行させる。そして、制御部 2 2 は、抽出された色特徴量が例えば赤色系であった場合、通過中の臓器は胃であると判別する。また、色特徴量が例えば黄色系であった場合、通過中の臓器は小腸であると判別する。さらに、色特徴量が例えば白色系であった場合、通過中の臓器は大腸であると判別する。

【0217】

指示情報生成部 3 1 は、カプセル型内視鏡 3 0 0 が通過中の臓器が食道であると判別さ

50

れた場合、例えば、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させる指示情報を生成する。また、指示情報生成部 3 1 は、カプセル型内視鏡 3 0 0 が食道から胃に到達したと判定された場合、例えば、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させる指示情報を生成する。また、指示情報生成部 3 1 は、カプセル型内視鏡 3 0 0 が胃から小腸に移動したと判定された場合、例えば、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させたままにする指示情報を生成する。さらに、指示情報生成部 3 1 は、カプセル型内視鏡 3 0 0 が小腸から大腸に移動したと判定された場合、例えば、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させる指示情報を生成する。なお、このような制御を行う理由については、実施の形態 2 - 2 において説明したものと同様である。

【 0 2 1 8 】

なお、体内画像に基づく臓器の種類の判別方法としては、色特徴量を用いる方法の他にも、パターンマッチング等の様々な方法を利用することができる。例えば、記憶部 2 6 に臓器毎の基準画像を予め記憶させておき、画像処理部 2 5 が基準画像とカプセル型内視鏡 3 0 0 が撮像した画像とを比較することにより、比較結果に応じて臓器を判別することができる。この場合、基準画像と撮像画像との間で、色や臓器毎の形状などのパターンを比較すれば良い。また、基準画像上の特徴点を予め決定しておき、その特徴点と撮像画像上の特徴点とを比較することで臓器の種類を判別しても良い。特徴点としては、凹凸の特徴や、凹凸同士の距離や、凹凸の輪郭や、画像の輝度値等を用いることができる。

【 0 2 1 9 】

(変形例 3 - 2 - 3)

誘導装置 3 0 においては、カプセル型内視鏡 3 0 0 から受信した画像データに対応する体内画像から特徴構造を抽出し、これらの特徴構造に基づいて検出用磁界生成部 1 2 6 への電力供給を制御する指示情報を生成しても良い。例えば、画像処理部 2 5 における画像処理により出血や腫瘍等の特徴構造が検出された場合、指示情報生成部 3 1 は、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させる指示情報を生成して、指示情報送信部 3 2 に送信させる。

【 0 2 2 0 】

(実施の形態 3 - 3)

次に、本発明の実施の形態 3 - 3 について説明する。

図 3 8 は、実施の形態 3 - 3 に係る医療システムの構成を示すブロック図である。図 3 8 に示すように、実施の形態 3 - 3 に係る医療システム 3 - 2 は、カプセル型内視鏡 3 1 0 及び誘導装置 3 0 - 2 を備える。

【 0 2 2 1 】

図 3 9 は、カプセル型内視鏡 3 1 0 の内部構造の一例を示す断面模式図である。図 3 9 に示すように、カプセル型内視鏡 3 1 0 は、図 2 に示すカプセル型内視鏡 1 0 0 に対し、被検体内におけるカプセル型内視鏡 3 1 0 の環境を検出して送信部 1 2 2 から無線送信させる環境検出部 3 1 1 と、誘導装置 3 0 - 2 から無線送信された情報を受信する受信部 3 1 2 とを更に備える。

【 0 2 2 2 】

環境検出部 3 1 1 は、カプセル型内視鏡 3 1 0 の環境として、例えば、被検体内の撮像対象とカプセル型内視鏡 3 1 0 との間の距離を検出する。この場合、環境検出部 3 1 1 の具体的な構成として、例えば、被検体の体腔 1 c 内の撮像対象 O B に向けて超音波（送信波）を送信すると共に、撮像対象から反射された超音波（受信波）を受信する超音波センサを設けても良い。また、環境検出部 3 1 1 として、撮像対象に向けてレーザ光を出射するレーザ光源と、撮像対象から反射されたレーザ光を検出する光検出器を設けても良い。或いは、環境検出部 3 1 1 として、例えば R、G、B それぞれに感度を有する 3 チャンネルのフォトダイオードからなるカラーセンサ（変形例 2 - 1 - 5 参照）を設けても良い。環境検出部 3 1 1 が検出した情報は、環境情報として誘導装置 3 0 - 2 に無線送信される。

【 0 2 2 3 】

また、受信部 312 は、誘導装置 30 - 2 から送信された情報を受信し、この情報に基づいてカプセル型内視鏡 310 が置かれている状態を検知する状態検知部である。

【0224】

一方、誘導装置 30 - 2 は、図 35 に示す誘導装置 30 に対し、指示情報生成部 31 の代わりに、指示情報生成部 33 を有する。指示情報生成部 33 は、制御部 22 の制御の下で動作し、カプセル型内視鏡 310 から送信されて受信部 24 により受信された環境情報を取得し、カプセル型内視鏡 310 におけるカプセル検出用磁界を制御するための指示情報を生成する。

【0225】

具体的には、環境検出部 311 が超音波センサである場合、指示情報生成部 33 は、環境情報として受信した超音波の送信時刻及び受信時刻から、撮像対象とカプセル型内視鏡 310 との間の距離を算出する。また、環境検出部 311 がレーザ光源及び光検出器である場合、指示情報生成部 33 は、レーザ光の射出タイミング及び検出タイミングから、上記距離を算出する。さらに、環境検出部 311 がカラーセンサである場合、指示情報生成部 33 は、撮像対象の明度と距離とを関連付けた情報とカラーセンサの検出結果とをもとに、撮像対象とカプセル型内視鏡 310 との間の距離を算出する。なお、この場合、誘導装置 30 - 2 の記憶部 26 に、撮像対象の明度と距離とを関連付けたテーブルを予め記憶させておく。

【0226】

そして、指示情報生成部 33 は、算出した距離に基づいて、カプセル型内視鏡 310 における検出用磁界発生部 126 への電力供給を制御する情報を生成する。具体的には、指示情報生成部 33 は、撮像対象とカプセル型内視鏡 310 との間の距離が所定値以上である場合に、検出用磁界発生部 126 への電力供給を減少させる指示情報を生成し、当該距離が所定値よりも小さい場合に、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させる指示情報を生成する。或いは、指示情報生成部 33 は、撮像対象とカプセル型内視鏡 310 との間の距離が所定値以上である場合に、検出用磁界発生部 126 への電力供給を減少させる指示情報を生成し、当該距離が所定値よりも小さい場合に、検出用磁界発生部 126 への電力供給を増加させる指示情報を生成しても良い。

【0227】

指示情報送信部 32 は、指示情報生成部 33 が生成した指示情報をカプセル型内視鏡 310 に無線送信する。この指示情報は、カプセル型内視鏡 310 の受信部 312 により受信される。検出用磁界制御部 127 は、この指示情報に従って、検出用磁界発生部 126 に対する電力供給を制御する。

【0228】

(変形例 3 - 3 - 1)

指示情報生成部 33 が生成する指示情報は、カプセル型内視鏡 310 から受信した環境情報に基づいて算出した距離そのものであっても良い。この場合、検出用磁界制御部 127 は、受信した指示情報(距離情報)に基づいて、検出用磁界発生部 126 への電力供給の増減等を判断して制御を行う。

【0229】

(変形例 3 - 3 - 2)

次に、変形例 3 - 3 - 2 について説明する。

誘導装置 30 - 2 においては、環境検出部 311 が検出して送信した環境情報に基づいて、カプセル型内視鏡 310 が通過中の臓器を判別し、通過中の臓器の種類に応じて検出用磁界発生部 126 への電力供給を制御するための指示情報を生成して送信しても良い。

【0230】

例えば、カプセル型内視鏡 310 の環境検出部 311 として、臓器中の粘液を検出する粘液センサや pH センサを設け、これらの粘液センサや pH センサの出力結果を環境情報として誘導装置 30 - 2 に送信する。この場合、誘導装置 30 - 2 においては、指示情報生成部 33 が、受信した環境情報に基づいてカプセル型内視鏡 310 が通過中の臓器の種

10

20

30

40

50

類を判別し、臓器の種類に応じて以下のような指示情報を生成して、指示情報送信部 3 2 に送信させる。

【 0 2 3 1 】

具体的には、指示情報生成部 3 3 は、カプセル型内視鏡 3 1 0 が通過中の臓器が食道であると判別した場合、例えば、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させる指示情報を生成する。また、指示情報生成部 3 3 は、カプセル型内視鏡 3 1 0 が食道から胃に到達したと判定した場合、例えば、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させる指示情報を生成する。また、指示情報生成部 3 3 は、カプセル型内視鏡 3 1 0 が胃から小腸に移動したと判定した場合、例えば、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を減少させたままにする指示情報を生成する。さらに、指示情報生成部 3 3 は、カプセル型内視鏡 3 1 0 が小腸から大腸に移動したと判定した場合、例えば、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を増加させる指示情報を生成する。なお、このような制御を行う理由については、実施の形態 2 - 2 において説明したものと同様である。

10

【 0 2 3 2 】

カプセル型内視鏡 3 1 0 において、検出用磁界制御部 1 2 7 は、受信部 3 1 2 が受信した指示情報に従って、検出用磁界発生部 1 2 6 に対する電力供給を制御する。

【 0 2 3 3 】

(変形例 3 - 3 - 3)

誘導装置 3 0 - 2 がカプセル型内視鏡 3 1 0 に送信する指示情報としては、指示情報生成部 3 3 が判別した臓器の種類を表す情報そのままであっても良い。この場合、検出用磁界制御部 1 2 7 は、受信した臓器の種類を表す情報に基づいて上記と同様の判断を行い、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を制御する。

20

【 0 2 3 4 】

(変形例 3 - 3 - 4)

カプセル型内視鏡 3 1 0 が通過中の臓器は、変形例 3 - 3 - 2 において説明した方法以外にも、様々な方法により判別することができる。

例えば、変形例 2 - 2 - 1 と同様に、カプセル型内視鏡 3 1 0 にカラーセンサを設ける場合、撮像対象の色と臓器の種類とを関連付けたテーブルを記憶部 2 6 に記憶させる。この場合、指示情報生成部 3 3 は、環境情報として受信したカラーセンサの出力値から取得した撮像対象の色と上記テーブルとに基づいて、臓器の種類を判別することができる。

30

【 0 2 3 5 】

また、変形例 2 - 2 - 2 と同様に、カプセル型内視鏡 3 1 0 の外装に圧力センサを設ける場合、指示情報生成部 3 3 は、環境情報として受信した圧力センサの出力値に基づいて臓器の種類を判別することができる。或いは、臓器内（例えば胃内）に液体を導入し、カプセル型内視鏡 3 1 0 を液体に浮遊させて観察を行う場合には、カプセル型内視鏡の外装に水圧センサを設ける。この場合、指示情報生成部 3 3 は、環境情報として受信した水圧センサの出力値に応じて、臓器の種類を判別することができる。

【 0 2 3 6 】

また、変形例 2 - 2 - 3 と同様に、カプセル型内視鏡 3 1 0 にレーザ光源及び光検出器を設ける場合、指示情報生成部 3 3 は、環境情報として受信したレーザ光が出射されてから検出されるまでの時間に基づく 2 方向の空間の距離に基づいて、臓器の種類を判別することができる。

40

【 0 2 3 7 】

(変形例 4)

以上説明した実施の形態 1 - 1 ~ 3 - 3 及びこれらの変形例においては、カプセル検出用磁界の強度を制御することにより、カプセル型内視鏡の消費電力を抑制することとしたが、それ以外のパラメータを制御することにより、カプセル型内視鏡の省電力化を図っても良い。例えば、図 4 0 に示すカプセル型内視鏡 4 0 0 のように、誘導磁界検出部 1 2 5 の出力結果を撮像制御部 1 2 1 に入力し、この出力結果に応じて、撮像時における撮像フレームレートを低減したり、画像データの圧縮率を高くしたりして、無線送信するデータ

50

量の低減を図っても良い。例えば、図 4 1 (a) に示すように、カプセル型内視鏡 4 0 0 が撮像部 1 1 0 を臓器の内壁面 P_{OB} に向け、この内壁面 P_{OB} に沿って進行する場合、図 4 1 (b) に示すように、1 つの体内画像 M 6 内で、進行方向側の領域での圧縮率を低くして詳細な情報を表示し、進行方向の後ろ側の領域での圧縮率を高くしてデータ量を低減することとしても良い。

【 0 2 3 8 】

或いは、図 4 2 に示すカプセル型内視鏡 4 0 0 - 2 のように、送信部 1 2 2 の動作を制御する送信制御部 4 0 1 をさらに設け、誘導磁界検出部 1 2 5 の出力結果に応じて送信部 1 2 2 から送信する画像データの送信レートを低減しても良い。

【 0 2 3 9 】

なお、誘導磁界検出部 1 2 5 の代わりに、動き検出部 1 3 1 (図 1 7 参照)、勾配場検出部 1 4 1 (図 2 3 参照)、距離取得部 2 0 1 (図 2 9 参照)、臓器判別部 2 1 1 (図 3 3 参照)、環境検出部 3 1 1 (図 3 9 参照) 等を設ける場合も同様に、これらの各部の出力結果に基づいて、撮像フレームレートや画像の圧縮率、送信レート等の制御を行っても良い。

【 0 2 4 0 】

(変形例 5)

以上説明した実施の形態 1 - 1 ~ 3 - 3 及びこれらの変形例においては、カプセル型内視鏡の長軸 L a の一端に撮像部が設けられた単眼カプセルを用いたが、例えば図 4 3 に示すように、カプセル型内視鏡 5 0 0 の長軸 L a の両端に撮像部 1 1 0 a、1 1 0 b がそれぞれ設けられた複眼カプセルを用いても良い。撮像部 1 1 0 a、1 1 0 b は、実施の形態 1 - 1 と同様に、照明部 1 1 1 a、1 1 1 b と、光学系 1 1 2 a、1 1 2 b と、撮像素子 1 1 3 a、1 1 3 b とをそれぞれ有する。

【 0 2 4 1 】

この場合、カプセル型内視鏡 5 0 0 は、進行方向に対して前方及び後方の画像を同時に取得することができる。また、図 4 4 に示すように、液体 W を導入した臓器 (例えば、胃) G 内において、カプセル型内視鏡 5 0 0 を液体 W に浮揚させた状態で観察を行う場合には、カプセル型内視鏡 5 0 0 の上方の視野範囲 G 1 及び下方の視野範囲 G 2 の画像を同時に取得することができる。

【 0 2 4 2 】

このような複眼のカプセル型内視鏡 5 0 0 を用いる場合においても、実施の形態 1 - 1 ~ 3 - 3 及びそれらの変形例と同様に、誘導磁界検出部 1 2 5、又はその代わりに状態検知部として設けられる動き検出部 1 3 1 (図 1 7 参照)、勾配場検出部 1 4 1 (図 2 3 参照)、距離取得部 2 0 1 (図 2 9 参照)、臓器判別部 2 1 1 (図 3 3 参照)、環境検出部 3 1 1 (図 3 9 参照) 等の出力結果に応じて、検出用磁界発生部 1 2 6 への電力供給を制御することとしても良い。

【 0 2 4 3 】

また、カプセル型内視鏡 5 0 0 の動き (位置や姿勢の変化) やカプセル型内視鏡 5 0 0 に対する誘導操作に応じて、撮像部 1 1 0 a、1 1 0 b における撮像フレームレートや、画像データの圧縮率を制御しても良い。例えば、図 4 5 (a) に示すように、カプセル型内視鏡 5 0 0 が撮像対象 O B に対して近づいたり離れたりする場合、撮像対象 O B を向いた撮像部 1 1 0 b の撮像フレームレートを、撮像対象 O B に近づく際には高くし、離れる際には低くする制御を行う。また、図 4 5 (b) に示すように、カプセル型内視鏡 5 0 0 に所謂首振り動作をさせる場合、動きの大きい撮像部 1 1 0 a 側の撮像フレームレートを高くし、動きの小さい撮像部 1 1 0 b 側の撮像フレームレートを低く設定しても良い。なお、これらの場合、撮像部 1 1 0 a、1 1 0 b それぞれに対応する動き検出部等をカプセル型内視鏡 5 0 0 に設けても良い。

【 0 2 4 4 】

このような制御を行うことにより、必要な画像情報は取得しつつ、カプセル型内視鏡 5 0 0 全体としての消費電力を抑制することが可能となる。

10

20

30

40

50

【 0 2 4 5 】

以上説明した実施の形態及び変形例は、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、各実施の形態や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。

【 0 2 4 6 】

(付記 1)

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、
電力供給部と、

10

当該カプセル型医療装置の位置及び / 又は姿勢を前記被検体外で検知させるためのカプセル検出用磁界を、前記電力供給部から電力の供給を受けて発生するカプセル検出用磁界発生部と、

当該カプセル型医療装置の状態を検知する状態検知部と、

前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記電力供給部から前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御する制御部と、
を備え、

前記制御部は、前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記カプセル検出用磁界発生部を流れる電流を制御することを特徴とするカプセル型医療装置。

【 0 2 4 7 】

20

(付記 2)

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、
電力供給部と、

当該カプセル型医療装置の位置及び / 又は姿勢を前記被検体外で検知させるためのカプセル検出用磁界を、前記電力供給部から電力の供給を受けて発生するカプセル検出用磁界発生部と、

当該カプセル型医療装置の状態を検知する状態検知部と、

前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記電力供給部から前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御する制御部と、
を備え、

30

前記制御部は、前記電力供給部から前記カプセル検出用磁界発生部に電力を間欠的に供給する場合において、前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記電力の供給間隔を制御することを特徴とするカプセル型医療装置。

【 0 2 4 8 】

(付記 3)

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、
電力供給部と、

当該カプセル型医療装置の位置及び / 又は姿勢を前記被検体外で検知させるためのカプセル検出用磁界を、前記電力供給部から電力の供給を受けて発生するカプセル検出用磁界発生部と、

40

当該カプセル型医療装置の状態を検知する状態検知部と、

前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記電力供給部から前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御する制御部と、
を備え、

前記カプセル検出用磁界発生部は、インピーダンスが互いに異なる複数のコイルを有し

、
前記制御部は、前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記複数のコイルの内から電力を供給する 1 つのコイルを選択することを特徴とするカプセル型医療装置。

【 0 2 4 9 】

(付記 4)

50

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、電力供給部と、当該カプセル型医療装置の位置及び／又は姿勢を前記被検体外で検知させるためのカプセル検出用磁界を、前記電力供給部から電力の供給を受けて発生するカプセル検出用磁界発生部と、当該カプセル型医療装置の状態を検知する状態検知部と、前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記電力供給部から前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御する制御部と、を有するカプセル型医療装置と、

前記被検体外に設けられる外部装置であって、

前記カプセル検出用磁界発生部が発生した磁界を検出するカプセル検出用磁界検出部と

、
前記カプセル検出用磁界検出部の検出結果に基づいて前記カプセル型医療装置の位置及び／又は姿勢を検知する位置及び姿勢検知部と、
を有する外部装置と、
を備えることを特徴とする医療システム。

【0250】

(付記5)

前記外部装置は、前記電力供給部による前記電力供給を制御するための指示情報を送信する指示情報送信部をさらに有し、

前記状態検知部は、前記指示情報送信部から送信された指示情報を受信し、

前記制御部は、前記状態検知部が受信した前記指示情報に基づいて前記電力供給を制御することを特徴とする付記4に記載の医療システム。

【0251】

(付記6)

前記カプセル型医療装置は、磁性部材からなり、当該カプセル型医療装置を誘導するために該カプセル型医療装置に外部から印加される磁界である誘導磁界に応答する磁界応答部をさらに有し、

前記外部装置は、前記誘導磁界を発生する誘導磁界発生部をさらに有し、

前記指示情報は、前記外部装置が発生する前記誘導磁界に関する情報であることを特徴とする付記5に記載の医療システム。

【0252】

(付記7)

前記カプセル型医療装置は、

前記被検体内を撮像して画像情報を取得する撮像部と、

前記画像情報及び／又は該画像情報の関連情報を無線送信する送信部と、
をさらに有し、

前記外部装置は、

前記送信部が送信した前記画像情報及び／又は関連情報を受信する受信部と、

前記受信部が受信した前記画像情報及び／又は前記関連情報に基づいて、前記カプセル型医療装置と前記被検体との間の距離に関する情報を前記指示情報として生成する指示情報生成部と、

をさらに有することを特徴とする付記5に記載の医療システム。

【0253】

(付記8)

前記カプセル型医療装置は、

自身の周囲における空間の特性を表す環境を検出して環境情報を生成する環境検出部と

、
前記環境情報を無線送信する送信部と、

をさらに有し、

前記外部装置は、

前記送信部が送信した前記環境情報を受信する受信部と、

前記受信部が受信した前記環境情報に基づいて、前記カプセル型医療装置と前記被検体

10

20

30

40

50

との間の距離に関する情報を前記指示情報として生成する指示情報生成部と、
をさらに有することを特徴とする付記 5 に記載の医療システム。

【 0 2 5 4 】

(付 記 9)

前記カプセル型医療装置は、

自身の周囲における空間の特性を表す環境を検出して環境情報を生成する環境検出部と

、
前記環境情報を無線送信する送信部と、
をさらに有し、

前記外部装置は、

10

前記送信部が送信した前記環境情報を受信する受信部と、

前記受信部が受信した前記環境情報に基づいて、前記カプセル型医療装置が通過中であ
る被検体の臓器の種類に関する情報を前記指示情報として生成する指示情報生成部と、
をさらに有することを特徴とする付記 5 に記載の医療システム。

【 符号の説明 】

【 0 2 5 5 】

1、 1 - 2、 3、 3 - 2 医療システム

1 a 被検体

1 b ベッド

1 c 体腔

20

2 0、 2 0 - 2、 3 0、 3 0 - 2 誘導装置

2 0 a 勾配場発生部

2 1 操作入力部

2 2 制御部

2 3 誘導磁界発生部

2 4 受信部

2 4 a アンテナ

2 5 画像処理部

2 6 記憶部

2 7 カプセル検出用磁界検出部

30

2 8 位置及び姿勢算出部

2 8 a フィルタ

2 8 b 増幅器

2 8 c A / D 変換部 (A / D)

2 8 d F F T 演算部 (F F T)

2 8 e 位置及び姿勢情報演算部

2 9 表示部

3 1、 3 3 指示情報生成部

3 2 指示情報送信部

3 2 a 送信アンテナ

40

4 1、 4 2 ジョイスティック

4 4 U アップボタン

4 4 B ダウンボタン

4 5 キャプチャボタン

4 6 アプローチボタン

1 0 0、 1 3 0、 1 3 0 - 2、 1 4 0、 1 5 0、 2 0 0、 2 1 0、 3 0 0、 3 1 0、 4
0 0、 5 0 0 カプセル型内視鏡

1 0 1 カプセル型筐体

1 0 2 筒状筐体

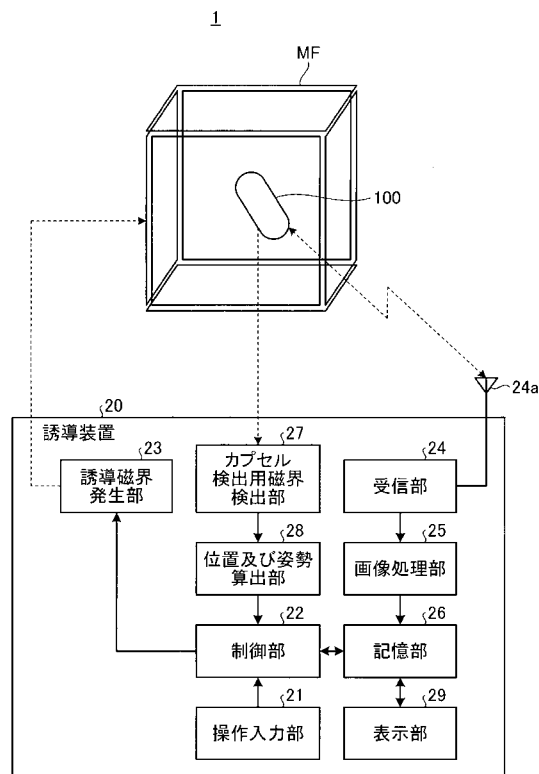
1 0 3 ドーム形状筐体

50

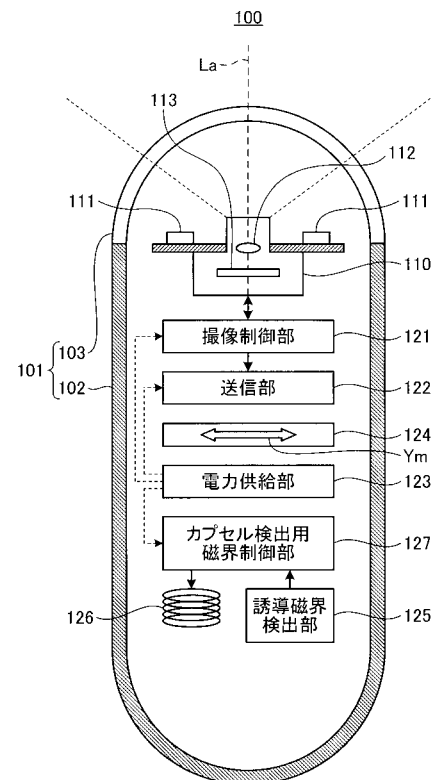
- 1 1 0、1 1 0 a、1 1 0 b 撮像部
 1 1 1 照明部
 1 1 2 光学系
 1 1 3 撮像素子
 1 2 1 撮像制御部
 1 2 2 送信部
 1 2 3 電力供給部
 1 2 4 永久磁石
 1 2 5、1 5 1 誘導磁界検出部
 1 2 6 カプセル検出用磁界発生部（検出用磁界発生部）
 1 2 7 カプセル検出用磁界制御部（検出用磁界制御部）
 1 3 1、1 5 2 動き検出部
 1 4 1 勾配場検出部
 2 0 1 距離取得部
 2 0 2 超音波センサ
 2 1 1 臓器判別部
 3 0 1 受信部
 3 1 1 環境検出部
 4 0 1 送信制御部

10

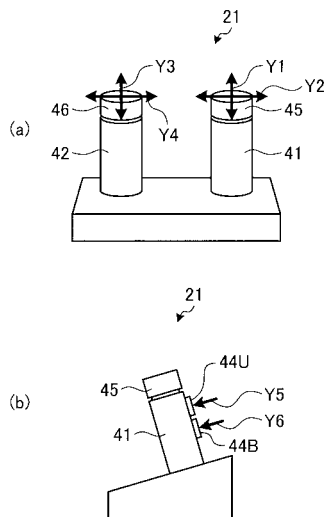
【図 1】



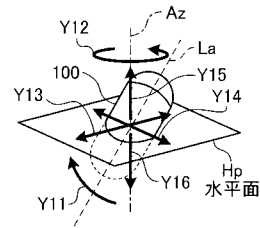
【図 2】



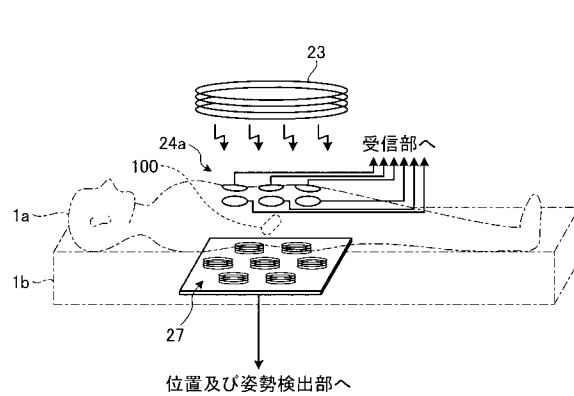
【図 3】



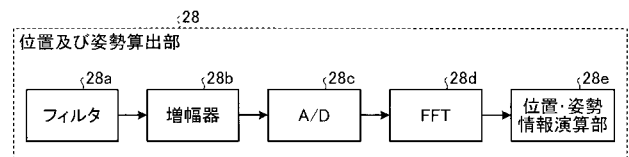
【図 4】



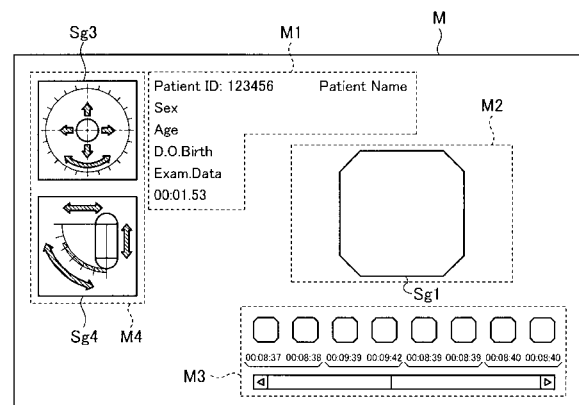
【図 5】



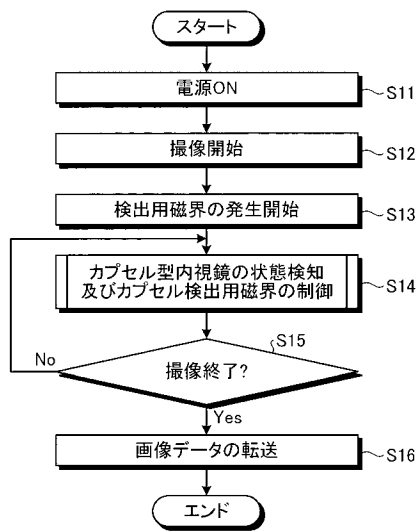
【図 6】



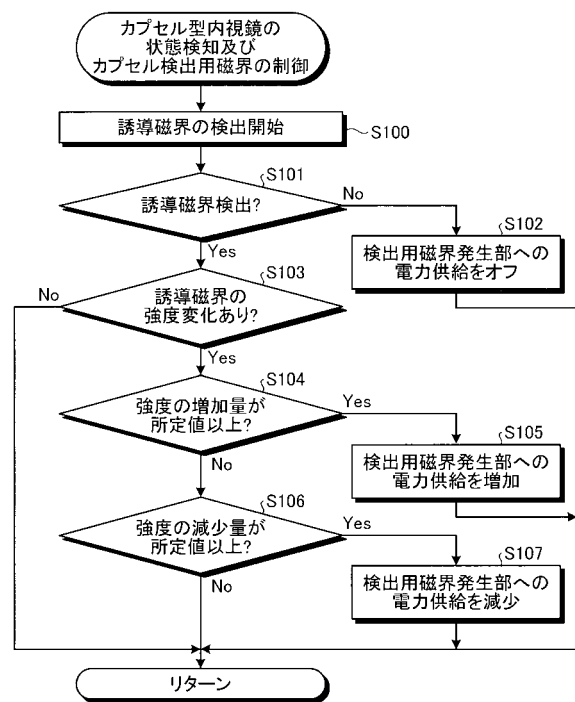
【図 7】



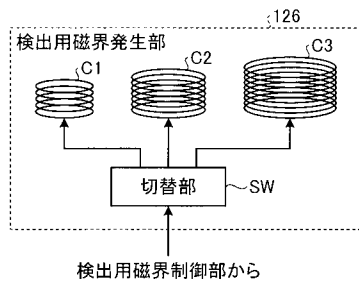
【図 8】



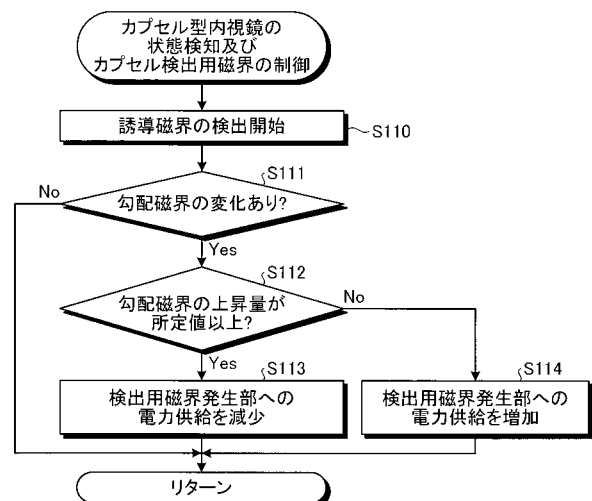
【図 9】



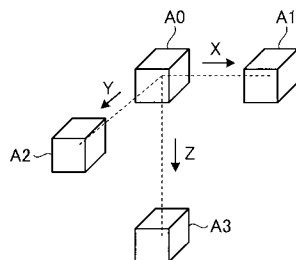
【図 10】



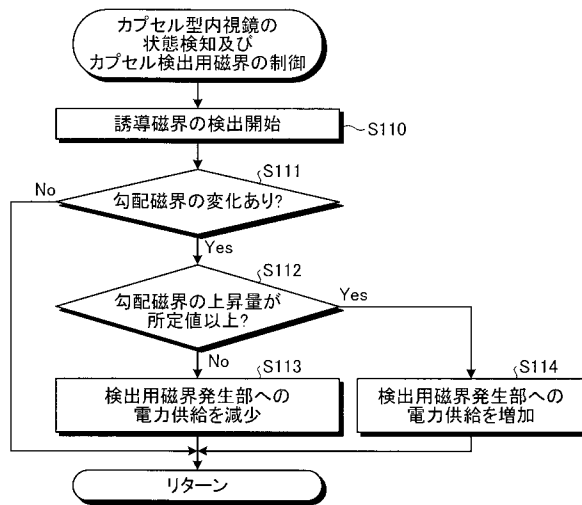
【図 12】



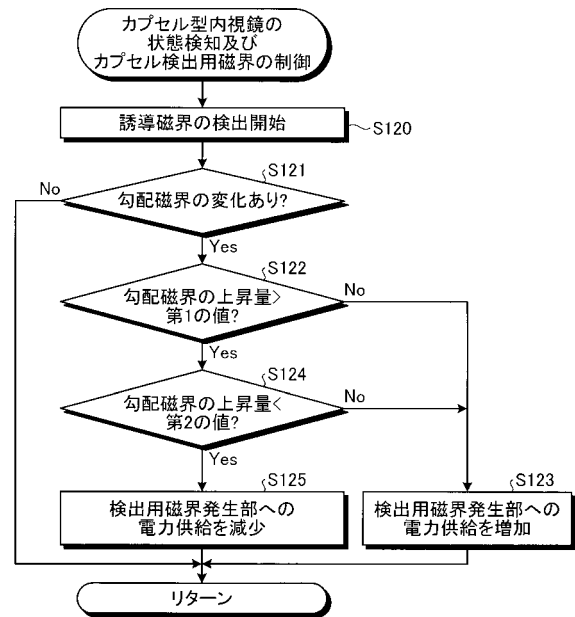
【図 11】



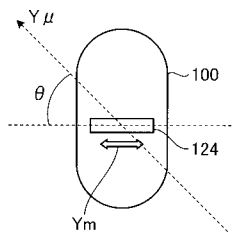
【図 13】



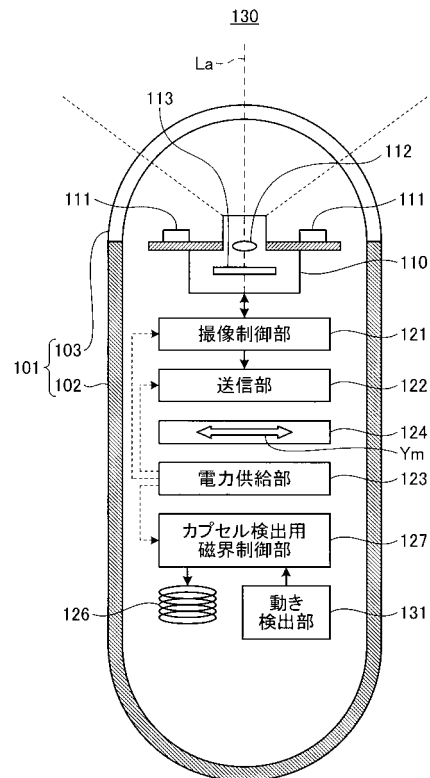
【図 14】



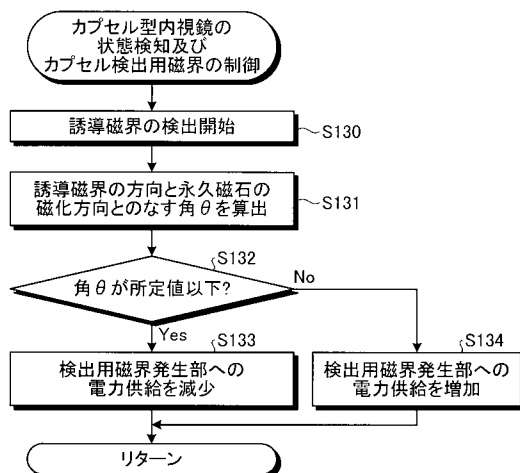
【図 15】



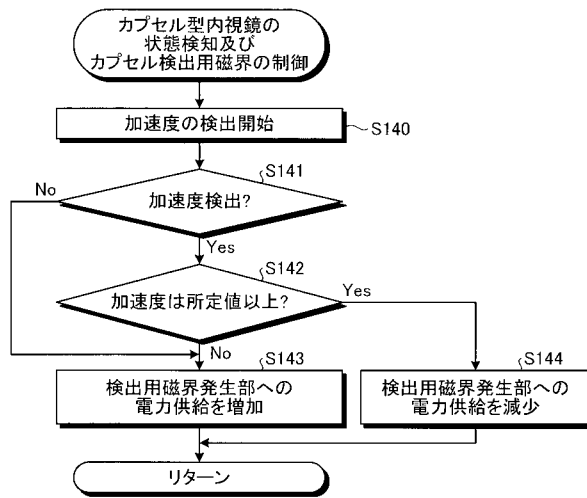
【図 17】



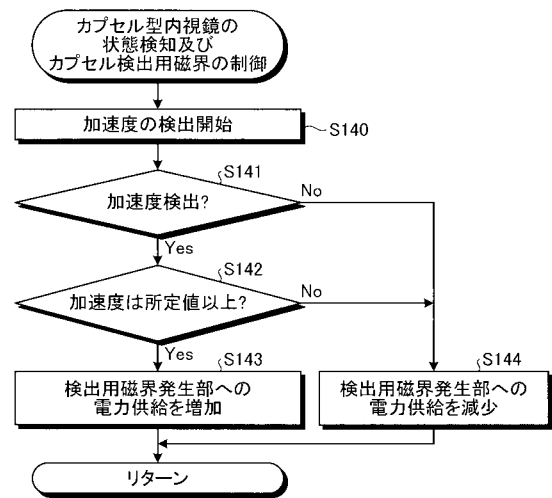
【図 16】



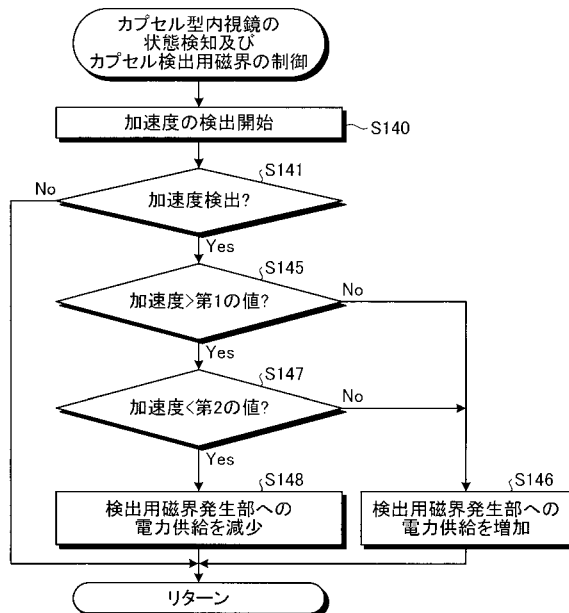
【図 18】



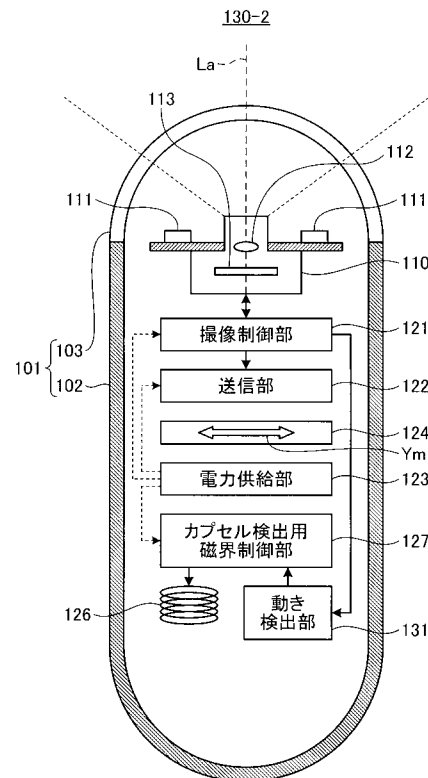
【図 19】



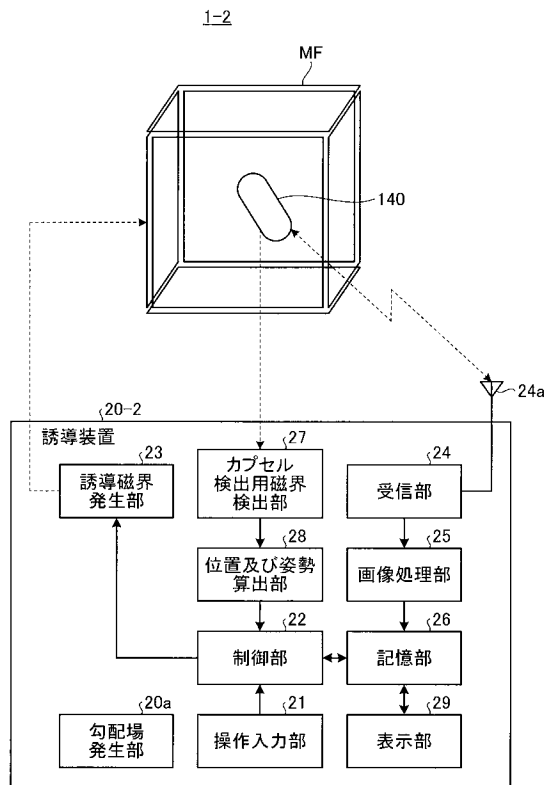
【図 20】



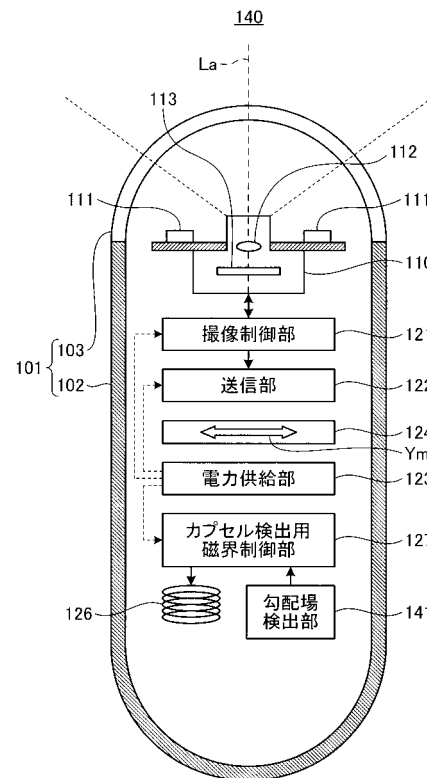
【図 21】



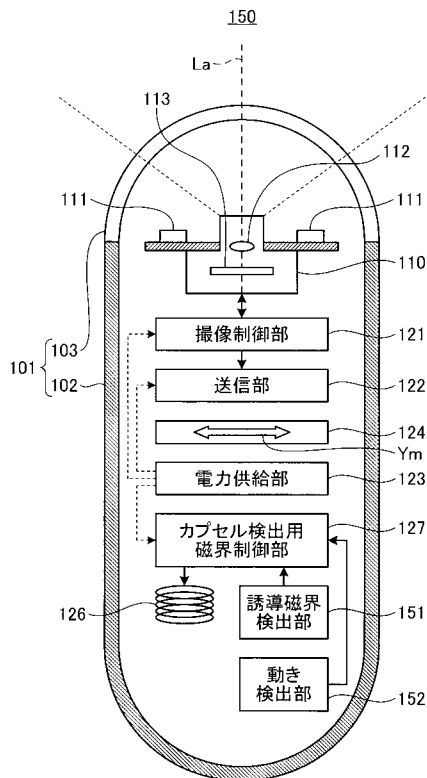
【図 2 2】



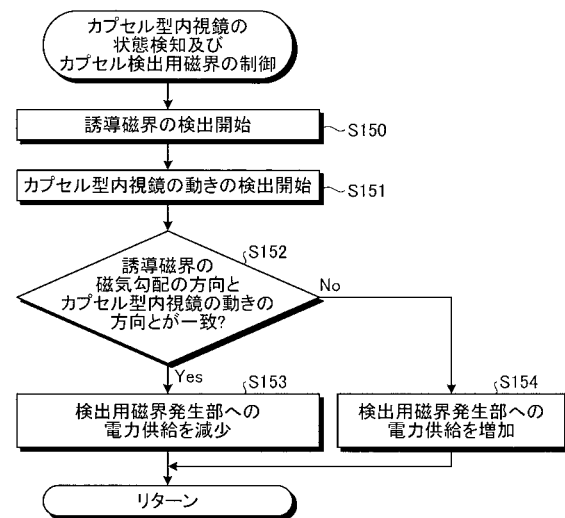
【図 2 3】



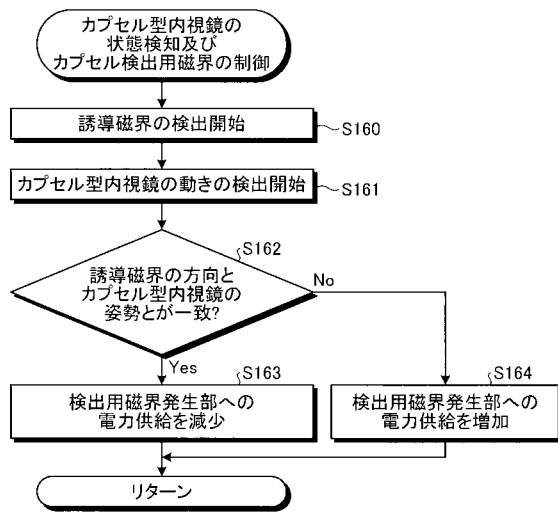
【図 2 4】



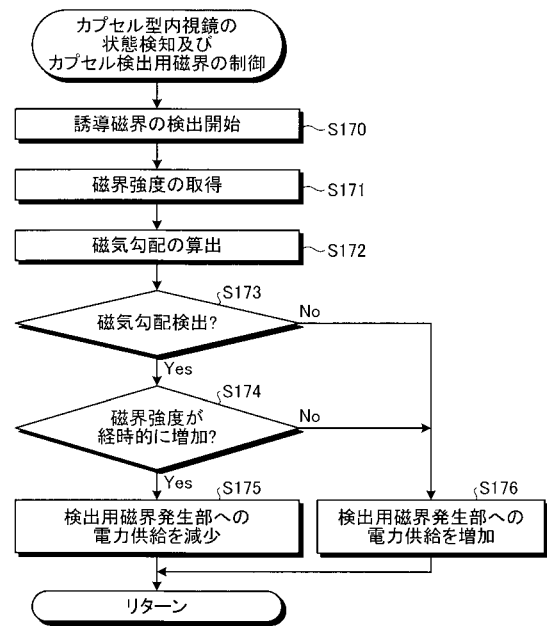
【図 2 5】



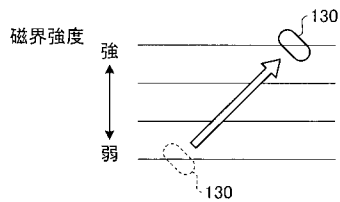
【図 26】



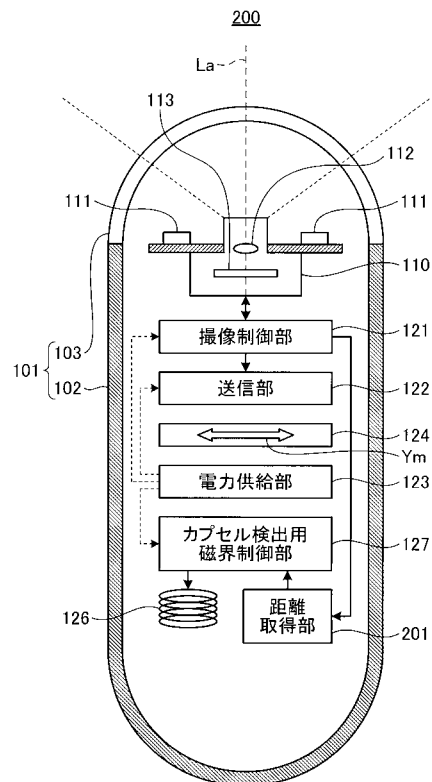
【図 27】



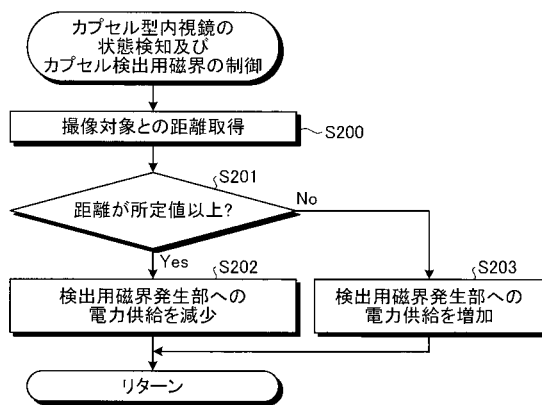
【図 28】



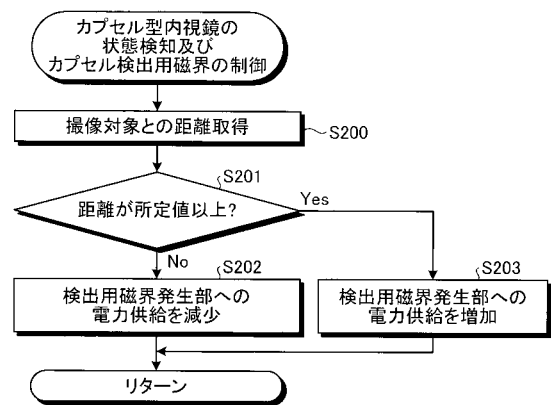
【図 29】



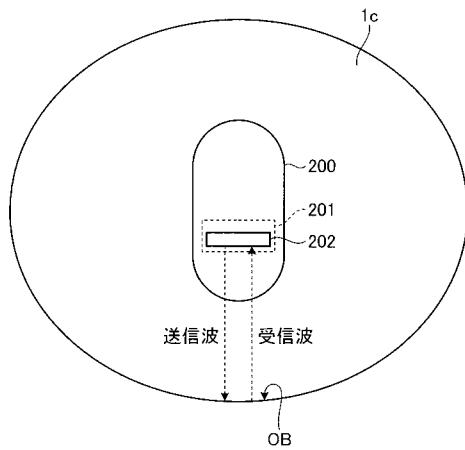
【図 3 0】



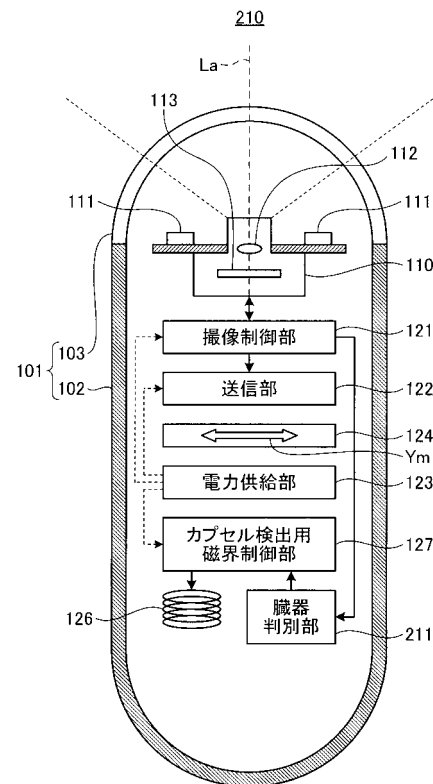
【図 3 1】



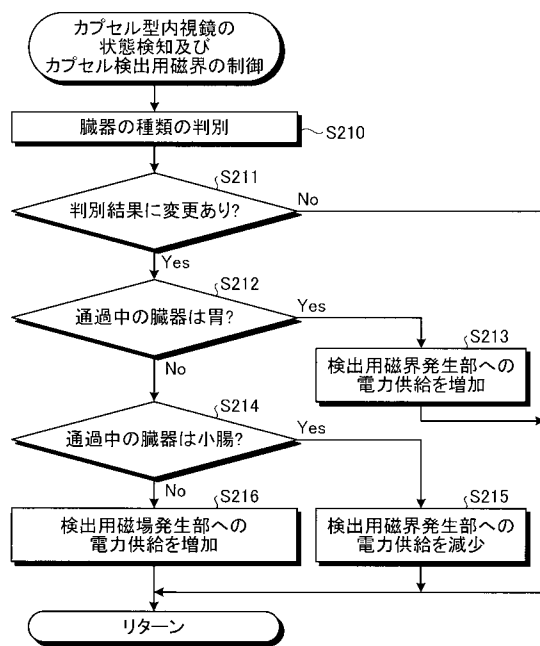
【図 3 2】



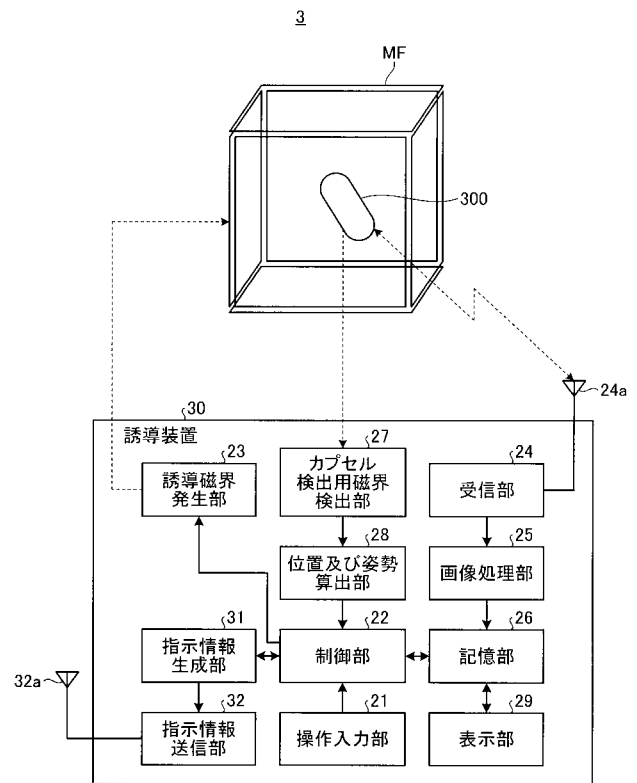
【図 3 3】



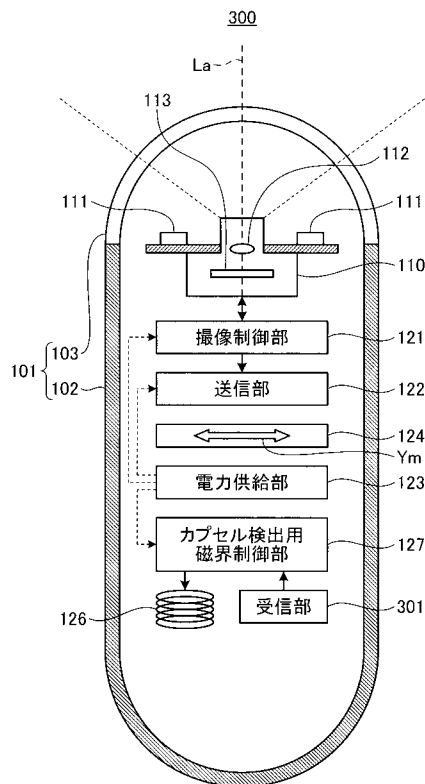
【図 3 4】



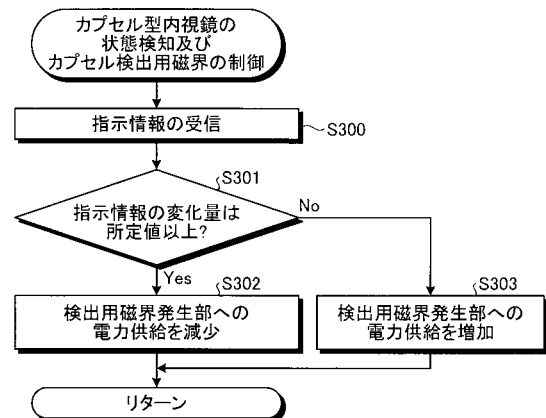
【図 3 5】



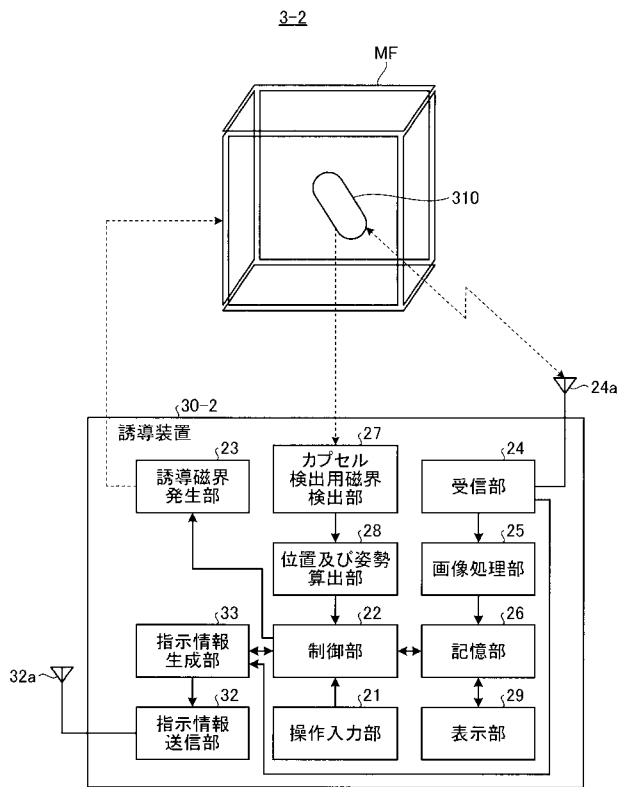
【図 3 6】



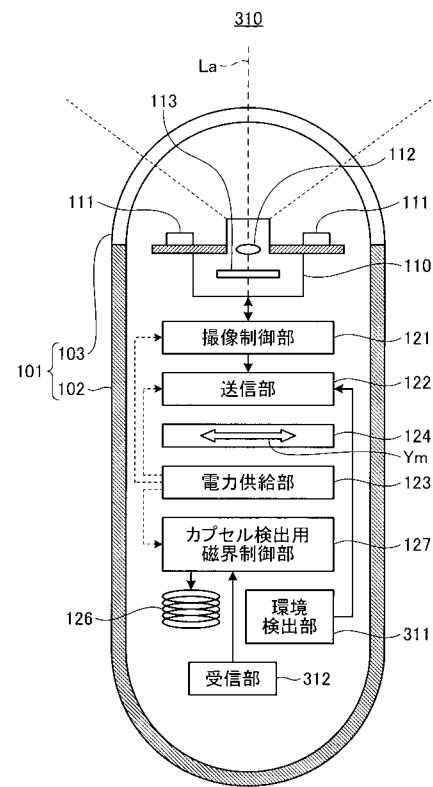
【図 3 7】



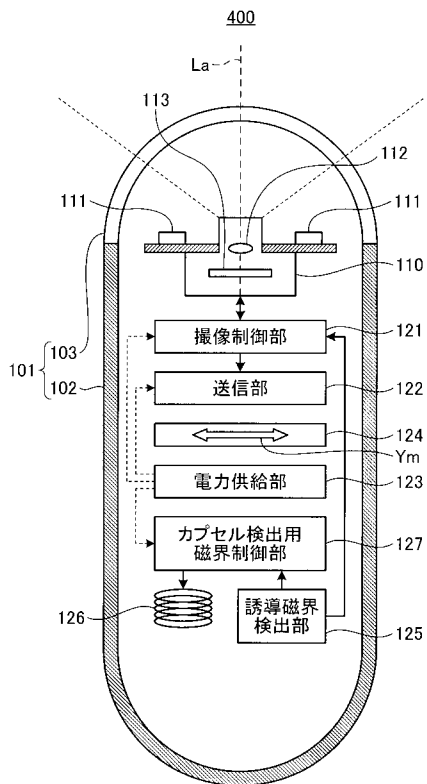
【図 38】



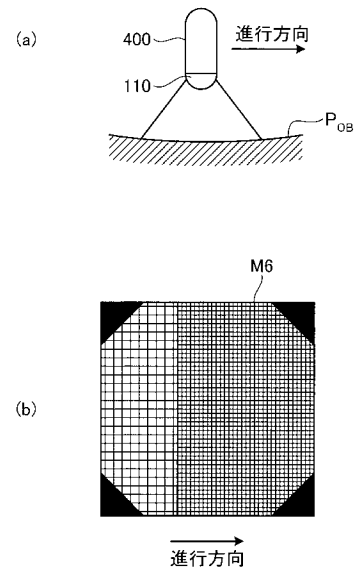
【図 39】



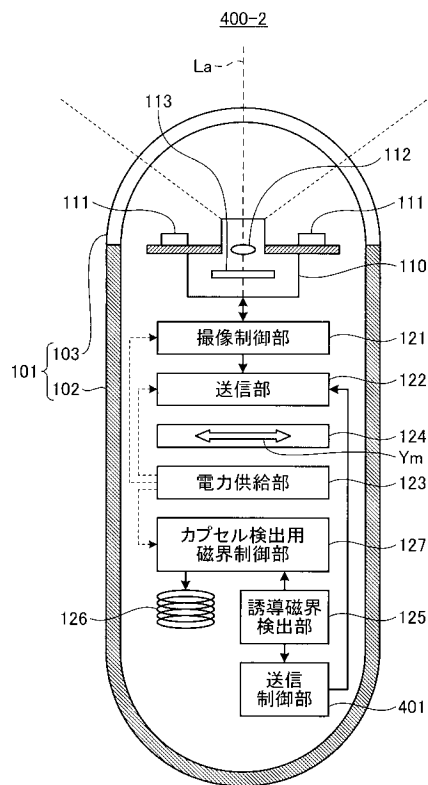
【図 40】



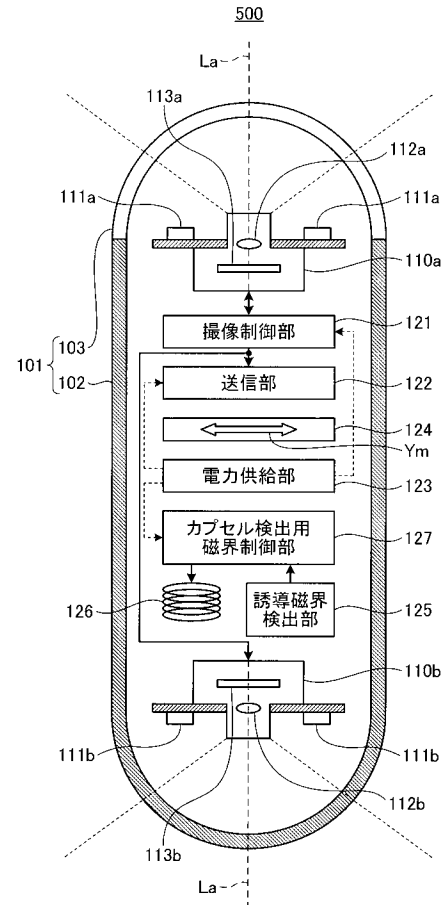
【図 41】



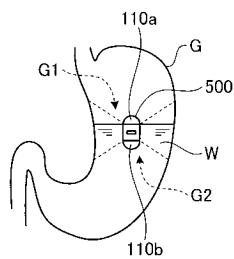
【図 4 2】



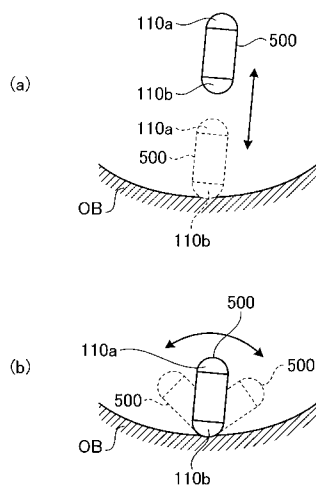
【図 4 3】



【図 4 4】



【図 4 5】



【手続補正書】

【提出日】平成25年11月12日(2013.11.12)

【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】

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、
電力供給部と、

当該カプセル型医療装置の位置と姿勢との少なくとも1つを前記被検体外で検知させるためのカプセル検出用磁界を、前記電力供給部から電力の供給を受けて発生するカプセル検出用磁界発生部と、

当該カプセル型医療装置の状態を検知する状態検知部と、

前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記電力供給部から前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御する制御部と、

磁性部材からなり、当該カプセル型医療装置の位置と姿勢との少なくとも1つを誘導するために該カプセル型医療装置に外部から印加される磁界である誘導磁界に応答する磁界応答部と、

を備え、

前記状態検知部は、前記誘導磁界の強度、方向、及び、勾配の内の少なくとも1つを検出する誘導磁界検出部を含み、

前記制御部は、前記誘導磁界検出部の検出結果に応じて前記電力供給を制御することを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 2】

前記誘導磁界検出部は、前記誘導磁界の強度を検出し、

前記制御部は、前記強度に応じて、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御することを特徴とする請求項1に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 3】

前記誘導磁界検出部は、前記誘導磁界の強度の変化を検出し、

前記制御部は、前記強度の変化量に応じて、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御することを特徴とする請求項1に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 4】

前記誘導磁界検出部は、前記誘導磁界の勾配を検出し、

前記制御部は、前記勾配に応じて、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御することを特徴とする請求項1に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 5】

前記誘導磁界検出部は、前記誘導磁界の方向を検出し、

前記制御部は、前記方向と前記磁界応答部の磁化方向とのなす角度の大きさに応じて、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御することを特徴とする請求項1に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 6】

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、
電力供給部と、

当該カプセル型医療装置の位置と姿勢との少なくとも1つを前記被検体外で検知させるためのカプセル検出用磁界を、前記電力供給部から電力の供給を受けて発生するカプセル検出用磁界発生部と、

当該カプセル型医療装置の状態を検知する状態検知部と、

前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記電力供給部から前記カプセル検出用磁界発

生部への電力供給を制御する制御部と、
を備え、

前記状態検知部は、当該カプセル型医療装置の動きを検出する動き検出部を含み、
前記動き検出部は、前記カプセル型医療装置の加速度に対応する物理量を検出し、
前記制御部は、前記動き検出部の検出結果から判断される前記加速度が所定値以上又は以下である場合、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を減少又は電力供給をオフさせることを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 7】

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、
電力供給部と、
当該カプセル型医療装置の位置と姿勢との少なくとも 1 つを前記被検体外で検知させるためのカプセル検出用磁界を、前記電力供給部から電力の供給を受けて発生するカプセル検出用磁界発生部と、
当該カプセル型医療装置の状態を検知する状態検知部と、
前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記電力供給部から前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御する制御部と、

磁性部材からなり、当該カプセル型医療装置を誘導するために該カプセル型医療装置に外部から印加される磁界である誘導磁界に応答する磁界応答部と、
を備え、

前記状態検知部は、
前記誘導磁界を検出する誘導磁界検出部と、
当該カプセル型医療装置の動きを検出する動き検出部と、
前記誘導磁界検出部の誘導磁界検出結果と、前記動き検出部の動き検出結果とを比較する比較判定部と、
を有し、
前記制御部は、前記誘導磁界検出部の誘導磁界検出結果と、前記動き検出部の動き検出結果とを比較した結果に基づいて前記電力供給を制御することを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 8】

前記制御部は、前記誘導磁界の勾配の方向と当該カプセル型医療装置の移動方向とが一致していると判定した場合に、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を減少させることを特徴とする請求項 7 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 9】

前記制御部は、前記誘導磁界の方向と、当該カプセル型医療装置の姿勢とが一致していると判定した場合に、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を減少させることを特徴とする請求項 7 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 10】

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、
電力供給部と、
当該カプセル型医療装置の位置と姿勢との少なくとも 1 つを前記被検体外で検知させるためのカプセル検出用磁界を、前記電力供給部から電力の供給を受けて発生するカプセル検出用磁界発生部と、
当該カプセル型医療装置の状態を検知する状態検知部と、
前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記電力供給部から前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御する制御部と、
を備え、

前記状態検知部は、当該カプセル型医療装置と前記被検体との間の距離を取得する距離取得部を含み、
前記制御部は、前記距離が所定値以上又は以下である場合に、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を減少させることを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 11】

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、

電力供給部と、

当該カプセル型医療装置の位置と姿勢との少なくとも1つを前記被検体外で検知させるためのカプセル検出用磁界を、前記電力供給部から電力の供給を受けて発生するカプセル検出用磁界発生部と、

当該カプセル型医療装置の状態を検知する状態検知部と、

前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記電力供給部から前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御する制御部と、

を有するカプセル型医療装置と、

前記被検体外に設けられる外部装置であって、

前記カプセル検出用磁界発生部が発生した磁界を検出するカプセル検出用磁界検出部と

、

前記カプセル検出用磁界検出部の検出結果に基づいて前記カプセル型医療装置の位置と姿勢との少なくとも1つを検知する位置及び姿勢検知部と、

前記電力供給部による前記電力供給を制御するための指示情報であって、前記カプセル型医療装置の位置と姿勢との少なくとも1つを誘導するために該カプセル型医療装置に外部から印加される磁界である誘導磁界の強度と方向との少なくとも1つの変化量に関する指示情報を送信する指示情報送信部と、

を有する外部装置と、

を備え、

前記状態検知部は、前記指示情報送信部から送信された指示情報を受信し、

前記制御部は、前記状態検知部が受信した前記指示情報に基づいて前記電力供給を制御することを特徴とする医療システム。

【手続補正書】

【提出日】平成26年3月14日(2014.3.14)

【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】請求項10

【補正方法】変更

【補正の内容】

【請求項10】

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、

電力供給部と、

当該カプセル型医療装置の位置と姿勢との少なくとも1つを前記被検体外で検知させるためのカプセル検出用磁界を、前記電力供給部から電力の供給を受けて発生するカプセル検出用磁界発生部と、

当該カプセル型医療装置の状態を検知する状態検知部と、

前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記電力供給部から前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御する制御部と、

を備え、

前記状態検知部は、当該カプセル型医療装置と前記被検体との間の距離を取得する距離取得部を含み、

前記制御部は、前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を、前記距離が所定値以上である場合に減少させると共に、前記距離が所定値より小さい場合に増加させる、又は、前記距離が所定値以上である場合に増加させると共に、前記距離が所定値より小さい場合に減少させることを特徴とするカプセル型医療装置。

【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】請求項11

【補正方法】変更

【補正の内容】

【請求項 1 1】

被検体内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、
電力供給部と、

当該カプセル型医療装置の位置と姿勢との少なくとも 1 つを前記被検体外で検知させるためのカプセル検出用磁界を、前記電力供給部から電力の供給を受けて発生するカプセル検出用磁界発生部と、

当該カプセル型医療装置の状態を検知する状態検知部と、

前記状態検知部の検知結果に基づいて、前記電力供給部から前記カプセル検出用磁界発生部への電力供給を制御するカプセル検出用磁界制御部と、
を有するカプセル型医療装置と、

前記被検体外に設けられ、前記カプセル型医療装置の位置と姿勢との少なくとも 1 つを検知する外部装置であって、

前記カプセル検出用磁界発生部が発生した磁界を検出するカプセル検出用磁界検出部と

、

前記カプセル検出用磁界検出部の検出結果に基づいて前記カプセル型医療装置の位置と姿勢との少なくとも 1 つを算出する位置及び姿勢検知部と、

前記カプセル型医療装置の位置と姿勢との少なくとも 1 つを誘導するために該カプセル型医療装置に外部から印加される磁界である誘導磁界を発生する誘導磁界発生部に対し、
前記誘導磁界の強度と方向との少なくとも 1 つの変化量に関する指示情報に基づいて前記誘導磁界を発生するように制御を行う制御部と、

前記指示情報を前記カプセル型医療装置に送信する指示情報送信部と、
を有し、

前記指示情報に基づいて前記誘導磁界発生部に発生させる前記誘導磁界の強度と方向との少なくとも 1 つを前記制御部により制御すると共に、前記指示情報を前記指示情報送信部から前記カプセル型医療装置に送信する外部装置と、

を備えた医療システムであり、

前記状態検知部は、前記指示情報送信部から送信された前記指示情報を受信し、

前記カプセル検出用磁界制御部は、前記状態検知部が受信した前記指示情報に基づいて、
前記電力供給部から前記カプセル検出用磁界発生部への前記電力供給を制御する、
ことを特徴とする医療システム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/063330

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
Y	JP 2009-39356 A (Olympus Medical Systems Corp.), 26 February 2009 (26.02.2009), paragraphs [0067], [0068] & US 2010/204566 A1 & EP 2177148 A1 & CN 101820810 A	1, 7, 12, 14, 15
Y	JP 2008-155042 A (Olympus Corp.), 10 July 2008 (10.07.2008), paragraph [0119] & US 2004/236180 A1 & EP 1591058 A1 & CN 1747679 A	1, 7, 12, 14, 15
Y	WO 2006/95420 A1 (Olympus Corp.), 14 September 2006 (14.09.2006), & US 2008/76965 A1 & EP 1857036 A1 & CN 101102711 A	1, 7, 12, 14, 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
07 June, 2013 (07.06.13)Date of mailing of the international search report
18 June, 2013 (18.06.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/063330

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2005-185644 A (Olympus Corp.), 14 July 2005 (14.07.2005), paragraph [0059] & US 2005/183733 A1 & EP 1690490 A1	7, 14
Y	JP 2006-68501 A (Olympus Corp.), 16 March 2006 (16.03.2006), paragraph [0100] & US 2007/270628 A1 & EP 1773230 A1 & CN 101035484 A	7
Y	JP 2009-247616 A (Olympus Medical Systems Corp.), 29 October 2009 (29.10.2009), paragraph [0120] & US 2009/253999 A1	12
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	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 6 3 3 3 0	
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 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013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	
Y	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, 段落【0067】、【0068】 & US 2010/204566 A1 & EP 2177148 A1 & CN 101820810 A	1, 7, 12, 14, 15	
Y	JP 2008-155042 A（オリンパス株式会社） 2008.07.10, 段落【0119】 & US 2004/236180 A1 & EP 1591058 A1 & CN 1747679 A	1, 7, 12, 14, 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 07.06.2013		国際調査報告の発送日 18.06.2013	
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 3 / 0 6 3 3 3 0
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
Y	WO 2006/95420 A1 (オリンパス株式会社) 2006.09.14, & US 2008/76965 A1 & EP 1857036 A1 & CN 101102711 A	1, 7, 12, 14, 15
Y	JP 2005-185644 A (オリンパス株式会社) 2005.07.14, 段落【0059】 & US 2005/183733 A1 & EP 1690490 A1	7, 14
Y	JP 2006-68501 A (オリンパス株式会社) 2006.03.16, 段落【0100】 & US 2007/270628 A1 & EP 1773230 A1 & CN 101035484 A	7
Y	JP 2009-247616 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2009.10.29, 段落【0120】 & US 2009/253999 A1	12
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	1-15

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, 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, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(72)発明者 木村 敦志

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C161 CC06 DD07 FF15 GG28 HH51 HH54 HH55 JJ11 JJ17 MM02

NN01 RR02 RR17 RR22 RR24 SS22 TT15

(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)	胶囊型医疗器械和医疗系统		
公开(公告)号	JPWO2013172312A1	公开(公告)日	2016-01-12
申请号	JP2013552049	申请日	2013-05-13
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	井開拓人 河野宏尚 千葉淳 木村敦志		
发明人	井開 拓人 河野 宏尚 千葉 淳 木村 敦志		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/073 A61B1/00006 A61B1/00036 A61B1/00158 A61B1/041 A61B5/062		
FI分类号	A61B1/00.320.B		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF15 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/HH54 4C161/HH55 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/RR02 4C161/RR17 4C161/RR22 4C161/RR24 4C161/SS22 4C161/TT15		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2012110788 2012-05-14 JP		
其他公开文献	JP5548318B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种胶囊型医疗装置以及医疗系统，其能够减轻从被检体的外部产生用于检测胶囊型医疗装置的位置和姿势的磁场所消耗的电力。胶囊型医疗装置是被导入被检体内并在其中使用的胶囊型内窥镜100，其具有：电源部123；以及电源部123。胶囊检测磁场产生部126，在接收到由电源部123提供的电力时，从被检体的外部产生用于检测胶囊型内窥镜100的位置和/或姿势的胶囊检测磁场。引导磁场检测器125检测胶囊型内窥镜100的状态。胶囊检测磁场控制部127根据引导磁场检测部125的输出结果，控制向胶囊检测磁场产生部126的供电。

