

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/058800

発行日 平成25年3月28日 (2013. 3. 28)

(43) 国際公開日 平成23年5月19日 (2011. 5. 19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	4 C 1 6 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 38 頁)

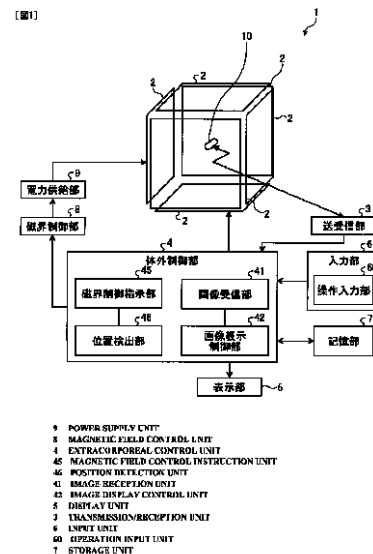
出願番号	特願2011-532391 (P2011-532391)	(71) 出願人	304050923
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/064109		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(22) 国際出願日	平成22年8月20日 (2010. 8. 20)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(11) 特許番号	特許第4876203号 (P4876203)	(74) 代理人	100089118
(45) 特許公報発行日	平成24年2月15日 (2012. 2. 15)		弁理士 酒井 宏明
(31) 優先権主張番号	特願2009-257346 (P2009-257346)	(72) 発明者	河野 宏尚
(32) 優先日	平成21年11月10日 (2009. 11. 10)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	ケラー, ヘンリック
			ドイツ国, 91054 エアランゲン, ル
			イトポルトシュトラッセ 6a
		(72) 発明者	ユロスキ, アレクサンダー
			ドイツ国, 90491 ニュルンベルグ,
			モムゼンシュトラッセ 5
		Fターム (参考)	4C038 CC03 CC07

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型医療装置用誘導システムおよびカプセル型医療装置の誘導方法

(57) 【要約】

本発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システム 1 は、鉛直方向の勾配分布を変化させて勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させ、永久磁石を有するカプセル型内視鏡 10 が動き始めた場合に磁界発生部 2 が発生していた勾配磁界の勾配分布と、カプセル型内視鏡 10 の物理的パラメータと、液体の物理的パラメータとをもとに、カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置を検出し、検出したカプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置をもとに、磁界発生部 2 に発生させる磁界を設定する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

磁界応答部を有するカプセル型医療装置と、

前記磁界応答部に対して少なくとも鉛直方向の勾配磁界を発生して前記カプセル型医療装置を誘導する磁界発生部であって、発生する前記勾配磁界の鉛直方向の勾配分布を変えることができる磁界発生部と、

前記カプセル型医療装置を磁気で誘導するための操作情報を入力する操作入力部と、

前記操作入力部から入力された操作情報に応じて前記カプセル型医療装置を誘導するために前記磁界発生部を制御する制御部であって、発生する前記勾配磁界の鉛直方向の勾配分布を変化させるように前記磁界発生部を制御する制御部と、

前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布と、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと、液体の物理的パラメータとをもとに、前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出する位置検出部と、

を備え、

前記制御部は、前記位置検出部によって検出された前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置をもとに、前記磁界発生部に発生させる磁界を設定することを特徴とするカプセル型医療装置用誘導システム。

【請求項 2】

前記カプセル型医療装置が動作可能である勾配は、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと前記液体の物理的パラメータとによって予め求められており、

前記位置検出部は、前記カプセル型医療装置が動作可能である勾配が、前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の鉛直方向のいずれの位置にあるかで前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出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用誘導システム。

【請求項 3】

前記カプセル型医療装置の物理的パラメータは、前記カプセル型医療装置の質量、体積および磁気モーメントであり、

前記液体の物理的パラメータは、前記液体の密度であ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用誘導システム。

【請求項 4】

前記カプセル型医療装置が動き始めたことを示す動作開始情報を入力する動作開始情報入力部をさらに備え、

前記位置検出部は、前記動作開始情報入力部から動作開始情報を入力された場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布をもとに前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出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用誘導システム。

【請求項 5】

前記カプセル型医療装置の動作を検出する動作検出部をさらに備え、

前記位置検出部は、前記動作検出部による検出結果をもとに前記カプセル型医療装置が動き始めたか否かを判断し、前記カプセル型医療装置が動き始めたときと判断したときに前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布をもとに前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出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用誘導システム。

【請求項 6】

前記制御部は、前記磁界発生部に、前記カプセル型医療装置の浮力と前記カプセル型医療装置の重力との合力の方向に対して逆方向の勾配を有する勾配磁界を発生させるとともに、初期状態として前記液体の上部境界面あるいは下部境界面の少なくとも一方を基準面として前記カプセル型医療装置を該基準面に接触させる勾配磁界を前記磁界発生部に発生させた後、前記基準面から前記カプセル型医療装置が離れるように前記磁界発生部に発生させる前記勾配磁界の勾配分布を段階的に変化させ、

10

20

30

40

50

前記位置検出部は、段階的に勾配分布を変化させた勾配磁界のうち、前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布をもとに前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出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用誘導システム。

【請求項 7】

前記制御部は、前記位置検出部によって検出された前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置に対し前記基準面とは逆方向側の領域に、前記カプセル型医療装置の誘導に最適な磁界を前記磁界発生部に発生させることを特徴とする請求項 6 に記載のカプセル型医療装置用誘導システム。

【請求項 8】

前記カプセル型医療装置は、
被検体内の画像を撮像する撮像部と、
前記撮像部によって撮像された画像を外部に送信する送信部と、
を備え、
前記動作検出部は、前記カプセル型医療装置から送信された前記被検体内の画像をもとに前記カプセル型医療装置の動作を検出することを特徴とする請求項 5 に記載のカプセル型医療装置用誘導システム。

【請求項 9】

磁界応答部を有したカプセル型医療装置を誘導するために少なくとも鉛直方向の勾配磁界を発生し前記勾配磁界の鉛直方向の勾配分布を変えることができる磁界発生部が発生する前記勾配磁界の鉛直方向の勾配分布を変化させる変化ステップと、
前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布と、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと、前記液体の物理的パラメータとをもとに、前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出する位置検出ステップと、
前記位置検出ステップにおいて検出された前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置をもとに、前記磁界発生部に発生させる磁界を設定する設定ステップと、
を含むことを特徴とするカプセル型医療装置の誘導方法。

【請求項 10】

前記カプセル型医療装置が動作可能である勾配は、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと前記液体の物理的パラメータとによって予め求められており、
前記位置検出ステップは、前記カプセル型医療装置が動作可能である勾配が、前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の鉛直方向のいずれの位置にあるかで前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出す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の誘導方法。

【請求項 11】

前記カプセル型医療装置の物理的パラメータは、前記カプセル型医療装置の質量、体積および磁気モーメントであり、
前記液体の物理的パラメータは、前記液体の密度であることを特徴とする請求項 10 に記載のカプセル型医療装置の誘導方法。

【請求項 12】

前記カプセル型医療装置が動き始めたことを示す動作開始情報を入力する入力ステップをさらに含み、
前記位置検出ステップは、前記入力ステップにおいて動作開始情報を入力された場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布をもとに前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出す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の誘導方法。

【請求項 13】

前記カプセル型医療装置の動作を検出する動作検出ステップをさらに含み、
前記位置検出ステップは、

前記動作検出ステップにおける検出結果をもとに前記カプセル型医療装置が動き始めたか否かを判断するステップと、

前記カプセル型医療装置が動き始めたと判断したときに前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布と、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと、前記液体の物理的パラメータとをもとに前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出する検出ステップと、

を含む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の誘導方法。

【請求項 14】

前記変化ステップは、前記磁界発生部に、前記カプセル型医療装置の浮力と前記カプセル型医療装置の重力との合力の方向に対して逆方向の勾配を有する勾配磁界を発生させるとともに、初期状態として前記液体の上部境界面あるいは下部境界面の少なくとも一方を基準面として前記カプセル型医療装置を該基準面に接触させる勾配磁界を前記磁界発生部に発生させた後、前記基準面から前記カプセル型医療装置が離れるように前記磁界発生部に発生させる前記勾配磁界の勾配分布を段階的に変化させ、

前記位置検出ステップは、前記変化ステップにおいて段階的に勾配分布を変化された勾配磁界のうち、前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布をもとに、前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出す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の誘導方法。

【請求項 15】

前記設定ステップは、前記位置検出ステップにおいて検出された前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置に対し前記基準面とは逆方向側の領域に、前記カプセル型医療装置の誘導に最適な磁界を前記磁界発生部に発生させることを特徴とする請求項 14 に記載のカプセル型医療装置の誘導方法。

【請求項 16】

前記カプセル型医療装置は、

前記被検体内の画像を撮像する撮像部と、

前記撮像部によって撮像された画像を外部に送信する送信部と、

を備え、

前記動作検出ステップは、前記カプセル型医療装置から送信された前記被検体内の画像をもとに前記カプセル型医療装置の動作を検出す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の誘導方法。

【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るカプセル型医療装置を誘導するカプセル型医療装置用誘導システムおよびカプセル型医療装置の誘導方法に関する。

【0002】

従来から、内視鏡の分野において、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筐体の内部に撮像機能および無線通信機能を備えたカプセル型医療装置が登場している。カプセル型医療装置は、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する。かかるカプセル型医療装置は、被検体の消化管内部に導入されてから被検体外部に排出されるまでの期間、この被検体の臓器内部の画像（以下、体内画像という場合がある）を順次取得し、取得した体内画像を被検体外部の受信装置に順次無線送信する。

【0003】

かかるカプセル型医療装置によって撮像された各体内画像は、受信装置を介して画像表示装置に取り込まれる。画像表示装置は、取り込んだ各体内画像をディスプレイに静止画表示または動画表示する。医師または看護師等のユーザは、画像表示装置に表示された被検体の各体内画像を観察し、かかる各体内画像の観察を通して被検体の臓器内部を検査する。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

一方、近年では、被検体内部のカプセル型医療装置を磁力によって誘導（以下、磁気誘導という）するカプセル型医療装置用誘導システムが提案されている。一般に、カプセル型医療装置用誘導システムにおいて、カプセル型医療装置は、カプセル型筐体の内部に永久磁石をさらに備え、画像表示装置は、被検体内部のカプセル型医療装置が順次撮像した各体内画像をリアルタイムに表示する。カプセル型医療装置用誘導システムは、かかる被検体内部のカプセル型医療装置に磁界を印加し、この印加した磁界の磁力によって被検体内部のカプセル型医療装置を所望の位置に磁気誘導する。ユーザは、この画像表示装置に表示された体内画像を参照しつつ、カプセル型医療装置用誘導システムの操作部を用いて、かかるカプセル型医療装置の磁気誘導を操作する。

10

【 0 0 0 5 】

このカプセル型内視鏡として、胃または大腸等の比較的大空間の臓器内部を観察するために、かかる臓器内部に導入された液体中に浮遊可能な比重を有し、この液体中に浮遊した状態で体内画像を順次撮像するものがある。そして、胃等の比較的大空間の臓器内部を集中的に検査するために、かかる臓器内部（具体的には臓器内壁の壁）を伸展させるための液体と、この液体に比して小さい比重を有するカプセル型内視鏡とを被検体に摂取させる場合がある（例えば、特許文献1参照）。この場合、カプセル型内視鏡は、胃等の臓器内部において、所定の姿勢（例えばカプセル型内視鏡の長手方向の中心軸と液面とが略垂直となる縦姿勢）をとる態様で液面に浮遊しつつ、この液体によって伸展した臓器内部の画像を順次撮像する。かかるカプセル型内視鏡は、臓器内部の液面に浮遊した状態で所望の方向に移動することによって、この臓器内部の画像を広範囲に撮像することができる。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 国際公開第 2 0 0 7 / 0 7 7 9 2 2 号

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、カプセル型内視鏡を誘導するために発生させた磁界において、鉛直方向の位置によって発生する磁気勾配の強さが変化する場合がある。この結果、実際にカプセル型内視鏡が位置する領域が、勾配磁界の照準となる領域よりも鉛直方向でずれていた場合には、カプセル型内視鏡に対する磁気勾配の強さも当初の設定からずれてしまうため、誘導操作に対応した勾配で磁界を印加できず、カプセル型内視鏡に対して所望の誘導を行えない場合があった。特に、磁界を発生する空間の上下方向にコイルが配置されている場合には、この磁気勾配の強さの変化が顕著であり、カプセル型内視鏡に対する誘導を正確に行えなかった。

30

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、カプセル型内視鏡の鉛直方向の位置によらず正確な誘導を実現できるカプセル型医療装置用誘導システムを提供することを目的とする。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、磁界応答部を有するカプセル型医療装置と、前記磁界応答部に対して少なくとも鉛直方向の勾配磁界を発生して前記カプセル型医療装置を誘導する磁界発生部とあって、発生する前記勾配磁界の鉛直方向の勾配分布を変えることができる磁界発生部と、前記カプセル型医療装置を磁気で誘導するための操作情報を入力する操作入力部と、前記操作入力部から入力された操作情報に応じて前記カプセル型医療装置を誘導するために前記磁界発生部を制御する制御部とあって、発生する前記勾配磁界の鉛直方向の勾配分布を変化させるように前記磁界発生部を制御する制御部と、前記カプセル型医療装置が動き

50

始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布と、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと、液体の物理的パラメータとをもとに、前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出する位置検出部と、を備え、前記制御部は、前記位置検出部によって検出された前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置をもとに、前記磁界発生部に発生させる磁界を設定することを特徴とする。

【0010】

また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記カプセル型医療装置が動作可能である勾配は、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと前記液体の物理的パラメータとによって予め求められており、前記位置検出部は、前記カプセル型医療装置が動作可能である勾配が、前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の鉛直方向のいずれの位置にあるかで前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出することを特徴とする。

10

【0011】

また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータは、前記カプセル型医療装置の質量、体積および磁気モーメントであり、前記液体の物理的パラメータは、前記液体の密度であることを特徴とする。

【0012】

また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記カプセル型医療装置が動き始めたことを示す動作開始情報を入力する入力部をさらに備え、前記位置検出部は、前記入力部から動作開始情報を入力された場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布をもとに前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出することを特徴とする。

20

【0013】

また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記カプセル型医療装置の動作を検出する動作検出部をさらに備え、前記位置検出部は、前記動作検出部による検出結果をもとに前記カプセル型医療装置が動き始めたか否かを判断し、前記カプセル型医療装置が動き始めたとき前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布をもとに前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出することを特徴とする。

【0014】

また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記制御部は、前記磁界発生部に、前記カプセル型医療装置の浮力と前記カプセル型医療装置の重力との合力の方向に対して逆方向の勾配を有する勾配磁界を発生させるとともに、初期状態として前記液体の上部境界面あるいは下部境界面の少なくとも一方を基準面として前記カプセル型医療装置を該基準面に接触させる勾配磁界を前記磁界発生部に発生させた後、前記基準面から前記カプセル型医療装置が離れるように前記磁界発生部に発生させる前記勾配磁界の勾配分布を段階的に変化させ、前記位置検出部は、段階的に勾配分布を変化させた勾配磁界のうち、前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布をもとに前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出することを特徴とする。

30

【0015】

また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記制御部は、前記位置検出部によって検出された前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置に対し前記基準面とは逆方向側の領域に、前記カプセル型医療装置の誘導に最適な磁界を前記磁界発生部に発生させることを特徴とする。

40

【0016】

また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記カプセル型医療装置は、被検体内の画像を撮像する撮像部と、前記撮像部によって撮像された画像を外部に送信する送信部と、を備え、前記動作検出部は、前記カプセル型医療装置から送信された前記被検体内の画像をもとに前記カプセル型医療装置の動作を検出することを特徴とする。

50

【 0 0 1 7 】

また、この発明にかかるカプセル型医療装置の誘導方法は、磁界応答部を有したカプセル型医療装置を誘導するために少なくとも鉛直方向の勾配磁界を発生し前記勾配磁界の鉛直方向の勾配分布を変えることができる磁界発生部が発生する前記勾配磁界の鉛直方向の勾配分布を変化させる変化ステップと、前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布と、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと、前記液体の物理的パラメータとをもとに、前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出する位置検出ステップと、前記位置検出ステップにおいて検出された前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置をもとに、前記磁界発生部に発生させる磁界を設定する設定ステップと、を含むことを特徴とする。

10

【 0 0 1 8 】

また、この発明にかかるカプセル型医療装置の誘導方法は、前記カプセル型医療装置が動作可能である勾配は、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと前記液体の物理的パラメータとによって予め求められており、前記位置検出ステップは、前記カプセル型医療装置が動作可能である勾配が、前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の鉛直方向のいずれの位置にあるかで前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出することを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

また、この発明にかかるカプセル型医療装置の誘導方法は、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータは、前記カプセル型医療装置の質量、体積および磁気モーメントであり、前記液体の物理的パラメータは、前記液体の密度であることを特徴とする。

20

【 0 0 2 0 】

また、この発明にかかるカプセル型医療装置の誘導方法は、前記カプセル型医療装置が動き始めたことを示す動作開始情報を入力する入力ステップをさらに含み、前記位置検出ステップは、前記入力ステップにおいて動作開始情報を入力された場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布をもとに前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出することを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

また、この発明にかかるカプセル型医療装置の誘導方法は、前記カプセル型医療装置の動作を検出する動作検出ステップをさらに含み、前記位置検出ステップは、前記動作検出ステップにおける検出結果をもとに前記カプセル型医療装置が動き始めたか否かを判断するステップと、前記カプセル型医療装置が動き始めたときと判断したときに前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布と、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと、前記液体の物理的パラメータとをもとに前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出する検出ステップと、を含むことを特徴とする。

30

【 0 0 2 2 】

また、この発明にかかるカプセル型医療装置の誘導方法は、前記変化ステップは、前記磁界発生部に、前記カプセル型医療装置の浮力と前記カプセル型医療装置の重力との合力の方向に対して逆方向の勾配を有する勾配磁界を発生させるとともに、初期状態として前記液体の上部境界面あるいは下部境界面の少なくとも一方を基準面として前記カプセル型医療装置を該基準面に接触させる勾配磁界を前記磁界発生部に発生させた後、前記基準面から前記カプセル型医療装置が離れるように前記磁界発生部に発生させる前記勾配磁界の勾配分布を段階的に変化させ、前記位置検出ステップは、前記変化ステップにおいて段階的に勾配分布を変化された勾配磁界のうち、前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布をもとに、前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出することを特徴とする。

40

【 0 0 2 3 】

また、この発明にかかるカプセル型医療装置の誘導方法は、前記設定ステップは、前記位置検出ステップにおいて検出された前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置に対し前記基準面とは逆方向側の領域に、前記カプセル型医療装置の誘導に最適な磁界を前記磁界

50

発生部に発生させることを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

また、この発明にかかるカプセル型医療装置の誘導方法は、前記カプセル型医療装置は、前記被検体内の画像を撮像する撮像部と、前記撮像部によって撮像された画像を外部に送信する送信部と、を備え、前記動作検出ステップは、前記カプセル型医療装置から送信された前記被検体内の画像をもとに前記カプセル型医療装置の動作を検出することを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 2 5 】

本発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、鉛直方向の勾配分布を変化させて勾配磁界を磁界発生部に発生させ、磁界応答部を有するカプセル型医療装置が動き始めた場合に磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布と、カプセル型医療装置の物理的パラメータと、液体の物理的パラメータとをもとに、カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出し、検出したカプセル型医療装置の鉛直方向の位置をもとに磁界発生部に発生させる磁界を設定するため、カプセル型医療装置の鉛直方向の位置によらず正確な誘導を実現できる。

10

【 0 0 2 6 】

また、本発明にかかるカプセル型医療装置の誘導方法は、鉛直方向の勾配分布を変化させて勾配磁界を磁界発生部に発生させ、磁界応答部を有するカプセル型医療装置が動き始めた場合に磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布と、カプセル型医療装置の物理的パラメータと、液体の物理的パラメータとをもとに、カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出し、検出したカプセル型医療装置の鉛直方向の位置をもとに磁界発生部に発生させる磁界を設定するため、カプセル型医療装置の鉛直方向の位置によらず正確な誘導を実現できる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 7 】

【図 1】図 1 は、実施の形態 1 にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。

【図 2】図 2 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡の一構成例を示す断面模式図である。

【図 3】図 3 は、図 1 に示す磁界発生部が発生するピーク磁界を説明する図である。

30

【図 4】図 4 は、図 1 に示す磁界発生部が発生する勾配磁界を説明する図である。

【図 5】図 5 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡が動き始めることが可能な勾配を説明する図である。

【図 6】図 6 は、図 1 に示す磁界発生部が発生する勾配磁界の勾配分布を説明する図である。

【図 7】図 7 は、図 1 に示すカプセル型医療装置用誘導システムにおけるキャリブレーション処理の処理手順を説明するフローチャートである。

【図 8】図 8 は、図 1 に示す操作入力部の一例を示すブロック図である。

【図 9】図 9 は、実施の形態 1 におけるキャリブレーション処理に関するカプセル型内視鏡の磁気誘導の一例を説明する図である。

40

【図 10】図 10 は、勾配と磁気引力との関係を例示する図である。

【図 11】図 11 は、図 1 に磁界発生部が発生する勾配磁界の勾配分布を説明するための図である。

【図 12】図 12 は、図 7 に示す位置検出処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図 13】図 13 は、図 1 に示す磁界発生部が発生するピーク磁界を説明するための図である。

【図 14】図 14 は、カプセル型内視鏡の鉛直方向の位置に応じて変化する磁気引力を説明するための図である。

【図 15】図 15 は、実施の形態 1 におけるキャリブレーション処理に関するカプセル型内視鏡の磁気誘導の他の例を説明する図である。

50

【図 1 6】図 1 6 は、実施の形態 2 にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。

【図 1 7】図 1 7 は、図 1 6 に示すカプセル型医療装置用誘導システムにおけるキャリブレーション処理の処理手順を説明するフローチャートである。

【図 1 8】図 1 8 は、図 1 に示す操作入力部の一例を示すとともに操作入力部によって操作可能なカプセル型医療装置の液面領域における磁気誘導を説明するための図である。

【図 1 9】図 1 9 は、本発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムを構成するベッドのテーブル部分および磁界発生部の各移動状態の一例を示す模式図である。

【図 2 0】図 2 0 は、本発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの磁界発生部の一例を示す模式図である。

【図 2 1】図 2 1 は、図 2 0 に示す磁界発生部が発生するピーク磁界を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

以下に、本発明にかかる実施の形態であるカプセル型医療装置用誘導システムについて、被検体内に経口にて導入され、被検体の胃や小腸や大腸などに蓄えた液体に浮かぶカプセル型内視鏡を被検体内導入装置として用いるカプセル医療装置システムを例に説明する。ただし、これに限定されず、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途中で撮像動作を実行することで被検体内部の体内画像を取得する単眼または複眼のカプセル型内視鏡など、種々の被検体内導入装置を用いることが可能である。なお、この実施の形態によりこの発明が限定されるものではない。また、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。

【0029】

(実施の形態 1)

まず、実施の形態 1 について説明する。図 1 は、この発明の実施の形態 1 にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。図 1 に示すように、この実施の形態 1 におけるカプセル型医療装置用誘導システム 1 は、被検体の口から飲み込まれることによって被検体内の体腔内に導入され外部装置と通信するカプセル型医療装置であるカプセル型内視鏡 10 と、被検体周囲に設けられ 3 次元の磁界を発生できる磁界発生部 2 と、カプセル型内視鏡 10 との間で無線通信を行ないカプセル型内視鏡 10 が撮像した画像を含む無線信号を受信するとともにカプセル型内視鏡 10 に対する操作信号を送信する送受信部 3 と、カプセル型医療装置用誘導システム 1 の各構成部位を制御する体外制御部 4 と、カプセル型内視鏡 10 によって撮像された画像を表示出力する表示部 5 と、カプセル型内視鏡 10 を磁気で誘導するための操作情報などカプセル型医療装置用誘導システム 1 における各種操作を指示する指示情報を体外制御部 4 に入力する入力部 6 と、カプセル型内視鏡 10 によって撮像された画像情報などを記憶する記憶部 7 と、磁界発生部 2 に関与する磁界を制御する磁界制御部 8 と、磁界制御部 8 の制御にしたがって電力を磁界発生部 2 に供給する電力供給部 9 とを備える。カプセル型内視鏡 10 は、被検体の体内画像を取得するカプセル型の医療装置であり、撮像機能および無線通信機能を内蔵する。カプセル型内視鏡 10 は、経口摂取等によって被検体の臓器内部に導入される。その後、被検体内部のカプセル型内視鏡 10 は、消化管内部を移動して、最終的に、被検体の外部に排出される。かかるカプセル型内視鏡 10 は、被検体の内部に導入されてから外部に排出されるまでの期間、被検体の体内画像を順次撮像し、得られた体内画像を外部の送受信部 3 に順次無線送信する。また、カプセル型内視鏡 10 は、永久磁石等の磁性体を内蔵する。かかるカプセル型内視鏡 10 は、被検体の臓器内部（例えば胃内部）に導入された液体中を漂い、外部の磁界発生部 2 によって磁気誘導される。

【0030】

磁界発生部 2 は、被検体内部のカプセル型医療装置を磁気誘導するためのものである。磁界発生部 2 は、たとえば複数のコイル等を用いて実現され、電力供給部 9 によって供給された電力を用いて誘導用磁界を発生する。磁界発生部 2 は、この発生した誘導用磁界を

10

20

30

40

50

カプセル型内視鏡 10 内部の磁性体に印加し、この誘導用磁界の作用によってカプセル型内視鏡 10 を磁氣的に捕捉する。磁界発生部 2 は、かかる被検体内部のカプセル型内視鏡 10 に作用する誘導用磁界の磁界方向を変更することによって、被検体内部におけるカプセル型内視鏡 10 の 3 次元的な姿勢を制御する。磁界発生部 2 は、いわゆる均一磁界のほか、磁界強度の分布が疎から密に傾く勾配磁界、及び、水平面上の所定の位置にピークを有し、ピークが発生する位置の近傍にカプセル型内視鏡 10 を拘束するピーク磁界を発生することが可能である。磁界発生部 2 は、鉛直方向の勾配磁界を発生するとともに、この勾配磁界の鉛直方向の勾配分布を変えることができる。

【0031】

送受信部 3 は、複数のアンテナを備え、これら複数のアンテナを介してカプセル型内視鏡 10 から被検体の体内画像を受信する。送受信部 3 は、これら複数のアンテナを介してカプセル型内視鏡 10 からの無線信号を順次受信する。送受信部 3 は、これら複数のアンテナの中から最も受信電界強度の高いアンテナを選択し、この選択したアンテナを介して受信したカプセル型内視鏡 10 からの無線信号に対して復調処理等を行う。これによって、送受信部 3 は、この無線信号からカプセル型内視鏡 10 による画像データ、すなわち被検体の体内画像データを抽出する。送受信部 3 は、この抽出した体内画像データを含む画像信号を体外制御部 4 に送信する。

10

【0032】

体外制御部 4 は、磁界発生部 2、表示部 5、記憶部 7 および磁界制御部 8 の各動作を制御し、且つ、これら各構成部間における信号の入出力を制御する。体外制御部 4 は、送受信部 3 が順次受信した体内画像を順次取得する画像受信部 41 と、送受信部 3 が順次受信した体内画像をリアルタイムに表示部 5 に表示させる画像表示制御部 42 とを備える。また、体外制御部 4 は、送受信部 3 から取得した被検体の体内画像群を記憶するように記憶部 7 を制御する。

20

【0033】

体外制御部 4 は、入力部 6 から入力された操作情報に応じてカプセル型内視鏡 10 を誘導するために磁界制御部 8 に磁界発生条件を指示する磁界制御指示部 45 と、カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置を検出する位置検出部 46 とを備える。磁界制御指示部 45 は、入力部 6 によってカプセル型内視鏡 10 の操作情報を入力された場合、この入力された操作情報によって指定される磁気誘導方向および磁気誘導位置に応じた磁界の発生を磁界制御部 8 に指示する。

30

【0034】

表示部 5 は、液晶ディスプレイ等の各種ディスプレイを用いて実現され、体外制御部 4 によって表示指示された各種情報を表示する。具体的には、表示部 5 は、体外制御部 4 における画像表示制御部 42 の制御に基づいて、例えば、カプセル型内視鏡 10 が撮像した被検体の体内画像群を表示する。また、表示部 5 は、かかる体内画像群の中から入力部 6 の入力操作によって選択またはマーキングされた体内画像の縮小画像、被検体の患者情報および検査情報等を表示する。

【0035】

入力部 6 は、キーボードおよびマウス等の入力デバイスを用いて実現され、医師等の操作者による入力操作に応じて、体外制御部 4 に各種情報を入力する。入力部 6 によって体外制御部 4 に入力される各種情報として、例えば、体外制御部 4 に対して指示する指示情報、被検体の患者情報および検査情報等が挙げられる。なお、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 10 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。また、入力部 6 は、上述した磁界発生部 2 によるカプセル型内視鏡 10 に磁気誘導を操作するための操作情報を入力する。

40

【0036】

入力部 6 は、磁気誘導操作対象であるカプセル型内視鏡 10 の磁気誘導方向や磁気誘導

50

位置等のカプセル型内視鏡 10 を磁気で誘導するための操作情報を体外制御部 4 に入力する操作入力部 60 を備える。操作入力部 60 は、ジョイスティック、各種ボタンおよび各種スイッチを備えた構成を有し、このジョイスティック等が操作者によって操作されることによって、操作情報を体外制御部 4 に入力する。

【0037】

記憶部 7 は、フラッシュメモリまた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 7 は、体外制御部 4 が記憶指示した各種情報を記憶し、記憶した各種情報の中から体外制御部 4 が読み出し指示した情報を体外制御部 4 に送出する。なお、かかる記憶部 7 が記憶する各種情報として、例えば、カプセル型内視鏡 10 によって撮像された被検体の体内画像群の各画像データ、表示部 5 に表示された各体内画像の中から入力部 6 の入力操作によって選択された体内画像のデータ、被検体の患者情報等の入力部 6 による入力情報等が挙げられる。

10

【0038】

磁界制御部 8 は、体外制御部 4 に指示された指示情報に基づいて磁界発生部 2 に対する電力供給部 9 の通電量を制御し、この電力供給部 9 の制御を通して、この操作情報に基づく磁気誘導方向および磁気誘導位置に応じたカプセル型内視鏡 10 の磁気誘導に必要な誘導用磁界を発生するように磁界発生部 2 を制御する。

【0039】

電力供給部 9 は、体外制御部 4 および磁界制御部 8 の制御に基づいて、上述した誘導用磁界を発生させるために必要な電力（例えば交流電流）を磁界発生部 2 に供給する。この場合、電力供給部 9 は、磁界発生部 2 に含まれる複数のコイルの各々に対して必要な電力を適宜供給する。なお、上述した磁界発生部 2 による誘導用磁界の磁界方向および磁界強度は、かかる電力供給部 9 から磁界発生部 2 内の各コイルへの通電量によって制御される。

20

【0040】

つぎに、カプセル型内視鏡 10 について説明する。図 2 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡の一構成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 10 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 12 と、互いに異なる撮像方向の被写体の画像を撮像する撮像部 11A, 11B とを備える。また、カプセル型内視鏡 10 は、撮像部 11A, 11B によって撮像された各画像を外部に無線送信する無線通信部 16 と、カプセル型内視鏡 10 の各構成部を制御する制御部 17 と、カプセル型内視鏡 10 の各構成部に電力を供給する電源部 18 とを備える。さらに、カプセル型内視鏡 10 は、上述した磁界発生部 2 による磁気誘導を可能にするための永久磁石 19 を備える。

30

【0041】

カプセル型筐体 12 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、筒状筐体 12a の両側開口端をドーム形状筐体 12b, 12c によって塞いで実現される。ドーム形状筐体 12b, 12c 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。筒状筐体 12a は、可視光に対して略不透明な有色の筐体である。かかる筒状筐体 12a およびドーム形状筐体 12b, 12c によって形成されるカプセル型筐体 12 は、図 2 に示すように、撮像部 11A, 11B、無線通信部 16、制御部 17、電源部 18 および永久磁石 19 を液密に内包する。

40

【0042】

撮像部 11A, 11B は、互いに異なる撮像方向の画像を撮像する。具体的には、撮像部 11A は、LED 等の照明部 13A と、集光レンズ等の光学系 14A と、CMOS イメージセンサまたは CCD 等の撮像素子 15A とを有する。照明部 13A は、撮像素子 15A の撮像視野 S1 に白色光等の照明光を発光して、ドーム形状筐体 12b 越しに撮像視野 S1 内の被写体（例えば被検体内部における撮像視野 S1 側の臓器内壁）を照明する。光学系 14A は、この撮像視野 S1 からの反射光を撮像素子 15A の撮像面に集光して、撮像素子 15A の撮像面に撮像視野 S1 の被写体画像を結像する。撮像素子 15A は、この

50

撮像視野 S 1 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、この撮像視野 S 1 の被写体画像、すなわち被検体の体内画像を撮像する。撮像部 1 1 B は、LED 等の照明部 1 3 B と、集光レンズ等の光学系 1 4 B と、CMOS イメージセンサまたは CCD 等の撮像素子 1 5 B とを有する。照明部 1 3 B は、撮像素子 1 5 B の撮像視野 S 2 に白色光等の照明光を発光して、ドーム形状筐体 1 2 c 越しに撮像視野 S 2 内の被写体（例えば被検体内部における撮像視野 S 2 側の臓器内壁）を照明する。光学系 1 4 B は、この撮像視野 S 2 からの反射光を撮像素子 1 5 B の撮像面に集光して、撮像素子 1 5 B の撮像面に撮像視野 S 2 の被写体画像を結像する。撮像素子 1 5 B は、この撮像視野 S 2 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、この撮像視野 S 2 の被写体画像、すなわち被検体の体内画像を撮像する。

10

【0043】

なお、カプセル型内視鏡 1 0 が図 2 に示すように長軸 2 1 a 方向の前方および後方を撮像する 2 眼タイプのカプセル型医療装置である場合、かかる撮像部 1 1 A , 1 1 B の各光軸は、カプセル型筐体 1 2 の長手方向の中心軸である長軸 2 1 a と略平行あるいは略一致する。また、かかる撮像部 1 1 A , 1 1 B の撮像視野 S 1 , S 2 の各方向、すなわち撮像部 1 1 A , 1 1 B の各撮像方向は、互いに反対方向である。

【0044】

無線通信部 1 6 は、アンテナ 1 6 a を備え、上述した撮像部 1 1 A , 1 1 B によって撮像された各画像をアンテナ 1 6 a を介して外部に順次無線送信する。具体的には、無線通信部 1 6 は、撮像部 1 1 A または撮像部 1 1 B が撮像した被検体の体内画像の画像信号を制御部 1 7 から取得し、この取得した画像信号に対して変調処理等を行って、この画像信号を変調した無線信号を生成する。無線通信部 1 6 は、かかる無線信号をアンテナ 1 6 a を介して外部の送受信部 3 に送信する。

20

【0045】

制御部 1 7 は、カプセル型内視鏡 1 0 の構成部である撮像部 1 1 A , 1 1 B および無線通信部 1 6 の各動作を制御し、且つ、かかる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 7 は、照明部 1 3 A が照明した撮像視野 S 1 内の被写体の画像を撮像素子 1 5 A に撮像させ、照明部 1 3 B が照明した撮像視野 S 2 内の被写体の画像を撮像素子 1 5 B に撮像させる。また、制御部 1 7 は、画像信号を生成する信号処理機能を有する。制御部 1 7 は、撮像素子 1 5 A から撮像視野 S 1 の体内画像データを取得し、その都度、この体内画像データに対して所定の信号処理を行って、撮像視野 S 1 の体内画像データを含む画像信号を生成する。これと同様に、制御部 1 7 は、撮像素子 1 5 B から撮像視野 S 2 の体内画像データを取得し、その都度、この体内画像データに対して所定の信号処理を行って、撮像視野 S 2 の体内画像データを含む画像信号を生成する。制御部 1 7 は、かかる各画像信号を時系列に沿って外部に順次無線送信するように無線通信部 1 6 を制御する。

30

【0046】

電源部 1 8 は、ボタン型電池等またはキャパシタ等の蓄電部であって、磁気スイッチ等のスイッチ部とを用いて実現される。電源部 1 8 は、外部から印加された磁界によって電源のオンオフ状態を切り替え、オン状態の場合に蓄電部の電力をカプセル型内視鏡 1 0 の各構成部（撮像部 1 1 A , 1 1 B 、無線通信部 1 6 および制御部 1 7 ）に適宜供給する。また、電源部 1 8 は、オフ状態の場合、かかるカプセル型内視鏡 1 0 の各構成部への電力供給を停止する。

40

【0047】

永久磁石 1 9 は、上述した磁界発生部 2 によるカプセル型内視鏡 1 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 9 は、上述した撮像部 1 1 A , 1 1 B に対して相対的に固定された状態でカプセル型筐体 1 2 の内部に固定配置される。この場合、永久磁石 1 9 は、撮像素子 1 5 A , 1 5 B の各撮像面の上下方向に対して相対的に固定された既知の方向に磁化する。

【0048】

50

次に、磁界発生部 2 が発生する磁界の種類について説明する。磁界発生部 2 は、いわゆる均一磁界のほか、ピーク磁界と勾配磁界とを発生することが可能である。ピーク磁界は、図 3 のピーク磁界 M_p に示すように、水平面に対して鉛直な方向に磁界強度のピークを持つ磁界である。ピーク磁界 M_p は、この磁界強度のピーク位置に永久磁石 19 を引き付けてカプセル型内視鏡 10 を拘束することが可能である。すなわち、ピーク磁界 M_p は、水平方向の任意の位置にカプセル型内視鏡 10 の永久磁石 19 を引き付けてカプセル型内視鏡 10 を拘束する。磁界発生部 2 は、たとえば、ピーク磁界 M_p のピーク位置を、矢印 Y_1 のように位置 P_1 から位置 P_2 に移動させることによって、カプセル型内視鏡 10 を矢印 Y_2 のように位置 P_1 から位置 P_2 に移動させることができる。そして、勾配磁界は、図 4 の勾配磁界 M_s に示すように、所定の磁界強度を有する磁力線の分布が疎から密に傾く磁気勾配を有する。この勾配磁界は、磁界強度の分布が疎から密に傾く方向へ永久磁石 19 を付勢する。磁界発生部 2 は、たとえば、左斜め上方向から右斜め下方向に向かって磁力線の分布が疎から密に傾く勾配磁界 M_s 、すなわち、勾配が左斜め上方向から右斜め下方向を向く勾配磁界 M_s を発生する。この勾配磁界 M_s は、左斜め上方向から右斜め下方向に向かって移動する磁気引力をカプセル型内視鏡 10 の永久磁石 19 に与えるため、永久磁石 19 を矢印 Y_3 に示す方向へ付勢する。これによって、勾配磁界 M_s は、カプセル型内視鏡 10 を矢印 Y_3 に示す方向へ移動させる。

10

【0049】

たとえば、液体内を浮揚するカプセル型内視鏡 10 を胃の底部に押し付ける場合には、下方向の磁気引力を生じさせるために、下方向の勾配を有する勾配磁界を発生する必要がある。そして、この下方向の勾配磁界に応じた磁気引力が、カプセル型内視鏡 10 の重力と浮力との合力（この場合には上方向を向く。）より大きくなければ、液体内を浮揚するカプセル型内視鏡 10 を胃の底部に押し付けることができない。したがって、カプセル型内視鏡 10 の重力と浮力との合力よりも大きくなる磁気引力に対する勾配の勾配磁界であれば、カプセル型内視鏡 10 を胃の底部に押し付けることができる。そして、勾配磁界の勾配に応じた下方向の磁気引力が、カプセル型内視鏡 10 の重力と浮力との合力よりも小さくなった場合に、カプセル型内視鏡 10 は浮き始める。

20

【0050】

このように、カプセル型内視鏡 10 を移動させることができる磁気引力に対応する勾配磁界の勾配は、カプセル型内視鏡 10 の重力およびカプセル型内視鏡 10 の浮力によって決まるものである。カプセル型内視鏡 10 の重力およびカプセル型内視鏡 10 の浮力は、カプセル型内視鏡 10 の質量、体積および磁気モーメントといったカプセル型内視鏡 10 の物理的パラメータ、および、カプセル型内視鏡 10 が浮揚する液体の密度といった液体の物理的パラメータによって決まる。このため、カプセル型内視鏡 10 が動作可能である勾配磁界の勾配は、カプセル型内視鏡 10 の質量、体積および磁気モーメント、および、カプセル型内視鏡 10 が浮揚する液体の密度によって決まる。

30

【0051】

そこで、実施の形態 1 においては、カプセル型内視鏡 10 が動作可能である勾配を予め求めておき、このカプセル型内視鏡 10 が動作可能である勾配の鉛直方向の位置を変化させた勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させ、カプセル型内視鏡 10 が動き始めた勾配磁界の勾配分布をもとに鉛直方向のカプセル型内視鏡 10 の位置を求める。

40

【0052】

具体的には、図 5 に示すように、カプセル型内視鏡 10 が動き始めることが可能な勾配に対応する磁力線 L_g の疎密パターン P_{s0} を求めておく。そして、たとえば、この疎密パターン P_{s0} が、たとえば図 6 のように、鉛直方向の位置 H_{s1} に位置する勾配分布パターン M_{s1} の勾配磁界、鉛直方向の位置 H_{s2} に位置する勾配分布パターン M_{s2} の勾配磁界、鉛直方向の位置 H_{s3} に位置する勾配分布パターン M_{s3} の勾配磁界を段階的に磁界発生部 2 に発生させる。そして、これらの勾配磁界のうち、いずれの勾配磁界を発生させたときに動き始めるかを確認する。

【0053】

50

カプセル型内視鏡 10 が動き始める場合とは、このカプセル型内視鏡 10 が位置する場所に、疎密パターン P s 0 に対応する勾配の磁界が発生していた場合である。したがって、疎密パターン P s 0 に対応する勾配の位置が、カプセル型内視鏡 10 の位置であるといえる。このため、カプセル型内視鏡 10 が動き始めたときに発生していた勾配磁界を確認し、この勾配磁界における疎密パターン P s 0 の鉛直方向の位置を求めることで、カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置を求めている。図 6 に示す場合には、勾配分布パターン M s 1 の勾配磁界を発生させた場合にカプセル型内視鏡 10 が動き出した場合には、鉛直方向では位置 H s 1 にカプセル型内視鏡 10 が位置しているものと判断でき、勾配分布パターン M s 2 の勾配磁界を発生させた場合にカプセル型内視鏡 10 が動き出した場合には、鉛直方向では位置 H s 2 にカプセル型内視鏡 10 が位置しているものと判断でき、勾配分布パターン M s 3 の勾配磁界を発生させた場合にカプセル型内視鏡 10 が動き出した場合には、鉛直方向では位置 H s 3 にカプセル型内視鏡 10 が位置しているものと判断できる。

10

【0054】

そして、実施の形態 1 では、上記のように求めたカプセル型内視鏡 10 の位置において最適な磁気引力が生じるように磁界を設定するキャリブレーション処理を行なっている。そこで、次に、図 1 に示すカプセル型医療装置用誘導システムにおけるキャリブレーション処理について説明する。図 7 は、図 1 に示すカプセル型医療装置用誘導システム 1 におけるキャリブレーション処理の処理手順を説明するフローチャートである。

20

【0055】

図 7 に示すように、まず、キャリブレーション開始指示として、カプセル型内視鏡 10 の位置検出の開始を指示する指示情報が操作入力部 60 から体外制御部 4 に入力されることによって、キャリブレーション処理が開始される（ステップ S 2）。

【0056】

たとえば、操作入力部 60 は、図 8 に例示するように、たとえば、キャリブレーションボタン 61 s、2 つのジョイスティック 62 j、62 k、勾配アップボタン 64 u および勾配ダウンボタン 64 d によって構成されている。このうち、キャリブレーションボタン 61 s は、押圧されることによって、カプセル型内視鏡 10 の位置検出の開始を指示する指示情報、および、カプセル型内視鏡 10 の動き初めたことを示す動き初め情報を体外制御部 4 に入力する。なお、勾配アップボタン 64 u は、押圧されることによって、磁界発生部 2 が発生させる勾配磁界として、これまで発生させていた勾配磁界よりも、カプセル型内視鏡 10 が動き始めることが可能な勾配が鉛直方向の一段階上側に位置する勾配分布パターンを有する勾配磁界を指示する勾配パターンアップ情報を体外制御部 4 に入力する。また、勾配ダウンボタン 64 d は、押圧されることによって、磁界発生部 2 が発生させる勾配磁界として、これまで発生させていた勾配磁界よりも、カプセル型内視鏡 10 が動き始めることが可能な勾配が鉛直方向の一段階下側に位置する勾配分布パターンを有する勾配磁界を指示する勾配パターンダウン情報を体外制御部 4 に入力する。また、ジョイスティック 62 j、62 k は、上下方向および左右方向に傾動操作可能であり、上下方向または左右方向に傾動操作されることによって、磁界発生部 2 によるカプセル型内視鏡 10 の磁気誘導を 3 次元的に操作するための操作情報を体外制御部 4 に入力する。

30

40

【0057】

そして、体外制御部 4 では、画像受信部 41 が送受信部 3 が順次受信した体内画像を順次取得する画像受信処理を開始し（ステップ S 4）、続いて、画像表示制御部 42 は、送受信部 3 が順次受信した体内画像を表示部 5 に表示させる画像表示処理を開始する（ステップ S 6）。

【0058】

そして、磁界制御指示部 45 は、初期条件にて磁界発生部 2 に勾配磁界を発生させる（ステップ S 8）。この場合、磁界制御指示部 45 は、カプセル型内視鏡 10 の浮力とカプセル型内視鏡 10 の重力との合力の方向に対して逆方向の勾配を有する勾配磁界を発生させる。そして、磁界制御指示部 45 は、初期状態として液体の上部境界面あるいは下部境

50

界面の少なくとも一方を基準面としてカプセル型内視鏡 10 を該基準面に接触させる勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させる。この場合に磁界発生部 2 が発生する勾配磁界は、鉛直方向の位置によって異なる勾配を有するものである。

【0059】

たとえば、磁界制御指示部 45 は、図 9 の矢印 Y 10 のように、胃内部の液体 30 を浮揚するカプセル型内視鏡 10 に対して、カプセル型内視鏡 10 の浮力及び重力の上向きの合力の大きさよりも、十分に大きな下向きの磁気引力を生じる勾配磁界を発生させて、カプセル型内視鏡 10 を、液体 30 の下部境界面である底部の胃壁 31 に押し付けるように接触させる。そして、磁界制御指示部 45 は、初期条件として、カプセル型内視鏡 10 が動き始めることが可能な勾配が、カプセル型内視鏡 10 が誘導される胃の底部の胃壁 31 よりも鉛直方向上側に位置する勾配分布パターンを有する勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させる。

10

【0060】

そして、磁界制御指示部 45 は、入力部 6 からカプセル型内視鏡 10 が動き始めたことを示す動き始め情報が入力されたか否かを判断する（ステップ S 10）。磁界制御指示部 45 は、入力部 6 からカプセル型内視鏡 10 が動き始めたことを示す動き始め情報が入力されていないと判断した場合（ステップ S 10：No）、次に磁界発生部 2 に発生させる勾配磁界の勾配変更パターンの指示があるか否かを判断する（ステップ S 12）。磁界制御指示部 45 は、勾配磁界の勾配変更パターンの指示がないと判断した場合には（ステップ S 12：No）、ステップ S 10 に戻り、再度動き始め情報がある否かを判断する。一方、磁界制御指示部 45 は、勾配磁界の勾配変更パターンの指示があると判断した場合（ステップ S 12：Yes）、勾配変更パターンの指示にしたがって、磁界発生部 2 に発生させる勾配磁界の勾配分布パターンを変更し（ステップ S 14）、変更した勾配分布パターンを有する勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させた後（ステップ S 16）、ステップ S 10 に戻り、再度動き始め情報がある否かを判断する。

20

【0061】

たとえば、図 9 に示すように、浮揚するカプセル型内視鏡 10 を底側の胃壁 31 に下向きに押し付けている場合を例に説明する。操作者は、図 9 に示す場合においては、矢印 Y 11 のように底部の胃壁 31 からカプセル型内視鏡 10 の浮上を確認できなかった場合には、カプセル型内視鏡 10 を浮上させるために下方向の磁気引力を小さくさせる必要があるため、勾配ダウンボタン 64d を押圧する。これによって、勾配ダウンボタン 64d は、勾配パターンダウン情報を体外制御部 4 に入力する。

30

【0062】

磁界制御指示部 45 は、磁界発生部 2 が発生させる勾配磁界として、これまで発生させていた勾配磁界よりも、カプセル型内視鏡 10 が動き始めることが可能な勾配が鉛直方向の一段階下側に位置する勾配分布パターンを有する勾配磁界に変更する。すなわち、磁界発生部 2 に、これまで発生させていた勾配磁界よりも勾配を緩めて勾配磁界を発生させる。言い換えると、磁界制御指示部 45 は、磁界発生部 2 に、基準面となる底部の胃壁 31 からカプセル型内視鏡 10 が上方向に離れるように磁界発生部 2 に発生させる勾配磁界の勾配分布を段階的に変化させる。

40

【0063】

磁界制御指示部 45 は、たとえば初期条件として、図 6 に示す勾配分布パターン Ms 1 を有する勾配磁界を発生させ、この場合に勾配パターンダウン情報が入力された場合には、カプセル型内視鏡 10 が動き始めることが可能な勾配に対応する疎密パターン Ps 0 が、一段階下に位置する勾配分布パターン Ms 2 を磁界発生部 2 に発生させる。

【0064】

このように、操作者は、カプセル型内視鏡 10 が浮き始めることが確認できるまで、勾配ダウンボタン 64d を押し続ければよい。この結果、カプセル型内視鏡 10 が動き始めることが可能な勾配の鉛直方向における位置を段階的に下がることとなる。すなわち、図 10 の矢印のように勾配を下げることによって、カプセル型内視鏡 10 に作用する下方向

50

の磁気引力を下げています。また、操作者は、カプセル型内視鏡 10 が浮きすぎてしまった場合には、勾配アップボタン 64 u を押して勾配を上げればよい。そして、操作者は、勾配アップボタン 64 u および勾配ダウンボタン 64 d を押して調整することによって、カプセル型内視鏡 10 が図 9 の矢印 Y 1 1 のように底部の胃壁 3 1 から浮き始めたことを確認した場合、図 8 に示すキャリブレーションボタン 61 s を再度押す。この結果、操作入力部 60 から動き始め情報が入力される。

【0065】

磁界制御指示部 45 が入力部 6 からカプセル型内視鏡 10 が動き始めたことを示す動き始め情報が入力された場合（ステップ S 10 : Yes）、位置検出部 46 に、この動き始め情報が入力された場合に磁界発生部 2 が発生していた勾配磁界の勾配分布パターンを示す情報を出力する。位置検出部 46 は、この動き始め情報が入力された場合に磁界発生部 2 が発生していた勾配磁界の勾配分布パターンをもとに、カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置を検出する位置検出処理を行なう（ステップ S 18）。

10

【0066】

そして、磁界制御指示部 45 は、位置検出部 46 によって検出されたカプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置をもとに磁界発生部 2 に発生させる磁界を設定するキャリブレーション処理を行ない（ステップ S 20）、キャリブレーション処理を終了する。

【0067】

ここで、位置検出部 46 は、磁界発生部 2 が発生させる各勾配磁界ごとに、カプセル型内視鏡 10 が動き始めることが可能な勾配の鉛直方向の位置を対応づけた対応関係をもとに位置検出処理を行なっている。たとえば、磁界発生部 2 が図 6 に示す勾配分布パターン Ms 1 ~ Ms 3 の勾配磁界を段階的に発生する場合には、図 11 に示すような、各勾配分布パターン Ms 1 ~ Ms 3 ごとに、カプセル型内視鏡 10 が動き始める勾配の範囲 A と、この勾配の鉛直方向の各位置 Hs 1 ~ Hs 3 とを対応づけた対応関係を予め求めておく。位置検出部 46 は、この図 11 のような対応関係をもとにカプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置を検出する。図 9 に示すように勾配磁界の勾配を緩める場合には、図 10 に示すカプセル型内視鏡 10 が浮き始める勾配の範囲 A がカプセル型内視鏡 10 の動き始めの勾配に対応するため、カプセル型内視鏡 10 が動き始める勾配の範囲 A に対する勾配分布パターン Ms 1 ~ Ms 3 における鉛直方向の位置が予め求められる。なお、図 10、図 11 に示すように、カプセル型内視鏡 10 が動き始める勾配は、カプセル型内視鏡の物理的パラメータと、体内の液体の物理的パラメータのばらつきを考慮して幅（範囲 A）を有するように設定される。なお、代表値（範囲 A の中央値、最大値、最小値等）を用いて位置を検出しても良い。

20

30

【0068】

そこで、図 12 を参照して、図 7 に示す位置検出処理について説明する。図 12 は、図 7 に示す位置検出処理の処理手順を示すフローチャートである。図 12 に示すように、位置検出部 46 は、磁界制御指示部 45 による出力情報をもとに、動き始め情報が入力された場合の磁界発生部 2 における勾配磁界の勾配分布パターンを、動き始めの勾配分布パターンとして取得する（ステップ S 32）。そして、位置検出部 46 は、磁界発生部 2 が発生する各勾配磁界の勾配分布パターンと、カプセル型内視鏡 10 の動き始めの勾配の鉛直方向の位置との対応関係を参照する（ステップ S 34）。この対応関係は、たとえば体外制御部 4 に設けられるメモリに記憶されている。次いで、位置検出部 46 は、参照した対応関係をもとに、ステップ S 32 において取得した、動き始め情報が入力された場合の磁界発生部 2 における勾配磁界の勾配分布パターンにおける、カプセル型内視鏡 10 の動き始めの勾配の鉛直方向の位置を求め、この求めた鉛直方向の位置をカプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置として検出する（ステップ S 36）。そして、位置検出部 46 は、求めたカプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置を磁界制御指示部 45 に出力する出力処理を行って（ステップ S 38）、位置検出処理を終了する。

40

【0069】

そして、磁界制御指示部 45 は、位置検出部 46 によって検出されたカプセル型内視鏡

50

10の鉛直方向の位置をもとにキャリブレーション処理（ステップS20）を行っている。磁界制御指示部45は、カプセル型内視鏡10が実際に位置する臓器内部でカプセル型内視鏡10を適正に移動させるため、このキャリブレーション処理（ステップS20）において、実際にカプセル型内視鏡10が位置する臓器内部の大きさと、位置検出部45が検出した鉛直方向の位置をもとに、照準となる領域を設定する。そして、磁界制御指示部45は、この照準となる領域内において、カプセル型内視鏡10の誘導に最適な磁界を磁界発生部2に発生させるよう設定する。

【0070】

図9に示す場合には、カプセル型内視鏡10の動き始めは、基準面となる底部の胃壁31からの浮き始めとなり、底部の胃壁31にカプセル型内視鏡10が接触した状態での位置を検出しているため、実際には、この底部の胃壁31よりも上部領域でカプセル型内視鏡10を誘導することとなる。

【0071】

そこで、磁界制御指示部45は、実際に検出されたカプセル型内視鏡10の位置よりも上の領域に最適な磁界を発生させるよう設定している。すなわち、磁界制御指示部45は、位置検出部46によって検出されたカプセル型内視鏡10の鉛直方向の位置に対し基準面とは逆方向側の領域に、カプセル型医療装置の誘導に最適な磁界を磁界発生部2に発生させる。

【0072】

磁界制御指示部45がピーク磁界に関する最適設定を行う場合について説明する。磁界制御指示部45は、位置検出部46が検出したカプセル型内視鏡10の鉛直方向の位置をもとに、照準となる領域を設定し、この照準領域を照準としたピーク磁界を磁界発生部2に発生させるよう設定する。図13は、鉛直軸と平行となる面におけるピーク磁界の発生位置を示す図である。位置検出部46の検出結果をもとに図13に示す誘導領域M2をカプセル型内視鏡10が移動する場合を例に説明する。磁界制御指示部45は、磁界発生部2が、実際にカプセル型内視鏡10が位置する誘導領域M2から鉛直軸上方向にずれた位置H1を照準としたピーク磁界Mp0を発生していた場合、矢印Y20に示すように、磁界発生部2が発生するピーク磁界を、誘導領域M2の中心位置を照準としたピーク磁界Mp1に変更する。すなわち、磁界制御指示部45は、ピーク磁界Mp0の各ピーク位置を、誘導領域M2からのずれ分下方向に移動させる。ピーク磁界Mp0、Mp1のピーク位置を示す曲線のように、ピーク磁界のピークは、常に鉛直軸方向と平行となる面で見した場合、鉛直軸LAp上に位置するのではなく、カプセル型内視鏡10の旋回方向の姿勢に応じて、鉛直軸LApを中心に弧を描くように移動する。したがって、磁界発生部2に発生させるピーク磁界をピーク磁界Mp1に設定することによって、誘導領域M2において、カプセル型内視鏡10の旋回方向の姿勢を変更したときに発生する、鉛直軸LApからの水平方向のピーク位置のずれが最小限となる。

【0073】

元のピーク磁界Mp0は、誘導領域の最下端である位置H0においては鉛直軸LApから水平方向に大きくずれた位置にピークを有する。このピーク磁界Mp0を用いて鉛直軸LAp上に位置していたカプセル型内視鏡10aに対してその場で旋回させる回転操作を指示した場合には、カプセル型内視鏡10aは、このピーク磁界によって鉛直軸LApからずれたピーク位置に拘束されてしまい、鉛直軸LAp上ではなく、矢印Y21のように鉛直軸LApを大きく旋回するように、回転してしまう。これに対し、新たに設定したピーク磁界Mp1の場合には、誘導領域M2において鉛直軸LApからの水平方向のピーク位置のずれが最小限となる。このため、このピーク磁界Mp1を用いて鉛直軸LAp上に位置していたカプセル型内視鏡10bに対してその場で旋回させる回転操作を指示した場合には、矢印Y22のようにほぼ鉛直軸LAp上で回転することができる。

【0074】

このように、磁界制御指示部45は、実際にカプセル型内視鏡10の位置する誘導領域を照準として磁界発生部2にピーク磁界を発生させるため、カプセル型内視鏡10を操作

10

20

30

40

50

入力部 60 の操作情報にしたがって正確に誘導することができる。

【0075】

磁界発生部 2 による磁界によって生じる鉛直方向の磁気引力は、鉛直方向の位置によってそれぞれ異なる。すなわち、カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置によって、カプセル型内視鏡 10 に作用する上下方向の磁気引力が異なる。図 14 (1) のように、鉛直軸下方向の磁気引力が発生するように磁界を発生させた場合であっても、カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置によって作用する鉛直下方向の磁気引力が異なるため、カプセル型内視鏡 10 が浮く領域と沈む領域が発生する。従来では、カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向をもとに発生磁界を調整することはなかった。すなわち、従来では、照準となる領域は一律で定められており、この領域内で最適な磁気引力が発生するように磁界発生が設定されていた。このため、操作者がカプセル型内視鏡を沈ませる操作を行った場合であっても、実際にカプセル型内視鏡が照準領域から鉛直方向にずれていた場合には、沈ませるために必要な磁気引力がカプセル型内視鏡に作用せず、カプセル型内視鏡は沈まない場合があった。

10

【0076】

実施の形態 1 においては、カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置を検出し、実際にカプセル型内視鏡 10 が移動する領域内に、操作入力部 60 の操作に対応した磁気引力が正しく作用するように磁界を発生させている。したがって、実施の形態 1 では、操作者がカプセル型内視鏡 10 を沈ませる操作を行った場合には、実際にカプセル型内視鏡 10 が位置する領域を照準として、沈下に必要な磁気引力をカプセル型内視鏡 10 に作用させるように磁界を発生させるため、操作者の指示どおりカプセル型内視鏡 10 を沈ませることができる。このため、実施の形態 1 によれば、操作者によって指示された誘導動作でカプセル型内視鏡 10 を正しく移動させることができる。

20

【0077】

また、磁界発生部 2 による磁界の勾配は、前述したように鉛直方向の位置によってそれぞれ異なる。このため、磁界発生部 2 による磁界によって生じる水平方向の磁気引力は、水平方向の位置によってそれぞれ異なり、図 14 (2) のように、水平方向の磁気引力が発生するように磁界を発生させた場合にはカプセル型内視鏡 10 の水平方向の移動速度もそれぞれ異なってしまう。実施の形態 1 においては、カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置を検出し、実際にカプセル型内視鏡 10 が移動する領域内に、操作入力部 60 の操作に対応した磁気引力が正しく作用するように磁界を発生させているため、水平方向の移動速度においても、操作者によって指示された誘導速度でカプセル型内視鏡 10 を移動させることができることから、操作性を向上させることができる。

30

【0078】

ここで、図 7 では、図 9 のように、胃内部の液体 30 を浮揚するカプセル型内視鏡 10 に対して下向きの磁気引力を発生させる勾配磁界を発生させて、カプセル型内視鏡 10 を、液体 30 の下部境界面である底部の胃壁 31 に押し付けるように接触させた場合を初期条件として説明したが、もちろんこれに限らず、浮くカプセル型内視鏡 10 を上部境界面の液面 30 s に接触させる場合を初期条件として設定してもよい。

【0079】

この場合、磁界制御指示部 45 は、図 7 のステップ S2 において、図 15 の矢印 Y10 a のように、胃内部の液体 30 を浮揚するカプセル型内視鏡 10 に対して、カプセル型内視鏡 10 の浮力及び重力の上向きの合力の大きさよりも、十分に小さな下向き、もしくは上向きの磁気引力を生じる勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させて、カプセル型内視鏡 10 を、液体 30 の上部境界面である液面 30 s に接触させる。すなわち、磁界制御指示部 45 は、初期条件として、カプセル型内視鏡 10 が動き始めることが可能な勾配が、胃の液面 30 s よりも鉛直方向下側に位置する勾配分布パターンを有する勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させる。

40

【0080】

この図 15 に示す場合には、操作者は、図 9 の矢印 Y11 のように液面 30 s からの力

50

カプセル型内視鏡 10 の沈下を確認できなかった場合には、カプセル型内視鏡 10 を沈下させるために下方向の磁気引力を大きくさせる必要があるため、勾配アップボタン 64 u を押圧する。これによって、勾配アップボタン 64 u は、勾配パターンアップ情報を体外制御部 4 に入力する（ステップ S 12 : Yes）。この結果、磁界制御指示部 45 は、磁界発生部 2 が発生させる勾配磁界として、これまで発生させていた勾配磁界よりも、カプセル型内視鏡 10 が動き始めることが可能な勾配が鉛直方向の一段階上側に位置する勾配分布パターンを有する勾配磁界に変更する（ステップ S 14）。この結果、磁界発生部 2 に、これまで発生させていた勾配磁界よりも勾配を強くして勾配磁界を発生させることとなる（ステップ S 16）。言い換えると、磁界制御指示部 45 は、磁界発生部 2 に、基準面となる液面 30 s からカプセル型内視鏡 10 が下方向に離れるように磁界発生部 2 に発生させる勾配磁界の勾配分布を段階的に変化させる。

10

【0081】

このように、操作者は、カプセル型内視鏡 10 の沈みはじめを確認できるまで勾配アップボタン 64 u を押し続ければよい。この結果、カプセル型内視鏡 10 が動き始めることが可能な勾配の鉛直方向における位置を段階的に上げることとなる。そして、操作者は、カプセル型内視鏡 10 が図 15 の矢印 Y 11 b のように液面 30 s から沈み始めたことを確認した場合、図 8 に示すキャリブレーションボタン 61 s を再度押す。この結果、操作入力部 60 から動き始め情報が入力される。

【0082】

なお、磁界発生部 2 は、磁界発生部 2 に、液面の表面張力に対抗可能である強度の高い磁界を一時的に発生させてから、勾配アップボタン 64 u および勾配ダウンボタン 64 d の操作指示に対応する磁界を発生させて、カプセル型内視鏡 10 の表面張力による影響を疎外させてもよい。この場合、磁界発生部 2 に、鉛直方向のうち下向きに一時的に強い磁界を発生させてカプセル型内視鏡 10 を液面 30 s から液体 30 内に移動させる。また、磁界発生部 2 に、高速でティルティング動作させる磁界を発生させて、カプセル型内視鏡 10 の姿勢を高速で変化させてもよい。この場合、このティルティング動作によって、液面 30 s から露出するカプセル型内視鏡 10 の側壁に液体がかけられ、表面張力の影響がなくなる。

20

【0083】

そして、位置検出部 46 に、この動き始め情報が入力された場合に磁界発生部 2 が発生していた勾配磁界の勾配分布パターンをもとに、カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置を検出する位置検出処理を行ない（ステップ S 18）、磁界制御指示部 45 は、キャリブレーション処理を行なう（ステップ S 20）。図 15 に示す場合には、カプセル型内視鏡 10 の動き始めは、基準面となる液面 30 s からの沈み始めとなるため、実際には、液面 30 s よりも下部領域でカプセル型内視鏡 10 を誘導することとなる。このため、磁界制御指示部 45 は、位置検出部 46 によって検出されたカプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置に対し基準面とは逆方向側の下部領域に、カプセル型医療装置の誘導に最適な磁界を磁界発生部 2 に発生させる。

30

【0084】

また、実施の形態 1 では、液体 30 を浮揚するカプセル型内視鏡 10 を例に説明したが、もちろん液体内を沈下するカプセル型内視鏡を用いる場合にも適用可能である。このうち、底部の胃壁 31 を基準面とする場合には、磁界制御指示部 45 は、図 7 のステップ S 2 において、胃内部の液体を沈下するカプセル型内視鏡に対して、カプセル型内視鏡の浮力及び重力の下向きの合力の大きさよりも、十分に小さな上向き、もしくは下向きの磁気引力を生じる勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させて、カプセル型内視鏡を底部の胃壁に接触させる。すなわち、磁界制御指示部 45 は、初期条件として、カプセル型内視鏡が動き始めることが可能な勾配が、底部の胃壁よりも鉛直方向下側に位置する勾配分布パターンを有する勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させる。

40

【0085】

そして、操作者は、矢印 Y 11 b のように底部の胃壁からの浮き上がりを確認できな

50

った場合には、カプセル型内視鏡を浮上させるために上方向の磁気引力を大きくさせる必要があるため、勾配アップボタン 6 4 u を押圧する。これによって、勾配アップボタン 6 4 u は、勾配パターンアップ情報を体外制御部 4 に入力し（ステップ S 1 2 : Y e s ）、この結果、磁界制御指示部 4 5 は、磁界発生部 2 が発生させる勾配磁界として、これまで発生させていた勾配磁界よりも、カプセル型内視鏡が動き始めることが可能な勾配が鉛直方向の一段階上側に位置する勾配分布パターンを有する勾配磁界に変更する（ステップ S 1 4 ）。そして、磁界発生部 2 に、これまで発生させていた勾配磁界よりも勾配を強くして勾配磁界を発生させることとなる（ステップ S 1 6 ）。

【 0 0 8 6 】

このように、操作者は、カプセル型内視鏡の浮き始めを確認できるまで勾配アップボタン 6 4 u を押し続ければよい。この結果、カプセル型内視鏡が動き始めることが可能な勾配の鉛直方向における位置を段階的に上げることとなる。そして、操作者は、カプセル型内視鏡が底部の胃壁から浮き始めたことを確認した場合、図 8 に示すキャリブレーションボタン 6 1 s を再度押す。この結果、操作入力部 6 0 から動き始め情報が入力される。そして、位置検出部 4 6 に、この動き始め情報が入力された場合に磁界発生部 2 が発生していた勾配磁界の勾配分布パターンをもとに、カプセル型内視鏡の鉛直方向の位置を検出する位置検出処理を行ない（ステップ S 1 8 ）、磁界制御指示部 4 5 は、キャリブレーション処理を行なう（ステップ S 2 0 ）。この場合には、カプセル型内視鏡の動き始めは、基準面となる底部の胃壁からの浮き始めとなるため、実際には、底部の胃壁 3 1 よりも上部領域でカプセル型内視鏡を誘導することとなる。このため、磁界制御指示部 4 5 は、位置検出部 4 6 によって検出されたカプセル型内視鏡の鉛直方向の位置に対し基準面とは逆方向側の上部領域に、カプセル型医療装置の誘導に最適な磁界を磁界発生部 2 に発生させる。

【 0 0 8 7 】

また、沈むカプセル型内視鏡を上部境界面の液面 3 0 s に接触させる場合を初期条件として設定してもよい。この場合、磁界制御指示部 4 5 は、図 7 のステップ S 2 において、液体 3 0 内を沈下するカプセル型内視鏡に対して、カプセル型内視鏡の浮力及び重力の下向きの合力の大きさよりも、十分に大きな上向きの磁気引力を生じる勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させて、カプセル型内視鏡を、液体の上部境界面である液面に接触させる。すなわち、磁界制御指示部 4 5 は、初期条件として、カプセル型内視鏡が動き始めることが可能な勾配が、カプセル型内視鏡が誘導される液面よりも鉛直方向上側に位置する勾配分布パターンの勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させる。

【 0 0 8 8 】

操作者は、液面 3 0 s からのカプセル型内視鏡の沈下を確認できなかった場合には、カプセル型内視鏡を沈下させるために上方向の磁気引力を小さくさせる必要があるため、勾配ダウンボタン 6 4 d を押圧する。これによって、勾配ダウンボタン 6 4 d は、勾配パターンダウン情報を体外制御部 4 に入力する（ステップ S 1 2 : Y e s ）。この結果、磁界制御指示部 4 5 は、磁界発生部 2 が発生させる勾配磁界として、これまで発生させていた勾配磁界よりも、カプセル型内視鏡が動き始めることが可能な勾配が鉛直方向の一段階下側に位置する勾配分布パターンを有する勾配磁界に変更する（ステップ S 1 4 ）。この結果、磁界発生部 2 に、これまで発生させていた勾配磁界よりも勾配を緩めて勾配磁界を発生させることとなる（ステップ S 1 6 ）。言い換えると、磁界制御指示部 4 5 は、磁界発生部 2 に、基準面となる液面 3 0 s からカプセル型内視鏡が下方向に離れるように磁界発生部 2 に発生させる勾配磁界の勾配分布を段階的に変化させる。

【 0 0 8 9 】

このように、操作者は、カプセル型内視鏡の沈み始めを確認できるまで勾配ダウンボタン 6 4 d を押し続ければよい。この結果、カプセル型内視鏡が動き始めることが可能な勾配の鉛直方向における位置を段階的に下げるることとなる。そして、操作者は、カプセル型内視鏡が液面から沈み始めたことを確認した場合、図 8 に示すキャリブレーションボタン 6 1 s を再度押す。この結果、操作入力部 6 0 から動き始め情報が入力される。なお、磁

界発生部 2 は、磁界発生部 2 に、液面の表面張力に対抗可能である強度の高い磁界を一時的に発生させてから、勾配アップボタン 6 4 u および勾配ダウンボタン 6 4 d の操作指示に対応する磁界を発生させて、カプセル型内視鏡の表面張力による影響を疎外させてもよい。

【 0 0 9 0 】

そして、位置検出部 4 6 に、この動き始め情報が入力された場合に磁界発生部 2 が発生していた勾配磁界の勾配分布パターンをもとに、カプセル型内視鏡の鉛直方向の位置を検出する位置検出処理を行ない（ステップ S 1 8 ）、磁界制御指示部 4 5 は、キャリブレーション処理を行なう（ステップ S 2 0 ）。この場合には、カプセル型内視鏡の動き始めは、基準面となる液面からの沈み始めとなるため、実際には、液面よりも下部領域でカプセル型内視鏡を誘導することとなる。このため、磁界制御指示部 4 5 は、位置検出部 4 6 によって検出されたカプセル型内視鏡の鉛直方向の位置に対し基準面とは逆方向側の下部領域に、カプセル型医療装置の誘導に最適な磁界を磁界発生部 2 に発生させる。

10

【 0 0 9 1 】

また、磁界の安定領域が狭い場合、キャリブレーション処理によって設定したカプセル型内視鏡 1 0 の鉛直方向の位置が実際のカプセル型内視鏡 1 0 の鉛直方向の位置と異なる場合がある。この場合、操作者は、旋回指示時におけるカプセル型内視鏡 1 0 の位置変化の程度によってキャリブレーション処理によって設定された鉛直方向の位置が実際のカプセル型内視鏡 1 0 の鉛直方向の位置と異なることを認識したときには、勾配アップボタン 6 4 u および勾配ダウンボタン 6 4 d を押すことで磁界を発生する領域を微調整することもできる。

20

【 0 0 9 2 】

また、キャリブレーションボタン 6 1 s が一定時間押されることによって、磁界発生部 2 の磁界発生設定をキャリブレーションした状態に戻すようにしてもよい。勾配アップボタン 6 4 u および勾配ダウンボタン 6 4 d 押圧による調整でキャリブレーション位置が大きく外れてしまった場合には、操作者は、キャリブレーションボタン 6 1 s を一定時間以上押し続けることでキャリブレーションした状態に磁界発生部 2 の磁界発生設定を戻すことができる。または、キャリブレーションボタン 6 1 s が一定時間押されることによって、キャリブレーションを開始するまでのいわゆるデフォルト状態にリセットされるようにしてもよい。

30

【 0 0 9 3 】

また、図 9 に示す液体 3 0 の下部境界面での位置検出と、図 1 5 に示す液体 3 0 の上部境界面での位置検出との両方を行うようにしてもよい。このとき、磁界制御指示部 4 5 は、液体 3 0 の下部境界面での位置検出でもとめられた位置と、液体 3 0 の上部境界面での位置検出で求められた位置との間に、カプセル型医療装置の誘導に最適な磁界を磁界発生部 2 に発生させる。

【 0 0 9 4 】

このとき、カプセル型内視鏡 1 0 が存在する領域の上限と下限を把握することができる。これにより、誘導される領域を正確に把握することができるため、より誘導に適した磁界をカプセル型内視鏡 1 0 に印加することができるため、誘導性が向上する。

40

【 0 0 9 5 】

（実施の形態 2 ）

次に、実施の形態 2 について説明する。実施の形態 2 では、カプセル型内視鏡 1 0 の動作を検出する機能を加え、この動作検出結果をもとにカプセル型内視鏡 1 0 が動き始めたか否かを判断してカプセル型内視鏡 1 0 の位置検出処理を行う。

【 0 0 9 6 】

図 1 6 は、実施の形態 2 にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。図 1 6 に示すように、実施の形態 2 にかかるカプセル型医療装置用誘導システム 2 0 1 は、図 1 に示す体外制御部 4 に代えて、体外制御部 2 0 4 を備える。体外制御部 2 0 4 は、図 1 に示す体外制御部 4 と比較し、動作検出部 2 4 3 をさらに備える。ま

50

た、体外制御部 204 は、図 1 に示す体外制御部 4 と比較し、位置検出部 46 に代えて、動作検出部 243 の動作結果をもとにカプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置を検出する位置検出部 246 を備える。

【0097】

動作検出部 243 は、カプセル型内視鏡 10 の動作を検出する。動作検出部 243 は、カプセル型内視鏡 10 から送受信部 3 に送られるデータをもとにカプセル型内視鏡 10 の体内での動作を検出する。たとえば、動作検出部 243 は、カプセル型内視鏡 10 から送信された被検体内の画像を解析し、カプセル型内視鏡 10 の動作を検出する。また、動作検出部 243 は、カプセル型内視鏡 10 から送信された信号の受信電界強度を連続的に検出し、信号の受信電界強度の変化からカプセル型内視鏡 10 の動作を検出してもよい。たとえば、動作検出部 243 は、カプセル型内視鏡 10 の体内での動作速度を検出する。

10

【0098】

位置検出部 246 は、動作検出部 243 による検出結果をもとにカプセル型内視鏡 10 が動き始めたか否かを判断し、カプセル型内視鏡 10 が動き始めたとき判断したときに磁界発生部 2 が発生していた勾配磁界の勾配分布を、動き始めの勾配分布パターンとして取得して、カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置を検出する。

【0099】

次に、図 16 に示すカプセル型医療装置用誘導システム 201 におけるキャリブレーション処理について説明する。図 17 は、図 16 に示すカプセル型医療装置用誘導システムにおけるキャリブレーション処理の処理手順を説明するフローチャートである。

20

【0100】

図 17 に示すように、図 7 のステップ S2 ～ステップ S8 と同様に、キャリブレーション処理開始指示（ステップ S202）が行われ、画像受信部 41 による画像受信処理が開始され（ステップ S204）、画像表示制御部 42 による画像表示処理が開始される（ステップ S206）。そして、磁界制御指示部 45 は、初期条件にて磁界発生部 2 に勾配磁界を発生させる（ステップ S208）。

【0101】

次に、動作検出部 243 は、カプセル型内視鏡 10 から送受信部 3 に送られるデータをもとにカプセル型内視鏡 10 の体内での動作速度を検出する動作検出処理を行い（ステップ S209）、位置検出部 246 に動作検出結果を出力する。

30

【0102】

位置検出部 246 は、動作検出部 243 による動作検出結果をもとに、カプセル型内視鏡 10 の動き始めが検出されたか否かを判断する（ステップ S210）。磁界制御指示部 45 は、カプセル型内視鏡 10 の動き始めが検出されていないと判断した場合（ステップ S210：No）、磁界発生部 2 に発生させる勾配磁界の勾配分布パターンを 1 段階変更し（ステップ S214）、変更した勾配分布パターンを有する勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させた後（ステップ S216）、カプセル型内視鏡 10 の動き始めが検出されたか否かを判断する。

【0103】

そして、位置検出部 246 は、動作検出部 243 による動作検出結果をもとに、カプセル型内視鏡 10 の動き始めが検出されたと判断した場合（ステップ S210：Yes）、位置検出部 246 は、磁界発生部 2 が発生していた勾配磁界の勾配分布パターンを示す情報を磁界制御指示部 45 から取得し、図 7 に示すステップ S18 と同様に、カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置を検出する位置検出処理を行なう（ステップ S218）。続いて、図 7 に示すステップ S20 と同様に、磁界制御指示部 45 は、位置検出部 46 によって検出されたカプセル型内視鏡 10 の鉛直方向の位置をもとに磁界発生部 2 に発生させる磁界を設定するキャリブレーション処理を行ない（ステップ S220）、キャリブレーション処理を終了する。

40

【0104】

このように、実施の形態 2 においては、操作者によってキャリブレーションボタン 61

50

s を一度押印されるだけで、動作検出部 243 による動作検出結果をもとにカプセル型内視鏡 10 が動き始めを検出して位置検出処理およびキャリブレーション処理を自動で行うため、操作者による操作処理を簡略化することができ、操作性を向上させることができる。

【0105】

なお、本実施の形態 2 においては、カプセル型内視鏡 10 に加速度センサを持たせておき、動作検出部 243 は、このカプセル型内視鏡 10 の加速度センサによる加速度情報をもとに、カプセル型内視鏡 10 の動作速度を検出してもよい。

【0106】

また、図 8 に示す操作入力部 60 の誘導操作に対応するカプセル型内視鏡 10 の動きについて説明する。図 18 (1) は、操作入力部 60 の正面図であり、図 18 (2) は、操作入力部 60 の右側面図であり、図 18 (3) は、操作入力部 60 の各構成部位の操作によって指示されるカプセル型内視鏡 10 の動作内容を示す図である。

【0107】

図 18 (1) に示すように、ジョイスティック 62j の矢印 Y111j に示す上下方向の傾動方向は、図 18 (3) の矢印 Y111 のようにカプセル型内視鏡 10 の先端が鉛直軸 20 を通るように首を振るティルティング動作方向に対応する。操作入力部 60 から、ジョイスティック 62j の矢印 Y111j の傾動操作に対応する操作情報が体外制御部 4, 204 に入力された場合、磁界制御指示部 45 は、この操作情報をもとに、ジョイスティック 62j の傾動方向に対応させてカプセル型内視鏡 10 先端の絶対座標系上における誘導方向を演算し、ジョイスティック 62j の傾動操作に対応させて誘導速度を演算する。そして、磁界制御指示部 45 は、たとえば、演算した誘導方向に対応する向きのピーク磁界を磁界発生部 2 に発生させるとともに、演算した誘導速度でこのピーク磁界の向きと鉛直軸 20 との成す角を鉛直軸 20 とカプセル型内視鏡 10 の長軸 21a とを含む鉛直面内で変化させている。

【0108】

図 18 (1) に示すように、ジョイスティック 62j の矢印 Y112j に示す左右方向の傾動方向は、図 18 (3) の矢印 Y112 のようにカプセル型内視鏡 10 が鉛直軸 20 を中心として回転するローテーション動作方向に対応する。操作入力部 60 から、ジョイスティック 62j の矢印 Y112j の傾動操作に対応する操作情報が体外制御部 4, 204 に入力された場合、磁界制御指示部 45 は、この操作情報をもとに、ジョイスティック 62j の傾動方向に対応させてカプセル型内視鏡 10 先端の絶対座標系上における誘導方向を演算し、ジョイスティック 62j の傾動操作に対応させて誘導速度を演算し、たとえば、演算した誘導方向に対応する向きのピーク磁界を磁界発生部 2 に発生させるとともに、演算した誘導速度でこのピーク磁界の向きを鉛直軸 20 を中心に回転移動させている。

【0109】

図 18 (1) に示すように、ジョイスティック 62k の矢印 Y113j に示す上下方向の傾動方向は、図 18 (3) の矢印 Y113 のようにカプセル型内視鏡 10 の長軸 21a を水平面 22 に投影した方向に進む水平バックワード動作方向あるいは水平フォワード動作方向に対応する。操作入力部 60 から、ジョイスティック 62k の矢印 Y113j の傾動操作に対応する操作情報が体外制御部 4, 204 に入力された場合、磁界制御指示部 45 は、この操作情報をもとに、ジョイスティック 62k の傾動方向に対応させてカプセル型内視鏡 10 先端の絶対座標系上における誘導方向および誘導位置を演算し、ジョイスティック 62k の傾動操作に対応させて誘導速度を演算し、たとえば、演算した誘導方向に対応する向きのピーク磁界を磁界発生部 2 に発生させるとともに、演算した誘導速度でこのピーク磁界のピークを誘導位置に移動させている。

【0110】

図 18 (1) に示すように、ジョイスティック 62k の矢印 Y114j に示す左右方向の傾動方向は、図 18 (3) の矢印 Y114 のようにカプセル型内視鏡 10 が水平面 22 を、長軸 21a を水平面 22 に投影した方向と垂直に進む水平ライト動作方向あ

るいは水平レフト動作方向に対応する。操作入力部 60 から、ジョイスティック 62 k の矢印 Y 1 1 4 j の傾動操作に対応する操作情報が体外制御部 4, 204 に入力された場合、磁界制御指示部 45 は、この操作情報をもとに、ジョイスティック 62 k の傾動方向に対応させてカプセル型内視鏡 10 先端の絶対座標系上における誘導方向および誘導位置を演算し、ジョイスティック 62 k の傾動操作に対応させて誘導速度を演算し、たとえば、演算した誘導方向に対応する向きのピーク磁界を磁界発生部 2 に発生させるとともに、演算した誘導速度でこのピーク磁界のピークを誘導位置に移動させている。

【0111】

また、ジョイスティック 62 k の背面には、アップボタン 65 U およびダウンボタン 65 B が設けられている。図 18 (2) の矢印 Y 1 1 5 j に示すようにアップボタン 65 U が押圧された場合は、図 18 (3) に示す鉛直軸 20 に沿って矢印 Y 1 1 5 のように上に進むアップ動作が指示される。また、図 18 (2) の矢印 Y 1 1 6 j に示すように、ダウンボタン 65 B が押圧された場合には、図 18 (3) に示す鉛直軸 20 に沿って矢印 Y 1 1 6 のように下に進むダウン動作が指示される。操作入力部 60 から、アップボタン 65 U またはダウンボタン 65 B の矢印 Y 1 1 5 j, Y 1 1 6 j の押圧操作に対応する操作情報が体外制御部 4, 204 に入力された場合、磁界制御指示部 45 は、この操作情報をもとに、いずれのボタンが押圧されたかに対応させて、カプセル型内視鏡 10 先端の絶対座標系上における動作方向を演算し、たとえば、演算した動作方向に対応して鉛直軸 20 に沿って勾配を有する勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させる。アップボタン 65 U が押圧された場合、磁界発生部 2 は、鉛直軸 20 の上方向に向かって密となる勾配の勾配磁界を発生することによって、カプセル型内視鏡 10 の矢印 Y 1 1 5 のように移動させる。ダウンボタン 65 B が押圧された場合、磁界発生部 2 は、鉛直軸 20 の下方向に向かって密となる勾配の勾配磁界を発生することによって、カプセル型内視鏡 10 の矢印 Y 1 1 6 のように移動させる。

【0112】

また、実施の形態 1, 2 においては、図 19 に示すように、被検体である患者を支持するベッド 304 と、中心軸上にピーク磁界を発生する磁界発生部 2 a との相対位置を変更することによって、被検体内でピーク磁界を移動させてもよい。図 19 は、ベッド 304 のテーブル部分および磁界発生部の各移動状態の一例を示す模式図である。図 19 に示すように、たとえば、ベッド 304 は、矢印 Y 3 1 a のように絶対座標系の Y 軸方向に水平移動可能であり、磁界発生部 2 a は、矢印 Y 3 0 のように絶対座標系の X 軸方向に水平移動可能である。この場合には、ベッド 304 と磁界発生部 2 a とを移動させることによって、ベッド 304 を磁界発生部 2 a との相対位置を変更して、水平面上の所定の位置にピークを有するピーク磁界を発生させる。また、ベッド 304 が絶対座標系の Y 軸方向に加え、矢印 Y 3 1 b のように絶対座標系の X 軸方向に移動可能である場合には、ベッド 304 のみを移動させてベッド 304 を磁界発生部 2 a との相対位置を変更してもよい。また、磁界発生部 2 a が絶対座標系の X 軸方向に加え絶対座標系の Y 軸方向に移動可能である場合には、磁界発生部 2 a のみを移動させてベッド 304 を磁界発生部 2 a との相対位置を変更してもよい。

【0113】

この磁界発生部 2 a は、たとえば絶対座標系の各軸方向の磁界を発生する 3 つの軸方向コイルを 3 次元的に組み合わせることで実現される磁界発生部によって誘導用磁界を発生する。図 20 は、図 19 に示す磁界発生部を例示する模式図である。図 20 に示すように、本発明における磁界発生部は、たとえば、磁界発生部 121 のように、絶対座標系の X 軸方向の磁界を発生する X 軸コイル 121 x と、絶対座標系の Y 軸方向の磁界を発生する Y 軸コイル 121 y と、絶対座標系の Z 軸方向の磁界を発生する Z 軸コイル 121 z とを 3 次元的に組み合わせることによって実現される。X 軸コイル 121 x および Y 軸コイル 121 y は、互いに直交する態様で鉄心 122 を巻き込む。Z 軸コイル 121 z は、かかる X 軸コイル 121 x および Y 軸コイル 121 y の上部に配置される。

【0114】

磁界制御指示部４５は、キャリブレーション処理（図７におけるステップＳ２０、または、図１７におけるステップＳ２２０）において、検出されたカプセル型内視鏡１０の鉛直方向の位置での、カプセル型内視鏡１０の旋回方向の姿勢に対する鉛直軸ＬＡｐからの水平方向のピーク位置のずれ量をもとに、カプセル型内視鏡１０の旋回方向の姿勢に応じて、カプセル型内視鏡１０の旋回方向の姿勢を変更したときに発生する、鉛直軸ＬＡｐからの水平方向のピーク位置のずれを補正する方向に、中心軸上にピーク磁界を発生する磁界発生部２ａと被検体を指示するベッド３０４との相対位置を変更する。これによって、図２１（１）のように、カプセル型内視鏡１０の旋回方向の姿勢に応じて、ピーク磁界の中心が変化する場合でも、図２１（２）に示すように、カプセル型内視鏡１０の姿勢に応じて中心軸上にピーク磁界を発生する磁界発生部２ａと被検体を指示するベッド３０４との相対位置を変化させることで、カプセル型内視鏡１０の位置を鉛直軸ＬＡｐ近傍に維持したまま、カプセル型内視鏡１０を誘導することができる。なお、実施の形態１，２では、磁界制御部８が磁界発生部２に供給される電流を制御することにより、被検体内でピーク磁界を移動させて被検体内部の所望の位置にピークを有するピーク磁界を発生させてもよい。

10

【０１１５】

また、実施の形態１，２においては、撮像部を複数有するカプセル型内視鏡１０を用いた場合を例に説明したが、もちろん、撮像部１１Ａのみを有する単眼のカプセル型内視鏡であってもよい。

20

【０１１６】

また、実施の形態１，２においては、永久磁石１９を用いたカプセル型内視鏡１０を例に説明したが、もちろんこれに限らず、永久磁石１９に代えて電磁石を備えたカプセル型内視鏡であってもよい。

【符号の説明】

【０１１７】

１，２０１ カプセル型医療装置用誘導システム

２ 磁界発生部

３ 送受信部

４，２０４ 体外制御部

５ 表示部

６ 入力部

７ 記憶部

８ 磁界制御部

９ 電力供給部

１０ カプセル型内視鏡

１１Ａ，１１Ｂ 撮像部

１２ カプセル型筐体

１３Ａ，１３Ｂ 照明部

１４Ａ，１４Ｂ 光学系

１５Ａ，１５Ｂ 撮像素子

１６ 無線通信部

１６ａ アンテナ

１７ 制御部

１８ 電源部

１９ 永久磁石

４１ 画像受信部

４２ 画像表示制御部

４５ 磁界制御指示部

４６，２４６ 位置検出部

６０ 操作入力部

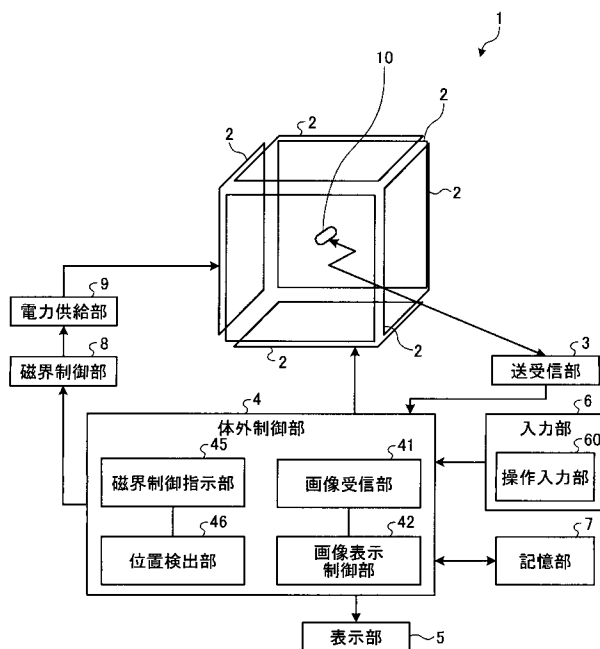
30

40

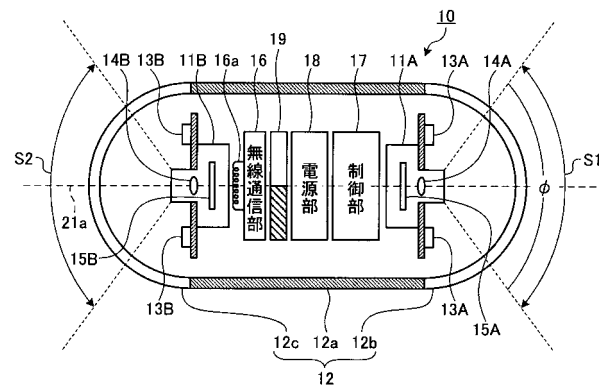
50

2 4 3 動作検出部

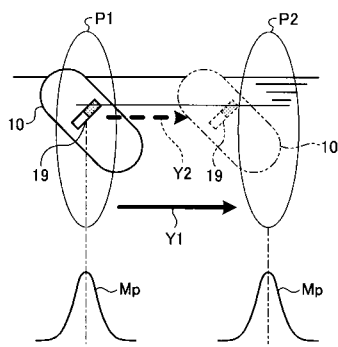
【 図 1 】



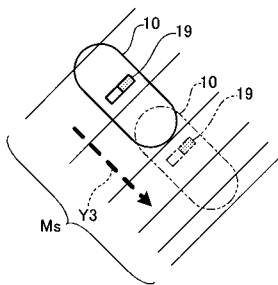
【圖 2】



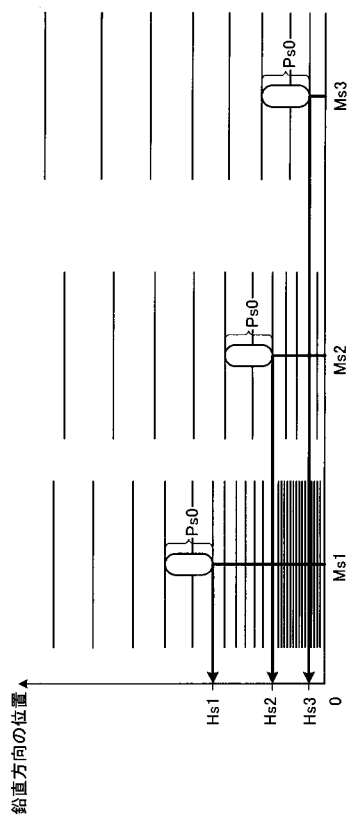
【図 3】



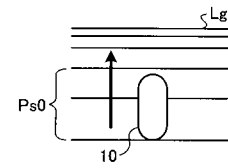
【図 4】



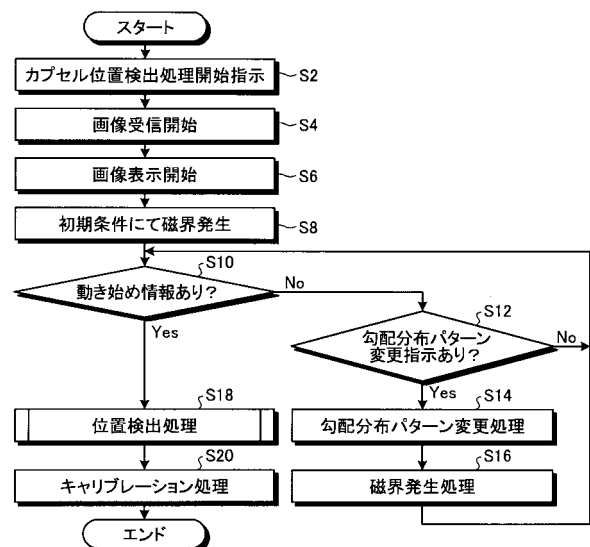
【図 6】



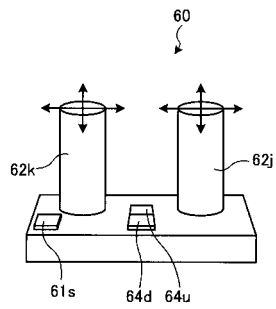
【図 5】



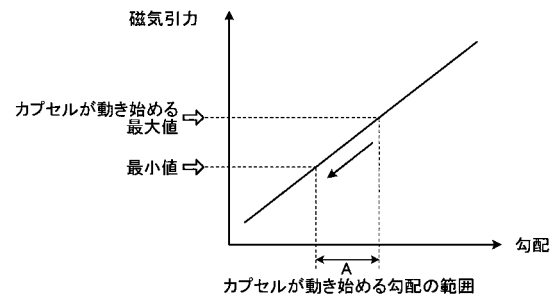
【図 7】



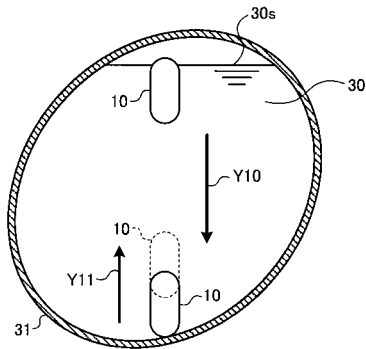
【図 8】



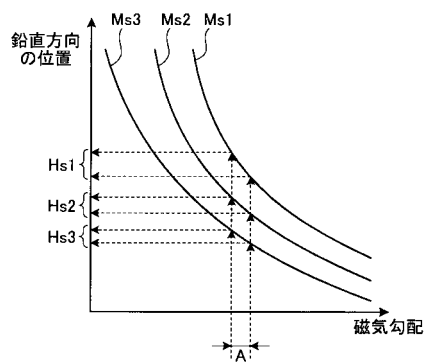
【図 10】



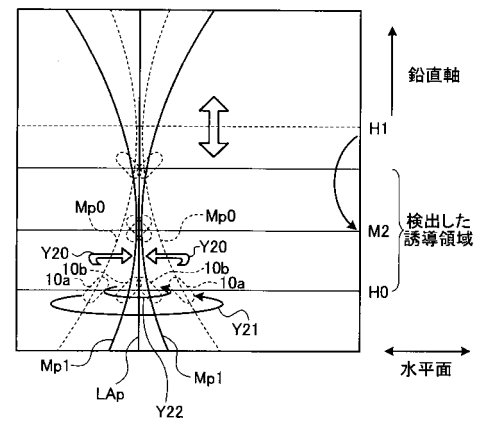
【図 9】



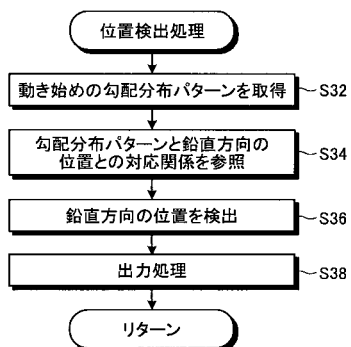
【図 11】



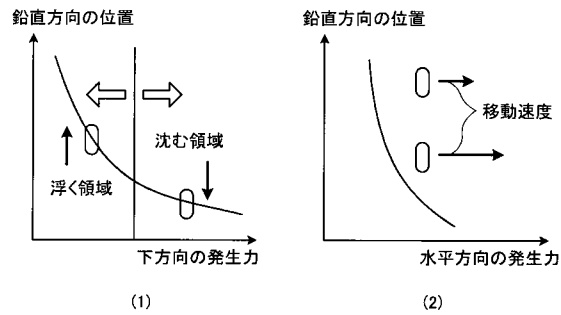
【図 13】



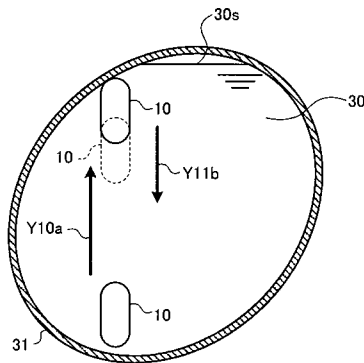
【図 12】



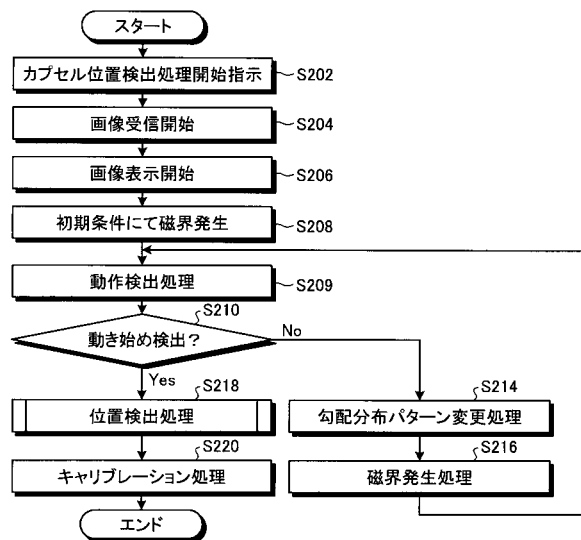
【図 14】



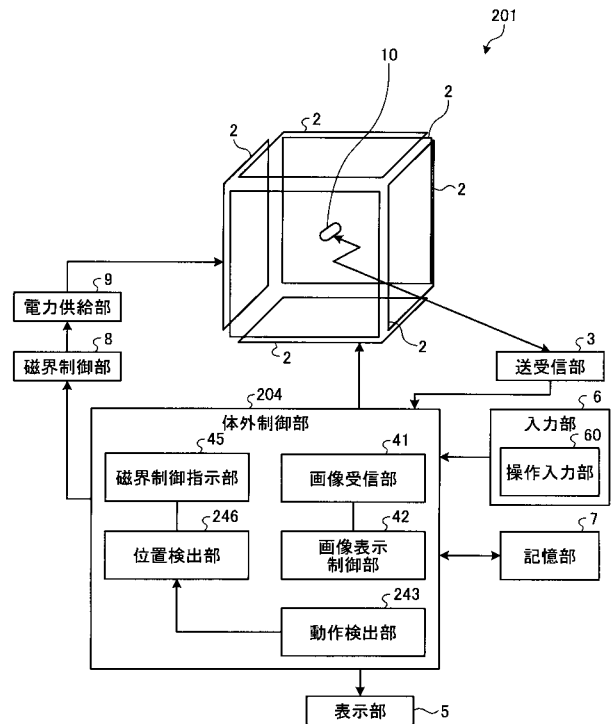
【図 15】



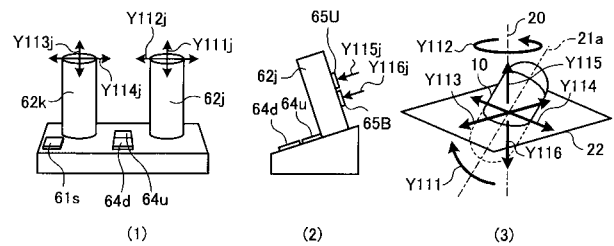
【図 17】



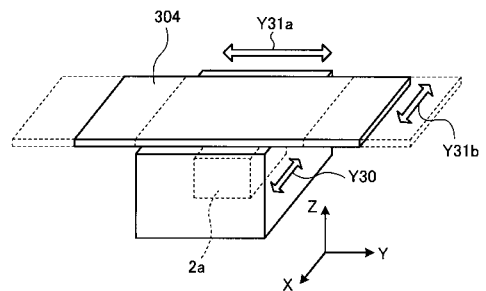
【図 16】



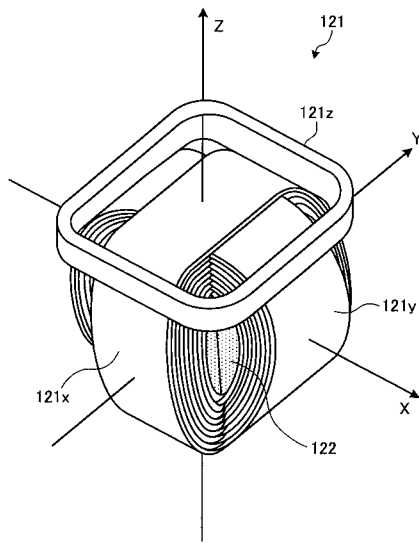
【図 18】



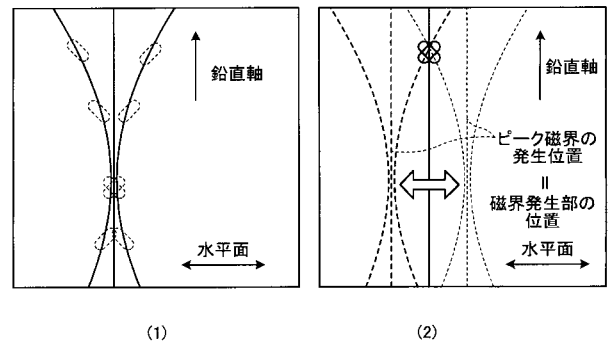
【図 19】



【図 20】



【図 21】



【手続補正書】

【提出日】平成23年8月1日(2011.8.1)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁界応答部を有するカプセル型医療装置と、

前記磁界応答部に対して少なくとも鉛直方向の勾配磁界を発生して前記カプセル型医療装置を誘導する磁界発生部であって、発生する前記勾配磁界の鉛直方向の勾配分布を変えることができる磁界発生部と、

前記カプセル型医療装置を磁気で誘導するための操作情報を入力する操作入力部と、

前記操作入力部から入力された操作情報に応じて前記カプセル型医療装置を誘導するために前記磁界発生部を制御する制御部であって、発生する前記勾配磁界の鉛直方向の勾配分布を変化させるように前記磁界発生部を制御する制御部と、

前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布と、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと、液体の物理的パラメータとをもとに、前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出する位置検出部と、

を備え、

前記制御部は、前記位置検出部によって検出された前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置をもとに、前記磁界発生部に発生させる磁界を設定することを特徴とするカプセル型医療装置用誘導システム。

【請求項 2】

前記カプセル型医療装置が動作可能である勾配は、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと前記液体の物理的パラメータとによって予め求められており、

前記位置検出部は、前記カプセル型医療装置が動作可能である勾配が、前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の鉛直方向のいずれの位置にあるかで前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出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用誘導システム。

【請求項 3】

前記カプセル型医療装置の物理的パラメータは、前記カプセル型医療装置の質量、体積および磁気モーメントであり、

前記液体の物理的パラメータは、前記液体の密度であ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用誘導システム。

【請求項 4】

前記カプセル型医療装置が動き始めたことを示す動作開始情報を入力する動作開始情報入力部をさらに備え、

前記位置検出部は、前記動作開始情報入力部から動作開始情報を入力された場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布をもとに前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出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用誘導システム。

【請求項 5】

前記カプセル型医療装置の動作を検出する動作検出部をさらに備え、

前記位置検出部は、前記動作検出部による検出結果をもとに前記カプセル型医療装置が動き始めたか否かを判断し、前記カプセル型医療装置が動き始めたと判断したときに前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布をもとに前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出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用誘導システム。

【請求項 6】

前記制御部は、前記磁界発生部に、前記カプセル型医療装置の浮力と前記カプセル型医療装置の重力との合力の方向に対して逆方向の勾配を有する勾配磁界を発生させるとともに、初期状態として前記液体の上部境界面あるいは下部境界面の少なくとも一方を基準面として前記カプセル型医療装置を該基準面に接触させる勾配磁界を前記磁界発生部に発生させた後、前記基準面から前記カプセル型医療装置が離れるように前記磁界発生部に発生させる前記勾配磁界の勾配分布を段階的に変化させ、

前記位置検出部は、段階的に勾配分布を変化させた勾配磁界のうち、前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布をもとに前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を検出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用誘導システム。

【請求項 7】

前記制御部は、前記位置検出部によって検出された前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置に対し前記基準面とは逆方向側の領域に、前記カプセル型医療装置の誘導に最適な磁界を前記磁界発生部に発生させることを特徴とする請求項 6 に記載のカプセル型医療装置用誘導システム。

【請求項 8】

前記カプセル型医療装置は、

被検体内の画像を撮像する撮像部と、

前記撮像部によって撮像された画像を外部に送信する送信部と、

を備え、

前記動作検出部は、前記カプセル型医療装置から送信された前記被検体内の画像をもとに前記カプセル型医療装置の動作を検出することを特徴とする請求項 5 に記載のカプセル型医療装置用誘導システム。

【請求項 9】

磁界応答部を有したカプセル型医療装置を誘導するために少なくとも鉛直方向の勾配磁界を発生し前記勾配磁界の鉛直方向の勾配分布を変えることができる磁界発生部が発生する前記勾配磁界の鉛直方向の勾配分布を制御部により変化させ、

前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布と、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと、前記液体の物理的パラメータとをもとに、前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を位置検出部により検出し、

前記検出された前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置をもとに、前記磁界発生部に発生させる磁界を前記制御部により設定する、

ことを含むことを特徴とするカプセル型医療装置の誘導方法。

【請求項 10】

前記カプセル型医療装置が動作可能である勾配は、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと前記液体の物理的パラメータとによって予め求められており、

前記位置の検出は、前記カプセル型医療装置が動作可能である勾配が、前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の鉛直方向のいずれの位置にあるかで前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を前記位置検出部により検出す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の誘導方法。

【請求項 11】

前記カプセル型医療装置の物理的パラメータは、前記カプセル型医療装置の質量、体積および磁気モーメントであり、

前記液体の物理的パラメータは、前記液体の密度であることを特徴とする請求項 10 に記載のカプセル型医療装置の誘導方法。

【請求項 12】

前記カプセル型医療装置が動き始めたことを示す動作開始情報が動作開始情報入力部から前記カプセル型医療装置に入力されることをさらに含み、

前記位置の検出は、前記入力において動作開始情報が入力された場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布をもとに前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を前記位置検出部により検出す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の誘導方法。

【請求項 13】

前記カプセル型医療装置の動作を動作検出部により検出することをさらに含み、

前記位置の検出は、

前記動作の検出における検出結果をもとに前記カプセル型医療装置が動き始めたか否かを前記位置検出部により判断し、

前記カプセル型医療装置が動き始めたと判断したときに前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布と、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと、前記液体の物理的パラメータとをもとに前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を前記位置検出部により検出する、

ことを含む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の誘導方法。

【請求項 14】

前記変化は、前記磁界発生部に、前記カプセル型医療装置の浮力と前記カプセル型医療装置の重力との合力の方向に対して逆方向の勾配を有する勾配磁界を発生させるとともに、初期状態として前記液体の上部境界面あるいは下部境界面の少なくとも一方を基準面として前記カプセル型医療装置を該基準面に接触させる勾配磁界を前記磁界発生部に発生させた後、前記基準面から前記カプセル型医療装置が離れるように前記磁界発生部に発生させる前記勾配磁界の勾配分布を前記制御部により段階的に変化させ、

前記位置の検出は、前記変化において段階的に勾配分布を変化された勾配磁界のうち、前記カプセル型医療装置が動き始めた場合に前記磁界発生部が発生していた勾配磁界の勾配分布をもとに、前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置を前記位置検出部により検出す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の誘導方法。

【請求項 15】

前記設定は、前記位置の検出において検出された前記カプセル型医療装置の鉛直方向の位置に対し前記基準面とは逆方向側の領域に、前記磁界発生部によって発生させる前記カプセル型医療装置の誘導に最適な磁界を前記制御部により設定することを特徴とする請求項 1 4 に記載のカプセル型医療装置の誘導方法。

【請求項 1 6】

前記カプセル型医療装置は、
前記被検体内の画像を撮像する撮像部と、
前記撮像部によって撮像された画像を外部に送信する送信部と、
を備え、

前記動作の検出は、前記カプセル型医療装置から送信された前記被検体内の画像をもとに前記カプセル型医療装置の動作を前記動作検出部により検出することを特徴とする請求項 1 3 に記載のカプセル型医療装置の誘導方法。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/064109

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B5/07(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, A61B5/07

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	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2007/77922 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 12 July 2007 (12.07.2007), & US 2007/221233 A1 & EP 1969989 A1	1-8
A	JP 2005-277740 A (Olympus Corp.), 06 October 2005 (06.10.2005), paragraph [0037] (Family: none)	1-8
A	JP 2005-193066 A (Olympus Corp.), 21 July 2005 (21.07.2005), paragraph [0027] & US 2002/198439 A1	1-8

☐ 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
09 September, 2010 (09.09.10)Date of mailing of the international search report
21 September, 2010 (21.09.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/064109

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 9 - 16

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

Since it is understood that claims 9 - 16 involve a step of operating a capsule-type endoscope by a doctor, said claims 9 - 16 are considered to pertain to method for surgery, treatment or diagnosis of the human body.

2. ☐ Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/064109	
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, A61B5/07(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, A61B5/07			
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 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	WO 2007/77922 A1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2007.07.12, & US 2007/221233 A1 & EP 1969989 A1	1-8	
A	JP 2005-277740 A（オリンパス株式会社） 2005.10.06, 段落【0037】（ファミリーなし）	1-8	
A	JP 2005-193066 A（オリンパス株式会社） 2005.07.21, 段落【0027】 & US 2002/198439 A1	1-8	
☐ 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 09.09.2010		国際調査報告の発送日 21.09.2010	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 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	2Q 9163
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2010/064109

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 9-16 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項9-16は、医師によるカプセル型内視鏡の操作ステップを含むと解されることから、同請求項9-16は、人間を手術、治療又は診断する方法に該当するものと認められる。
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, 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, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C161 CC06 DD07 FF15 GG28 JJ19 NN03 UU07

(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)	胶囊型医疗器械的引导系统和胶囊型医疗器械的引导方法		
公开(公告)号	JPWO2011058800A1	公开(公告)日	2013-03-28
申请号	JP2011532391	申请日	2010-08-20
[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	河野宏尚 ケラーヘンリック ユロスキアレクサンダー		
发明人	河野 宏尚 ケラー, ヘンリック ユロスキ, アレクサンダー		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B1/041 A61B5/073 A61B2034/732		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC07 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF15 4C161/GG28 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/UU07		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2009257346 2009-11-10 JP		
其他公开文献	JP4876203B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

当具有永久磁铁的胶囊型内窥镜10开始移动时，本发明的胶囊型医疗装置引导系统1改变垂直方向上的梯度分布，以在磁场产生单元2中产生梯度磁场。基于由磁场产生器2产生的梯度磁场的梯度分布，胶囊型内窥镜10的物理参数以及液体的物理参数，胶囊型内窥镜10的垂直位置。进行检测，基于检测出的胶囊型内窥镜10的上下位置来设定在磁场产生部2中产生的磁场。

