

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5458225号  
(P5458225)

(45) 発行日 平成26年4月2日(2014.4.2)

(24) 登録日 平成26年1月17日(2014.1.17)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 2 0 B  
**A 6 1 B 5/07 (2006.01)** A 6 1 B 5/07

請求項の数 17 (全 42 頁)

(21) 出願番号	特願2013-549646 (P2013-549646)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成25年5月7日(2013.5.7)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/062851		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
審査請求日	平成25年10月28日(2013.10.28)	(74) 代理人	100089118
(31) 優先権主張番号	特願2012-106330 (P2012-106330)		弁理士 酒井 宏明
(32) 優先日	平成24年5月7日(2012.5.7)	(72) 発明者	千葉 淳
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
早期審査対象出願		(72) 発明者	龍澤 寛伸
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
		(72) 発明者	河野 宏尚
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 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】 誘導装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の永久磁石が内部に配置されたカプセル型医療装置が被検体内に導入された状態で、該カプセル型医療装置に対して磁界を印加することにより、前記被検体内において前記カプセル型医療装置を誘導する誘導装置において、

被検体外に設けられた直方体又は多角柱形状をなす第2の永久磁石であって、磁化方向及び該磁化方向と直交する第1の方向を含む第1の面を有し、該第1の面と対向する領域内に前記カプセル型医療装置を拘束する第2の永久磁石を備え、

前記第2の永久磁石の第1の方向の長さが、前記磁化方向の長さよりも長いことを特徴とする誘導装置。

【請求項2】

前記磁化方向の長さは、前記第1の方向の長さの2/3以下であることを特徴とする請求項1に記載の誘導装置。

【請求項3】

前記第2の永久磁石において前記磁化方向及び前記第1の方向と直交する第2の方向の長さは、前記第1の方向の長さよりも短いことを特徴とする請求項1に記載の誘導装置。

【請求項4】

前記磁化方向の長さを  $L_x$ 、前記第1の方向の長さを  $L_y$ 、前記磁化方向及び前記第1の方向と直交する第2の方向の長さを  $L_z$  とした場合に、

【数 1】

$$K = \sqrt{\frac{L_y^2}{L_x \times L_z}}$$

で与えられる値  $K$  が 1 より大きく 2.26 以下であることを特徴とする請求項 1 に記載の誘導装置。

【請求項 5】

前記磁化方向の長さは、前記第 2 の方向の長さ以上であることを特徴とする請求項 4 に記載の誘導装置。

10

【請求項 6】

前記第 1 の面と平行な任意の基準面と直交する軸に対して前記第 2 の永久磁石を回転させる旋回角変更部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の誘導装置。

【請求項 7】

前記第 2 の永久磁石を、前記第 1 の面と平行な任意の基準面内において並進させる並進機構をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の誘導装置。

【請求項 8】

前記第 1 の方向と平行な軸を中心に前記第 2 の永久磁石を回転させることで、前記第 1 の面と平行な任意の基準面に対する前記磁化方向の仰角を変化させる仰角変更部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の誘導装置。

20

【請求項 9】

前記基準面は水平面と平行であることを特徴とする請求項 6 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の誘導装置。

【請求項 10】

前記第 2 の永久磁石により前記カプセル型医療装置の誘導が可能な磁界が生成される領域である有効磁界領域に対し、前記第 2 の永久磁石が生成する磁界を遮蔽する遮蔽手段であって、前記有効磁界領域に対して前記磁界が遮蔽されていない第 1 の状態と、前記有効磁界領域に対して前記磁界が遮蔽されている第 2 の状態とを切替可能な遮蔽手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の誘導装置。

【請求項 11】

前記遮蔽手段は、  
磁性体と、  
前記磁性体を前記第 2 の永久磁石と前記有効磁界領域との間に挿抜する駆動手段と、  
を有することを特徴とする請求項 10 に記載の誘導装置。

30

【請求項 12】

前記被検体を載置する載置台であって、前記被検体の検査対象である部位が載置される第 1 の領域と、前記被検体の検査対象ではない部位が載置される第 2 の領域とを含む載置台をさらに備え、

前記磁性体は、前記載置台の前記第 2 の領域内に配置され、

前記駆動手段は、前記載置台を介して前記磁性体を駆動することを特徴とする請求項 11 に記載の誘導装置。

40

【請求項 13】

前記遮蔽手段は、  
磁性流体と、  
前記第 2 の永久磁石と前記有効磁界領域との間に設けられ、前記磁性流体を収容可能な磁性流体収容部と、

前記磁性流体収容部と連通する磁性流体貯蔵部と、

前記磁性流体収容部と前記磁性流体貯蔵部との間で前記磁性流体を移動させる磁性流体移動手段と、

を有することを特徴とする請求項 10 に記載の誘導装置。

50

## 【請求項 14】

前記被検体を載置する載置台であって、前記被検体の検査対象である部位が載置される第1の領域と、前記被検体の検査対象ではない部位が載置される第2の領域とを含む載置台と、

前記載置台を駆動して、前記載置台の位置を、前記第1の領域が前記第2の永久磁石と前記有効磁界領域との間に挿入された第1の位置と、前記第1の領域が前記第2の永久磁石と前記有効磁界領域との間から抜去された第2の位置とで切り替える駆動手段と、  
をさらに備え、

前記遮蔽手段は、

磁性流体と、

前記載置台が前記第2の位置にあるときに、前記第2の永久磁石と前記有効磁界領域との間に挿入される領域に設けられ、前記磁性流体を収容可能な磁性流体収容部と、

前記磁性流体収容部と連通する磁性流体貯蔵部と、

前記駆動手段と連動して動作し、前記磁性流体収容部と前記磁性流体貯蔵部との間で前記磁性流体を移動させる磁性流体移動手段と、

を有し、

前記磁性流体移動手段は、前記載置台が前記第1の位置から前記第2の位置に遷移する際に、前記磁性流体を前記磁性流体収容部に移動させることを特徴とする請求項10に記載の誘導装置。

## 【請求項 15】

前記磁性流体移動手段は、前記磁性流体貯蔵部に設けられ、前記磁性流体貯蔵部内の体積を変化させることにより、前記磁性流体を前記磁性流体貯蔵部から前記磁性流体収容部に注入する、又は、前記磁性流体を前記磁性流体収容部から前記磁性流体貯蔵部に吸引するピストンであることを特徴とする請求項13又は14に記載の誘導装置。

## 【請求項 16】

前記遮蔽手段による前記磁界の遮蔽状態を検出する検出手段と、

前記検出手段の検出結果と、前記カプセル型医療装置による検査のステータスとに応じて、前記第1の状態と前記第2の状態との切り替えを制御する制御手段と、

をさらに備えることを特徴とする請求項10に記載の誘導装置。

## 【請求項 17】

前記遮蔽手段による前記磁界の遮蔽状態を検出する検出手段と、

前記検出手段による検出結果を報知する報知手段と、

をさらに備えることを特徴とする請求項10に記載の誘導装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、被検体内に導入されたカプセル型医療装置を誘導する誘導装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

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。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

20

30

40

50

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1及び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、誘導装置には、カプセル型内視鏡が取得した画像データを受信して体内画像を表示する表示部や、カプセル型内視鏡の位置や姿勢を操作するための入力デバイス等を備えるものもある。このような誘導装置の場合、ユーザは、表示部に表示された体内画像を参照しつつ、入力デバイスを用いてカプセル型内視鏡の磁気誘導を操作することができる。

10

【0005】

また、被検体外からカプセル型内視鏡に磁界を印加することにより、カプセル型内視鏡のスイッチのオン/オフ等の信号制御を行うシステムも開発されている（例えば、特許文献3を参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2006-68501号公報

【特許文献2】特表2008-503310号公報

20

【特許文献3】国際公開第2007/083708号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、被検体外からカプセル型医療装置を誘導するための磁界を生成する磁界発生部として永久磁石を用いる場合、永久磁石は電磁石と異なり、発生する磁界の強度や分布を調節することができないため、カプセル型医療装置を効率良く誘導するためには、誘導に適した磁界を発生することができる永久磁石の形状等を最初から規定する必要がある。

【0008】

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誘導に適した磁界を発生することが可能な形状の永久磁石を備える誘導装置を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る誘導装置は、第1の永久磁石が内部に配置されたカプセル型医療装置が被検体内に導入された状態で、該カプセル型医療装置に対して磁界を印加することにより、前記被検体内において前記カプセル型医療装置を誘導する誘導装置において、被検体外に設けられた第2の永久磁石であって、磁化方向及び該磁化方向と直交する第1の方向を含む第1の面を有し、該第1の面と対向する領域内に前記カプセル型医療装置を拘束する第2の永久磁石を備え、前記第2の永久磁石の第1の方向の長さが、前記磁化方向の長さよりも長いことを特徴とする。

40

【0010】

上記誘導装置において、前記磁化方向の長さは、前記第1の方向の長さの2/3以下であることを特徴とする。

【0011】

上記誘導装置において、前記第2の永久磁石において前記磁化方向及び前記第1の方向と直交する第2の方向の長さは、前記第1の方向の長さよりも短いことを特徴とする。

【0012】

上記誘導装置において、前記磁化方向の長さを $L_x$ 、前記第1の方向の長さを $L_y$ 、前記磁化方向及び前記第1の方向と直交する第2の方向の長さを $L_z$ とした場合に、

50

【数 1】

$$K = \sqrt{\frac{L_y^2}{L_x \times L_z}}$$

で与えられる値  $K$  が 1 より大きく 2.6 以下であることを特徴とする。

【0013】

上記誘導装置において、前記磁化方向の長さは、前記第 2 の方向の長さ以上であることを特徴とする。

【0014】

上記誘導装置は、前記第 1 の方向と平行な任意の基準面と直交する軸に対して前記第 2 の永久磁石を回転させる旋回角変更部をさらに備えることを特徴とする。

10

【0015】

上記誘導装置は、前記第 2 の永久磁石を、前記第 1 の方向と平行な任意の基準面内において並進させる並進機構をさらに備えることを特徴とする。

【0016】

上記誘導装置は、前記第 1 の方向と平行な軸を中心に前記第 2 の永久磁石を回転させることで、前記第 1 の方向と平行な任意の基準面に対する前記磁化方向の仰角を変化させる仰角変更部をさらに備えることを特徴とする。

【0017】

上記誘導装置において、前記基準面は水平面と平行であることを特徴とする。

20

【0018】

上記誘導装置は、前記第 2 の永久磁石により前記カプセル型医療装置の誘導が可能な磁界が生成される領域である有効磁界領域に対し、前記第 2 の永久磁石が生成する磁界を遮蔽する遮蔽手段であって、前記有効磁界領域に対して前記磁界が遮蔽されていない第 1 の状態と、前記有効磁界領域に対して前記磁界が遮蔽されている第 2 の状態とを切替可能な遮蔽手段をさらに備えることを特徴とする。

【0019】

上記誘導装置において、前記遮蔽手段は、磁性体と、前記磁性体を前記第 2 の永久磁石と前記有効磁界領域との間に挿抜する駆動手段と、を有することを特徴とする。

30

【0020】

上記誘導装置は、前記被検体を載置する載置台であって、前記被検体の検査対象である部位が載置される第 1 の領域と、前記被検体の検査対象ではない部位が載置される第 2 の領域とを含む載置台をさらに備え、前記磁性体は、前記載置台の前記第 2 の領域内に配置され、前記駆動手段は、前記載置台を介して前記磁性体を駆動することを特徴とする。

【0021】

上記誘導装置において、前記遮蔽手段は、磁性流体と、前記第 2 の永久磁石と前記有効磁界領域との間に設けられ、前記磁性流体を収容可能な磁性流体収容部と、前記磁性流体収容部と連通する磁性流体貯蔵部と、前記磁性流体収容部と前記磁性流体貯蔵部との間で前記磁性流体を移動させる磁性流体移動手段と、を有することを特徴とする。

40

【0022】

上記誘導装置は、前記被検体を載置する載置台であって、前記被検体の検査対象である部位が載置される第 1 の領域と、前記被検体の検査対象ではない部位が載置される第 2 の領域とを含む載置台と、前記載置台を駆動して、前記載置台の位置を、前記第 1 の領域が前記第 2 の永久磁石と前記有効磁界領域との間に挿入された第 1 の位置と、前記第 1 の領域が前記第 2 の永久磁石と前記有効磁界領域との間から抜去された第 2 の位置とで切り替える駆動手段と、をさらに備え、前記遮蔽手段は、磁性流体と、前記載置台が前記第 2 の位置にあるときに、前記第 2 の永久磁石と前記有効磁界領域との間に挿入される領域に設けられ、前記磁性流体を収容可能な磁性流体収容部と、前記磁性流体収容部と連通する磁性流体貯蔵部と、前記駆動手段と連動して動作し、前記磁性流体収容部と前記磁性流体貯

50

蔵部との間で前記磁性流体を移動させる磁性流体移動手段と、を有し、磁性流体移動手段は、前記載置台が前記第 1 の位置から前記第 2 の位置に遷移する際に、前記磁性流体を前記磁性流体収容部に移動させることを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

上記誘導装置において、前記磁性流体移動手段は、前記磁性流体貯蔵部に設けられ、前記磁性流体貯蔵部内の体積を変化させることにより、前記磁性流体を前記磁性流体貯蔵部から前記磁性流体収容部に注入し、又は、前記磁性流体を前記磁性流体収容部から前記磁性流体貯蔵部に吸引するピストンであることを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

上記誘導装置は、前記遮蔽手段による前記磁界の遮蔽状態を検出する検出手段と、前記検出手段の検出結果と、前記カプセル型医療装置による検査のステータスとに応じて、前記第 1 の状態と前記第 2 の状態との切り替えを制御する制御手段と、をさらに備えることを特徴とする。

10

【 0 0 2 5 】

上記誘導装置は、前記遮蔽手段による前記磁界の遮蔽状態を検出する検出手段と、前記検出手段による検出結果を報知する報知手段と、をさらに備えることを特徴とする。

【 発明の 効果 】

【 0 0 2 6 】

本発明によれば、第 2 の永久磁石の上記第 1 の方向の長さを上記第 2 の永久磁石の磁化方向の長さよりも長くするので、第 2 の永久磁石によってカプセル型医療装置の誘導に適した磁界を発生することが可能となる。この結果、カプセル型医療装置を効率良く誘導することができる誘導装置を実現することが可能となる。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 7 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係るカプセル型医療装置誘導システムの一構成例を示す図である。

【 図 2 】 図 2 は、図 1 に示す誘導装置が磁界生成状態にある場合の一構成例を模式的に示す一部断面側面図である。

【 図 3 】 図 3 は、図 1 に示す誘導装置が磁界遮蔽状態にある場合の一構成例を模式的に示す一部断面側面図である。

30

【 図 4 】 図 4 は、図 2 に示す体外永久磁石の設置状態を説明するための模式図である。

【 図 5 】 図 5 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 6 】 図 6 は、カプセル型内視鏡の内部における撮像素子と永久磁石との相対的な位置関係を説明するための模式図である。

【 図 7 】 図 7 は、被検体内に液体を導入した状態でのカプセル型内視鏡の様子（磁界を作用させていない状態）を説明するための概念図である。

【 図 8 】 図 8 は、被検体内に液体を導入した状態でのカプセル型内視鏡の様子（磁界を作用させている状態）を説明するための概念図である。

【 図 9 】 図 9 は、図 1 に示す表示部の表示画面に表示される画像の一例を示す図である。

40

【 図 1 0 】 図 1 0 は、カプセル型内視鏡の水平方向における位置制御方法を説明する模式図である。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、カプセル型内視鏡の鉛直方向における位置制御方法を説明する模式図である。

【 図 1 2 】 図 1 2 は、図 1 に示す操作入力部の一例を示す図である。

【 図 1 3 】 図 1 3 は、図 1 に示す操作入力部によって操作可能なカプセル型内視鏡の磁気誘導を説明するための図である。

【 図 1 4 】 図 1 4 は、表示部に表示されるメニュー画面を例示する図である。

【 図 1 5 】 図 1 5 は、図 1 に示すカプセル型医療装置誘導システムの動作を示すフローチャートである。

50

【図16】図16は、図1に示す誘導装置が弱磁界生成状態にある場合の一構成例を模式的に示す一部断面側面図である。

【図17】図17は、体外永久磁石の形状と発生磁界との関係を求めるシミュレーションにおける評価項目を説明するための模式図である。

【図18】図18は、シミュレーションに用いた永久磁石の各辺の長さの比を示す表である。

【図19】図19は、図18に示す各永久磁石の磁界強度を示すグラフである。

【図20】図20は、図18に示す各永久磁石により発生するz軸方向における磁気勾配を示すグラフである。

【図21】図21は、図18に示す各永久磁石により発生するx軸方向における磁気勾配を示すグラフである。

【図22】図22は、図18に示す各永久磁石により発生するy軸方向における磁気勾配を示すグラフである。

【図23】図23は、別のシミュレーションに用いた永久磁石の各辺の長さの比を示す表である。

【図24】図24は、図23に示す各永久磁石の磁界強度を示すグラフである。

【図25】図25は、図23に示す各永久磁石により発生するz軸方向における磁気勾配を示すグラフである。

【図26】図26は、図23に示す各永久磁石により発生するx軸方向における磁気勾配を示すグラフである。

【図27】図27は、図23に示す各永久磁石により発生するy軸方向における磁気勾配を示すグラフである。

【図28】図28は、z軸方向の長さに対するy軸方向の長さとの比率と、タイプy - x - z (33)の永久磁石の磁界強度に対する各寸法比を有する永久磁石の磁界強度の比率との関係を示すグラフである。

【図29】図29は、さらなるシミュレーションに用いた永久磁石の各辺の長さの比を示す表である。

【図30】図30は、図29に示す各永久磁石のz軸方向の長さとの関係を示すグラフである。

【図31】図31は、図29に示す各永久磁石のz軸方向の長さとの関係を示すグラフである。

【図32】図32は、図29に示す各永久磁石のz軸方向の長さとの関係を示すグラフである。

【図33】図33は、図29に示す各永久磁石のz軸方向の長さとの関係を示すグラフである。

【図34】図34は、図30～図33に示す結果の評価を表す表である。

【図35】図35は、変形例1-1に係る操作入力部の一例を示す図である。

【図36】図36は、図35に示す操作入力部によって操作可能なカプセル型内視鏡の磁気誘導を説明するための図である。

【図37】図37は、図1に示す磁界生成部の変形例を示す模式図である。

【図38】図38は、本発明の実施の形態2に係るカプセル型医療装置誘導システムの一構成例(磁界生成状態)を模式的に示す一部断面側面図である。

【図39】図39は、本発明の実施の形態2に係るカプセル型医療装置誘導システムの一構成例(磁界遮蔽状態)を模式的に示す一部断面側面図である。

【図40】図40は、本発明の実施の形態3に係るカプセル型医療装置誘導システムの一構成例(磁界生成状態)を模式的に示す一部断面側面図である。

【図41】図41は、本発明の実施の形態3に係るカプセル型医療装置誘導システムの一構成例(磁界遮蔽状態)を模式的に示す一部断面側面図である。

【図42】図42は、本発明の実施の形態4に係るカプセル型医療装置誘導システムの一構成例(磁界生成状態)を模式的に示す一部断面側面図である。

10

20

30

40

50

【図４３】図４３は、本発明の実施の形態４に係るカプセル型医療装置誘導システムの一構成例（磁界遮蔽状態）を模式的に示す一部断面側面図である。

【図４４】図４４は、本発明の実施の形態５に係るカプセル型医療装置誘導システムの一構成例を模式的に示す斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【００２８】

以下に、本発明の実施の形態に係る誘導装置について、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体中を漂うカプセル型内視鏡を用いるカプセル型内視鏡用誘導システムを例示するが、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。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。

【００２９】

（実施の形態１）

図１は、本発明の実施の形態１に係るカプセル型医療装置誘導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に係るカプセル型医療装置誘導システム（以下、単に誘導システムともいう）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、内部に永久磁石が設けられたカプセル型内視鏡１０と、３次元的な磁界を発生して、被検体内に導入されたカプセル型内視鏡１０を磁気誘導する誘導装置２０とを備える。

【００３０】

図２及び図３は、誘導装置２０の一構成例を模式的に示す一部断面側面図である。図２は、カプセル型内視鏡１０を誘導する磁界が遮蔽されていない状態（以下、磁界生成状態という）を示す。一方、図３は、カプセル型内視鏡１０を誘導する磁界が遮蔽されている状態（以下、磁界遮蔽状態という）を示す。

【００３１】

図２及び図３に示すように、誘導装置２０には、被検体１０１が載置される載置台として、脚部２０ｂに支持されたベッド２０ａが設けられている。以下において、カプセル型内視鏡１０の誘導可能な磁界が生成される領域を有効磁界領域１００という。実施の形態１において、有効磁界領域１００はベッド２０ａ上の一部の領域に設定されている。通常、被検体１０１は、この有効磁界領域１００に検査（診断）対象部位が重なるように、ベッド２０ａ上に載置される。

【００３２】

カプセル型内視鏡１０は、経口摂取等によって所定の液体とともに被検体１０１の臓器内部に導入された後、消化管内部を移動して、最終的に、被検体１０１の外部に排出される。カプセル型内視鏡１０は、その間、被検体１０１の臓器内部（例えば胃内部）に導入された液体中を漂い、誘導装置２０が生成した磁界によって磁気誘導されつつ被検体１０１内を順次撮像し、撮像によって取得した体内画像に対応する画像情報（画像データ）を順次無線送信する。なお、カプセル型内視鏡１０の詳細な構造については後述する。

【００３３】

誘導装置２０は、カプセル型内視鏡１０との間で無線通信を行いカプセル型内視鏡１０が取得した画像情報を含む無線信号を受信する受信部２１と、カプセル型内視鏡１０から受信した無線信号に基づいて、被検体１０１内におけるカプセル型内視鏡１０の位置を検出する位置検出部２２と、受信部２１が受信した無線信号から画像情報を取得し、該画像情報に所定の信号処理を施した体内画像や種々の情報を画面表示する表示部２３ａと、ユーザに対して視覚情報又は聴覚情報により報知を行う報知部２３ｂと、誘導システム１に

10

20

30

40

50

おける各種操作を指示する情報等の入力を受け付ける操作入力部 2 4 と、カプセル型内視鏡 1 0 を誘導するための磁界を生成する磁界生成部 2 5 と、磁界生成部 2 5 が生成する磁界を遮蔽する遮蔽部 2 6 と、遮蔽部 2 6 による磁界の遮蔽状態を検出する遮蔽状態検知部 2 7 と、これらの各部を制御する制御部 2 8 と、カプセル型内視鏡 1 0 によって撮像された画像情報などを記憶する記憶部 2 9 とを備える。

【 0 0 3 4 】

受信部 2 1 は、複数のアンテナ 2 1 a を備え、これらの複数のアンテナ 2 1 a を介してカプセル型内視鏡 1 0 からの無線信号を順次受信する。受信部 2 1 は、複数のアンテナ 2 1 a の中から最も受信電界強度の高いアンテナを選択し、選択したアンテナを介して受信したカプセル型内視鏡 1 0 からの無線信号に対して復調処理等を行う。これにより、受信部 2 1 は、この無線信号から被検体 1 0 1 内に関する画像データを抽出する。受信部 2 1 は、抽出した画像データを含む画像信号を表示部 2 3 a に出力する。

10

【 0 0 3 5 】

位置検出部 2 2 は、受信部 2 1 が受信した無線信号の信号強度に基づいて、被検体 1 0 1 内におけるカプセル型内視鏡 1 0 の位置を推定する演算を行う。

【 0 0 3 6 】

表示部 2 3 a は、液晶ディスプレイ等の各種ディスプレイを含み、受信部 2 1 から入力された画像データに基づく体内画像や、その他各種情報を含む画面を生成してディスプレイに表示する。具体的には、表示部 2 3 a は、例えば、カプセル型内視鏡 1 0 が撮像した被検体 1 0 1 の体内画像群を順次画面に表示すると共に、カプセル型内視鏡 1 0 の位置や姿勢に関する情報や誘導操作に関する情報を表示する。この際、表示部 2 3 a は、誘導装置 2 0 が発生する磁界から推定されるカプセル型内視鏡 1 0 の位置や姿勢を表示しても良いし、位置検出部 2 2 の位置検出結果に基づいて、表示中の体内画像に対応する被検体 1 0 1 内の位置を画面に表示しても良い。また、表示部 2 3 a は、例えば、制御部 2 8 の制御に従って選択された体内画像の縮小画像、被検体 1 0 1 の患者情報及び検査情報等を表示する。さらに、表示部 2 3 a は、制御部 2 8 の制御に従って、ユーザに対する警告や誘導装置 2 0 の状態（例えば磁界生成状態や磁界遮蔽状態）といった情報を画面に表示する。

20

【 0 0 3 7 】

報知部 2 3 b は、例えば、LED等の照明デバイスやブザー等の音声デバイスと、これらのデバイスを制御するための、制御部 2 8 の制御の下で動作する駆動回路とを含む。報知部 2 3 b は、照明の点滅やブザー音等によりユーザに対する警告を報知し、或いは、所定の色の照明の点灯により誘導装置 2 0 の状態（例えば磁界生成状態や磁界遮蔽状態）をユーザに報知する。

30

【 0 0 3 8 】

操作入力部 2 4 は、ジョイスティック、各種ボタン及び各種スイッチを備えた操作卓、キーボード等の入力デバイスによって実現され、カプセル型内視鏡 1 0 を磁気で誘導するための誘導指示情報や誘導装置 2 0 に対して所定のモードを設定するための設定情報といった各種情報の入力を受け付ける。誘導指示情報は、磁気誘導操作対象であるカプセル型内視鏡 1 0 の位置や姿勢を制御するための情報であり、詳細には、カプセル型内視鏡 1 0 の位置を変化させる動作や、カプセル型内視鏡 1 0 の傾斜角（鉛直軸に対する角度）を変化させる動作に関する情報や、カプセル型内視鏡 1 0 の視野（後述する撮像部 1 1 A、1 1 B）の方位角（鉛直軸周りの角度）を変化させる動作に関する情報等が含まれる。なお、以下において、視野の方位角のことを、単に方位角という。操作入力部 2 4 は、受け付けたこれらの情報を制御部 2 8 に入力する。

40

【 0 0 3 9 】

磁界生成部 2 5 は、ベッド 2 0 a の下部（脚部 2 0 b の内側）に設けられ、被検体 1 0 1 内に導入されたカプセル型内視鏡 1 0 の位置や傾斜角や方位角を被検体 1 0 1 に対して相対的に変化させるための磁界を、有効磁界領域 1 0 0 に生成する。なお、磁界生成部 2 5 が生成する磁界の有効磁界領域 1 0 0 以外（例えば、脚部 2 0 b の側面方向）の空間へ

50

の漏れを抑制するため、脚部 20b を鉄板等の強磁性体によって形成することが好ましい。

【0040】

磁界生成部 25 は、磁界を発生する体外永久磁石 25a と、該体外永久磁石 25a を並進及び回転させる機構として、平面位置変更部 25b と、鉛直位置変更部 25c と、仰角変更部 25d と、旋回角変更部 25e とを有する。

【0041】

図 4 は、体外永久磁石 25a の設置状態を説明するための模式図である。図 4 に示すように、体外永久磁石 25a は、例えば直方体形状を有する棒磁石によって実現される。体外永久磁石 25a は、磁化方向及び該磁化方向と直交する第 1 の方向を含む面と対向する領域内にカプセル型内視鏡 10 を拘束する。以下、体外永久磁石 25a のうち、カプセル型内視鏡 10 と対向する面のことを、カプセル対向面 PL1 (第 1 の面) という。

10

【0042】

体外永久磁石 25a は、上記第 1 の方向 (図 4 においては Y 軸方向) と平行な任意の面を基準として配置される。本実施の形態 1 において、当該基準面は水平面と平行に設定され、カプセル型内視鏡 10 の初期状態において、カプセル対向面 PL1 は基準面 (水平面) と平行になるように配置される。以下、体外永久磁石 25a がカプセル型内視鏡 10 の初期状態にあるときの体外永久磁石 25a の配置を初期位置とし、このときの磁化方向を X 軸方向、磁化方向と直交する水平面内の方向を Y 軸方向、鉛直方向を Z 軸方向とする。

【0043】

体外永久磁石 25a は、直方体形状の 3 方向の辺の長さの内、カプセル対向面 PL1 内で磁化方向と直交する方向 (図 4 においては、Y 軸方向) の辺の長さが、磁化方向 (図 4 においては、X 軸方向) 及びカプセル対向面 PL1 と直交する方向 (図 4 においては、Z 軸方向) よりも長い形状を有している。好ましくは、体外永久磁石 25a は、直方体形状の 3 方向の辺の長さの内、カプセル対向面 PL1 と直交する方向の長さが最も短い平板形状を有している。なお、体外永久磁石 25a の形状については、後で詳述する。

20

【0044】

平面位置変更部 25b は、体外永久磁石 25a を、基準面として設定された水平面内において並進させる並進機構である。即ち、体外永久磁石 25a において磁化された 2 つの磁極の相対位置が確保された状態のまま水平面内に移動を行うものである。

30

【0045】

鉛直位置変更部 25c は、体外永久磁石 25a を、基準面として設定された水平面と直交する鉛直方向において並進させる並進機構である。

【0046】

仰角変更部 25d は、カプセル対向面 PL1 と平行且つ磁化方向と直交し、体外永久磁石 25a の中心を通る軸 (以下、回転軸  $Y_c$  という) に対して体外永久磁石 25a を回転させることにより、基準面として設定された水平面に対する磁化方向の角度を変化させる回転機構である。以下、体外永久磁石 25a と水平面とのなす角度を仰角 とする。

【0047】

旋回角変更部 25e は、基準面と直交する軸に対して体外永久磁石 25a を回転させる。本実施の形態 1 においては、体外永久磁石 25a の中心を通る鉛直方向の軸を、体外永久磁石 25a の回転軸とする。以下、体外永久磁石 25a の鉛直方向の軸に対する回転運動を旋回運動という。また、初期位置に対して体外永久磁石 25a が旋回した角度を旋回角 とする。

40

【0048】

旋回角変更部 25e により体外永久磁石 25a を旋回角 だけ旋回させ、初期位置に対する回転軸  $Y_c$  の角度を変化させた状態で、仰角変更部 25d により体外永久磁石 25a を回転軸  $Y_c$  に対して回転させることで、体外永久磁石 25a が発生する磁界に拘束されたカプセル型内視鏡 10 の方位角及び傾斜角を変化させることができる。

【0049】

50

図2及び図3に示すように、遮蔽部26は、ベッド20aの下面に設けられた板状の磁性体部材26aと、該磁性体部材26aをベッド20aの下面においてベッド20aの主面に対してスライド可能に支持する支持部26bと、磁性体部材26aをベッド20aに沿って駆動する駆動部26cと、固定部26dとを有する。

【0050】

ここで、体外永久磁石25aは、電磁石と異なり、磁界発生ของ オン/オフや磁界の強度調整等を行うことができない。即ち、永久磁石は常時、所定の強度を有する磁界を発生するため、カプセル型内視鏡10の誘導操作を行っていないときや、誘導装置20を使用していないときに、カプセル型内視鏡10の意図しない移動や、被検体101への影響を抑制するために、磁界の強度を弱くするか、好ましくは遮蔽する必要がある。この点について、誘導装置20の非使用時には、強磁性体で生成された覆い部を体外永久磁石25aに被せて遮蔽するといった構成も考えられるが、この場合、磁界を遮蔽するための操作が煩雑であり、例えば、緊急事態が発生した時に素早く対応することが困難である。

10

【0051】

それに対して、本実施の形態1においては、誘導装置20に遮蔽部26を設けることにより、より簡単な操作で有効磁界領域100における磁界を遮蔽することができる構成を提供するものである。

【0052】

磁性体部材26aは、好ましくは強磁性体によって形成され、ベッド20aの下に挿入されることにより、磁界生成部25が生成する磁界を有効磁界領域100に対して遮蔽する。磁性体部材26aは、磁界生成部25が生成する磁界を有効磁界領域100に対して遮蔽できる素材及びサイズ(幅×長さ×厚さ)を有していれば良い。なお、本明細書において、幅とは、被検体101の横幅方向における寸法のことをいい、長さとは、被検体101の身長方向における寸法のことをいう。実施の形態1において、磁性体部材26aとして、例えばベッド20aの幅とほぼ等しい幅×ベッド20aの長さの半分程度の長さに形成した部材を用いている。

20

【0053】

ベッド20aの下面には、磁性体部材26aが配置される凹部20cが設けられている。この凹部20cは、有効磁界領域100、即ち、被検体101の検査対象部位(例えば、胃部)が乗せられる領域から、検査対象ではない部位(例えば、下肢)が乗せられる領域までに対応するようその位置が決定されている。磁性体部材26aは、この凹部20cにおいて、ベッド20aの長さ方向にスライドして移動する。

30

【0054】

支持部26bは、凹部20cに配置された磁性体部材26aを下側から支持する。好ましくは、磁性体部材26aをスライドさせ易くするため、支持部26bの上面(磁性体部材26aとの接触面)に、レール及び滑車を設けても良い。

【0055】

駆動部26cは、凹部20c内で磁性体部材26aをベッド20aの長さ方向に移動させて、磁界生成部25と有効磁界領域100との間に対して磁性体部材26aを挿抜する。磁性体部材26aが磁界生成部25と有効磁界領域100との間に挿入されることにより、誘導装置20は磁界遮蔽状態となる(図3参照)。一方、磁性体部材26aが磁界生成部25と有効磁界領域100との間から抜去されることにより、誘導装置20は磁界生成状態となる(図2参照)。

40

【0056】

固定部26dは、凹部20cの中間付近に設けられており、磁界生成状態と磁界遮蔽状態との間で意図しない遷移が生じないように、磁性体部材26aの位置を固定している。特に、誘導装置20が磁界生成状態にあるとき(図2参照)、磁性体部材26aには磁界生成部25が生成する磁界から、磁界遮蔽状態における位置にスライドさせようとする磁気引力が働く。このため、固定部26dにより、磁性体部材26aの移動を機械的に妨げている。なお、磁界生成状態から磁界遮蔽状態に遷移する際には、固定部26dは、制御

50

部 28 の制御の下で動作する駆動部 ( 図示せず ) により、図の上方に移動させられる。それにより、磁性体部材 26 a の固定状態が解除される ( 図 3 参照 ) 。なお、固定部 26 d を手動で操作して、磁性体部材 26 a の固定状態を解除しても良い。

#### 【 0057 】

遮蔽状態検知部 27 は、例えば、磁性体部材 26 a に印加される水平方向の圧力を検知する圧力センサによって実現される。ここで、上述したように、誘導装置 20 が磁界生成状態にあるとき ( 図 2 参照 ) 、体外永久磁石 25 a と磁性体部材 26 a との間には磁気引力が働く。従って、このとき、磁性体部材 26 a には、水平方向においては図の左方向の圧力が印加されている。一方、誘導装置 20 が磁界遮蔽状態にあるとき ( 図 3 参照 ) 、体外永久磁石 25 a と磁性体部材 26 a との間の磁気引力は主に上下方向に働くため、磁性体部材 26 a には水平方向の圧力はほとんどかからない。そこで、遮蔽状態検知部 27 で磁性体部材 26 a に印加される水平方向における圧力を検出することにより、誘導装置 20 の状態を判断することができる。即ち、遮蔽状態検知部 27 の出力値が所定の閾値以上である場合には、誘導装置 20 が磁界生成状態にあると判断することができる。反対に、この出力値が所定の閾値よりも小さい場合には、誘導装置 20 が磁界遮蔽状態にあると判断することができる。なお、この判断は、遮蔽状態検知部 27 の出力結果に基づいて制御部 28 が行う。

#### 【 0058 】

また、遮蔽状態検知部 27 としては、圧力センサの他にも、圧縮センサ、ひずみセンサ、加速度センサ ( カセンサ ) のように、磁性体部材 26 a に印加される所定の方向における力の大きさを検出できるものであれば、どのようなセンサを用いても良い。或いは、磁性体部材 26 a の代わりに、体外永久磁石 25 a に印加される力を検知することにより、誘導装置 20 の状態を判断するようにしても良い。

#### 【 0059 】

制御部 28 は、位置検出部 22 の検出結果、及び操作入力部 24 から入力された誘導指示情報に基づいて磁界生成部 25 の各部の動作を制御することにより、カプセル型内視鏡 10 のユーザ所望の位置、傾斜角、及び方位角を実現する。また、制御部 28 は、操作入力部 24 から入力された操作信号に従って遮蔽部 26 を制御し、誘導装置 20 をカプセル型内視鏡検査のステータスに応じた状態 ( 磁界生成状態又は磁界遮蔽状態 ) に遷移させる。

#### 【 0060 】

記憶部 29 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 29 は、カプセル型内視鏡 10 によって撮像された被検体 101 の体内画像群の画像データの他、制御部 28 が誘導装置 20 の各部を制御するための各種プログラムや各種パラメータといった情報を記憶する。

#### 【 0061 】

次に、カプセル型内視鏡 10 の詳細な構造について説明する。図 5 は、カプセル型内視鏡 10 の内部構造の一例を示す断面模式図である。図 5 に示すように、カプセル型内視鏡 10 は、被検体 101 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を撮像して画像情報を生成する撮像部 11 A、11 B とを備える。また、カプセル型内視鏡 10 は、撮像部 11 A、11 B によって取得された画像情報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、誘導装置 20 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。

#### 【 0062 】

カプセル型筐体 12 は、被検体 101 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 12 a の両側開口端をドーム形状筐体 12 b、12 c によって塞ぐことによって実現される。ドーム形状筐体 12 b、12 c 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 12 a は、可視光に対

10

20

30

40

50

して略不透明な有色の筐体である。これらの筒状筐体 1 2 a 及びドーム形状筐体 1 2 b、1 2 c によって形成されるカプセル型筐体 1 2 は、図 5 に示すように、撮像部 1 1 A、1 1 B、無線通信部 1 6、制御部 1 7、電源部 1 8 及び永久磁石 1 9 を液密に内包する。

【 0 0 6 3 】

撮像部 1 1 A は、LED 等の照明部 1 3 A と、集光レンズ等の光学系 1 4 A と、CMOS イメージセンサ又は CCD 等の撮像素子 1 5 A とを有する。照明部 1 3 A は、撮像素子 1 5 A 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 2 b 越しに撮像視野内の被写体を照明する。光学系 1 4 A は、この撮像視野からの反射光を撮像素子 1 5 A の撮像面に集光し、撮像視野の被写体像を結像する。撮像素子 1 5 A は、撮像面に集光された撮像視野からの反射光を受光し、受光した光信号を光電変換処理して、撮像視野の被写体像、即ち被検体 1 0 1 の体内画像を表す画像情報を生成する。

10

【 0 0 6 4 】

撮像部 1 1 B は、撮像部 1 1 A と同様に、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 イメージセンサ又は CCD 等の撮像素子 1 5 B とを有する。

【 0 0 6 5 】

図 5 に示すように、カプセル型内視鏡 1 0 が長軸 L a 方向の前方及び後方を撮像する 2 眼タイプのカプセル型医療装置である場合、これらの撮像部 1 1 A、1 1 B は、各光軸がカプセル型筐体 1 2 の長手方向の中心軸である長軸 L a と略平行又は略一致し、且つ各撮像視野が互いに反対方向を向くように配置される。即ち、撮像素子 1 5 A、1 5 B の撮像面が長軸 L a に対して直交するように、撮像部 1 1 A、1 1 B が実装される。

20

【 0 0 6 6 】

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 によって取得された画像情報を、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 又は撮像部 1 1 B が生成した画像情報に基づく画像信号を制御部 1 7 から取得し、該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、この無線信号を、アンテナ 1 6 a を介して外部の受信部 2 1 に送信する。

【 0 0 6 7 】

制御部 1 7 は、撮像部 1 1 A、1 1 B 及び無線通信部 1 6 の各動作を制御すると共に、これらの各構成部間における信号の入出力を制御する。具体的には、制御部 1 7 は、照明部 1 3 A が照明した撮像視野内の被写体を撮像素子 1 5 A に撮像させ、照明部 1 3 B が照明した撮像視野内の被写体を撮像素子 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、1 5 B から画像情報を取得し、その都度、この画像情報に対して所定の信号処理を施して、画像データを含む画像信号を生成する。さらに、制御部 1 7 は、このような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

【 0 0 6 8 】

電源部 1 8 は、ボタン型電池又はキャパシタ等の蓄電部であって、磁気スイッチや光スイッチ等のスイッチ部を有する。電源部 1 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、及び制御部 1 7）に適宜供給する。また、電源部 1 8 は、オフ状態の場合に、カプセル型内視鏡 1 0 の各構成部への電力供給を停止する。

40

【 0 0 6 9 】

永久磁石 1 9 は、磁界生成部 2 5 が生成した磁界により、有効磁界領域 1 0 0 におけ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り、磁化方向が長軸 L a に対して傾きを持つように、カプセル型筐体 1 2 の内部に固定配置される。具体的には、永久磁石 1 9 は、磁化方向が長軸 L a に対して直交するように配置される。永久磁石 1 9 は、外部から印加された磁界に追従して動作し、この結果、磁界生成部 2 5 によるカプセル型内視鏡 1 0 の磁気誘導が実現する。

50

## 【 0 0 7 0 】

ここで、図 6 を参照しながら、撮像素子 1 5 A、1 5 B と永久磁石 1 9 との相対的な位置関係について説明する。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。より詳細には、永久磁石 1 9 は、その磁化方向が、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るように配置される。具体的には、図 6 に示すように、永久磁石 1 9 は、その磁化方向  $Y_m$  が撮像素子 1 5 A、1 5 B の各撮像面の上下方向  $Y_u$  に対して平行となるように配置される。

## 【 0 0 7 1 】

図 7 は、被検体 1 0 1 内に液体 W を導入した状態でのカプセル型内視鏡 1 0 の様子を説明するための概念図である。なお、図 7 は、カプセル型内視鏡 1 0 の位置、傾斜角、及び方位角を制御するための磁界が永久磁石 1 9 に作用していない状態を示している。

## 【 0 0 7 2 】

実施の形態 1 において例示するカプセル型内視鏡 1 0 は、液体 W に対する比重がほぼ 1 となるように設計されている。また、カプセル型内視鏡 1 0 の重心 G は、カプセル型内視鏡 1 0 の幾何学的中心 C からカプセル型内視鏡 1 0 の長軸 L a (カプセル型内視鏡 1 0 の長手方向の中心軸：図 5 参照) に沿ってずれた位置となるように設定されている。具体的には、カプセル型内視鏡 1 0 の重心 G は、電源部 1 8 及び永久磁石 1 9 等の各構成部の配置を調整することにより、長軸 L a 上の位置であってカプセル型筐体 1 2 の幾何学的中心 C から撮像部 1 1 B 側に外れた位置に設定される。これにより、カプセル型内視鏡 1 0 は、自身の長軸 L a が鉛直方向(即ち、重力方向)と略平行になった状態で、液体 W 中を漂う。言い換えると、カプセル型内視鏡 1 0 は、幾何学的中心 C と重心 G とを結ぶ直線が直立した状態で液体 W 中を漂う。カプセル型内視鏡 1 0 は、このような直立姿勢において、鉛直上方に撮像部 1 1 A の撮像視野を向けるとともに鉛直下方に撮像部 1 1 B の撮像視野を向ける。なお、液体 W は、水又は生理食塩水等の人体に無害な液体である。

## 【 0 0 7 3 】

また、上述したように、永久磁石 1 9 は、その磁化方向  $Y_m$  (図 6 参照) が長軸 L a と直交するように配置される。即ち、永久磁石 1 9 の磁化方向  $Y_m$  は、カプセル型内視鏡 1 0 の径方向と一致する。従って、カプセル型内視鏡 1 0 の位置、傾斜角、及び方位角を制御するための磁界が永久磁石 1 9 に作用していない場合、カプセル型内視鏡 1 0 は、磁化方向  $Y_m$  が水平方向と一致した状態で液体 W 中を漂う。また、このとき、磁化方向  $Y_m$  と、カプセル型筐体 1 2 の幾何学的中心 C 及び重心 G を結ぶラインとを通る平面が、鉛直平面となる。

## 【 0 0 7 4 】

図 8 は、被検体 1 0 1 内に液体 W を導入した状態でのカプセル型内視鏡 1 0 の様子を説明するための概念図であり、カプセル型内視鏡 1 0 の傾斜角及び方位角を制御するための磁界を永久磁石 1 9 に作用させている状態を示している。

## 【 0 0 7 5 】

図 8 に示すように、重力方向  $D_g$  に対するカプセル型内視鏡 1 0 の長軸 L a の傾きは、カプセル型内視鏡 1 0 の永久磁石 1 9 に外部から磁界を作用させることで制御することができる。例えば、磁力線の方向が水平面に対して角度を有する磁界を永久磁石 1 9 に作用させることで、永久磁石 1 9 の磁化方向  $Y_m$  がこの磁力線と略平行となるように、カプセル型内視鏡 1 0 を重力方向  $D_g$  に対して傾かせることができる。この場合、磁化方向  $Y_m$  は、鉛直平面内に含まれた状態を維持しつつ、カプセル型内視鏡 1 0 の傾斜角が変化する。このような制御を行う磁界は、誘導装置 2 0 の仰角変更部 2 5 d により体外永久磁石 2 5 a を回転させることにより実現される(図 1 及び図 4 参照)。

## 【 0 0 7 6 】

従って、カプセル型内視鏡 1 0 を傾かせた状態で、重力方向  $D_g$  を中心として旋回する磁界を印加してカプセル型内視鏡 1 0 を重力方向  $D_g$  周りに矢印のように旋回させることにより、カプセル型内視鏡 1 0 周囲の体内画像を容易に取得することが可能となる。この

10

20

30

40

50

ような制御を行う磁界は、誘導装置 20 の旋回角変更部 25 e により体外永久磁石 25 a を旋回させることにより実現される（図 1 及び図 4 参照）。

【 0077 】

このとき、誘導装置 20 の表示部 23 a は、カプセル型内視鏡 10 の磁気誘導に伴う体内画像内の被写体の上下方向と表示画面の上下方向とを一致させた表示態様でカプセル型内視鏡 10 による被検体 101 の体内画像を表示する。この結果、図 9 に示すように、表示部 23 a の表示画面 M には、カプセル型内視鏡 10 の撮像素子 15 A の上部領域 P u の素子が撮像した液面 W s が、撮像部 11 A に対応する画像の上部になるように表示される。そして、永久磁石 19 の磁化方向 Y m が撮像素子 15 A、15 B の各撮像面の上下方向 Y u に対して平行であるため、永久磁石 19 の磁化方向 Y m と平行な方向が表示部 23 a の表示画面の上下方向と一致することとなる。

10

【 0078 】

図 10 に示すように、カプセル型内視鏡 10 の水平方向における並進運動は、カプセル対向面 P L 1 に対して鉛直な方向に磁界強度のピークを持つ磁界（図 10 ( a ) 参照）をカプセル型内視鏡 10 の永久磁石 19 に作用させ、この磁界のピーク位置に永久磁石 19 を引きつけてカプセル型内視鏡 10 を拘束することによって制御することができる（図 10 ( b ) 参照）。このような磁界は、具体的には、誘導装置 20 の平面位置変更部 25 b により体外永久磁石 25 a を水平面内で移動させることにより実現される。

【 0079 】

図 11 に示すように、カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向における並進運動は、磁界強度の分布がカプセル対向面 P L 1 と直交する方向における距離に応じて変化する磁界をカプセル型内視鏡 10 の永久磁石 19 に作用させることによって制御することができる。このような磁界は、具体的には、誘導装置 20 の鉛直位置変更部 25 c で体外永久磁石 25 a を鉛直方向に移動させることにより実現される。

20

【 0080 】

例えば、図 11 ( a ) に示すように、カプセル対向面 P L 1 を水平にした場合に、鉛直位置が高くなるほど磁気強度が弱くなる磁界を永久磁石 19 に作用させる。このとき、図 11 ( b ) に示すように、体外永久磁石 25 a を上方に移動させて永久磁石 19 の鉛直位置を相対的に低くすると、永久磁石 19 に印加される磁気引力が強くなり、カプセル型内視鏡 10 が下方に付勢される。なお、カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向における位置は、液体 W に対するカプセル型内視鏡 10 の浮力と、カプセル型内視鏡 10 にかかる重力と、体外永久磁石 25 a によって印加される磁気引力とのバランスが取れた位置にほぼ維持される。

30

【 0081 】

次に、図 1 に示す操作入力部 24 の具体的な構成及び動作について説明する。図 12 ( a ) は、操作入力部 24 の正面図であり、図 12 ( b ) は、操作入力部 24 の右側面図である。図 13 は、操作入力部 24 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 の動きを示す図である。

【 0082 】

図 12 ( a ) に示すように、操作入力部 24 は、磁界生成部 25 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 2 つのジョイスティック 61、62 を備える。ジョイスティック 61、62 は、上下方向及び左右方向に傾動操作が可能である。

40

【 0083 】

図 12 ( b ) に示すように、ジョイスティック 61 の背面には、アップボタン 64 U、ダウンボタン 64 B が設けられている。アップボタン 64 U は、押圧されることによってカプセル型内視鏡 10 の上方誘導を指示する誘導指示情報を制御部 28 に入力し、ダウンボタン 64 B は、押圧されることによってカプセル型内視鏡 10 の下方誘導を指示する誘導指示情報を制御部 28 に入力する。ジョイスティック 61 の上部には、キャプチャボタン 65 が設けられている。キャプチャボタン 65 は、押圧されることによって、表示部 23 a に表示されている体内画像をキャプチャする。また、ジョイスティック 62 の上部に

50

は、アプローチボタン 66 が設けられている。アプローチボタン 66 は、押圧されることによって、撮像部 11A の撮像対象に対してカプセル型内視鏡 10 の撮像部 11A 側を近接させるようにカプセル型内視鏡 10 を誘導させる誘導指示情報を制御部 28 に入力する。

【0084】

図 12 (a) に示すように、ジョイスティック 61 の矢印 Y 11 j に示す上下方向の傾動方向は、図 13 の矢印 Y 11 のようにカプセル型内視鏡 10 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方向に対応する。操作入力部 24 から、ジョイスティック 61 の矢印 Y 11 j の傾動操作に対応する誘導指示情報が制御部 28 に入力された場合、制御部 28 は、この誘導指示情報をもとに、ジョイスティック 61 の傾動方向に応じ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 61 の傾動操作に応じて誘導量を演算する。そして、磁界生成部 25 は、例えば演算した誘導方向に、演算した誘導量に応じて体外永久磁石 25 a を回転させるよう、仰角変更部 25 d を制御する。

10

【0085】

図 12 (a) に示すように、ジョイスティック 61 の矢印 Y 12 j に示す左右方向の傾動方向は、図 13 の矢印 Y 12 のようにカプセル型内視鏡 10 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。操作入力部 24 から、ジョイスティック 61 の矢印 Y 12 j の傾動操作に対応する誘導指示情報が制御部 28 に入力された場合、制御部 28 は、この誘導指示情報をもとに、ジョイスティック 61 の傾動方向に応じ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すると共に、ジョイスティック 61 の傾動操作に応じて誘導量を演算し、さらに、例えば演算した誘導方向に、演算した誘導量に応じて体外永久磁石 25 a を旋回させるよう、旋回角変更部 25 e を制御する。

20

【0086】

図 12 (a) に示すように、ジョイスティック 62 の矢印 Y 13 j に示す上下方向の傾動方向は、図 13 の矢印 Y 13 のようにカプセル型内視鏡 10 の長軸 La を水平面 Hp に投影した方向に進む水平バックワード誘導方向又は水平フォワード誘導方向に対応する。操作入力部 24 から、ジョイスティック 62 の矢印 Y 13 j の傾動操作に対応する誘導指示情報が制御部 28 に入力された場合、制御部 28 は、この誘導指示情報をもとに、ジョイスティック 62 の傾動方向に応じ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及び誘導量を演算し、演算した誘導方向及び誘導量に応じて体外永久磁石 25 a を並進させるよう、平面位置変更部 25 b を制御する。

30

【0087】

図 12 (a) に示すように、ジョイスティック 62 の矢印 Y 14 j に示す左右方向の傾動方向は、図 13 の矢印 Y 14 のようにカプセル型内視鏡 10 が水平面 Hp を、長軸 La を水平面 Hp に投影した方向と垂直に進む水平ライト誘導方向又は水平レフト誘導方向に対応する。操作入力部 24 から、ジョイスティック 62 の矢印 Y 14 j の傾動操作に対応する誘導指示情報が制御部 28 に入力された場合、制御部 28 は、この誘導指示情報をもとに、ジョイスティック 62 の傾動方向に応じ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及び誘導量を演算し、演算した誘導方向及び誘導量に応じて体外永久磁石 25 a を並進させるよう、平面位置変更部 25 b を制御する。

40

【0088】

また、ジョイスティック 61 の背面には、アップボタン 64 U 及びダウンボタン 64 B が設けられている。図 12 (b) の矢印 Y 15 j に示すようにアップボタン 64 U が押圧された場合には、図 13 に示す鉛直軸 Az に沿って矢印 Y 15 のように上に進むアップ動作が指示される。また、図 12 (b) の矢印 Y 16 j に示すように、ダウンボタン 64 B が押圧された場合には、図 13 に示す鉛直軸 Az に沿って矢印 Y 16 のように下に進むダウン動作が指示される。操作入力部 24 から、アップボタン 64 U 又はダウンボタン 64 B の矢印 Y 15 j、Y 16 j の押圧操作に対応する誘導指示情報が制御部 28 に入力され

50

た場合、制御部 28 は、この誘導指示情報をもとに、押圧されたボタンに応じて、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及び誘導量を演算し、演算した誘導方向及び誘導量に応じて体外永久磁石 25 a を鉛直方向に並進させるよう、鉛直位置変更部 25 c を制御する。例えば、アップボタン 64 U が押圧された場合、鉛直位置変更部 25 c は、体外永久磁石 25 a を鉛直軸 A z の下方向（カプセル型内視鏡 10 から離れる方向）に向かって並進させる。それにより、カプセル型内視鏡 10 は矢印 Y 15 のように上昇する。一方、ダウンボタン 64 B が押圧された場合、鉛直位置変更部 25 c は、体外永久磁石 25 a を鉛直軸 A z の上方向（カプセル型内視鏡 10 に近づく方向）に向かって並進させる。それにより、カプセル型内視鏡 10 は、矢印 Y 16 のように下降する。

【0089】

なお、操作入力部 24 は、このようなジョイスティック 61、62 と共に、各種操作ボタンやキーボード等からなる入力デバイスをさらに有しても良い。

【0090】

図 14 は、表示部 23 a に表示されるメニュー画面 S の表示例を示す模式図である。このメニュー画面 S には、左上方の領域 S1 に被検体 101 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 S2 には、撮像部 11 A が撮像した生体画像 Sg1 が左側に表示され、撮像部 11 B が撮像した生体画像 Sg2 が右側に表示され、領域 S2 の下方の領域 S3 には、キャプチャボタン 65 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 S4 にカプセル型内視鏡 10 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 10 の傾斜角及び方位角は、操作入力部 24 の誘導指示情報に対応する傾斜角及び方位角を表示している。実施の形態 1 においては、操作入力部 24 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 10 の傾斜角及び方位角は、実際のカプセル型内視鏡 10 の傾斜角及び方位角とほぼ同じものと考えることができ、操作者の誘導指示補助も向上する。なお、この姿勢図 Sg3、Sg4 には、カプセル型内視鏡 10 を誘導可能な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て、操作者の操作を補助している。

【0091】

次に、図 1 に示す誘導システム 1 の動作について説明する。図 15 は、誘導システム 1 の動作を示すフローチャートである。

【0092】

カプセル型医療装置誘導システム 1 が起動すると、まず、ステップ S101 において、誘導装置 20 の制御部 28 は、遮蔽状態検知部 27 の出力結果から、誘導装置 20 が磁界遮蔽状態（図 3 参照）にあることを確認する。

【0093】

続くステップ S102 において、制御部 28 は、有効磁界領域 100 における磁界強度が最小となる位置（初期位置）に体外永久磁石 25 a が配置されていることを確認する。なお、体外永久磁石 25 a が初期位置にないとき、制御部 28 は、鉛直位置変更部 25 c を制御して、体外永久磁石 25 a を初期位置に移動させる。

【0094】

ステップ S103 において、被検体 101 がベッド 20 a に載置されたことを示す信号が操作入力部 24 から入力されると、制御部 28 は、被検体 101 がベッド 20 a に載置されたことを認識する。この信号は、所定のユーザ操作（例えば、ベッド載置確認ボタンの押下）により入力されるようにしても良い。或いは、ベッド 20 a が所定の状態になった際（例えば、ベッド 20 a の被検体載置面に圧力センサを設け、この圧力センサの出力値が所定の閾値を超えた際）に入力されるようにしても良い。

【0095】

ステップ S104 において、カプセル型内視鏡 10 の電源がオンされると、誘導装置 20 は、カプセル型内視鏡 10 から送信された無線信号を受信し、カプセル型内視鏡 10 が

10

20

30

40

50

撮像した画像を取得できることを確認する。ここで、カプセル型内視鏡 10 のオンはカプセル型内視鏡 10 内に配置された電源部 18 の磁気スイッチや光スイッチがオンされることにより実現される。即ち、この磁気スイッチや光スイッチを起動するための外部からの磁気や光の印加がなされる。

【0096】

ステップ S 105 において、カプセル型内視鏡 10 が被検体 101 に嚙下されたことを示す信号が操作入力部 24 から入力されると、制御部 28 は、カプセル型内視鏡 10 が被検体 101 に嚙下されたことを認識する。この信号は、所定のユーザ操作（例えば、カプセル嚙下確認ボタンの押下）により入力されるようにしても良い。或いは、カプセル型内視鏡 10 から送信された画像データが所定の状態になった際（例えば、画像の色特徴量が体内であることを示す所定の状態になった際）に、当該信号が入力されるようにしても良い。

10

【0097】

ステップ S 106 において、検査開始を示す信号が操作入力部 24 から入力されると、制御部 28 は、誘導装置 20 を磁界生成状態に遷移させるよう、各部を制御する。この検査開始を示す信号は、例えば、操作入力部 24 の所定のボタン（例えば検査開始ボタン）の押下といった 1 アクションや、ジョイスティック 61、62 等による操作によって入力されるようにしても良い。

【0098】

これにより、磁界生成部 25 と有効磁界領域 100 との間に配置されていた磁性体部材 26a が抜去され、誘導装置 20 は磁界生成状態となる。このとき、磁界生成部 25 は初期位置にあるため（ステップ S 102 参照）、有効磁界領域 100 に生成される磁界の強度は最小となる。これによりカプセル型内視鏡 10 に対して強度の大きな磁界が急激に印加されるのを避けることができる。以下、磁界生成部 25 が初期位置にある磁界生成状態（図 16 参照）を、弱磁界生成状態という。

20

【0099】

ステップ S 107 において、制御部 28 は、操作入力部 24 から入力された情報（例えば、左側臥位といった被検体 101 の体位情報）を受け付け、受け付けた情報を表示装置 23a に表示させる。この際、制御部 28 は、カプセル型内視鏡 10 の絶対座標系（重力方向を基準とする座標系）と該情報とに基づいて被検体 101 内の相対座標系を取得し、この相対座標系に基づき、被検体 101 内における観察方向や観察部位を推定するといった演算処理を行っても良い。

30

【0100】

ステップ S 108 において、制御部 28 は、カプセル型内視鏡 10 の誘導を開始し、操作入力部 24 から入力された誘導指示情報に従って体外永久磁石 25a の位置、仰角、及び旋回角を制御する。なお、この際、体外永久磁石 25a を初期位置よりも上方に移動させることにより、有効磁界領域 100 に、より強度の大きな磁界が形成されるようになる。これにより、誘導装置 20 は、弱磁界生成状態から通常の磁界生成状態に遷移する。

【0101】

ステップ S 109 において、制御部 28 は、カプセル型内視鏡 10 から送信された無線信号を順次受信し、カプセル型内視鏡 10 が撮像した画像を表示部 23a に表示させる。ユーザは、この画像を参照しながら操作入力部 24 を操作することにより、カプセル型内視鏡 10 を所望の位置、傾斜角、及び方位角に誘導することができる。

40

【0102】

なお、ユーザは、必要に応じて被検体 101 の体位を変更しても良い。この場合、操作ボタンの押下や、キーボード等を用いた姿勢情報の入力といった操作入力部 24 に対する所定の操作により、被検体 101 の体位を変更した旨の信号を誘導装置 20 に入力することができる。制御部 28 は、操作入力部 24 から被検体 101 の体位を変更した旨の信号が入力されると、体外永久磁石 25a を一旦初期位置に戻し、弱磁界生成状態とする。こ

50

れにより、体位変更後のカプセル型内視鏡 10 に強度の大きな磁界が急激に印加されるのを避けることができる。

【0103】

ステップ S 110 において、制御部 28 は、緊急停止トリガがオンにされたか否かを判断する。ここで、緊急停止トリガは、例えば所定のボタン（緊急停止ボタン）の押下に応じて操作入力部 24 から入力される緊急停止信号であっても良いし、ステップ S 103 において一旦認識された被検体 101 の載置が認識されなくなったことを示す信号（例えば、被検体載置面に設けられた圧力センサの出力値の低下）であっても良い。この他、地震等による振動の検出や、誘導装置 20 における急激な電圧の降下を緊急停止トリガとしても良い。

10

【0104】

緊急停止トリガがオンにされた場合（ステップ S 110：Yes）、制御部 28 は、緊急停止トリガがオンにされた旨の報知を表示部 23a や報知部 23b に実行させると共に、遮蔽部 26 を制御して、誘導装置 20 を磁界遮蔽状態（緊急遮蔽）に遷移させる（ステップ S 111）。具体的な報知方法としては、「緊急停止します」といった視覚情報による警告を表示部 23a に表示させても良いし、照明の点滅といった別の視覚情報による警告や、音声又は警告音といった聴覚情報による警告を報知部 23b に実行させても良いし、或いは、これらの両方を実行させても良い。その後、誘導システム 1 の動作は、ステップ S 116 に移行する。一方、緊急停止トリガがオンにされない場合（ステップ S 110：No）、誘導システム 1 の動作はステップ S 112 に移行する。

20

【0105】

ステップ S 112 において、制御部 28 は、全ての画像の取得が完了した旨を示す信号が操作入力部 24 から入力されたか否かを判断する。この信号は、所定のユーザ操作（例えば、画像取得完了ボタンや誘導終了ボタンの押下）により入力されるようにしても良い。或いは、カプセル型内視鏡 10 から受信した画像が所定の枚数に達した場合や、カプセル型内視鏡 10 の電源がオンにされてから所定の時間が経過した場合に、当該信号が入力されるようにしても良い。

【0106】

全ての画像の取得が完了した場合（ステップ S 112：Yes）、制御部 28 は、磁界生成部 25 の動作を停止させ、カプセル型内視鏡 10 の誘導を停止すると共に、体外永久磁石 25a を初期位置に戻して誘導装置 20 を弱磁界生成状態に遷移させる（ステップ S 113）。

30

【0107】

一方、全ての画像が未だ取得されていない場合（ステップ S 112：No）、制御部 28 は、操作入力部 24 から体位情報が新たに入力されたか否かを判断する（ステップ S 114）。体位情報が新たに入力された場合（ステップ S 114：Yes）、制御部 28 は、体外永久磁石 25a を初期位置に戻して誘導装置 20 を弱磁界生成状態に遷移させる（ステップ S 115）。その後、誘導システム 1 の動作は、ステップ S 109 に移行する。一方、体位情報が新たに入力されない場合（ステップ S 114：No）、誘導システム 1 の動作は、そのままステップ S 109 に移行する。

40

【0108】

ステップ S 116 において、制御部 28 は、遮蔽部 26 を制御して、誘導装置 20 を磁界遮蔽状態に遷移させる。これにより、誘導システム 1 の動作が終了する。その後、ユーザは、被検体 101 をベッド 20a から降ろす。

【0109】

なお、以上の説明において、磁界生成状態と磁界遮蔽状態との遷移は、制御部 28 の制御の下で遮蔽部 26 が行ったが、ユーザが手動で磁性体部材 26a を移動させることによりこの遷移を行っても良い。

【0110】

次に、体外永久磁石 25a の形状に関する条件について説明する。

50

本発明者らは、カプセル型内視鏡10を誘導するための磁界を体外永久磁石25aから効率的に発生させるため、永久磁石の形状(縦・横・高さの比)と発生磁界との関係をシミュレーションにより求めた。図17は、このシミュレーションにおける評価項目を説明するための模式図である。図17に示すように、本シミュレーションにおいては、永久磁石の磁化方向をx軸方向、シミュレーション位置と対向する面PL2の磁化方向と直交する方向をy軸方向、面PL2と直交する方向をz軸方向に設定し、シミュレーション位置における磁界強度と、同位置におけるz軸方向、x軸方向、及びy軸方向における各磁気勾配とを評価した。なお、磁気強度は、カプセル型内視鏡10の傾斜角及び方位角を変更する際の誘導に關与する。z軸方向の磁気勾配は、カプセル型内視鏡10に対するz軸方向における誘導に關与する。x軸方向の磁気勾配は、カプセル型内視鏡10に対するx軸方向における誘導に關与する。y軸方向の磁気勾配は、カプセル型内視鏡10に対するy軸方向における誘導に關与する。

10

#### 【0111】

また、本シミュレーションにおいては、直方体(立方体を含む)の永久磁石を用いた。図18は、シミュレーションに用いた永久磁石の各辺の長さの比を示す表である。図18に示す「x軸方向の長さ $L_x$ 」はx軸と平行な辺の長さ $L_x$ を示し、「y軸方向の長さ $L_y$ 」はy軸と平行な辺の長さ $L_y$ を示し、「z軸方向の長さ $L_z$ 」はz軸と平行な辺の長さ $L_z$ を示す(図17参照)。また、図18の「タイプ」の欄には、各永久磁石の辺の内、長いものが左から順に示されている。例えば、タイプ「x-y-z」は、x軸と平行な辺が最も長く、z軸と平行な辺が最も短い直方体形状を示す( $L_x > L_y > L_z$ )。なお、タイプ「xyz」は、全ての辺の長さが等しい立方体を示す( $L_x = L_y = L_z$ )。

20

#### 【0112】

図19は、図18に示す各永久磁石の磁界強度を示すグラフである。図20は、図18に示す各永久磁石により発生するz軸方向における磁気勾配を示すグラフである。図21は、図18に示す各永久磁石により発生するx軸方向における磁気勾配を示すグラフである。図22は、図18に示す各永久磁石により発生するy軸方向における磁気勾配を示すグラフである。なお、図19において、磁界強度の値は正規化されている。また、図20~図22を通して、磁気勾配の値は正規化されている。図21及び図22において、横軸は、永久磁石の中心を通るz軸方向の軸(中心軸)からの距離を正規化した値を示している。

30

#### 【0113】

カプセル型内視鏡10の傾斜角及び方位角の制御を効率的に行うためには、永久磁石が発生する磁界強度が強いことが好ましい。この点において、図19に示すように、比較的大きな磁界強度が得られた磁石は、タイプy-x-z及びタイプx-y-zであった。従って、カプセル型内視鏡10の傾斜角及び方位角の制御に適した形状は、z軸方向の長さ $L_z$ がy軸方向の長さ $L_y$ よりも短い形状であることがわかる。さらには、z軸方向の長さ $L_z$ がx軸方向及びy軸方向の長さ $L_x$ 、 $L_y$ よりも短い、平たい形状がより好ましいと言える。

#### 【0114】

また、カプセル型内視鏡10の傾斜角を変化させる(即ち、永久磁石をy軸と平行な軸で回転させる)場合には、y軸と直交するzx平面への投影面積が小さい方が、回転時の永久磁石の移動領域を小さくすることができて好ましい。従って、x軸方向の長さ $L_x$ を短くする方が良い。この場合、永久磁石をより被検体101に近づけて設置することができるので、強度の高い磁界を被検体101内に効率良く生成することができ、磁界生成部25を小型化することができる。

40

#### 【0115】

カプセル型内視鏡10の鉛直方向における位置制御を行うためには、鉛直方向における磁気勾配が大きい方が好ましい。この点において、図20に示すように、z軸方向において比較的大きな磁気勾配が得られた磁石は、タイプy-x-z及びタイプx-y-zであった。従って、カプセル型内視鏡10の鉛直方向における位置制御に適した形状は、z軸

50

方向の長さ $L_z$ を短くした平たい形状であることがわかる。

【0116】

カプセル型内視鏡10の水平方向における位置制御を行うためには、水平方向における磁気勾配が大きい方が好ましい。この点において、図21に示すように、 $x$ 軸方向において比較的大きな磁気勾配が得られた磁石は、タイプ $y-x-z$ 及びタイプ $y-z-x$ であった。なお、タイプ $x-z-y$ 及びタイプ $x-y-z$ の場合、永久磁石から離れた位置に磁気勾配のピークが形成されることがわかった。また、図22に示すように、 $y$ 軸方向において比較的大きな磁気勾配が得られた磁石は、タイプ $y-x-z$ 及びタイプ $x-y-z$ であった。これより、カプセル型内視鏡10の水平方向における制御に適した形状は、 $x$ 軸方向及び $z$ 軸方向の長さ $L_x$ 、 $L_z$ と比較して、 $y$ 軸方向の長さ $L_y$ が長い形状であることがわかる。また、 $x$ 軸方向の長さ $L_x$ は、 $y$ 軸方向及び $z$ 軸方向の長さ $L_y$ 、 $L_z$ と比較して、あまり長くしない方が好ましいと言える。

10

【0117】

上記シミュレーションの結果から、カプセル型内視鏡10の制御に適した体外永久磁石25aの形状は、 $y$ 軸方向の長さが最も長く、 $z$ 軸方向の長さが最も短い平板状であることがわかった。そこで、本発明者らは、続いて、体外永久磁石25aの各辺の長さの好適な比率を求めるための別のシミュレーションを行った。

【0118】

図23は、別のシミュレーションに用いた永久磁石の各辺の長さの比を示す表である。図23に示す「 $x$ 軸方向の長さ $L_x$ 」は $x$ 軸（磁化方向）と平行な辺の長さ $L_x$ に対応し、「 $y$ 軸方向の長さ $L_y$ 」は $y$ 軸と平行な辺の長さ $L_y$ に対応し、「 $z$ 軸方向の長さ $L_z$ 」は $z$ 軸と平行な辺の長さ $L_z$ に対応する（図17参照）。また、図23の「タイプ」の欄には、各永久磁石の辺の内、長いものが左から順に示されており、括弧の中の数値は、 $x$ 軸方向の長さに対する $z$ 軸方向の長さの比率を示している。図23に示すように、このシミュレーションにおいては、いずれも、 $y$ 軸方向と平行な辺が最も長く、 $z$ 軸方向と平行な辺が最も短い直方体の永久磁石を用いている。

20

【0119】

図24は、図23に示す各永久磁石の磁界強度を示すグラフである。図25は、図23に示す各永久磁石により発生する $z$ 軸方向における磁気勾配を示すグラフである。図26は、図23に示す各永久磁石により発生する $x$ 軸方向における磁気勾配を示すグラフである。図27は、図23に示す各永久磁石により発生する $y$ 軸方向における磁気勾配を示すグラフである。なお、図24において、磁界強度の値は正規化されている。また、図25～図27を通して、磁気勾配の値は正規化されている。図26及び図27において、横軸は、永久磁石の中心を通る $z$ 軸方向の軸（中心軸）からの距離を正規化した値を示している。

30

【0120】

図24及び図25に示すように、磁界強度及び $z$ 軸方向における磁気勾配については、いずれも良好な結果が得られており、永久磁石の各辺の長さの比率を変化させることによる効果は小さいことがわかる。

【0121】

一方、図26に示すように、永久磁石の $z$ 軸方向の長さ $L_z$ に対し、 $y$ 軸方向の長さ $L_y$ を長くするほど（例えば、タイプ $y-x-z$ （33）及びタイプ $y-x-z$ （50））、 $x$ 軸方向における磁気勾配が著しく向上することがわかる。一方、この場合、この比率が極端になると（例えば、タイプ $y-x-z$ （33））、図27に示すように、 $y$ 軸方向における磁気勾配が悪化することがわかる。しかしながら、 $y$ 軸方向における磁気勾配に対して $x$ 軸方向における磁気勾配の値は小さいため、各軸方向における磁気勾配のバランスを考慮して、 $y$ 軸方向の長さ $L_y$ と $z$ 軸方向の長さ $L_z$ の比を決定すれば良い。

40

【0122】

図28は、 $z$ 軸方向の長さ $L_z$ に対する $y$ 軸方向の長さ $L_y$ との比率 $L_y/L_z$ と、タイプ $y-x-z$ （33）の永久磁石の磁界強度に対する上記各比率を有する永久磁石の磁界強

50

度の比率との関係を示すグラフである。図 28 に示すように、z 軸方向の長さ  $L_z$  に対する y 軸方向の長さ  $L_y$  が 1.5 倍になると、タイプ y - x - z (33) の永久磁石、即ち、長さ  $L_z$  に対する長さ  $L_y$  が十分に長い永久磁石が発生する磁界強度に対し、90%程度の磁界強度を発生させることができる。さらに、z 軸方向の長さ  $L_z$  に対する y 軸方向の長さ  $L_y$  が 3 倍以上になると、上記磁界強度の比率が 95%となる。従って、好ましい永久磁石の形状として、z 軸方向の長さ  $L_z$  に対する y 軸方向の長さ  $L_y$  を 1.5 倍以上又は 3 倍以上とすると良い。

【0123】

上記シミュレーションの結果を基に、体外永久磁石 25a の形状を、y 軸方向の長さ  $L_y$  が最も長い形状 ( $L_y > L_x$ 、 $L_y > L_z$ ) に絞り、さらに詳細なシミュレーションを行った。

10

【0124】

図 29 は、本シミュレーションに用いた永久磁石の各辺の長さの比を示す表である。図 29 に示す「x 軸方向の長さ  $L_x$ 」は x 軸（磁化方向）と平行な辺の長さ  $L_x$  に対応し、「y 軸方向の長さ  $L_y$ 」は y 軸と平行な辺の長さ  $L_y$  に対応し、「z 軸方向の長さ  $L_z$ 」は z 軸と平行な辺の長さ  $L_z$  に対応する（図 17 参照）。また、図 29 に示すタイプ A1 ~ A3 は長さ  $L_x$  を 100 とした場合を示し、タイプ B1 ~ B3 は長さ  $L_x$  を 50 とした場合を示し、タイプ C1 ~ C3 は長さ  $L_x$  を 25 とした場合を示している。さらに、図 29 の最下段に示す値 K は、永久磁石の形状の特徴を表す値であり、長さ  $L_x$ 、 $L_y$ 、 $L_z$  を用いて以下のように定義される。

20

【数 2】

$$K = \sqrt{\frac{L_y^2}{L_x \times L_z}}$$

【0125】

図 30 は、図 29 に示す各永久磁石の z 方向の長さ  $L_z$  と磁界強度との関係を示すグラフである。図 31 は、図 29 に示す各永久磁石の長さ  $L_z$  と z 軸方向における磁気勾配との関係を示すグラフである。図 32 は、図 29 に示す各永久磁石の長さ  $L_z$  と x 軸方向における磁気勾配との関係を示すグラフである。図 33 は、図 29 に示す各永久磁石の長さ  $L_z$  と y 軸方向における磁気勾配との関係を示すグラフである。なお、図 30 において、磁界強度の値は正規化されている。また、図 31 ~ 図 33 を通して、磁気勾配の値は正規化されている。

30

【0126】

図 34 は、図 30 ~ 図 33 に示す結果の評価を表す表であり、磁気強度又は x 軸、y 軸、z 軸における磁気勾配を、大きい、中程度、小さい、の 3 段階に分類して評価したものである。なお、図 34 においては、各評価項目に対し、大きいと評価されたものを符号、中程度と評価されたものを符号、小さいと評価されたものを符号で示している。

【0127】

図 34 より、タイプ A3、B2、及び C1 の永久磁石は、全ての項目の評価結果に「小さい（）」を含まず、磁界強度並びに x 軸、y 軸、及び z 軸における磁気勾配のバランスが良く、効率的に磁界を発生していると言える。反対に、タイプ C3 の永久磁石は、x 軸方向の磁気勾配のみが大きく（）、それ以外の項目では小さい（）と評価されており、磁界の発生効率が著しく低いといえる。それ以外のタイプ（A1、A2、B1、B3、C2）の永久磁石による磁界の効率は、タイプ A3、B2、C1 とタイプ C3 との間と言える。

40

【0128】

これらの結果から、効率的に磁界を発生することができる永久磁石の形状は、K 値が 1.0 より大きく、22.6 以下であると言える ( $1 < K \leq 22.6$ )。

【0129】

50

また、タイプ A 3、B 2、及び C 1 の永久磁石の中で比較すると、z 軸方向の長さ  $L_z$  に対して x 軸方向の長さ  $L_x$  が短くなると、磁界強度、z 軸方向の磁気勾配、及び y 軸方向の磁気勾配が低下する。従って、x 軸方向の長さ  $L_x$  は、z 軸方向の長さ  $L_z$  に対してあまり短くしない方が好ましい。

【 0 1 3 0 】

以上より、カプセル型内視鏡 1 0 を誘導するための磁界を体外永久磁石 2 5 a から効率的に発生させるためのアスペクト比に関する条件は、以下のとおりとなる。即ち、K 値の範囲は、 $1 < K \leq 2.6$  であり、好ましくは K 値を 8 近傍にすると良い。また、x 軸方向の長さ  $L_x$  は、z 軸方向の長さ  $L_z$  以上にすると良い ( $L_x \geq L_z$ )。

【 0 1 3 1 】

以上説明したように、実施の形態 1 によれば、上述した条件を有する体外永久磁石 2 5 a を用いることにより、カプセル型内視鏡 1 0 の誘導に適した磁界を生成する誘導装置 2 0 を実現することができる。

【 0 1 3 2 】

また、実施の形態 1 によれば、誘導装置 2 0 に磁性体部材 2 6 a をスライドさせる遮蔽部 2 6 を設けたので、ユーザは、操作入力部 2 4 に対する簡単な入力操作や、手動により、誘導装置 2 0 の磁界生成状態と磁界遮蔽状態とを容易に且つ素早く遷移させることが可能となる。

【 0 1 3 3 】

また、実施の形態 1 によれば、カプセル型内視鏡検査のステータスに応じて、誘導装置 2 0 の状態を簡便な操作により遷移させるため、安全に検査を行うことができる。例えば、検査を開始した後で誘導装置 2 0 を磁界生成状態に遷移させるため、検査開始の前後に、磁界に意図しない金属部材が引き寄せられるといったリスクを抑制することができる。また、例えば、誘導装置 2 0 を磁界生成状態に遷移させた直後は、磁界強度が最も小さい状態となっているため、強度の高い磁界が被検体 1 0 1 に突然印加されるといったリスクを避けることができる。

【 0 1 3 4 】

また、実施の形態 1 によれば、検査の開始時や、検査開始後に被検体 1 0 1 の体位を変更した際に、体外永久磁石 2 5 a を初期位置に戻して、誘導装置 2 0 を弱磁界生成状態に遷移させるので、カプセル型内視鏡 1 0 に強度の大きな磁界が印加されて、ユーザの予期しない位置にカプセル型内視鏡 1 0 が移動してしまうといった事態を避けることができる。

【 0 1 3 5 】

また、実施の形態 1 によれば、被検体 1 0 1 内に液体を導入した液体にカプセル型内視鏡 1 0 を浮かせた状態でカプセル型内視鏡 1 0 を誘導するので、カプセル型内視鏡 1 0 を誘導するための磁界生成部 2 5 を、被検体 1 0 1 が載置されるベッド 2 0 a の下部に配置することができ、カプセル型医療装置誘導システム全体を小型化することが可能となる。

【 0 1 3 6 】

なお、以上説明した実施の形態 1 においては、カプセル型内視鏡 1 0 の両端に撮像部 1 1 A、1 1 B が設けられた複眼カプセルを用いたが、カプセル型内視鏡のいずれか一端に撮像部が設けられた単眼カプセルを用いても良い。この場合、撮像部が設けられた側の端部にカプセル型内視鏡の重心 G の位置を近づけることにより、水面下（水中）のみを撮像するカプセル型内視鏡を実現することができる。一方、撮像部が設けられていない側の端部にカプセル型内視鏡の重心 G を近づけることにより、水面よりも上側の空間のみを撮像するカプセル型内視鏡を実現することができる。

【 0 1 3 7 】

また、以上説明した実施の形態 1 においては、カプセル型内視鏡 1 0 の長軸  $L_a$  に対して磁化方向  $Y_m$  が直交するように永久磁石 1 9 を配置したが（図 6 参照）、磁化方向  $Y_m$  が長軸  $L_a$  の方向と一致するように永久磁石 1 9 を配置しても良い。このとき、重心 G をカプセル型内視鏡 1 0 の幾何学的中心 C に対し径方向にずれた位置に設置しても良い。こ

10

20

30

40

50

の場合、液体W中においてカプセル型内視鏡10の姿勢を一意に制御することが可能となる。

【0138】

また、以上説明した実施の形態1においては、磁界を印加しない状態では、カプセル型内視鏡10が長軸Laを鉛直方向に向けた状態で浮揚するように、重心Gを長軸La上に設定した(図7参照)。しかしながら、磁界を印加しない状態で、カプセル型内視鏡10が長軸Laを鉛直方向に対して傾けた状態で浮揚するように、重心Gの位置を長軸Laからずらして設定しても良い。この場合、液体W中においてカプセル型内視鏡10の傾斜角及び方位角を一意に制御することが可能となる。

【0139】

或いは、カプセル型内視鏡10の重心Gを幾何学的中心Cに対して永久磁石19の磁化方向と異なる方向にずらして設定しても良い。この場合も、液体W中においてカプセル型内視鏡10の方位角及び傾斜角を一意に制御することが可能となる。

【0140】

また、以上説明した実施の形態1においては、磁界生成部25により、被検体101内に導入されたカプセル型内視鏡10を誘導するための磁界を生成したが、それ以外にも、カプセル型内視鏡10に対して種々の作用を及ぼす磁界を生成しても良い。例えばカプセル型内視鏡10に磁気スイッチを内蔵させ、磁界生成部25により当該磁気スイッチのオン/オフを遠隔的に行うようにしても良い。

【0141】

また、以上説明した実施の形態1においては、誘導装置20が備える体外永久磁石25aの形状を直方体形状としたが、磁化方向と直交する第1の方向の長さが磁化方向の長さより長い永久磁石を、第1の方向に平行な第1の面と対向する領域内にカプセル型内視鏡10を拘束するように構成できれば、多角柱形状、円盤(又は楕円盤)形状、錐台形状、又はこれらの類似する形状といった直方体形状以外の様々な形状の永久磁石を適用しても良い。好ましくは、体外永久磁石の磁化方向と第1の方向とに直交する第2の方向の長さを、第1の方向の長さよりも短くすると良い。体外永久磁石の形状を直方体形状以外とする場合においても、磁化方向並びに第1及び第2の方向における長さに関する条件等の詳細については、実施の形態1において説明したものと同様である。なお、円盤形状や楕円盤形状の永久磁石を用いる場合、磁化方向並びに第1及び第2の方向の長さを、直径や長軸又は短軸の長さで規定しても良い。

【0142】

(変形例1-1)

次に、実施の形態1の変形例1-1について説明する。

図35(a)は、変形例1-1に係る操作入力部24の正面図であり、図35(b)は、操作入力部24の右側面図であり、図36は、操作入力部24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の動作内容の他の例を示す図である。

【0143】

操作入力部24の各操作とカプセル型内視鏡10の誘導操作とは、以下に説明するように、水平面Hpではなくカプセル型内視鏡10の長軸Laとの直交面に沿ってカプセル型内視鏡10を誘導できるように対応付けられていてもよい。以下、カプセル型内視鏡10の長軸Laとの直交面に沿ってカプセル型内視鏡10を誘導した場合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。

【0144】

図35(a)に示すように、ジョイスティック62の矢印Y23jに示す上下方向の傾動方向は、図36に示すように、カプセル型内視鏡10が長軸Laとの直交面を矢印Y23のように進むダウン誘導方向又はアップ誘導方向が指示される。操作入力部24から、ジョイスティック62の矢印Y23jの傾動操作に対応する操作情報が制御部28に入力された場合、磁界生成部25は、この操作情報をもとに、ジョイスティック62の傾動方向に応じ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及び誘導量を演算

10

20

30

40

50

し、演算した誘導方向及び誘導量に応じて体外永久磁石 25 a を並進させるよう、平面位置変更部 25 b 及び鉛直位置変更部 25 c を制御する。

【0145】

図35(a)に示すように、ジョイスティック62の矢印Y24jに示す左右方向の傾動方向は、図36に示すように、カプセル型内視鏡10が長軸Laとの直交面を矢印Y24のように進むライト誘導方向又はレフト誘導方向が指示される。操作入力部24から、ジョイスティック62の矢印Y24jの傾動操作に対応する操作情報が制御部28に入力された場合、制御部28は、この操作情報をもとに、ジョイスティック62の傾動方向に応じ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及び誘導量を演算し、演算した誘導方向及び誘導量に応じて体外永久磁石25aを並進させるよう、平面位置変更部25bを制御する。

10

【0146】

図35(b)に示すように、アップボタン64U又はダウンボタン64Bが矢印Y25j、Y26jのように押圧されることにより、図36に示すように、カプセル型内視鏡10が長軸Laに沿って矢印Y25、Y26のように撮像素子15A、15Bに対して前後に進むフォワード誘導方向又はバックワード誘導方向が指示される。操作入力部24から、アップボタン64U又はダウンボタン64Bの矢印Y25j、Y26jの押圧操作に対応する操作情報が制御部28に入力された場合、制御部28は、この操作情報をもとに、押圧されたボタンに応じて、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及び誘導量を演算し、演算した誘導方向及び演算量に応じて体外永久磁石25aを並進させるよう、平面位置変更部25b及び鉛直位置変更部25cを制御する。

20

【0147】

なお、図35(a)に示すように、ジョイスティック61の矢印Y21jに示す上下方向の傾動方向は、図36の矢印Y21のようにカプセル型内視鏡10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方向に対応し、ジョイスティック61の矢印Y22jに示す左右方向の傾動方向は、図36の矢印Y22のようにカプセル型内視鏡10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。

【0148】

(変形例1-2)

次に、実施の形態1の変形例1-2について説明する。

30

被検体101内におけるカプセル型内視鏡10の位置検出は、実施の形態1において説明したカプセル型内視鏡10から受信した無線信号の強度に基づく方法の他にも、様々な方法で行っても良い。

【0149】

例えば、カプセル型内視鏡10に印加された加速度に基づいて、カプセル型内視鏡10の位置を検出する方法を用いても良い。この場合、カプセル型内視鏡10の内部に、カプセル型内視鏡10に印加される加速度を3次元的に検出する加速度センサを設け、加速度センサの検出結果を無線信号に重畳して随時送信する。誘導装置20は、受信した無線信号に重畳された加速度センサの検出結果に基づき、カプセル型内視鏡10に印加された加速度を積算してカプセル型内視鏡10の位置の相対的な変化量を求め、この変化量から、カプセル型内視鏡10の現在の位置を算出する。

40

【0150】

(変形例1-3)

次に、実施の形態1の変形例1-3について説明する。

被検体101内におけるカプセル型内視鏡10の位置検出方法として、交流磁界を検出する方法を用いても良い。この場合、カプセル型内視鏡10の内部に、交流磁界を発生する交流磁界発生部を設ける。一方、誘導装置20側には、交流磁界を検出する磁界センサを複数設けておく。

【0151】

誘導装置20は、カプセル型内視鏡10が発生する交流磁界を、複数箇所に設置された

50

複数の磁界センサによりそれぞれ検出し、これらの検出結果をもとにカプセル型内視鏡 10 の位置、方位角、及び傾斜角のうちの少なくとも 1 つを連続的に算出する。この場合、誘導装置 20 は、算出したカプセル型内視鏡 10 の位置、方位角、及び傾斜角のうちの少なくとも 1 つをもとに、自身が発生する磁界を制御してもよい。また、誘導装置 20 は、カプセル型内視鏡 10 の位置が被検体 101 内の測定領域（磁界生成部 25 が生成する磁界の領域）内に位置しているか否かを確認し、この確認結果に基づいて遮蔽部 26 の動作を制御しても良い。例えば、カプセル型内視鏡 10 が被検体 101 内の測定領域内に位置している場合、制御部 28 は遮蔽部 26 を制御して、磁界生成状態となるように磁性体部材 26a を有効磁界領域 100 の下から抜去させる。一方、カプセル型内視鏡 10 が被検体 101 内の測定領域外に位置している場合、制御部 28 は遮蔽部 26 を制御して、磁界遮蔽状態となるように磁性体部材 26a を有向磁界領域 100 の下に挿入させる。

10

## 【0152】

(変形例 1 - 4)

次に、実施の形態 1 の変形例 1 - 4 について説明する。

被検体 101 内におけるカプセル型内視鏡 10 の位置検出方法として交流磁界を検出する別の方法を説明する。この場合、カプセル型内視鏡 10 の内部に、交流磁界によって共振する LC 回路を設け、誘導装置 20 側には、交流磁界発生装置、及び交流磁界を検出する磁界センサを複数設けておく。

## 【0153】

誘導装置 20 は、カプセル型内視鏡 10 が被検体 101 内の測定領域（磁界生成部 25 が生成する磁界の領域）内に位置していない状態で、交流磁界発生装置が発生する第 1 の交流磁界を予め検出しておく。そして、カプセル型内視鏡 10 が被検体 101 内の測定領域内に位置しているときに、カプセル型内視鏡 10 内の LC 回路が発生する共振磁界を含んだ第 2 の交流磁界を検出し、第 1 の交流磁界の検出値と第 2 の交流磁界の検出値との差分値から、カプセル型内視鏡 10 内の LC 回路が発生する共振磁界を求める。誘導装置 20 は、このようにして求めた共振磁界に基づいて、3次元空間におけるカプセル型内視鏡 10 の位置座標を連続的に算出する。

20

## 【0154】

(変形例 1 - 5)

次に、実施の形態 1 の変形例 1 - 5 について説明する。

図 37 は、図 1 に示す磁界生成部 25 の変形例を示す模式図である。磁界生成部 25 において磁気を発生する磁気発生部としては、体外永久磁石 25a のみを用いる構成に限定されない。

30

## 【0155】

例えば、図 37 に示すように、体外永久磁石 25a - 1 及びコイル 25a - 2 を有する電磁石によって磁気発生部を実現しても良い。体外永久磁石 25a - 1 は、自身の磁化方向と平行な 4 つの面の内の 1 つの面（カプセル対向面 PL3）が水平面と平行となるように配置される。

## 【0156】

一方、コイル 25a - 2 は、自身が生成する磁界の向き  $Z\mu$  が鉛直方向となるように、誘導装置 20 に固定して配置される。コイル 25a - 2 は、カプセル型内視鏡 10 の誘導領域内に、体外永久磁石 25a - 1 よりも均一性の高い鉛直方向の磁界を発生すると共に、その磁界強度が、制御部 28 によって制御可能に構成される。

40

## 【0157】

この場合、体外永久磁石 25a - 1 が発生する水平方向の磁界と、コイル 25a - 2 が発生する鉛直方向の磁界との合成磁界によって、カプセル型内視鏡 10 の傾斜角が制御される。また、カプセル型内視鏡 10 の方位角は、旋回角変更部 25e による体外永久磁石 25a - 1 の旋回角変更動作によって制御される。さらに、カプセル型内視鏡 10 の位置は、平面位置変更部 25b 及び鉛直位置変更部 25c による体外永久磁石 25a - 1 の並進動作によって制御される。

50

## 【 0 1 5 8 】

変形例 1 - 5 によれば、電磁石は永久磁石と比較して均一性が高く強力な磁界を誘導領域に生成することができるので、カプセル型内視鏡 1 0 の傾斜角及び方位角をより安定的に制御することが可能となる。また、この場合、体外永久磁石 2 5 a - 1 は、主に、カプセル型内視鏡 1 0 の位置及び方位角制御のためにのみ用いられるので、体外永久磁石 2 5 a - 1 の形状に対する制約を緩和することが可能となる。

## 【 0 1 5 9 】

(実施の形態 2)

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。

図 3 8 及び図 3 9 は、実施の形態 2 に係るカプセル型医療装置誘導システムの一構成例を模式的に示す一部断面側面図である。図 3 8 及び図 3 9 に示すように、実施の形態 2 に係るカプセル型医療装置誘導システム(以下、単に誘導システムという)2 は、カプセル型内視鏡 1 0 及び誘導装置 2 0 A を備える。図 3 8 は、誘導装置 2 0 A が磁界生成状態にある場合を示し、図 3 9 は、誘導装置 2 0 A が磁界遮蔽状態にある場合を示している。

10

## 【 0 1 6 0 】

誘導装置 2 0 A は、図 2 に示す駆動部 2 6 c の代わりに、磁性体部材 2 6 a を弾性力によってスライドさせる弾性部材 2 6 e を有する。弾性部材 2 6 e としては、ネジ巻きバネ、皿バネ、板バネ等のバネ部材の他、ゴムなども用いることができる。なお、これ以外の誘導装置 2 0 A の各部の構成については、実施の形態 1 と同様である。

## 【 0 1 6 1 】

図 3 8 に示すように、誘導装置 2 0 A が磁界生成状態にあるとき、弾性部材 2 6 e は収縮し、自身の弾性力により磁性体部材 2 6 a を押圧している。このとき、磁性体部材 2 6 a は、固定部 2 6 d によって位置を固定されている。

20

## 【 0 1 6 2 】

図 3 9 に示すように、固定部 2 6 d を上方に移動させ、磁性体部材 2 6 a の固定状態を解除すると、磁性体部材 2 6 a は、弾性部材 2 6 e から受ける弾性力によりスライドし、有効磁界領域 1 0 0 の下方(磁界生成部 2 5 の上方)の凹部 2 0 c に移動する。それにより、誘導装置 2 0 A が磁界遮蔽状態に遷移する。なお、磁性体部材 2 6 a の固定状態を解除するための固定部 2 6 d の操作は、ユーザが手動で行っても良いし、制御部 2 8 の制御の下で動作する駆動部により固定部 2 6 d を操作するようにしても良い。

30

## 【 0 1 6 3 】

以上説明した実施の形態 2 によれば、弾性部材 2 6 e の弾性力により磁性体部材 2 6 a を移動させるので、例えば、突然の電源の喪失といった事態が生じて、誘導装置 2 0 A を磁界遮蔽状態に素早く遷移させることが可能となる。

## 【 0 1 6 4 】

なお、誘導装置 2 0 A を磁界遮蔽状態から磁界生成状態に遷移させる際には、ユーザが手動により磁性体部材 2 6 a 及び固定部 2 6 d の位置を移動させても良いし、制御部 2 8 の制御の下で動作する駆動装置を別途設けて、磁性体部材 2 6 a を水平方向(図の右方向)に移動させるようにしても良い。

## 【 0 1 6 5 】

(実施の形態 3)

次に、本発明の実施の形態 3 について説明する。

図 4 0 及び図 4 1 は、実施の形態 3 に係るカプセル型医療装置誘導システムの一構成例を模式的に示す一部断面側面図である。図 4 0 及び図 4 1 に示すように、実施の形態 3 に係るカプセル型医療装置誘導システム(以下、単に誘導システムという)3 は、カプセル型内視鏡 1 0 及び誘導装置 3 0 を備える。図 4 0 は、誘導装置 3 0 が磁界生成状態にある場合を示し、図 4 1 は、誘導装置 3 0 が磁界遮蔽状態にある場合を示している。

40

## 【 0 1 6 6 】

誘導システム 3 の構成は、全体として、図 1 に示す誘導システム 1 と同様であり、後述するベッド 3 0 a 及び遮蔽部 3 1 の構成のみが誘導システム 1 とは異なっている。

50

## 【 0 1 6 7 】

誘導装置 30 には、被検体 101 が載置される載置台としてのベッド 30a が、該ベッド 30a を支持する脚部 30b に対してスライド可能に設けられている。ベッド 30a の主面（被検体載置面）は、被検体 101 の検査対象部位（例えば胃部）が載置される領域  $R_A$  と、検査対象ではない部位（例えば下肢）が載置される領域  $R_B$  とを含んでいる。このベッド 30a の脚部 30b に対する位置は、領域  $R_A$  が磁界生成部 25 と有効磁界領域 100 との間に挿入された状態（磁界生成状態）の位置と、領域  $R_A$  が磁界生成部 25 と有効磁界領域 100 との間から抜去された状態（磁界遮蔽状態）の位置とで、後述する駆動部 31b によって切り替えられる。

## 【 0 1 6 8 】

脚部 30b の内部には、有効磁界領域 100 に磁界を形成するための磁界生成部 25 が収容されている。なお、磁界生成部 25 が生成する磁界の有効磁界領域 100 以外（例えば、脚部 30b の側面方向）の空間への漏れを抑制するため、脚部 30b を鉄板等の強磁性体によって形成すると好ましい。

## 【 0 1 6 9 】

誘導装置 30 は、磁界生成部 25 が生成する磁界を有効磁界領域 100 に対して遮蔽する遮蔽部 31 を備える。遮蔽部 31 は、ベッド 30a の下面に取り付けられた磁性体部材 31a と、制御部 28 の制御の下で動作し、ベッド 30a を磁性体部材 31a と共に移動させる駆動部 31b とを有する。

## 【 0 1 7 0 】

磁性体部材 31a は、例えば鉄板等の強磁性体によって形成されている。磁性体部材 31a の材料やサイズについては、実施の形態 1 において説明した磁性体部材 26a と同様である。このような磁性体部材 31a は、ベッド 30a の下面に設けられた凹部内に接着や機械締結等により固定されている。磁性体部材 31a のベッド 30a に対する位置は、磁界遮蔽状態となったときに磁性体部材 31a が少なくとも磁界生成部 25 上の領域を覆うように決定される。実施の形態 3 においては、領域  $R_B$  の一部に磁性体部材 31a を配置している。

## 【 0 1 7 1 】

駆動部 31b は、磁性体部材 31a が取り付けられたベッド 30a を、水平面内で 1 次元（例えば、被検体 101 の身長方向）に移動させ、ベッド 30a の位置を磁界生成状態における位置と磁界遮蔽状態における位置とで切り替える。

## 【 0 1 7 2 】

誘導装置 30 は、図 40 に示すように、検査時には領域  $R_A$  が磁界生成部 25 の上方に位置するようにベッド 30a を移動させる。これにより、磁性体部材 31a が磁界生成部 25 と有効磁界領域 100 との間から抜去され、磁界生成部 25 が有効磁界領域 100 に生成した磁界によってカプセル型内視鏡 10 の磁気誘導が可能な状態（磁気生成状態）となる。一方、誘導装置 30 は、図 41 に示すように、検査の前後や緊急停止時には領域  $R_A$  が磁界生成部 25 の上方から外れるようにベッド 30a を移動させる。これにより、磁性体部材 31a が磁界生成部 25 と有効磁界領域 100 との間に挿入された磁界遮蔽状態となる。

## 【 0 1 7 3 】

このように、実施の形態 3 においては、磁性体部材 31a による磁界の遮蔽とベッド 30a の移動とを連動して行うので、磁界遮蔽状態において、カプセル型内視鏡 10 に対する磁界の作用をさらに低減することが可能となる。

## 【 0 1 7 4 】

なお、実施の形態 3 においても、実施の形態 2 と同様に、駆動部 31b の代わりに、バネ等の弾性部材によってベッド 30a を移動させるようにしても良い。

## 【 0 1 7 5 】

（実施の形態 4）

次に、本発明の実施の形態 4 について説明する。

10

20

30

40

50

図 4 2 及び図 4 3 は、実施の形態 4 に係るカプセル型医療装置誘導システムの一構成例を模式的に示す一部断面側面図である。図 4 2 及び図 4 3 に示すように、実施の形態 4 に係るカプセル型医療装置誘導システム（以下、単に誘導システムという）4 は、カプセル型内視鏡 1 0 及び誘導装置 4 0 を備える。図 4 2 は、誘導装置 4 0 が磁界生成状態にある場合を示し、図 4 3 は、誘導装置 4 0 が磁界遮蔽状態にある場合を示している。

【 0 1 7 6 】

誘導システム 4 の構成は、全体として、図 1 に示す誘導システム 1 と同様であり、後述するベッド 4 0 a 及び遮蔽部 4 1 の構成のみが誘導システム 1 とは異なっている。

【 0 1 7 7 】

誘導装置 4 0 には、被検体 1 0 1 が載置される載置台としてのベッド 4 0 a が、該ベッド 4 0 a を支持する脚部 4 0 b に対してスライド可能に設けられている。ベッド 4 0 a の主面は、被検体 1 0 1 の検査対象部位が載置される領域  $R_A$  と、検査対象ではない部位が載置される領域  $R_B$  とを含んでいる。このベッド 4 0 a の脚部 4 0 b に対する位置は、領域  $R_A$  が磁界生成部 2 5 と有効磁界領域 1 0 0 との間に挿入された状態（磁界生成状態）の位置と、領域  $R_A$  が磁界生成部 2 5 と有効磁界領域 1 0 0 との間から抜去された状態（磁界遮蔽状態）の位置とで、後述する駆動部 4 1 e によって切り替えられる。

【 0 1 7 8 】

脚部 4 0 b の内部には、有効磁界領域 1 0 0 に磁界を形成するための磁界生成部 2 5 が收容されている。なお、磁界生成部 2 5 が生成する磁界の有効磁界領域 1 0 0 以外（例えば、脚部 4 0 b の側面方向）の空間への漏れを抑制するため、脚部 4 0 b を鉄板等の強磁性体によって形成しても良い。

【 0 1 7 9 】

誘導装置 4 0 は、磁界生成部 2 5 が生成する磁界を有効磁界領域 1 0 0 に対して遮蔽する遮蔽部 4 1 を備える。遮蔽部 4 1 は、磁性流体 4 1 a と、ベッド 4 0 a の内部に設けられた磁性流体收容部 4 1 b と、ベッド 4 0 a の下部に設けられた磁性流体貯蔵部 4 1 c と、磁性流体 4 1 a を磁性流体收容部 4 1 b との間で連結孔 4 1 f を介して移動させるピストン 4 1 d と、制御部 2 8 の制御の下で動作し、ベッド 4 0 a を移動させる駆動部 4 1 e とを有する。

【 0 1 8 0 】

磁性流体 4 1 a は、磁性を有する流体であり、例えば、マグネタイト等の磁性体粒子を水や油などの液体に分散させたものが用いられる。このような磁性流体 4 1 a は、誘導装置 4 0 が磁界生成状態にあるとき、磁性流体貯蔵部 4 1 c に貯蔵され、誘導装置 4 0 が磁界遮蔽状態にあるとき、磁性流体收容部 4 1 b に收容される。

【 0 1 8 1 】

磁性流体收容部 4 1 b が設けられる領域は、磁界遮蔽状態となったときに磁性流体收容部 4 1 b が少なくとも磁界生成部 2 5 上の領域を覆うように決定される。実施の形態 4 においては、領域  $R_B$  及び領域  $R_A$  の一部に磁性流体收容部 4 1 b を設けている。

【 0 1 8 2 】

磁性流体貯蔵部 4 1 c は、磁性流体收容部 4 1 b と略等しい体積を有し、例えばベッド 4 0 a の端部領域に設けられる。

これらの磁性流体收容部 4 1 b と磁性流体貯蔵部 4 1 c とは、連結孔 4 1 f によって連通している。

【 0 1 8 3 】

ピストン 4 1 d は、磁性流体貯蔵部 4 1 c 内に設けられ、ベッド 4 0 a の移動と連動して動作する磁性流体移動手段である。ピストン 4 1 d は、磁性流体貯蔵部 4 1 c に対して図の右方向に移動することにより、磁性流体貯蔵部 4 1 c 内の磁性流体 4 1 a を、連結孔 4 1 f を介して磁性流体收容部 4 1 b に押し出す。また、ピストン 4 1 d は、磁性流体貯蔵部 4 1 c に対して図の左方向に移動することにより、磁性流体收容部 4 1 b 内の磁性流体 4 1 a を、連結孔 4 1 f を介して磁性流体貯蔵部 4 1 c 内に吸引する。

【 0 1 8 4 】

10

20

30

40

50

駆動部 41e は、ベッド 40a を水平面内で 1 次元的（例えば、被検体 101 の身長方向）に移動させ、ベッド 40a の位置を磁界生成状態における位置と磁界遮蔽状態における位置とで切り替える。このベッド 40a の位置の遷移と連動して、ピストン 41d の磁性流体貯蔵部 41c に対する相対的な位置が変化する。

【0185】

図 42 に示すように、誘導装置 40 は、検査時に領域  $R_A$  が磁界生成部 25 の上方に位置するようにベッド 40a を移動させる。これにより、磁性流体 41a が磁性流体貯蔵部 41c に吸引されて、磁性流体収容部 41b は空になり、磁界生成部 25 が有効磁界領域 100 に生成した磁界によってカプセル型内視鏡 10 の磁気誘導が可能な状態（磁界生成状態）となる。一方、図 43 に示すように、誘導装置 40 は、検査の前後や緊急停止時に領域  $R_A$  が磁界生成部 25 の上方から外れるようにベッド 40a を移動させる。これにより、磁性流体貯蔵部 41c 内の磁性流体 41a が磁性流体収容部 41b に押し出され、磁性流体 41a で満たされた磁性流体収容部 41b が磁界生成部 25 と有効磁界領域 100 との間に挿入される。即ち、磁界遮蔽状態となる。

【0186】

このように、実施の形態 4 においては、被検体 101 の検査対象部位を有効磁界領域 100 からずらすと共に、磁性流体 41a を磁界生成部 25 と有効磁界領域 100 との間に挿入することにより磁界遮蔽状態を実現する。従って、磁界遮蔽状態において、カプセル型内視鏡 10 に対する磁界の作用をさらに低減することが可能となる。

【0187】

なお、実施の形態 4 においては、ベッド 40a の移動と連動してピストン 41d を移動させたが、ベッド 40a を脚部 40b に対して固定し、ピストン 41d のみを移動させることにより、磁性流体収容部 41b と磁性流体貯蔵部 41c との間で磁性流体 41a を流通させても良い。この場合、磁性流体収容部 41b は、ベッド 40a の磁界生成部 25 と有効磁界領域 100 との間の領域（即ち、領域  $R_A$  を含む領域）に設けると良い。

【0188】

（実施の形態 5）

次に、本発明の実施の形態 5 について説明する。

図 44 は、実施の形態 5 に係るカプセル型医療装置誘導システムの一構成例を模式的に示す斜視図である。図 44 に示すように、実施の形態 5 に係るカプセル型医療装置誘導システム（以下、単に誘導システムともいう）5 は、永久磁石 19 を内蔵し、被検体 101 内に導入されるカプセル型内視鏡 10 と、被検体 101 の両側に対向して配置された永久磁石 51、52 と、永久磁石 51、52 をそれぞれ駆動する磁石駆動部 53、54 と、永久磁石 51、52 と被検体 101 との間に挿抜可能に配置された遮蔽板 55、56 と、遮蔽板 55、56 をそれぞれ駆動する遮蔽板駆動部 57、58 と、磁石駆動部 53、54 及び遮蔽板駆動部 57、58 の動作を制御する制御部 59 とを備える。カプセル型内視鏡 10 は、永久磁石 51、52 により被検体 101 内に生成される磁界に拘束され、磁石駆動部 53、54 により駆動される永久磁石 51、52 の位置、仰角、及び旋回角に応じて、その位置、傾斜角、及び方位角を変化させる。

【0189】

永久磁石 51、52 は、互いに同種且つ同じ直方体形状を有する永久磁石である。永久磁石 51、52 は、直方体の 4 つの面と平行な磁化方向を有し、この内の 1 つの面（以下、カプセル対向面 PL4、PL5 という）を被検体 101 に向け、且つ、磁化方向が互いに鏡面对称となるように平行に配置されている。なお、これらの永久磁石 51、52 は、カプセル型内視鏡 10 の誘導を行っていないときには、磁化方向を鉛直方向（Z 軸方向）に向けて配置されている。以下、カプセル型内視鏡 10 の誘導を行っていないときの鉛直方向と直交する方向の内、カプセル対向面 PL4、PL5 と直交する方向を X 軸方向、カプセル対向面 PL4、PL5 と平行な方向を Y 軸方向とする。

【0190】

各永久磁石 51、52 は、直方体形状の 3 方向の辺の長さの内、カプセル対向面 PL4

10

20

30

40

50

、 P L 5 に含まれる 1 方向（磁化方向又はこれと直交する方向。図 4 4 においては、 Z 軸方向または Y 軸方向）の辺の長さよりも、カプセル対向面 P L 4、 P L 5 と直交する方向（図 4 4 においては X 軸方向）辺の長さが短い形状を有している。好ましくは、各永久磁石 5 1、 5 2 は、直方体形状の 3 方向の辺の長さの内、カプセル対向面 P L 4、 P L 5 と直交する方向の長さが最も短い平板形状を有している。

【 0 1 9 1 】

永久磁石 5 1、 5 2 は、水平方向及び鉛直方向に揃って並進可能に構成されており、これにより、被検体 1 0 1 内のカプセル型内視鏡 1 0 の位置を制御することができる。例えば、永久磁石 5 1、 5 2 を鉛直面内で並進させることにより、カプセル型内視鏡 1 0 の鉛直面内における位置が変化する。また、永久磁石 5 1、 5 2 を水平面内で並進させることにより、カプセル型内視鏡 1 0 の水平面内における位置が変化する。

10

【 0 1 9 2 】

永久磁石 5 1、 5 2 は、カプセル対向面 P L 4、 P L 5 と直交し、各々の中心を通る軸  $R_0$ 、及び、磁化方向と直交するカプセル対向面 P L 4、 P L 5 内の軸  $R_1$ 、  $R_2$  に対して回転可能に構成されており、これにより、被検体 1 0 1 内のカプセル型内視鏡 1 0 の方位角及び傾斜角を制御することができる。例えば、永久磁石 5 1、 5 2 を、互いの位置関係を維持したまま軸  $R_0$  に対して回転（旋回）させると、カプセル型内視鏡 1 0 が追従して方位角を変化させる。また、永久磁石 5 1、 5 2 を互いの位置関係を維持したまま軸  $R_1$ 、  $R_2$  に対してそれぞれ傾斜させると、カプセル型内視鏡 1 0 も追従して傾斜する。

20

【 0 1 9 3 】

さらに、永久磁石 5 1、 5 2 は、互いの間の距離を変更可能に構成されており、永久磁石 5 1、 5 2 の間の距離を変化させることにより、有効磁界領域 1 0 0 における磁界強度を変化させることができる。誘導システム 5 においては、永久磁石 5 1、 5 2 の間隔が設置可能な範囲で最も広いとき（即ち、有効磁界領域 1 0 0 の磁界強度が最も小さいとき）の各永久磁石 5 1、 5 2 の位置が、初期位置として設定されている。

【 0 1 9 4 】

遮蔽板 5 5、 5 6 は、鉄板等の強磁性体によって形成された部材である。各遮蔽板 5 5、 5 6 は、永久磁石 5 1、 5 2 が生成する磁界を有効磁界領域 1 0 0 に対して遮蔽することができる素材及びサイズ（幅×長さ）を有していれば良い。本実施の形態 5 においては、各永久磁石 5 1、 5 2 及び各遮蔽板 5 5、 5 6 の主面の面積をほぼ等しくしている。

30

【 0 1 9 5 】

遮蔽板駆動部 5 7、 5 8 は、遮蔽板 5 5、 5 6 を鉛直方向に駆動することにより、有効磁界領域 1 0 0 と永久磁石 5 1、 5 2 との間に対して遮蔽板 5 5、 5 6 を挿抜する。遮蔽板 5 5、 5 6 が有効磁界領域 1 0 0 と永久磁石 5 1、 5 2 との間に挿入されると、誘導システム 5 は磁界遮蔽状態となり、遮蔽板 5 5、 5 6 が有効磁界領域 1 0 0 と永久磁石 5 1、 5 2 との間から抜去されると、誘導システム 5 は磁界生成状態となる。

【 0 1 9 6 】

このような実施の形態 5 によれば、被検体 1 0 1 を立位のまま検査することができると共に、誘導システム 5 における磁界生成状態と磁界遮蔽状態とを切り替えることが可能となる。

40

【 0 1 9 7 】

なお、実施の形態 5 のように、被検体 1 0 1 に対して側方に永久磁石を設ける場合には、被検体を座位にて検査を行うカプセル型内視鏡誘導システムを構成することも可能である。この場合には、被検体を座らせる椅子を載置台として用意し、この椅子の背もたれや肘掛部分に永久磁石や遮蔽板を設けても良い。

【 0 1 9 8 】

以上説明した実施の形態は、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

50

の形態が可能であることは、上記記載から自明である。

【 0 1 9 9 】

( 付記 1 )

第 1 の永久磁石が内部に配置されたカプセル型医療装置が被検体内に導入された状態で、該カプセル型医療装置に対して磁界を印加することにより、前記被検体内において前記カプセル型医療装置を誘導する誘導装置において、

被検体外に設けられた第 2 の永久磁石であって、磁化方向及び該磁化方向と直交する第 1 の方向を含む第 1 の面を有し、該第 1 の面と対向する領域内に前記カプセル型医療装置を拘束する第 2 の永久磁石と、

前記第 2 の永久磁石により前記カプセル型医療装置の誘導が可能な磁界が生成される領域である有効磁界領域に対し、前記第 2 の永久磁石が生成する磁界を遮蔽する遮蔽手段であって、前記有効磁界領域に対して前記磁界が遮蔽されていない第 1 の状態と、前記有効磁界領域に対して前記磁界が遮蔽されている第 2 の状態とを切替可能な遮蔽手段と、を備えることを特徴とする誘導装置。

10

【 0 2 0 0 】

( 付記 2 )

前記遮蔽手段は、

磁性体と、

前記磁性体を前記第 2 の永久磁石と前記有効磁界領域との間に挿抜する駆動手段と、を有することを特徴とする付記 1 に記載の誘導装置。

20

【 0 2 0 1 】

( 付記 3 )

前記磁性体は板状をなすことを特徴とする付記 2 に記載の誘導装置。

【 0 2 0 2 】

( 付記 4 )

前記駆動手段は、弾性力により前記磁性体を押圧する弾性部材であることを特徴とする付記 2 に記載の誘導装置。

【 0 2 0 3 】

( 付記 5 )

前記遮蔽手段による前記磁界の遮蔽状態を検出する検出手段と、前記検出手段による検出結果を報知する報知手段と、をさらに備えることを特徴とする付記 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の誘導装置。

30

【 0 2 0 4 】

( 付記 6 )

前記報知手段は、前記検出結果を視覚情報又は聴覚情報によって報知することを特徴とする付記 5 に記載の誘導装置。

【 0 2 0 5 】

( 付記 7 )

付記 1 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の誘導装置と、

前記第 1 の永久磁石が内部に配置されたカプセル型医療装置と、を備えることを特徴とするカプセル型医療装置誘導システム。

40

【 0 2 0 6 】

( 付記 8 )

第 1 の永久磁石が内部に配置されたカプセル型医療装置が被検体内に導入された状態で、該カプセル型医療装置に対して磁界を印加することにより、前記被検体内において前記カプセル型医療装置を誘導する誘導装置と、

前記第 1 の永久磁石が内部に配置されたカプセル型医療装置と、を備え、

前記誘導装置は、

被検体外に設けられた第 2 の永久磁石であって、磁化方向及び該磁化方向と直交する第

50

1 の方向を含む第 1 の面を有し、該第 1 の面と対向する領域内に前記カプセル型医療装置を拘束する第 2 の永久磁石を有し、

前記第 2 の永久磁石の第 1 の方向の長さが、前記磁化方向の長さよりも長いことを特徴とするカプセル型医療装置誘導システム。

【 0 2 0 7 】

( 付記 9 )

前記カプセル型医療装置が、被検体内に導入される液体内において前記誘導装置によって誘導され、

前記カプセル型医療装置の重心は、前記カプセル型医療装置の幾何学的中心から、前記第 1 の永久磁石の磁化方向とは異なる方向にずれた位置に配置されていることを特徴とする付記 7 又は 8 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

10

【符号の説明】

【 0 2 0 8 】

1 ~ 5 カプセル型医療装置誘導システム

1 0 カプセル型内視鏡

1 1 A、1 1 B 撮像部

1 2 カプセル型筐体

1 2 a 筒状筐体

1 2 b、1 2 c ドーム形状筐体

1 3 A、1 3 B 照明部

20

1 4 A、1 4 B 光学系

1 5 A、1 5 B 撮像素子

1 6 無線通信部

1 6 a アンテナ

1 7 制御部

1 8 電源部

1 9 永久磁石

2 0、2 0 A、3 0、4 0 誘導装置

2 0 a、3 0 a、4 0 a ベッド

2 0 b、3 0 b、4 0 b 脚部

30

2 0 c 凹部

2 1 受信部

2 1 a アンテナ

2 2 位置検出部

2 3 a 表示部

2 3 b 報知部

2 4 操作入力部

2 5 磁界生成部

2 5 a、2 5 a - 1 体外永久磁石

2 5 a - 2 コイル

40

2 5 b 平面位置変更部

2 5 c 鉛直位置変更部

2 5 d 仰角変更部

2 5 e 旋回角変更部

2 6、3 1、4 1 遮蔽部

2 6 a、3 1 a 磁性体部材

2 6 b 支持部

2 6 c、3 1 b、4 1 e 駆動部

2 6 d 固定部

2 6 e 弾性部材

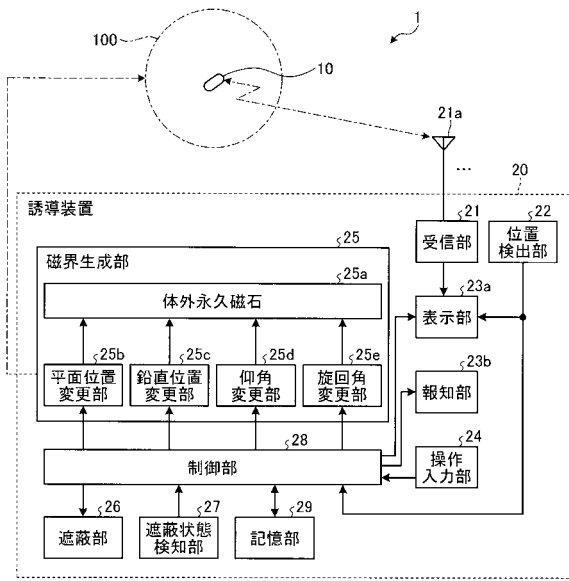
50

2 7	遮蔽状態検知部	
2 8	制御部	
2 9	記憶部	
4 1 a	磁性流体	
4 1 b	磁性流体収容部	
4 1 c	磁性流体貯蔵部	
4 1 d	ピストン	
4 1 f	連結孔	
5 1、5 2	永久磁石	
5 3、5 4	磁石駆動部	10
5 5、5 6	遮蔽板	
5 7、5 8	遮蔽板駆動部	
5 9	制御部	
6 1、6 2	ジョイスティック	
6 4 U	アップボタン	
6 4 B	ダウンボタン	
6 5	キャプチャボタン	
6 6	アプローチボタン	
1 0 0	有効磁界領域	
1 0 1	被検体	20

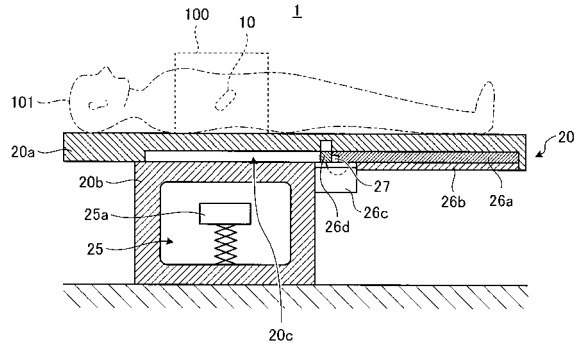
【要約】

カプセル型医療装置の誘導に適した磁界を発生することが可能な形状を有する永久磁石を備える誘導装置を提供する。誘導装置は、第1の永久磁石が内部に配置されたカプセル型内視鏡10が被検体内に導入された状態で、該カプセル型内視鏡10に対して磁界を印加することにより、被検体内においてカプセル型内視鏡10を誘導する誘導装置において、被検体外に設けられた体外永久磁石25aであって、磁化方向及び該磁化方向と直交する第1の方向を含む第1の面を有し、該第1の面と対向する領域内にカプセル型内視鏡10を拘束する第2の永久磁石を備え、体外永久磁石25aの第1の方向の長さが、磁化方向の長さよりも長い。

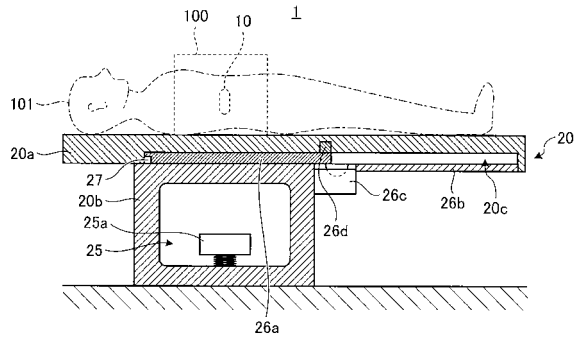
【図1】



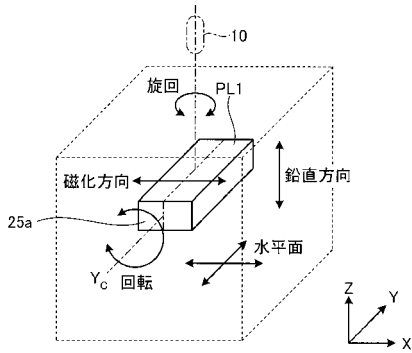
【図2】



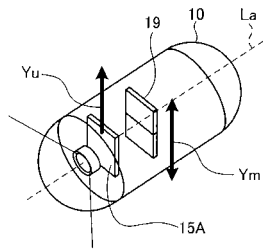
【図3】



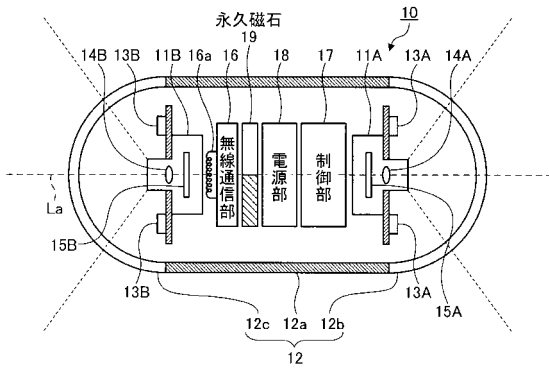
【図4】



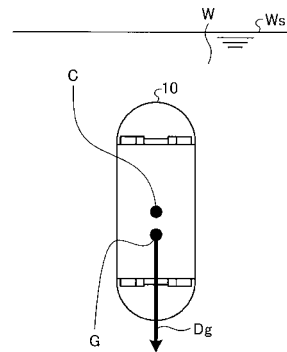
【図6】



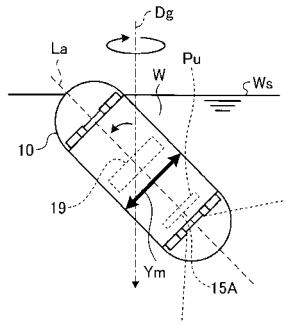
【図5】



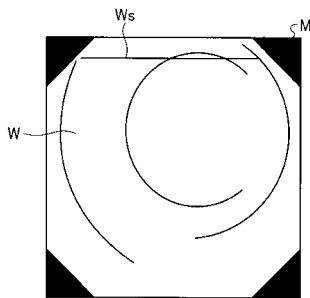
【図7】



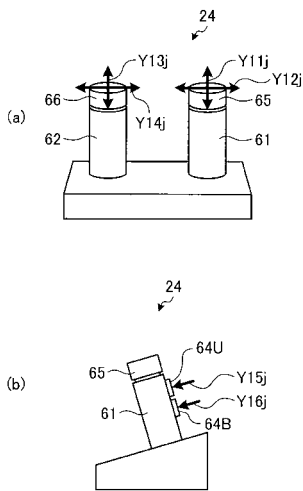
【 図 8 】



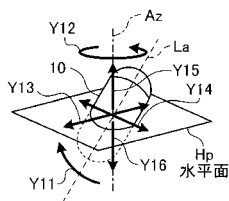
【 図 9 】



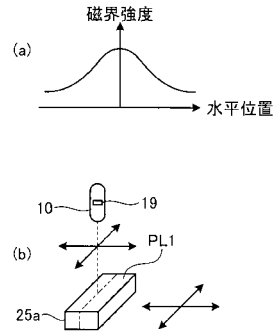
【 図 1 2 】



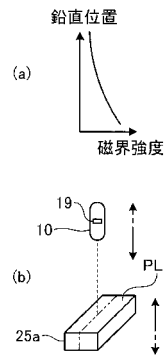
【 図 1 3 】



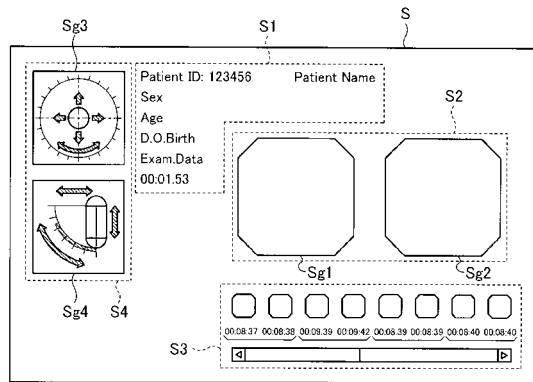
【 図 1 0 】



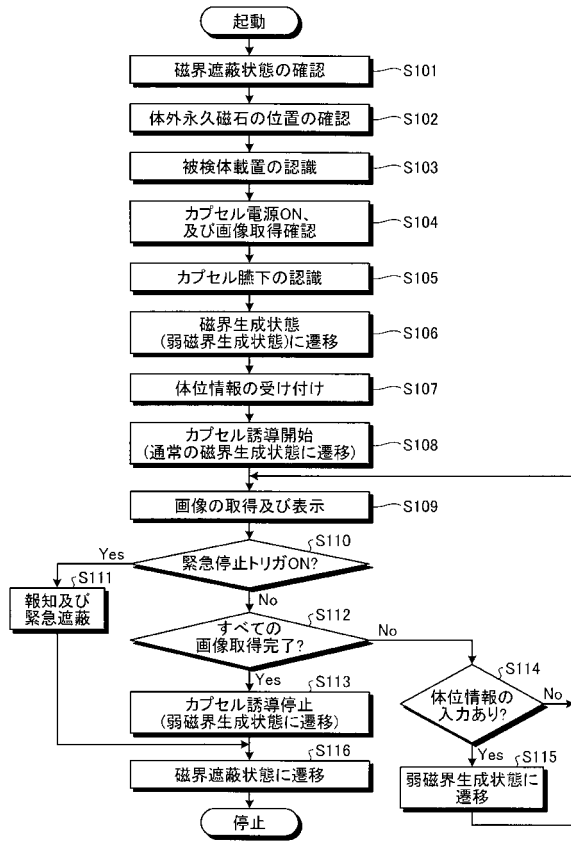
【 図 1 1 】



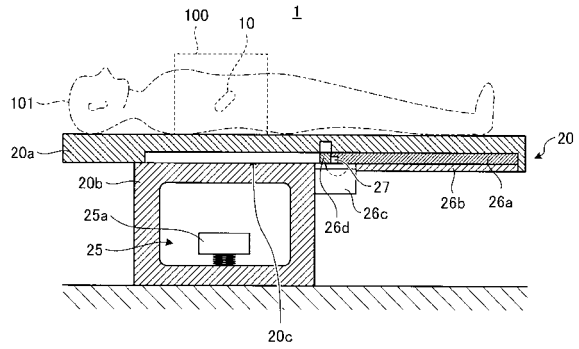
【 図 1 4 】



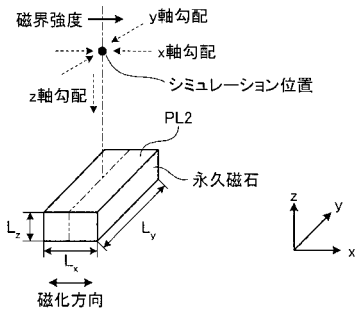
【図15】



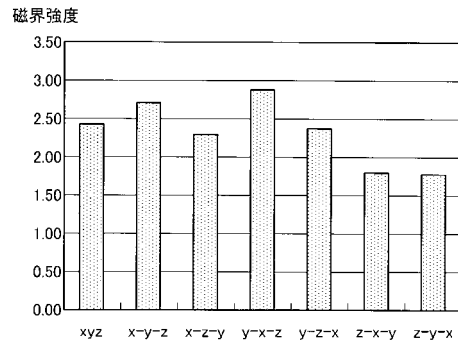
【図16】



【図17】



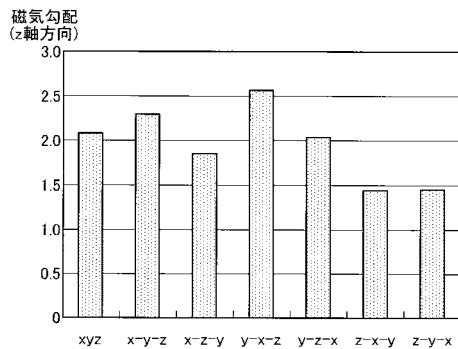
【図19】



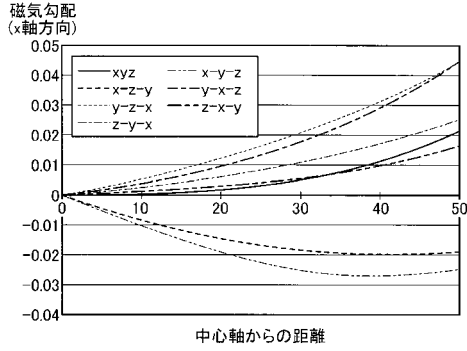
【図18】

タイプ	xyz	x-y-z	x-z-y	y-x-z	y-z-x	z-x-y	z-y-x
x軸方向の長さL <sub>x</sub>	100	200	200	100	50	100	50
y軸方向の長さL <sub>y</sub>	100	100	50	200	200	50	100
z軸方向の長さL <sub>z</sub>	100	50	100	50	100	200	200

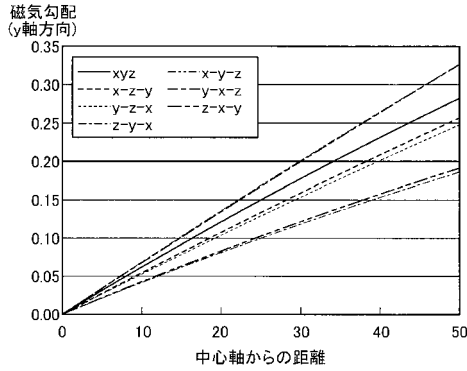
【図20】



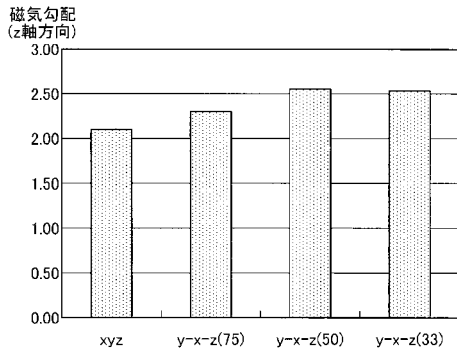
【図 2 1】



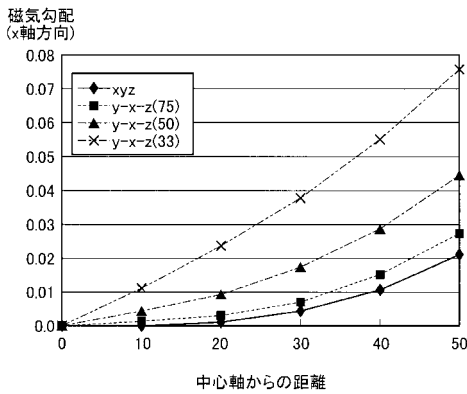
【図 2 2】



【図 2 5】



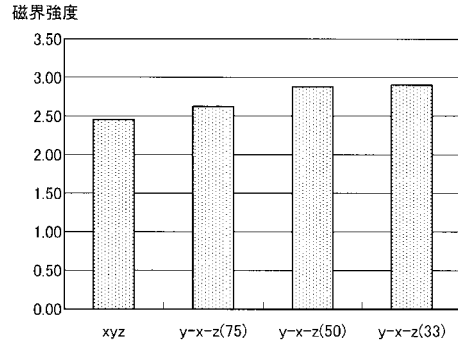
【図 2 6】



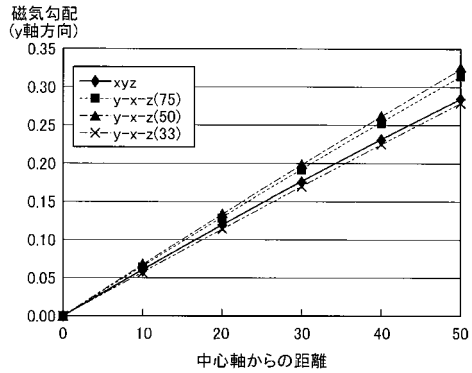
【図 2 3】

タイプ	xyz	y-x-z(75)	y-x-z(50)	y-x-z(33)
x軸方向の長さ $L_x$	100	100	100	100
y軸方向の長さ $L_y$	100	133	200	300
z軸方向の長さ $L_z$	100	75	50	33

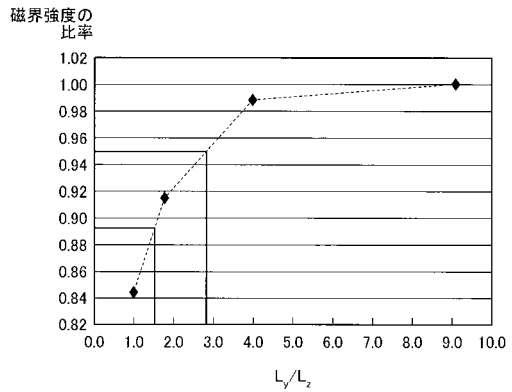
【図 2 4】



【図 2 7】



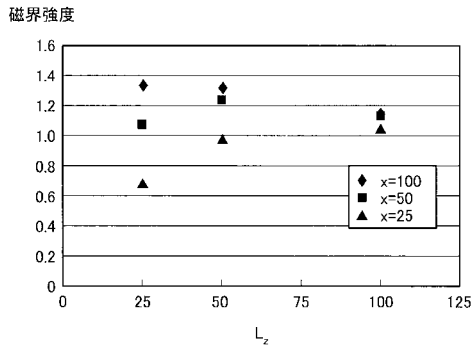
【図 2 8】



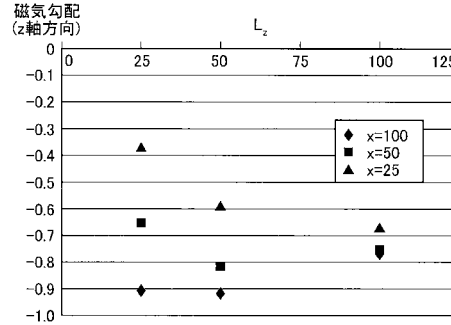
【図 29】

タイプ	$L_x=100$			$L_x=50$			$L_x=25$		
	A1	A2	A3	B1	B2	B3	C1	C2	C3
x軸方向の長さ $L_x$	100	100	100	50	50	50	25	25	25
y軸方向の長さ $L_y$	100	200	400	200	400	800	400	800	1600
z軸方向の長さ $L_z$	100	50	25	100	50	25	100	50	25
K	1.0	2.8	8.0	2.8	8.0	22.6	8.0	64.0	22.6

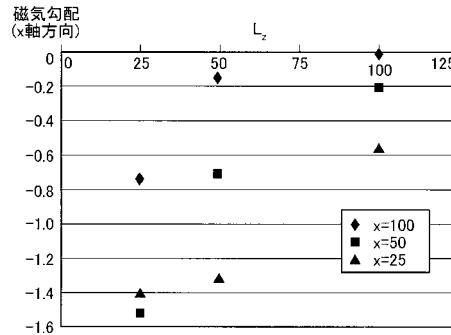
【図 30】



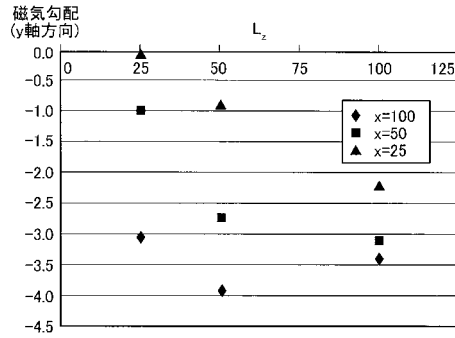
【図 31】



【図 32】



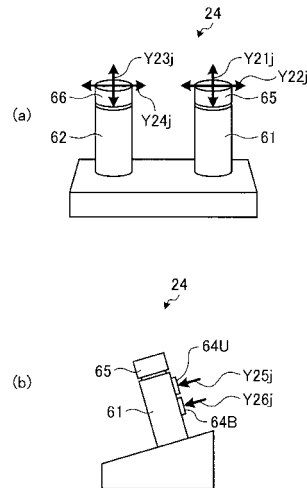
【図 33】



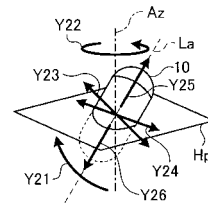
【図 34】

タイプ	x=100			x=50			x=25		
	A1	A2	A3	B1	B2	B3	C1	C2	C3
磁界強度	○	◎	◎	○	◎	◎	○	○	△
z軸磁気勾配	○	◎	◎	○	◎	○	○	○	△
x軸磁気勾配	△	△	○	△	○	◎	○	◎	◎
y軸磁気勾配	◎	◎	◎	◎	◎	△	○	△	△

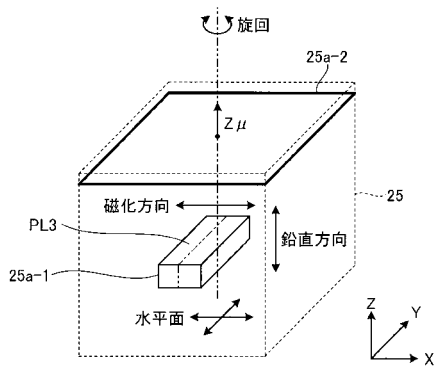
【図 35】



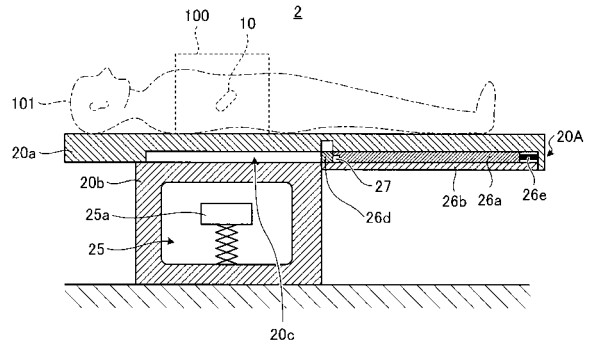
【図 36】



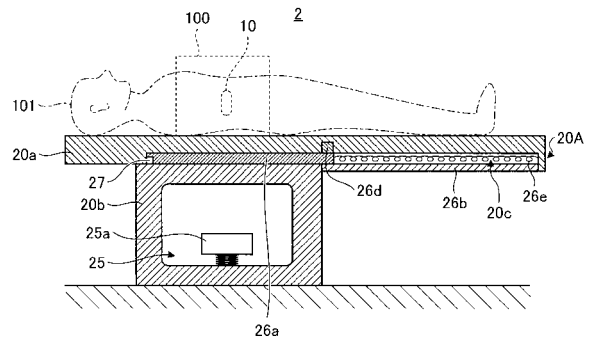
【図37】



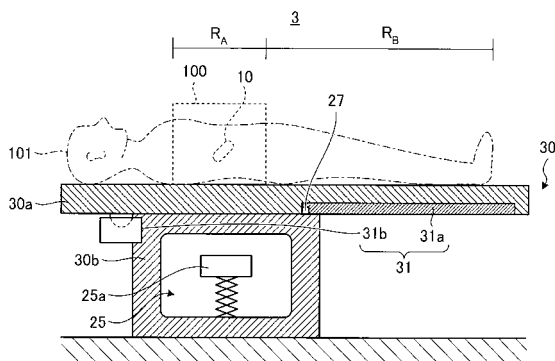
【図38】



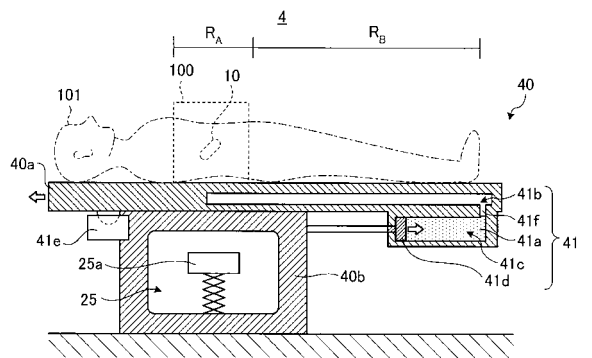
【図39】



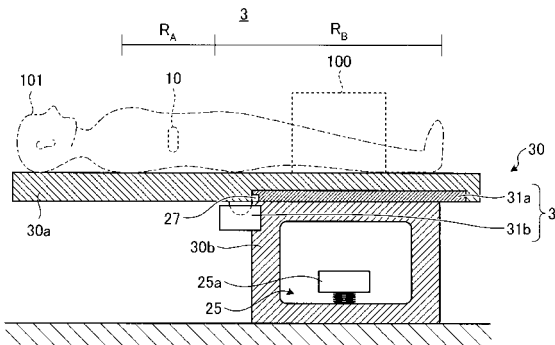
【図40】



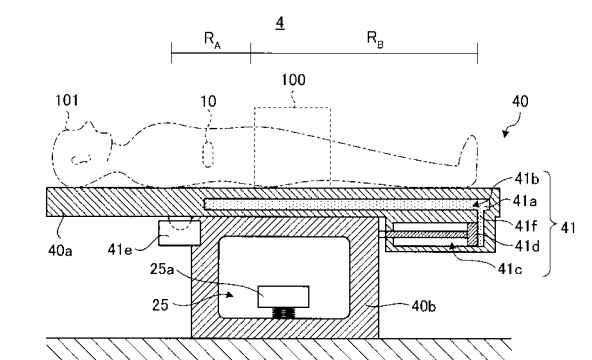
【図42】



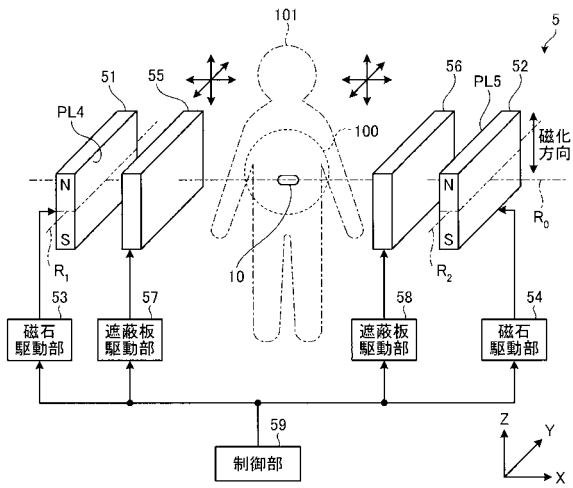
【図41】



【図43】



【 図 4 4 】



---

フロントページの続き

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開2007-215583(JP,A)  
特開2011-147785(JP,A)  
国際公開第2007/037380(WO,A1)  
特開2012-071176(JP,A)  
国際公開第2007/083708(WO,A1)  
特開2007-167265(JP,A)  
国際公開第2011/118253(WO,A1)  
国際公開第2011/087037(WO,A1)  
国際公開第2008/007771(WO,A1)  
特開2006-068501(JP,A)  
特表2008-503310(JP,A)  
特開2005-103091(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00  
A61B 5/07

专利名称(译)	诱导装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5458225B1</a>	公开(公告)日	2014-04-02
申请号	JP2013549646	申请日	2013-05-07
[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		
当前申请(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	千葉淳 瀧澤寛伸 河野宏尚		
发明人	千葉 淳 瀧澤 寛伸 河野 宏尚		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00158		
FI分类号	A61B5/07 A61B1/00.320.B		
代理人(译)	酒井宏明		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2012106330 2012-05-07 JP		
其他公开文献	JPWO2013168710A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供一种包括永久磁铁的引导装置，该永久磁铁具有允许产生适于引导胶囊医疗装置的磁场的形状。引导装置对胶囊型内窥镜10施加磁场，该胶囊型内窥镜10在将胶囊型内窥镜10导入被检体内时在内部配置有第一永久磁铁，从而在对象内引导胶囊型内窥镜10。引导装置包括被配置为布置在对象外部的体外永磁体25a。体外永磁体25a是第二永磁体，其具有包含磁化方向和与磁化方向正交的第一方向的第一平面，并且将胶囊型内窥镜10限制在面向第一平面的区域内。在体外永磁体25a中，在第一方向上的长度比在磁化方向上的长度长。