

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013 年 11 月 14 日(14.11.2013)



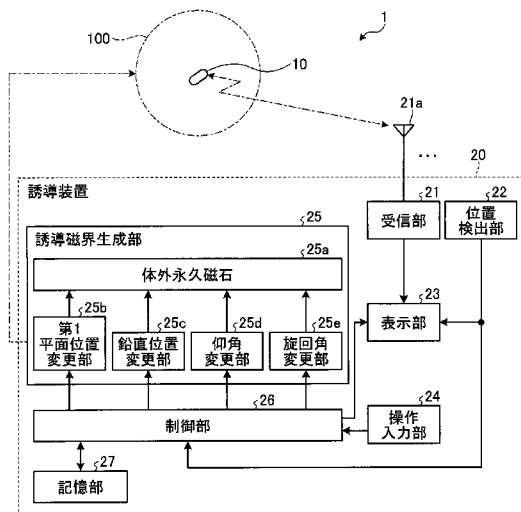
(10) 国際公開番号
WO 2013/168681 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/062784
- (22) 国際出願日: 2013 年 5 月 2 日(02.05.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-106332 2012 年 5 月 7 日(07.05.2012) JP
- (71) 出願人: オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.)
[JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 河野 宏尚 (KAWANO, Hironao); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 酒井 宏明 (SAKAI, Hiroaki); 〒1006020 東京都千代田区霞が関三丁目 2 番 5 号 霞が関ビルディング 酒井国際特許事務所 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロパ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI

[続葉有]

(54) Title: GUIDANCE DEVICE AND CAPSULE MEDICAL DEVICE GUIDANCE SYSTEM

(54) 発明の名称: 誘導装置及びカプセル型医療装置誘導システム



(57) Abstract: Provided are a guidance device and a capsule medical device guidance system with which it is possible to increase operability by a user of a capsule medical device magnetic guidance system. A guidance device (20) comprises: an external permanent magnet (25a); a first planar location change unit (25b) through an angle of traverse change unit (25e) which translate and rotate the external permanent magnet; an operation input unit (24) which receives input of first information relating to an operation which changes the location of a capsule endoscope (10) and second information relating to an operation which changes the orientation of the capsule endoscope (10); and a control unit (26) which, on the basis of the first information and the second information, controls the first planar location change unit (25b) through the angle of traverse change unit (25e), translating and rotating the external permanent magnet (25a). When the operation input unit (24) receives the second information, the control unit (26) corrects the change of the location of the capsule endoscope (10) arising from the rotation of the external permanent magnet (25a) by translating the capsule endoscope (10) relative to a subject.

(57) 要約:

[続葉有]

- 20 Guidance device
21 Receiving unit
22 Location detection unit
23 Display unit
24 Operation input unit
25 Guiding magnetic field generation unit
25a External permanent magnet
25b First planar location change unit
25c Plumb location change unit
25d Angle of elevation change unit
25e Angle of traverse change unit
26 Control unit
27 Storage unit

WO 2013/168681 A1



(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

ユーザによるカプセル型医療装置磁気誘導システムの操作性を高めることができる誘導装置及びカプセル型医療装置誘導システムを提供する。誘導装置 20 は、体外永久磁石 25 a と、該体外永久磁石を並進及び回転させる第 1 平面位置変更部 25 b ～ 旋回角変更部 25 e と、カプセル型内視鏡 10 の位置を変化させる動作に関する第 1 の情報及びカプセル型内視鏡 10 の姿勢を変化させる動作に関する第 2 の情報の入力を受け付ける操作入力部 24 と、第 1 の情報及び第 2 の情報に基づき第 1 平面位置変更部 25 b ～ 旋回角変更部 25 e を制御して、体外永久磁石 25 a を並進及び回転させる制御部 26 とを備え、制御部 26 は、操作入力部 24 が第 2 の情報を受け付けた場合に、体外永久磁石 25 a の回転に起因して生じるカプセル型内視鏡 10 の位置の変化を、カプセル型内視鏡 10 を被検体に対して相対的に並進させることにより補正する。

明 細 書

発明の名称：誘導装置及びカプセル型医療装置誘導システム

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及びカプセル型医療装置誘導システムに関する。

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] 近年では、被検体内部の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）する誘導装置を備えた誘導システムが提案されている（例えば、特許文献1参照）。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（以下、体内永久磁石ともいう）が設けられる。また、誘導装置は、電磁石や永久磁石（以下、体外永久磁石ともいう）等の磁界発生部を備え、被検体内部に導入されたカプセル型内視鏡に磁界を印加し、この印加した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。この場合、誘導システムには、カプセル型内視鏡が取得した画像データを受信してリアルタイムに体内画像を表示可能な表示部が設けられ、ユーザは、表示部に表示された体内画像を参照しつつ、誘導システムに設けられた操作入力部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。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特表2008-503310号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] ところが、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姿勢を制御するために、体外永久磁石の傾きを変化させると、任意の平面内におけるカプセル型内視鏡の拘束位置も変化してしまう。そこで、カプセル型内視鏡の拘束位置を補正するために、体外永久磁石も併せて移動させなくてはならないが、この際の体外永久磁石の移動方向や移動量を操作者が予測できないため、操作性が低下するという問題もあった。

[0006] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、ユーザによる誘導システムの操作性を高めることができる誘導装置及びカプセル型医療装置誘導システムを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る誘導装置は、永久磁石が内部に配置されたカプセル型医療装置を被検体内に導入し、該カプセル型内視鏡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、磁界発生部と、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させる並進機構と、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に回転させる回転機構と、前記カプセル型医療装置の位置を変化させる動作に関する第1の情報、及び、前記カプセル型医療装置の姿勢を変化させる動作に関する第2の情報の入力を受け付ける入力部と、前記第1の情報及び前記第2の情報に基づき前記並進機構及び前記回転機構を制御して、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進及び回転させる制御部とを備え、前記制御部は、前記入力部が前記第2

の情報の入力を受け付けた場合に、前記磁界発生部の前記被検体に対する回転に起因して生じる前記カプセル型医療装置の位置の変化を、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させることにより補正することを特徴とする。

[0008] 上記誘導装置において、前記回転機構は、前記磁界発生部を、前記磁界発生部の磁化方向を含む鉛直面内で前記被検体に対して相対的に回転させる機構を有し、前記制御部は、前記第2の情報に基づき、前記磁界発生部を前記機構により回転させる場合に、前記磁界発生部の回転に起因して生じる前記カプセル型医療装置の位置の変化を、前記磁界発生部を、前記鉛直面と水平面との交線に平行な方向に前記被検体に対して相対的に並進させることにより補正することを特徴とする。

[0009] 上記誘導装置において、前記回転機構は、前記磁界発生部を、前記磁界発生部の磁化方向を鉛直軸に対して傾けた状態で、鉛直軸を中心に前記被検体に対して相対的に回転させる第2の機構を有し、前記制御部は、前記第2の情報に基づき、前記磁界発生部を前記第2の機構により回転させる場合に、前記磁界発生部の回転に起因して生じる前記カプセル型医療装置の位置の変化を、前記磁界発生部を水平面内で前記被検体に対して相対的に並進させることにより補正することを特徴とする。

[0010] 上記誘導装置は、前記カプセル型医療装置が導入される前記被検体を載置する載置台をさらに備え、前記並進機構は、前記磁界発生部を並進させる第1の並進機構と前記載置台を並進させる第2の並進機構とを有し、前記制御部は、前記第1及び第2の情報に基づき前記並進機構が前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させるトータルの並進量の一部を前記第1の並進機構により並進させ、前記並進量の残りの部分を前記第2の並進機構により並進させることを特徴とする。

[0011] 上記誘導装置において、前記制御部は、前記入力部が第2の情報の入力を受け付けた場合に、前記磁界発生部の前記被検体に対する回転に起因して生じる前記カプセル型医療装置の位置の変化を、前記第1の並進機構のみを並

進させることにより補正することを特徴とする。

[0012] 上記誘導装置において、前記制御部は、前記トータルの並進量を、前記第 1 の並進機構による並進量と前記第 2 の並進機構による並進量とに、所定の比率で分配することを特徴とする。

[0013] 上記誘導装置において、前記制御部は、前記トータルの並進量を、前記第 1 の並進機構と前記第 2 の並進機構の上限速度に応じて、前記第 1 の並進機構による並進量と前記第 2 の並進機構による並進量とに分配することを特徴とする。

[0014] 上記誘導装置は、前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出部をさらに備え、前記制御部は、前記位置検出部における検出結果と、前記磁界発生部が回転する回転角とに基づいて、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させる並進量を算出することを特徴とする。

[0015] 上記誘導装置は、前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出部と、前記カプセル型医療装置と前記磁界発生部との間の距離及び前記磁界発生部の回転角と、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させる並進量との関係を記憶する記憶部をさらに備え、前記制御部は、前記位置検出部の検出結果から算出される前記カプセル型医療装置と前記磁界発生部との間の距離と、前記入力部が受け付けた前記第 2 の情報に従って制御される前記磁界発生部の回転角とに基づいて前記記憶部から前記並進量を抽出することを特徴とする。

[0016] 上記誘導装置は、前記磁界発生部の回転角と、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させる並進量の代表値との関係を記憶する記憶部をさらに備え、前記制御部は、前記入力部が受け付けた前記第 2 の情報に従って制御される前記磁界発生部の回転角に基づいて前記記憶部から前記並進量を抽出することを特徴とする。

[0017] 上記誘導装置は、前記カプセル型医療装置と前記磁界発生部との間の距離及び前記磁界発生部の回転角と、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させる並進量との関係を記憶する記憶部をさらに備え、前記入力部

は、前記カプセル型医療装置と前記磁界発生部との間の距離に関する情報の入力をさらに受け付け、前記制御部は、前記入力部が受け付けた前記距離に関する情報と、前記第2の情報に従って制御される前記磁界発生部の回転角とに基づいて前記記憶部から前記並進量を抽出することを特徴とする。

[0018] 上記誘導装置において、前記入力部は、前記カプセル型医療装置の誘導モードに関する情報の入力をさらに受け付け、前記誘導モード及び前記磁界発生部の回転角と、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させる並進量との関係を記憶する記憶部をさらに備え、前記制御部は、前記入力部が受け付けた前記誘導モードに関する情報に基づいて前記記憶部から前記並進量を抽出することを特徴とする。

[0019] 上記誘導装置において、前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出部をさらに備え、前記制御部は、前記入力部が受け付けた少なくとも前記第2の情報に基づいて、前記カプセル型医療装置の目標位置情報を取得し、該目標位置情報と前記位置検出部の検出結果とに基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を制御することを特徴とする。

[0020] 上記誘導装置において、前記磁界発生部は永久磁石であることを特徴とする。

[0021] 本発明に係るカプセル型医療装置誘導システムは、永久磁石が内部に配置されたカプセル型医療装置と、上記誘導装置とを備えることを特徴とする。

発明の効果

[0022] 本発明によれば、カプセル型医療装置の回転に関する情報が入力された場合に、磁界発生部の回転に起因して生じるカプセル型医療装置の位置の変化を、カプセル型医療装置を被検体に対して相対的に並進させることにより補正するので、ユーザによるカプセル型医療装置磁気誘導システムの操作性を高めることが可能になる。

図面の簡単な説明

[0023] [図1]図1は、本発明の実施の形態1に係る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に示す誘導装置の外観の一構成例を示す模式図である。

[図3]図3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4]図4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5]図5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6]図6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る状態）を説明するための概念図である。

[図8]図8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。

[図9]図9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10]図10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11]図11は、図1に示す操作入力部の一例を示す図である。

[図12]図12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医療装置の磁気誘導を説明するための図である。

[図13]図13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14]図14は、カプセル型内視鏡の拘束位置の補正の原理を説明するための概念図である。

[図15]図15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16]図16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17]図17は、図16に示す各永久磁石の磁界強度を示すグラフである。

[図18]図18は、図16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19]図19は、図16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20]図20は、図16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21]図21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22]図22は、図21に示す各永久磁石の磁界強度を示すグラフである。

[図23]図23は、図21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24]図24は、図21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25]図25は、図21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26]図26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27]図27は、変形例1-5に係る操作入力部の一例を示す図である。

[図28]図28は、図27に示す操作入力部によって操作可能なカプセル型医療装置の磁気誘導を説明するための図である。

[図29]図29は、本発明の実施の形態2に係るカプセル型医療装置磁気誘導システムの一構成例を示す図である。

[図30]図30は、図29に示す誘導装置の外観を模式的に示す斜視図である。

[図31]図31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を示す模式図である。

発明を実施するための形態

[0024] 以下に、本発明の実施の形態に係る誘導装置及びカプセル型医療装置誘導システムについて、図面を参照しながら説明する。なお、以下の説明においては、カプセル型医療装置として、被検体内に経口にて導入され、被検体の胃に蓄えた液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得る程度に形状、大きさ、及び位置関係を概略的に示してあるに過ぎない。従って、本発明は各図で例示された形状、大きさ、及び位置関係のみに限定されるものではない。なお、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。

[0025] (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 2 は、図 1 に示す誘導装置の外観の一例を示す模式図である。図 1 に示すように、実施の形態 1 におけるカプセル型医療装置誘導システム 1 は、被検体の体腔内に導入されるカプセル型医療装置であって、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 100 を発生することにより、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。

[0026] 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、被検体の臓器内部（例えば胃内部）に導入された液体中を漂い、磁界 100 によって磁気誘導されつつ被検体内を順次撮像し、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。

[0027] 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て体内画像を画面表示すると共に、被検体内におけるカプセル型内視鏡１０の位置を画面表示する表示部２３と、カプセル型医療装置誘導システム１に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２４と、カプセル型内視鏡１０を誘導するための磁界を生成する誘導磁界生成部２５と、これらの各部を制御する制御部２６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２７とを備える。

[0028] 図２は、誘導装置２０の外観を模式的に示す斜視図である。図２に示すように、誘導装置２０には、被検体が載置される載置台として、ベッド２０ａが設けられている。このベッド２０ａの下部に、磁界１００を生成する誘導磁界生成部２５が少なくとも配置される。

[0029] 受信部２１は、複数のアンテナ２１ａを備え、これらの複数のアンテナ２１ａ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。受信部２１は、複数のアンテナ２１ａ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１０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２１は、この無線信号から被検体内に関する画像データを抽出する。受信部２１は、抽出した画像データを含む画像信号を表示部２３に出力する。

[0030] 位置検出部２２は、受信部２１が受信した無線信号の信号強度に基づいて、被検体内におけるカプセル型内視鏡１０の位置を推定する演算を行う。

[0031] 表示部２３は、液晶ディスプレイ等の各種ディスプレイを含み、受信部２１から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２３は、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と共に、カプセル型内視鏡１０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 23 は、誘導装置 20 が発生する磁界から推定されるカプセル型内視鏡 10 の位置や姿勢を表示しても良いし、位置検出部 22 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内の位置を画面に表示してもよい。また、表示部 23 は、例えば、制御部 26 の制御に従って選択された体内画像の縮小画像、被検体の患者情報及び検査情報等を表示する。

[0032] 操作入力部 24 は、ジョイスティック、各種ボタン及び各種スイッチを備えた操作卓、キーボード等の入力デバイスによって実現され、カプセル型内視鏡 10 を磁気で誘導するための誘導指示情報や誘導装置 20 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 10 の姿勢や位置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 10 の位置を変化させる動作や、カプセル型内視鏡 10 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 10 の視野（後述する撮像部 11A、11B）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 24 は、入力を受け付けたこれらの情報を制御部 26 に入力する。

[0033] 誘導磁界生成部 25 は、被検体内に導入されたカプセル型内視鏡 10 の位置や傾斜角や方位角を、被検体に対して相対的に変化させるための磁界を生成する。より詳細には、誘導磁界生成部 25 は、磁界を発生する磁界発生部としての体外永久磁石 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、第 1 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。

[0034] 図 3 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 3 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、自身の磁化方向と平行な 4 つの面の内の 1 つの面（以下、カプセル対向面 PL ともいう）と対向する領域内にカプセル型内視鏡 1

0を拘束する。

- [0035] 体外永久磁石25aは、初期状態において、カプセル対向面PLが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の初期状態にあるときの体外永久磁石25aの配置を基準配置とし、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。
- [0036] 体外永久磁石25aは、直方体形状の3方向の辺の長さの内、磁化方向と直交する水平面方向（図3においては、Y軸方向）の辺の長さが、磁化方向（図3においては、X軸方向）及びカプセル対向面PLに直交する方向（図3においては、Z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PL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。
- [0037] 第1平面位置変更部25bは、体外永久磁石25aを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で水平面内に移動を行うものである。
- [0038] 鉛直位置変更部25cは、体外永久磁石25aを鉛直方向において並進させる並進機構である。
- [0039] 仰角変更部25dは、体外永久磁石25aを含む鉛直面内において永久磁石を回転させて、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。仰角変更部25dは、好ましくは、カプセル対向面PLと平行且つ磁化方向と直交し、体外永久磁石25aの中心を通る軸（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。以下、体外永久磁石25aと水平面とのなす角度を仰角 θ とする。
- [0040] 旋回角変更部25eは、体外永久磁石25aの中心を通る鉛直方向の軸に対して体外永久磁石25aを回転させる。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、基準配置に対して体外

永久磁石 25 a が旋回した角度を旋回角 ϕ とする。

[0041] 旋回角変更部 25 e により体外永久磁石 25 a を旋回角 ϕ だけ旋回させ、基準配置に対する回転軸 Y_c の角度を変化させた状態で、仰角変更部 25 d により体外永久磁石 25 a を回転軸 Y_c に対して回転させることで、体外永久磁石 25 a が発生する磁界に拘束されたカプセル型内視鏡 10 の傾斜角及び方位角を変化させることができる。

[0042] 制御部 26 は、位置検出部 22 の検出結果、及び操作入力部 24 が受け付けた誘導指示情報に基づいて誘導磁界生成部 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 をユーザ所望の位置及び姿勢に誘導する。この際、制御部 26 は、体外永久磁石 25 a の回転によって生じるユーザが意図しないカプセル型内視鏡 10 の位置変化を補正するため、補正方向及び補正量を算出し、算出した補正方向及び補正量に基づいて第 1 平面位置変更部 25 b の動作を制御する。

[0043] 記憶部 27 は、フラッシュメモリ又はハードディスク等の書き換え可能に情報を保存する記憶メディアを用いて実現される。記憶部 27 は、カプセル型内視鏡 10 によって撮像された被検体の体内画像群の画像データその他、制御部 26 が誘導装置 20 の各部を制御するための各種プログラムや各種パラメータといった情報を記憶する。

[0044] 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 4 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 4 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 によって生成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。

[0045] 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 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、可視光に対して略不透明な有色の筐体である。これらの筒状筐体 12 a 及びドーム形状筐体 12 b、12 c によって形成されるカプセル型筐体 12 は、図 4 に示すように、撮像部 11 A、11 B、無線通信部 16、制御部 17、電源部 18 及び永久磁石 19 を液密に内包する。

[0046] 撮像部 11 A は、LED 等の照明部 13 A と、集光レンズ等の光学系 14 A と、CMOS イメージセンサ又は CCD 等の撮像素子 15 A とを有する。照明部 13 A は、撮像素子 15 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 12 b 越しに撮像視野内の被写体を照明する。光学系 14 A は、この撮像視野からの反射光を撮像素子 15 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 15 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、即ち被検体の体内画像を表す画像情報を生成する。

[0047] 撮像部 11 B は、撮像部 11 A と同様に、LED 等の照明部 13 B と、集光レンズ等の光学系 14 B と、CMOS イメージセンサ又は CCD 等の撮像素子 15 B とを有する。

[0048] 図 4 に示すように、カプセル型内視鏡 10 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 11 A、11 B は、各光軸がカプセル型筐体 12 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 15 A、15 B の撮像面が長軸 L a に対して直交するように、撮像部 11 A、11 B が実装される。

[0049] 無線通信部 16 は、アンテナ 16 a を備え、上述した撮像部 11 A、11 B によって取得された画像情報を、アンテナ 16 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 16 は、撮像部 11 A 又は撮像部 11 B が生成した画像情報に基づく画像信号を制御部 17 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 16 は、この無線信号を、アンテナ 16 a を介して外部の受信部 21 に送信する。

[0050] 制御部 17 は、撮像部 11 A、11 B 及び無線通信部 16 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 17 は、照明部 13 A が照明した撮像視野内の被写体を撮像素子 15 A に撮像させ、照明部 13 B が照明した撮像視野内の被写体を撮像素子 15 B に撮像させる。また、制御部 17 は、画像信号を生成する信号処理機能を有する。制御部 17 は、撮像素子 15 A、15 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 17 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 16 を制御する。

[0051] 電源部 18 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 18 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 10 の各構成部（撮像部 11 A、11 B、無線通信部 16、及び制御部 17）に適宜供給する。また、電源部 18 は、オフ状態の場合に、カプセル型内視鏡 10 の各構成部への電力供給を停止する。

[0052] 永久磁石 19 は、誘導磁界生成部 25 が生成した磁界 100 によるカプセル型内視鏡 10 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 12 の内部に固定配置される。具体的には、永久磁石 19 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 19 は、外部から印加された磁界に追従して動作し、この結果、誘導磁界生成部 25 によるカプセル型内視鏡 10 の磁気誘導が実現する。

[0053] ここで、図5を参照しながら、撮像素子15A、15Bと永久磁石19との相対的な位置関係について説明する。永久磁石19は、上述した撮像部11A、11Bに対して相対的に固定された状態でカプセル型筐体12の内部に固定配置される。より詳細には、永久磁石19は、その磁化方向が、撮像素子15A、15B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5に示すように、永久磁石19は、その磁化方向 Y_m が撮像素子15A、15B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。

[0054] 図6は、被検体内に液体Wを導入した状態でのカプセル型内視鏡10の様子を説明するための概念図である。なお、図6は、カプセル型内視鏡10の位置及び姿勢を制御するための誘導磁界生成部25からの磁界がカプセル型内視鏡10内の永久磁石19に作用していない状態を示している。

[0055] 実施の形態1において例示するカプセル型内視鏡10は、液体W内で浮くように設計されている。また、カプセル型内視鏡10の重心Gは、カプセル型内視鏡10の幾何学的中心Cからカプセル型内視鏡10の長軸 L_a （カプセル型内視鏡10の長手方向の中心軸：図4参照）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10の重心Gは、電源部18及び永久磁石19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12の幾何学的中心Cから撮像部11B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10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10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10は、このような直立姿勢において、鉛直上方に撮像部11Aの撮像視野を向けるとともに鉛直下方に撮像部11B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。

[0056] また、上述したように、永久磁石19は、その磁化方向 Y_m （図5参照）が長軸 L_a と直交するように配置される。即ち、永久磁石19の磁化方向 Y

mは、カプセル型内視鏡10の径方向と一致する。従って、カプセル型内視鏡10の位置及び姿勢を制御するための磁界が永久磁石19に作用していない場合、カプセル型内視鏡10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12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。

[0057] 図7は、被検体内に液体Wを導入した状態でのカプセル型内視鏡10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10の傾斜角を制御するための磁界を永久磁石19に作用させている状態を示している。

[0058] 図7に示すように、重力方向 D_g に対するカプセル型内視鏡10の長軸 L_a の傾きは、カプセル型内視鏡10の永久磁石19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、磁力線の方が水平面に対して角度を有する磁界を永久磁石19に作用させることで、永久磁石19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10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10の姿勢が変化する。このような制御を行う磁界は、誘導装置20の仰角変更部25dにより体外永久磁石25aの仰角 θ を変化させることにより実現される（図1及び図3参照）。

[0059] 従って、カプセル型内視鏡10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10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10周囲の体内画像を容易に取得することが可能となる。このような制御を行う磁界は、誘導装置20の旋回角変更部25eにより体外永久磁石25aを旋回させることにより実現される（図1及び図3参照）。

[0060] このとき、誘導装置20の表示部23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による被検体の体内画像を表示する。こ

の結果、図 8 に示すように、表示部 23 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 の表示画面の上下方向と一致することとなる。

[0061] 図 9 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 内で磁界強度のピークを持つ磁界（図 9（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 9（b）参照）。このような磁界は、具体的には、誘導装置 20 の第 1 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。

[0062] 図 10 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、磁気勾配の分布がカプセル対向面 P L 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。

[0063] 例えば、図 10（a）に示すように、カプセル対向面 P L を水平にした場合に、鉛直位置が高くなるほど磁気勾配が弱くなる磁界を永久磁石 19 に作用させる。このとき、図 10（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。

[0064] 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 11 (a) は、操作入力部 24 の正面図であり、図 11 (b) は、操作入力部 24 の右側面図である。図 12 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。

[0065] 図 11 (a) に示すように、操作入力部 24 は、誘導磁界生成部 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 31、32 を備える。ジョイスティック 31、32 は、上下方向及び左右方向に傾動操作が可能である。

[0066] 図 11 (b) に示すように、ジョイスティック 31 の背面には、アップボタン 34 U、ダウンボタン 34 B が設けられている。アップボタン 34 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 26 に入力し、ダウンボタン 34 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 26 に入力する。ジョイスティック 31 の上部には、キャプチャボタン 35 が設けられている。キャプチャボタン 35 は、押圧されることによって、表示部 23 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 32 の上部には、アプローチボタン 36 が設けられている。アプローチボタン 36 は、押圧されることによって、撮像部 11 A の撮像対象に対してカプセル型内視鏡 10 の撮像部 11 A 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 26 に入力する。

[0067] 図 11 (a) に示すように、ジョイスティック 31 の矢印 Y11 j に示す上下方向の傾動方向は、図 12 の矢印 Y11 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 31 の矢印 Y11 j の傾動操作に対応する誘導指示情報が制御部 26 に入力された場合、制御部 26 は、この誘導指示情報をもとに、ジョイスティック 31 の傾動方向に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 3 1 の傾動操作に応じて誘導量を演算する。そして、誘導磁界生成部 2 5 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 2 5 a の仰角 θ を変化させるよう、仰角変更部 2 5 d を制御する。

[0068] 図 1 1 (a) に示すように、ジョイスティック 3 1 の矢印 Y 1 2 j に示す左右方向の傾動方向は、図 1 2 の矢印 Y 1 2 のようにカプセル型内視鏡 1 0 が鉛直軸 A z 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 2 4 から、ジョイスティック 3 1 の矢印 Y 1 2 j の傾動操作に対応する誘導指示情報が制御部 2 6 に入力された場合、制御部 2 6 は、この誘導指示情報をもとに、ジョイスティック 3 1 の傾動方向に応じて、カプセル型内視鏡 1 0 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 3 1 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 2 5 a を旋回させるよう、旋回角変更部 2 5 e を制御する。

[0069] 図 1 1 (a) に示すように、ジョイスティック 3 2 の矢印 Y 1 3 j に示す上下方向の傾動方向は、図 1 2 の矢印 Y 1 3 のようにカプセル型内視鏡 1 0 の長軸 L a を水平面 H p 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 2 4 から、ジョイスティック 3 2 の矢印 Y 1 3 j の傾動操作に対応する誘導指示情報が制御部 2 6 に入力された場合、制御部 2 6 は、この誘導指示情報をもとに、ジョイスティック 3 2 の傾動方向に応じて、カプセル型内視鏡 1 0 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 2 5 a を並進させるよう、第 1 平面位置変更部 2 5 b を制御する。

[0070] 図 1 1 (a) に示すように、ジョイスティック 3 2 の矢印 Y 1 4 j に示す左右方向の傾動方向は、図 1 2 の矢印 Y 1 4 のようにカプセル型内視鏡 1 0 が水平面 H p を、長軸 L a を水平面 H p 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 2 4 から、ジョイスティック 3 2 の矢印 Y 1 4 j の傾動操作に対応する

誘導指示情報が制御部 26 に入力された場合、制御部 26 は、この誘導指示情報をもとに、ジョイスティック 32 の傾動方向に応じて、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、第 1 平面位置変更部 25 b を制御する。

[0071] また、ジョイスティック 32 の背面には、アップボタン 34 U 及びダウンボタン 34 B が設けられている。図 11 (b) の矢印 Y 15 j に示すようにアップボタン 34 U が押圧された場合には、図 12 に示す鉛直軸 A z 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 11 (b) の矢印 Y 16 j に示すように、ダウンボタン 34 B が押圧された場合には、図 12 に示す鉛直軸 A z 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 34 U 又はダウンボタン 34 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 26 に入力された場合、制御部 26 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 34 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 34 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。

[0072] なお、操作入力部 24 は、このようなジョイスティック 31、32 と共に、各種操作ボタンやキーボード等からなる入力デバイスをさらに有しても良い。

[0073] 図 13 は、表示部 23 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11Aが撮像した生体画像Sg1が左側に表示され、11B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35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の姿勢は、操作入力部24の誘導指示情報に対応する姿勢を表示している。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の姿勢は、実際のカプセル型内視鏡10の姿勢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。

[0074] 次に、カプセル型内視鏡10の姿勢を変化させる際の制御部26の動作について詳しく説明する。ここで、カプセル型内視鏡10の姿勢を変化させるために体外永久磁石25aを回転させると、それによって生じる磁界の変化により、カプセル型内視鏡10に対して水平面内を移動させる推力が働き、カプセル型内視鏡10の拘束位置が、ユーザが意図した位置からずれてしまう。

[0075] 例えば、図14に示すように、カプセル型内視鏡10の鉛直面(ZX面)内における拘束位置は、鉛直方向におけるカプセル型内視鏡10と体外永久磁石25aとの距離、即ち、カプセル型内視鏡10の高さHと、体外永久磁石25aの回転角 θ とによって決まる。そのため、カプセル型内視鏡10が $X = X_0$ 、 $Z = H_n$ ($n = 1, 2, \dots$) に位置する場合、体外永久磁石25aを仰角 θ_n だけ回転させると、カプセル型内視鏡10の拘束位置が-X軸方向に

距離 D_n だけ変化しようとする。

[0076] そこで、制御部26は、カプセル型内視鏡10を元の位置($X = X_0$)に維持しておくために、カプセル型内視鏡10を、体外永久磁石25aの回転によって生じた変化量に対応する量(補正量)だけ、カプセル型内視鏡10の位置変化の方向とは反対方向(補正方向)にカプセル型内視鏡10を移動させる制御を行う。それにより、カプセル型内視鏡10の拘束位置の変化を相殺する。

[0077] なお、実際のXYZ座標上では、補正方向は、体外永久磁石25aの磁化方向を含む鉛直面と水平面とが交差する軸における仰角変更部25dによる体外永久磁石25aの回転方向の反対方向となる。また、上記補正量 D_n は、カプセル型内視鏡10の方位角を与える体外永久磁石25aの旋回角 ϕ に応じて、X軸方向の補正量とY軸方向の補正量とに配分される。

[0078] 具体的な動作として、制御部26は、位置検出部22から出力された検出結果から、カプセル型内視鏡10の鉛直方向における位置(図14に示す距離 H_1 、 H_2 に対応)を取得する。また、制御部26は、操作入力部24から入力された誘導指示情報から、ユーザ所望のカプセル型内視鏡10の方位角及び傾斜角の変化並びに移動を実現するために必要な体外永久磁石25aの旋回角 ϕ 、仰角 θ 、並進方向、及び並進量を算出する。そして、体外永久磁石25aの回転によって生じるカプセル型内視鏡10の拘束位置の変化を補正するため、旋回角 ϕ を用いて補正方向を算出すると共に、仰角 θ を用いて補正量を算出する。なお、このときに用いる算出式は、予め記憶部27に記憶させておく。さらに、制御部26は、誘導指示情報に基づく体外永久磁石25aの並進方向及び並進量を、算出した補正方向及び補正量を用いて補正する。そして、制御部26は、算出した旋回角 ϕ 及び仰角 θ で体外永久磁石25aを旋回及び回転を変更させると共に、補正済みの並進方向及び並進量で体外永久磁石25aを並進させるよう、誘導磁界生成部25の各部を制御する。

[0079] なお、制御部26は、上記補正方向及び補正量を算出する代わりに、体外

永久磁石 25 a の旋回角 ϕ 及び仰角 θ と、カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向における位置とに対応付けられた補正方向及び補正量を予め記憶部 27 に記憶させ、操作入力部 24 からカプセル型内視鏡 10 を回転させる誘導指示情報が入力された際に、入力された誘導指示情報及び位置検出部 22 の検出結果（カプセル型内視鏡 10 の鉛直方向における位置）に基づいて、必要な補正方向及び補正量を記憶部 27 から抽出するようにしても良い。

[0080] また、制御部 26 は、第 1 平面位置変更部 25 b が体外永久磁石 25 a を並進させる際には、カプセル型内視鏡 10 の移動が所定時間内に完了するよう、並進量に応じて体外永久磁石 25 a の並進速度を調節する制御を行っても良い。

[0081] 次に、体外永久磁石 25 a の形状に関する条件について説明する。

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 25 a 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 15 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 15 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 P L' の磁化方向と直交する方向を y 軸方向、面 P L' 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 に対する方位角及び傾斜角を変更する際の誘導に関与する。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関与する。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関与する。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関与する。

[0082] 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 16 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 16 に示す「x 軸方向の長さ」は x 軸と平行な辺の長

さに対応し、「 y 軸方向の長さ」は y 軸と平行な辺の長さに対応し、「 z 軸方向の長さ」は z 軸と平行な辺の長さに対応する。また、図16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。なお、タイプ「 $x-y-z$ 」は、全ての辺の長さが等しい立方体を示す。

[0083] 図17は、図16に示す各永久磁石の磁界強度を示すグラフである。図18は、図16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19は、図16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20は、図16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17において、磁界強度の値は正規化されている。また、図18～図20を通して、磁気勾配の値は正規化されている。図19及び図20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。

[0084] カプセル型内視鏡10の方位角及び傾斜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17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の方位角及び傾斜角の制御に適した形状は、 z 軸方向の長さが y 軸方向の長さよりも短い形状であることがわかる。さらには、 z 軸方向の長さが x 軸方向及び y 軸方向の長さよりも短い、平たい形状がより好ましいと言える。

[0085] また、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 $z-x$ 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 軸方向の長さを短くする方が良い。この場合、永久磁石をより被検体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内に効率良く生成することができ、誘導磁界生成部25を小型化することができる。

[0086] 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 18 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 軸方向の長さを短くした平たい形状であることがわかる。

[0087] 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 19 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 20 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 軸方向と比較して、 y 軸方向の長さが長い形状であることがわかる。また、 x 軸方向の長さは、 y 軸方向及び z 軸方向と比較して、あまり長くしない方が好ましいと言える。

[0088] 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。

[0089] 図 21 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 21 に示す「 x 軸方向の長さ」は x 軸と平行な辺の長さに対応し、「 y 軸方向の長さ」は y 軸と平行な辺の長さに対応し、「 z 軸方向の長さ」は z 軸と平行な辺の長さに対応する。また、図 21 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

2 1 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。

[0090] 図 2 2 は、図 2 1 に示す各永久磁石の磁界強度を示すグラフである。図 2 3 は、図 2 1 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 2 4 は、図 2 1 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 2 5 は、図 2 1 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 2 2 において、磁界強度の値は正規化されている。また、図 2 3～図 2 5 を通して、磁気勾配の値は正規化されている。図 2 4 及び図 2 5 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。

[0091] 図 2 2 及び図 2 3 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。

[0092] 一方、図 2 4 に示すように、永久磁石の z 軸方向の長さに対し、 y 軸方向の長さを長くするほど（例えば、タイプ $y-x-z$ (3 3) 及びタイプ $y-x-z$ (5 0)）、 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 $y-x-z$ (3 3)）、図 2 5 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 z 軸方向の長さの比を決定すれば良い。

[0093] 図 2 6 は、 z 軸方向の長さに対する y 軸方向の長さとの比率（長さの比率）と、タイプ $y-x-z$ (3 3) 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度の比率との関係を示すグラフである。図 2 6 に示すように、 z 軸方向の長さに対する y 軸方向の長さが 1.5 倍になると、タイプ $y-x-z$ (3 3) の永久磁石、即ち、 z 軸方向の長さに対する y 軸

方向の長さ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することができる。さらに、z軸方向の長さに対するy軸方向の長さが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軸方向の長さに対するy軸方向の長さを1.5倍以上又は3倍以上とすると良い。

[0094] 以上説明したように、実施の形態1によれば、体外永久磁石25aの回転に起因するカプセル型内視鏡10の拘束位置の変化を、制御部26の制御の下でこの体外永久磁石25aを並進させることにより補正するので、ユーザによるカプセル型医療装置磁気誘導システムの操作性を高めることが可能となる。

[0095] また、実施の形態1によれば、被検体内に液体を導入した液体にカプセル型内視鏡10を浮かせた状態でカプセル型内視鏡10を誘導するので、カプセル型内視鏡10を誘導するための誘導磁界生成部25を、被検体が載置されるベッド20aの下部に配置することができ、誘導装置20全体を小型化することが可能となる。

[0096] 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10の両端に撮像部11A、11B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。

[0097] 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10の長軸Laに対して磁化方向が直交するように永久磁石19を配置したが、磁化方向が長軸Laの方向と一致するように永久磁石19を配置しても良い。このとき、重心Gをカプセル型内視鏡10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。

[0098] 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。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の方位角及び傾斜角を一意に制御することが可能となる。

[0099] 或いは、カプセル型内視鏡の重心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。

[0100] また、誘導装置20においてカプセル型内視鏡10を誘導する磁界を発生する磁石としては、上述した体外永久磁石25aと同様の磁界を発生する電磁石を用いても良い。

[0101] また、以上説明した実施形態1においては、体外永久磁石25aを直方体形状とした。しかしながら、体外永久磁石25aの磁化方向と直交する水平の方向の長さが、磁化方向の長さ、及び、磁化方向と磁化方向と直交する水平方向とに直交する方向の長さよりも長い形状を有していれば、直方体以外の形状にしても良い。好ましくは、体外永久磁石25aは、上記3方向の長さの内、磁化方向と磁化方向と直交する水平方向とに直交する方向の長さが最も短い形状を有するようにしても良い。この場合、強い磁界を発生することが可能となる。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。

[0102] (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。

実施の形態1において、制御部26は、体外永久磁石25aの回転に起因

するカプセル型内視鏡 10 の拘束位置の変化を補正するために必要な補正方向及び補正量を、位置検出部 22 が検出したカプセル型内視鏡 10 の鉛直位置、及び誘導指示情報に基づく体外永久磁石 25 a の旋回角 ϕ 及び仰角 θ に基づいて算出し、或いは、予め記憶部 27 に記憶された値から抽出した。しかしながら、制御部 26 が、誘導指示情報のみに基づいて上記補正方向及び補正量を取得する構成としても良い。この場合、体内永久磁石 25 a の旋回角 ϕ 及び仰角 θ に対応する補正方向及び補正量を、記憶部 27 に予め記憶させておく。記憶部 27 に記憶させる補正方向及び補正量としては、旋回角 ϕ 及び仰角 θ ごとに予め算出しておいた代表値（例えば、カプセル型内視鏡 10 の各鉛直位置に対応する補正量の平均値や最大値等）とすると良い。

[0103] 制御部 26 は、操作入力部 24 から誘導指示情報が入力されると、この誘導指示情報に基づいて、体外永久磁石 25 a の旋回角 ϕ 、仰角 θ 、並進方向及び並進量を算出する。そして、算出した旋回角 ϕ 及び仰角 θ に基づいて、記憶部 27 から補正方向及び補正量を抽出し、抽出した補正方向及び補正量を用いて誘導指示情報に基づく並進方向及び並進量を補正する。さらに、制御部 26 は、誘導指示情報に基づく旋回角 ϕ 及び仰角 θ 、並びに、補正済みの並進方向及び並進量で体外永久磁石 25 a を回転及び並進させるよう、誘導磁界生成部 25 の各部を制御する。

[0104] この変形例 1-1 によれば、位置検出部 22 の検出結果を用いることなく、補正方向及び補正量を取得するので、誘導磁界生成部 25 の制御を高速に行うことができる。

[0105] (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。

変形例 1-2 においては、補正量の算出に用いられるカプセル型内視鏡 10 の鉛直位置 H を、ユーザに手動で段階的に設定させることを特徴とする。例えば、表示部 23 は、制御部 26 の制御の下で、カプセル型内視鏡 10 の鉛直位置 H を表す複数の選択肢を画面表示する。操作入力部 24 は、ユーザ操作により複数の選択肢の内の 1 つを選択する選択信号の入力を受け付け、

制御部 26 に入力する。制御部 26 は、入力された選択信号に対応する鉛直位置 H を現在のカプセル型内視鏡 10 の鉛直位置として設定する。

[0106] 一方、記憶部 27 には、体内永久磁石 25 a の旋回角 ϕ 、鉛直位置 H、及び仰角 θ に対応する補正方向及び補正量を予め記憶させておく。

[0107] 制御部 26 は、操作入力部 24 から誘導指示情報が入力されると、誘導指示情報に基づいて、体外永久磁石 25 a を制御するための旋回角 ϕ 、仰角 θ 、並進方向、及び並進量を取得する。そして、取得した旋回角 ϕ 及び仰角 θ と、現在設定されているカプセル型内視鏡 10 の鉛直位置 H とに基づいて、記憶部 27 から補正方向及び補正量を抽出する。さらに、制御部 26 は、抽出した補正方向及び補正量を用いて、誘導指示情報に基づく並進方向及び並進量を補正し、旋回角 ϕ 、仰角 θ 、補正済みの補正方向及び補正量で体外永久磁石 25 a を回転、及び並進させるよう誘導磁界生成部 25 の各部を制御する。

[0108] この変形例 1-2 によれば、段階的に設定されたカプセル型内視鏡 10 の鉛直位置を用いて補正方向及び補正量を取得するので、誘導磁界生成部 25 の制御を高速に行うことができると共に、補正の精度を向上させることができる。

[0109] (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。

変形例 1-3 において、誘導装置 20 は、カプセル型内視鏡 10 を誘導する誘導モードであって、ユーザが選択可能な誘導モードを少なくとも 2 つ備えても良い。この場合、例えば、表示部 23 は、制御部 26 の制御の下で、カプセル型内視鏡 10 の誘導モードを表す複数の選択肢を画面表示する。

[0110] ユーザが選択可能な誘導モードとしては、例えば、次の (a) ~ (c) が挙げられる。

(a) カプセル型内視鏡 10 を鉛直下方向に引き付け、例えば腸壁に接触させた状態で誘導するモード

(b) カプセル型内視鏡 10 を鉛直上方向に引き付け、例えば腸壁又は液面

に接触させた状態で誘導するモード

(c) カプセル型内視鏡 10 を腸壁又は液面に接触させることなく、液体中を漂わせるモード

[0111] 操作入力部 24 は、ユーザ操作により複数の選択肢の内の 1 つを選択する選択信号の入力を受け付け、制御部 26 に入力する。制御部 26 は、入力された選択信号に対応する誘導モードを現在の誘導モードとして設定し、設定された誘導モードでカプセル型内視鏡 10 を誘導するよう誘導磁界生成部 25 を制御する。

[0112] 制御部 26 は、操作入力部 24 から誘導指示情報が入力されると、体外永久磁石 25 a を制御するための旋回角 ϕ 、仰角 θ 、並進方向、及び並進量を算出すると共に、算出した旋回角 ϕ 、仰角 θ 、及び現在の誘導モードに応じて、補正方向及び補正量を取得する（実施の形態 1 及び変形例 1-1～1-3 を参照）。これは、カプセル型内視鏡 10 が液体の底付近に存在している状態（上記（a）に対応）と、カプセル型内視鏡 10 が液面付近に存在している状態（上記（b）に対応）と、カプセル型内視鏡 10 が液体中を漂っている状態（上記（c）に対応）とでは、カプセル型内視鏡 10 の高さ、即ち体外永久磁石 25 a からの高さ方向の距離が異なるため、体外永久磁石 25 a の回転に起因してカプセル型内視鏡 10 が並進する並進方向や並進量も異なってくるからである。そこで、制御部 26 は、こういったカプセル型内視鏡 10 の状態を考慮して、上記補正方向及び補正量を取得し、或いは、取得した補正方向及び補正量を調節する。

[0113] （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。

変形例 1-4 において、制御部 26 は、操作入力部 24 から入力された誘導指示情報に基づいて、ユーザ所望のカプセル型内視鏡 10 の方位角、傾斜角（長軸 L_a の傾き）、及び目標位置（XYZ 軸方向における座標）に関する情報を取得する。そして、体外永久磁石 25 a を回転（旋回角 ϕ 及び仰角 θ を変更）させてカプセル型内視鏡 10 の視野を変更すると共に、位置検出

部 2 2 から随時出力される位置検出結果に基づいて、カプセル型内視鏡 1 0 の位置が目標位置と一致するように、フィードバック制御を行う。

[0114] (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 2 7 (a) は、変形例 1 - 5 に係る操作入力部 2 4 の正面図であり、図 2 7 (b) は、操作入力部 2 4 の右側面図であり、図 2 8 は、操作入力部 2 4 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 1 0 の動作内容の他の例を示す図である。

[0115] 操作入力部 2 4 の各操作とカプセル型内視鏡 1 0 の誘導操作とは、以下に説明するように、水平面 H_p ではなくカプセル型内視鏡 1 0 の長軸 L_a との直交面に沿ってカプセル型内視鏡 1 0 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 1 0 の長軸 L_a との直交面に沿ってカプセル型内視鏡 1 0 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 1 0 の動きについて説明する。

[0116] 図 2 7 (a) に示すように、ジョイスティック 3 2 の矢印 Y_{23j} に示す上下方向の傾動方向は、図 2 8 に示すように、カプセル型内視鏡 1 0 が長軸 L_a との直交面を矢印 Y_{23} 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 2 4 から、ジョイスティック 3 2 の矢印 Y_{23j} の傾動操作に対応する操作情報が制御部 2 6 に入力された場合、誘導磁界生成部 2 5 は、この操作情報をもとに、ジョイスティック 3 2 の傾動方向に応じてカプセル型内視鏡 1 0 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 2 5 a を並進させるよう、第 1 平面位置変更部 2 5 b 及び鉛直位置変更部 2 5 c を制御する。

[0117] 図 2 7 (a) に示すように、ジョイスティック 3 2 の矢印 Y_{24j} に示す左右方向の傾動方向は、図 2 8 に示すように、カプセル型内視鏡 1 0 が長軸 L_a との直交面を矢印 Y_{24} 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 2 4 から、ジョイスティック 3 2 の矢印 Y_{24j}

jの傾動操作に対応する操作情報が制御部26に入力された場合、制御部26は、この操作情報をもとに、ジョイスティック32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、第1平面位置変更部25bを制御する。

[0118] 図27(b)に示すように、アップボタン34U又はダウンボタン34Bが矢印Y25j、Y26jのように押圧されることにより、図28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34U又はダウンボタン34Bの矢印Y25j、Y26jの押圧操作に対応する操作情報が制御部26に入力された場合、制御部26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、第1平面位置変更部25b及び鉛直位置変更部25cを制御する。

[0119] なお、図27(a)に示すように、ジョイスティック31の矢印Y21jに示す上下方向の傾動方向は、図28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31の矢印Y22jに示す左右方向の傾動方向は、図28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。

[0120] (変形例1-6)

次に、実施の形態1の変形例1-6について説明する。

被検体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。

[0121] 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。

[0122] (変形例 1-7)

次に、実施の形態 1 の変形例 1-7 について説明する。

被検体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。

[0123] 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 の位置及び／又は方向を連続的に算出することができる。

[0124] (変形例 1-8)

次に、実施の形態 1 の変形例 1-8 について説明する。

被検体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。

[0125] 誘導装置 20 は、カプセル型内視鏡 10 が被検体の測定領域（誘導磁界生成部 25 が生成する磁界の領域）内に位置していない場合にカプセル型内視鏡 10 内の LC 回路が発生する第 1 の共振磁界を予め検出しておく。そして、カプセル型内視鏡 10 が被検体内の測定領域内に位置している場合にカプセル型内視鏡 10 内の LC 回路が発生する第 2 の共振磁界を検出し、第 1 の

共振磁界の検出値と第2の共振磁界の検出値との差分値を連続的に求める。
さらに、これらの差分値に基づいて、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。

[0126] (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29は、実施の形態2に係るカプセル型医療装置磁気誘導システムの一構成例を示す図である。図29に示すように、実施の形態2に係るカプセル型医療装置磁気誘導システム2は、図1に示す誘導装置20の代わりに、誘導磁界生成部25-2を有する誘導装置40を備える。誘導磁界生成部25-2は、図1に示す誘導磁界生成部25に対して、第2平面位置変更部25fをさらに備える。なお、カプセル型医療装置磁気誘導システム2における第2平面位置変更部25f以外の構成については、実施の形態1において説明したものと同様である。

[0127] 図30は、誘導装置40の外観を模式的に示す斜視図である。図30に示すように、誘導装置40には、被検体が載置される載置台として、水平方向に並進可能なベッド40aが設けられている。このベッド40aの下部に、磁界100を生成する誘導磁界生成部25-2が配置される。

[0128] 第2平面位置変更部25fは、ベッド40aを水平方向に並進させる並進機構である。第2平面位置変更部25fは、被検体を乗せたままベッド40aを移動させることにより、体外永久磁石25aが発生する磁界100に拘束されたカプセル型内視鏡10に対する被検体の位置、言い換えると、被検体に対するカプセル型内視鏡10の相対的な位置を変化させる。

[0129] 制御部26は、操作入力部24からカプセル型内視鏡10を並進させる誘導指示情報が入力された場合、入力された誘導指示情報に基づいて、第2平面位置変更部25fによってベッド40aを並進させ、被検体に対するカプセル型内視鏡10の位置を相対的に移動させる。

[0130] 一方、制御部26は、操作入力部24からカプセル型内視鏡10の姿勢を変化させる誘導指示情報が入力された場合、入力された誘導指示情報に基づ

いて体外永久磁石 25 a の旋回角 ϕ 及び仰角 θ を算出すると共に、体外永久磁石 25 a の回転に起因するカプセル型内視鏡 10 の拘束位置の変化を補正するための補正方向及び補正量を算出する。そして、第 1 平面位置変更部 25 b に対し、算出した補正方向及び補正量に基づいて体外永久磁石 25 a を並進させる。

[0131] ここで、ユーザは、カプセル型内視鏡 10 の傾斜角を変更する際に生じるカプセル型内視鏡 10 の拘束位置の変化や、この変化を補正するための補正方向及び補正量を把握することはできない。そこで、ユーザが把握できない補正動作については、ベッド 40 a の下部に設置された体外永久磁石 25 a の並進により実現し、ユーザ自身の操作によるカプセル型内視鏡 10 の並進運動については、ベッド 40 a の相対的な移動により実現する。この場合、ユーザは、ベッド 40 a の動きを予測することができるので、カプセル型内視鏡検査を違和感なく行うことができる。また、体外永久磁石 25 a は、被検体が載置されるベッド 40 a と比較して、高速に並進させることができるので、カプセル型内視鏡 10 の誘導性を向上させることもできる。

[0132] 以上説明したように、実施の形態 2 によれば、カプセル型内視鏡 10 の水平方向における並進を、体外永久磁石 25 a の並進及びベッド 40 a の並進により実現するので、体外永久磁石 25 a の並進量を少なくすることができ、誘導装置 40 全体の大型化を抑制することが可能となる。

[0133] また、実施の形態 2 によれば、ユーザの操作に基づくカプセル型内視鏡 10 の並進をベッド 40 a の並進運動により実現し、ユーザが意識しないカプセル型内視鏡 10 の補正を体外永久磁石 25 a の並進運動により実現するので、ユーザの操作性を向上させることが可能となる。

[0134] (変形例 2-1)

次に、実施の形態 2 の変形例 2-1 について説明する。

実施の形態 2 においては、カプセル型内視鏡 10 の拘束位置の補正のための並進運動と、誘導指示情報に基づくカプセル型内視鏡 10 の並進運動とを、体外永久磁石 25 a 及びベッド 40 a にそれぞれ分担させた。しかしなが

ら、カプセル型内視鏡 10 のトータルの並進運動を、体外永久磁石 25 a 及びベッド 40 a に所定の比率で配分しても良い。

[0135] 即ち、制御部 26 は、操作入力部 24 から誘導指示情報が入力された場合、誘導指示情報に基づいて体外永久磁石 25 a を制御するための旋回角 ϕ 、仰角 θ 、並進方向、及び並進量を取得する。また、実施の形態 1 及びその変形例 1-1 ~ 1-3 と同様にして、体外永久磁石 25 a の回転に起因するカプセル型内視鏡 10 の拘束位置の変化を補正する補正方向及び補正量を取得する。そして、制御部 26 は、誘導指示情報に基づく並進方向及び並進量を、取得した補正方向及び補正量で補正する。さらに、この補正済みの並進量を、体外永久磁石 25 a の並進量とベッド 40 a の並進量とに、所定の比率で配分する。

[0136] なお、この比率については特に限定されず、体外永久磁石 25 a とベッド 40 a とに均等に配分しても良いし、体外永久磁石 25 a による並進を優先させても良いし、ベッド 40 a による並進を優先させても良い。また、この際に、カプセル型内視鏡 10 の移動が所定時間内に完了するよう、体外永久磁石 25 a 及びベッド 40 a の各並進量に応じて、体外永久磁石 25 a 及びベッド 40 a の並進速度をそれぞれ調節しても良い。

[0137] この変形例 2-1 によれば、体外永久磁石 25 a 及びベッド 40 a の各並進量を低減することができるので、誘導装置 40 の大型化をさらに抑制することができる。

[0138] (変形例 2-2)

次に、実施の形態 2 の変形例 2-2 について説明する。

体外永久磁石 25 a 及びベッド 40 a の並進速度には物理的な上限値がある。特に、ベッド 40 a には被検体が載置されるため、あまり高速に移動させることができない。このため、カプセル型内視鏡 10 を並進させる並進量（補正済みの並進量を含む）が大きい場合には、トータルの並進量を体外永久磁石 25 a 及びベッド 40 a に所定の比率で配分すると、所定時間内にカプセル型内視鏡 10 の移動が完了せず、カプセル型内視鏡 10 の位置が意図

した位置から大きく外れてしまうことが考えられる。このような場合には、トータルの並進量を配分する比率を変更し、体外永久磁石 25 a の並進量とベッド 40 a の並進量とを最適化することが好ましい。

[0139] 例えば、トータルの並進量を体外永久磁石 25 a 及びベッド 40 a に所定の比率で配分したときに、体外永久磁石 25 a 及びベッド 40 a のいずれかにおいて上限速度、又は速度に応じて規定される上限並進量を超えてしまう場合、上限速度を超える側（例えば、ベッド 40 a）の並進量を、上限速度を超えない側（例えば体外永久磁石 25 a）に配分し直す。

[0140] この場合、ベッド 40 a の上限速度よりも体外永久磁石 25 a の上限速度の方を大きく設定しておくが良い。これは、被検体が載置されるベッド 40 a と比較すると、対外永久磁石 25 a を高速に並進させることができるからである。このように設定することにより、体外永久磁石 25 a 側の並進量を増やして高速化することができるようになり、カプセル型内視鏡 10 の誘導性を向上させることが可能となる。

[0141] （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 31 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示す模式図である。図 31 に示すように、実施の形態 3 に係るカプセル型医療装置磁気誘導システム 3 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駆動部 53、54 と、駆動部 53、54 の動作を制御する制御部 55 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 内に形成される磁界に拘束され、永久磁石 51、52 の動作により、位置及び姿勢を制御される。

[0142] 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、各々の磁化方向と平行な 4 つの面の内の 1 つの面（以下、カプセル対向面 PL3、PL4 という）を被検体 101 に向

け、鏡面对称となるように互いに平行に配置されている。なお、これらの永久磁石 5 1、5 2 は、初期状態において、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、カプセル内視鏡 1 0 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 P L 3、P L 4 と直交する方向を X 軸方向、カプセル対向面 P L 3、P L 4 と平行な方向を Y 軸方向とする。

[0143] 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、磁化方向と直交するカプセル対向面 P L 3、P L 4 内の方向（図 3 1 においては、Y 軸方向）の辺の長さが、磁化方向（図 3 1 においては、Z 軸方向）およびカプセル対向面 P L 3、P L 4 に直交する方向（図 3 1 においては、X 軸方向）よりも長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 3、P L 4 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。

[0144] 永久磁石 5 1、5 2 は、水平方向及び鉛直方向に沿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。

[0145] 永久磁石 5 1、5 2 は、カプセル対向面 P L 3、P L 4 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 3、P L 4 内の軸 R_1 、 R_2 に対して回転可能に構成されている。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。

[0146] 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、種々の発明を形成できる。本発明は、仕様等に応じて種々変形することが可能であり、更に本発明の範囲内において、他の様々な実施の形態が可能であることは、上記記載から自明である。

[0147] (付記 1)

永久磁石が内部に配置され、被検体内に導入されるカプセル型医療装置と、

前記カプセル型内視鏡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であって、

磁界発生部と、

前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させる並進機構と、

前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に回転させる回転機構と、

前記カプセル型医療装置の位置を変化させる動作に関する第 1 の情報、及び、前記カプセル型医療装置の姿勢を変化させる動作に関する第 2 の情報の入力を受け付ける入力部と、

前記第 1 の情報及び前記第 2 の情報に基づき前記並進機構及び前記回転機構を制御して、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進及び回転させる制御部と、

を備え、

前記制御部は、前記入力部が前記第 2 の情報の入力を受け付けた場合に、前記磁界発生部の前記被検体に対する回転に起因して生じる前記カプセル型医療装置の位置の変化を、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させることにより補正することを特徴とする誘導装置と、
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。

[0148] (付記 2)

前記カプセル型医療装置の永久磁石は、自身の磁化方向が前記カプセル型

医療装置の長軸方向と角度を有するように配置されていることを特徴とする付記 1 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

[0149] (付記 3)

前記カプセル型医療装置の永久磁石は、自身の磁化方向が前記カプセル型医療装置の長軸方向と平行に配置されていることを特徴とする付記 1 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

[0150] (付記 4)

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 2 又は 3 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

[0151] (付記 5)

前記カプセル型医療装置は、前記磁化方向に対する撮像面の方向が固定された少なくとも 1 つの撮像素子を有することを特徴とする付記 2 ～ 4 のいずれか 1 つに記載のカプセル型医療装置誘導システム。

[0152] (付記 6)

前記カプセル型医療装置は、自身の長軸方向の両端部にそれぞれ設けられた 2 つの撮像部を有することを特徴とする付記 1 ～ 5 のいずれか 1 つに記載のカプセル型医療装置誘導システム。

符号の説明

[0153] 1 ～ 3 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

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、4 0 誘導装置
- 2 0 a、4 0 a ベッド
- 2 1 受信部
- 2 1 a アンテナ
- 2 2 位置検出部
- 2 3 表示部
- 2 4 操作入力部
- 2 5 誘導磁界生成部
- 2 5 a、2 5 a - 1 体外永久磁石
- 2 5 a - 2 コイル
- 2 5 b 第1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 5 f 第2平面位置変更部
- 2 6、5 5 制御部
- 2 7 記憶部
- 3 1、3 2 ジョイスティック
- 3 4 U アップボタン
- 3 4 B ダウンボタン
- 3 5 キャプチャボタン
- 3 6 アプローチボタン
- 5 1、5 2 永久磁石

5 3、5 4 駆動部

1 0 0 磁界

1 0 1 被検体

請求の範囲

[請求項1]

永久磁石が内部に配置されたカプセル型医療装置を被検体内に導入し、該カプセル型内視鏡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、

磁界発生部と、

前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させる並進機構と、

前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に回転させる回転機構と、

前記カプセル型医療装置の位置を変化させる動作に関する第1の情報、及び、前記カプセル型医療装置の姿勢を変化させる動作に関する第2の情報の入力を受け付ける入力部と、

前記第1の情報及び前記第2の情報に基づき前記並進機構及び前記回転機構を制御して、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進及び回転させる制御部と、

を備え、

前記制御部は、前記入力部が前記第2の情報の入力を受け付けた場合に、前記磁界発生部の前記被検体に対する回転に起因して生じる前記カプセル型医療装置の位置の変化を、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させることにより補正することを特徴とする誘導装置。

[請求項2]

前記回転機構は、前記磁界発生部を、前記磁界発生部の磁化方向を含む鉛直面内で前記被検体に対して相対的に回転させる機構を有し、

前記制御部は、前記第2の情報に基づき、前記磁界発生部を前記機構により回転させる場合に、前記磁界発生部の回転に起因して生じる前記カプセル型医療装置の位置の変化を、前記磁界発生部を、前記鉛直面と水平面との交線に平行な方向に前記被検体に対して相対的に並

進させることにより補正す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] 前記回転機構は、前記磁界発生部を、前記磁界発生部の磁化方向を鉛直軸に対して傾けた状態で、鉛直軸を中心に前記被検体に対して相対的に回転させる第 2 の機構を有し、

前記制御部は、前記第 2 の情報に基づき、前記磁界発生部を前記第 2 の機構により回転させる場合に、前記磁界発生部の回転に起因して生じる前記カプセル型医療装置の位置の変化を、前記磁界発生部を水平面内で前記被検体に対して相対的に並進させることにより補正することを特徴とする請求項 1 に記載の誘導装置。

[請求項4] 前記カプセル型医療装置が導入される前記被検体を載置する載置台をさらに備え、

前記並進機構は、前記磁界発生部を並進させる第 1 の並進機構と前記載置台を並進させる第 2 の並進機構とを有し、

前記制御部は、前記第 1 及び第 2 の情報に基づき前記並進機構が前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させるトータルの並進量の一部を前記第 1 の並進機構により並進させ、前記並進量の残りの部分を前記第 2 の並進機構により並進させ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] 前記制御部は、前記入力部が第 2 の情報の入力を受け付けた場合に、前記磁界発生部の前記被検体に対する回転に起因して生じる前記カプセル型医療装置の位置の変化を、前記第 1 の並進機構のみを並進させることにより補正することを特徴とする請求項 4 に記載の誘導装置。

[請求項6] 前記制御部は、前記トータルの並進量を、前記第 1 の並進機構による並進量と前記第 2 の並進機構による並進量とに、所定の比率で分配することを特徴とする請求項 4 に記載の誘導装置。

[請求項7] 前記制御部は、前記トータルの並進量を、前記第 1 の並進機構と前

記第2の並進機構の上限速度に応じて、前記第1の並進機構による並進量と前記第2の並進機構による並進量にと分配することを特徴とする請求項4に記載の誘導装置。

[請求項8] 前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出部をさらに備え、

前記制御部は、前記位置検出部における検出結果と、前記磁界発生部が回転する回転角とに基づいて、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させる並進量を算出することを特徴とする請求項1に記載の誘導装置。

[請求項9] 前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出部と、
前記カプセル型医療装置と前記磁界発生部との間の距離及び前記磁界発生部の回転角と、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させる並進量との関係を記憶する記憶部をさらに備え、

前記制御部は、前記位置検出部の検出結果から算出される前記カプセル型医療装置と前記磁界発生部との間の距離と、前記入力部が受け付けた前記第2の情報に従って制御される前記磁界発生部の回転角とに基づいて前記記憶部から前記並進量を抽出することを特徴とする請求項1に記載の誘導装置。

[請求項10] 前記磁界発生部の回転角と、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させる並進量の代表値との関係を記憶する記憶部をさらに備え、

前記制御部は、前記入力部が受け付けた前記第2の情報に従って制御される前記磁界発生部の回転角に基づいて前記記憶部から前記並進量を抽出す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] 前記カプセル型医療装置と前記磁界発生部との間の距離及び前記磁界発生部の回転角と、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させる並進量との関係を記憶する記憶部をさらに備え、

前記入力部は、前記カプセル型医療装置と前記磁界発生部との間の

距離に関する情報の入力をさらに受け付け、

前記制御部は、前記入力部が受け付けた前記距離に関する情報と、前記第 2 の情報に従って制御される前記磁界発生部の回転角とに基づいて前記記憶部から前記並進量を抽出することを特徴とする請求項 1 に記載の誘導装置。

[請求項12] 前記入力部は、前記カプセル型医療装置の誘導モードに関する情報の入力をさらに受け付け、

前記誘導モード及び前記磁界発生部の回転角と、前記磁界発生部を前記被検体に対して相対的に並進させる並進量との関係を記憶する記憶部をさらに備え、

前記制御部は、前記入力部が受け付けた前記誘導モードに関する情報に基づいて前記記憶部から前記並進量を抽出することを特徴とする請求項 1 に記載の誘導装置。

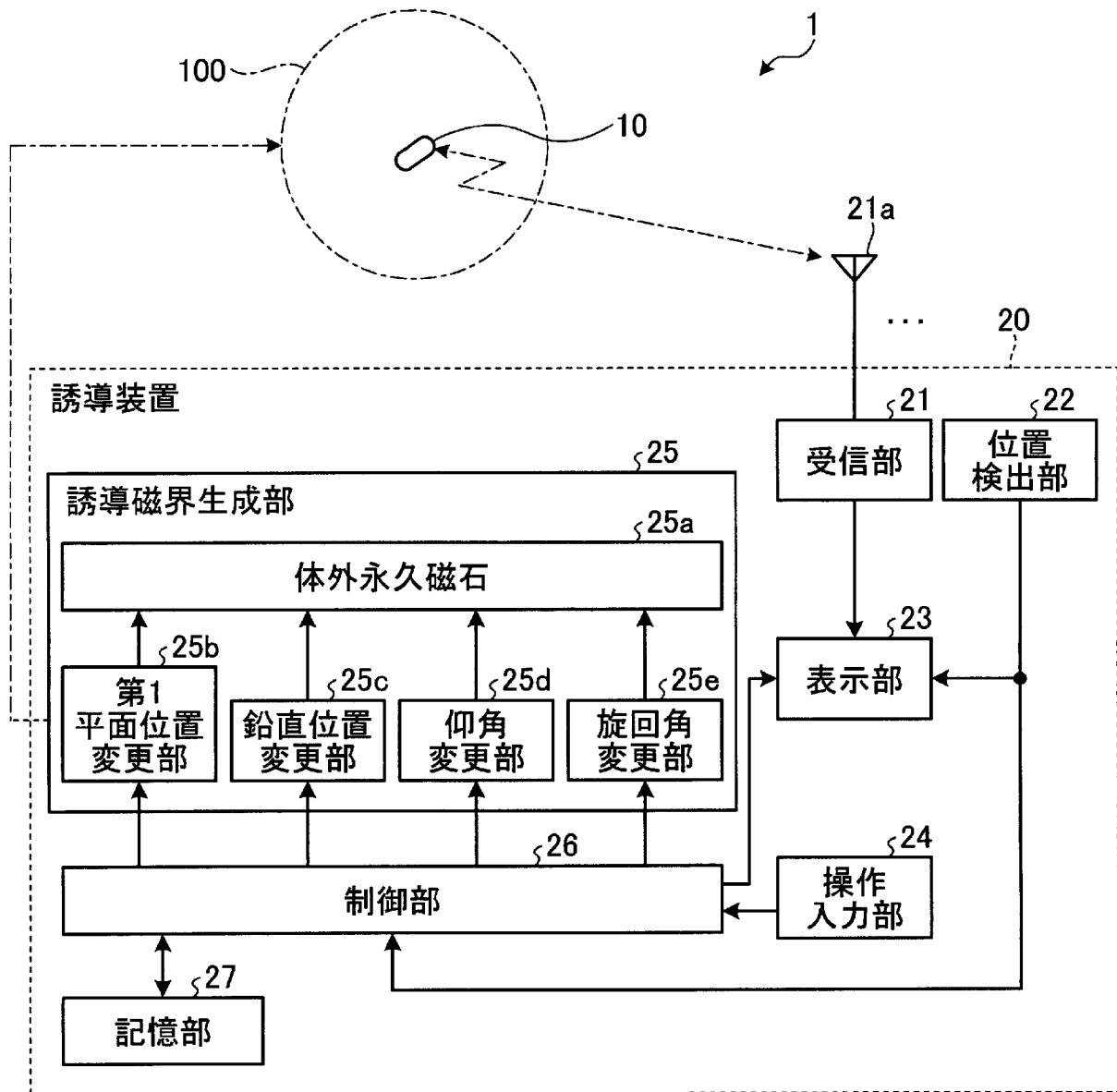
[請求項13] 前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出部をさらに備え、

前記制御部は、前記入力部が受け付けた少なくとも前記第 2 の情報に基づいて、前記カプセル型医療装置の目標位置情報を取得し、該目標位置情報と前記位置検出部の検出結果とに基づいて、前記カプセル型医療装置の位置を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の誘導装置。

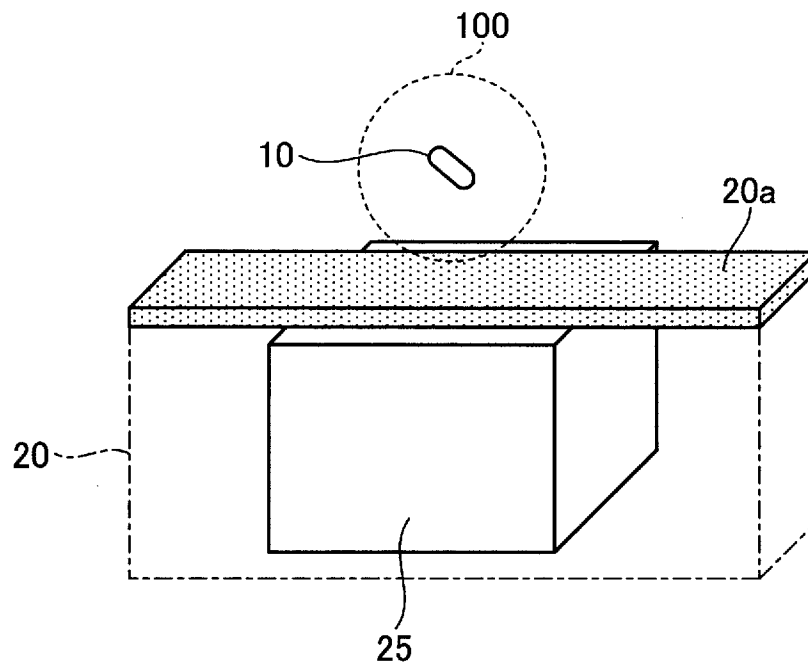
[請求項14] 前記磁界発生部は永久磁石であることを特徴とする請求項 1 に記載の誘導装置。

[請求項15] 永久磁石が内部に配置されたカプセル型医療装置と、
請求項 1 に記載の誘導装置と、
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。

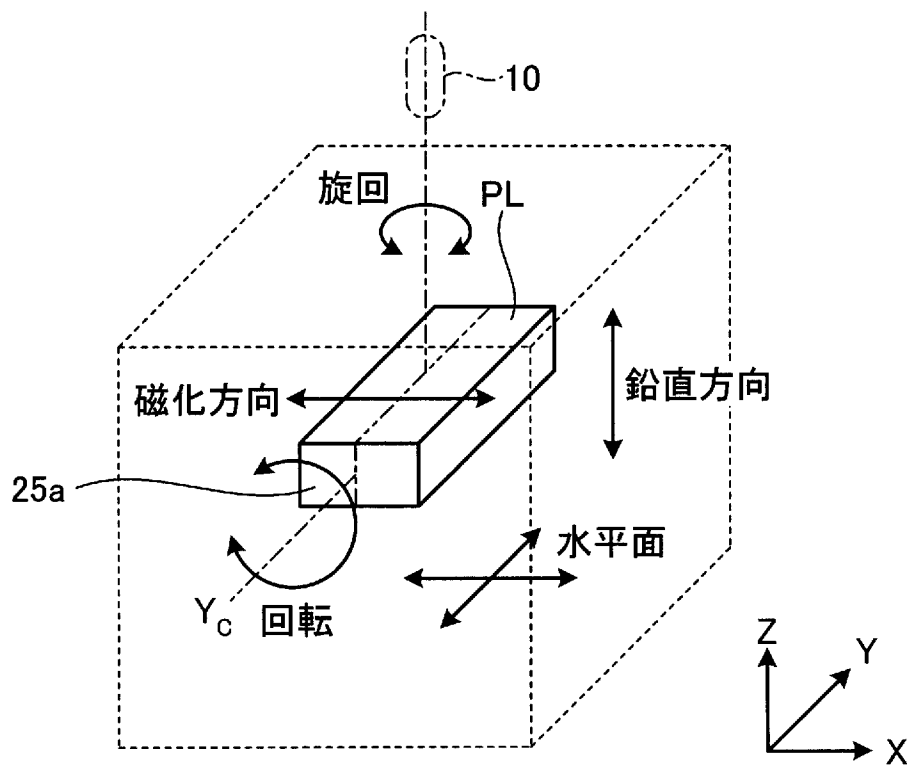
[図1]



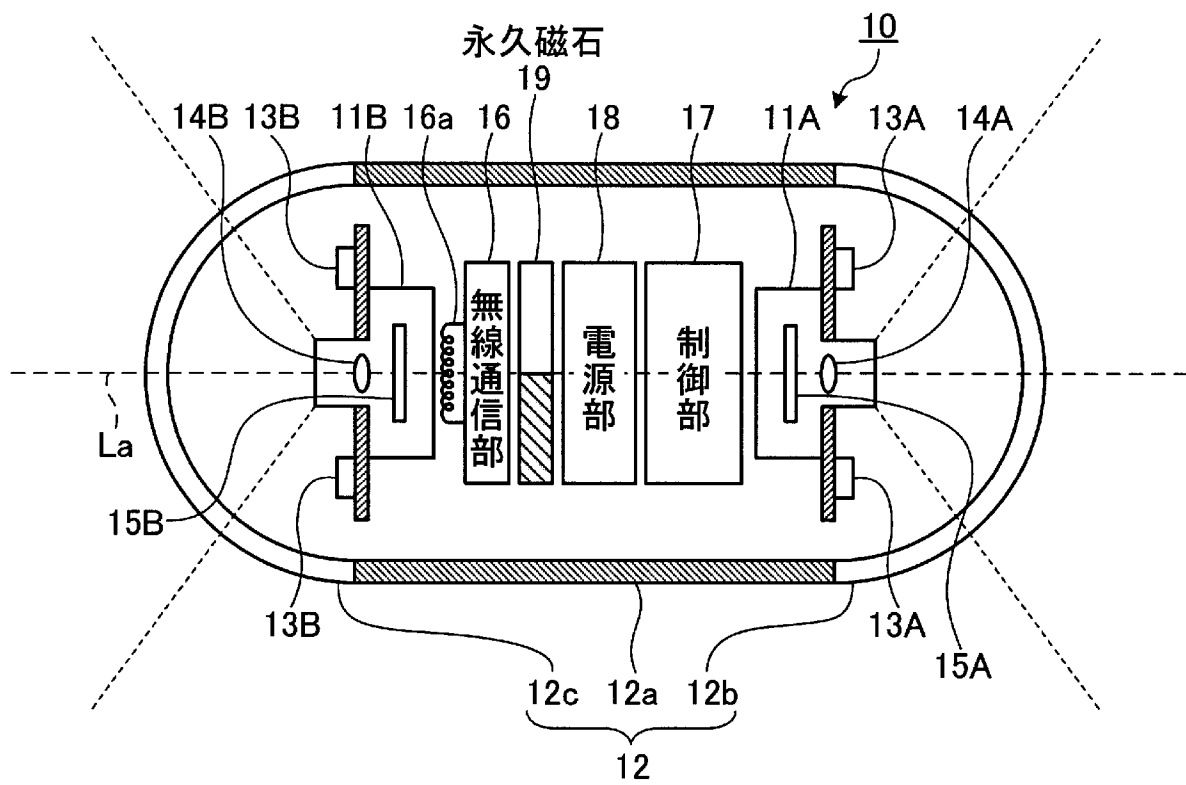
[図2]



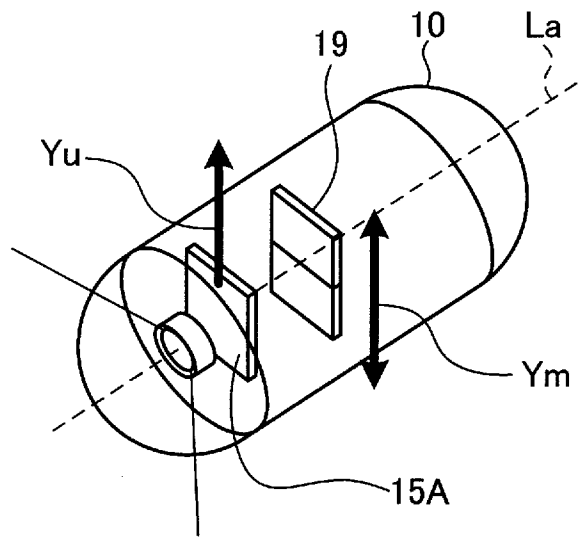
[図3]



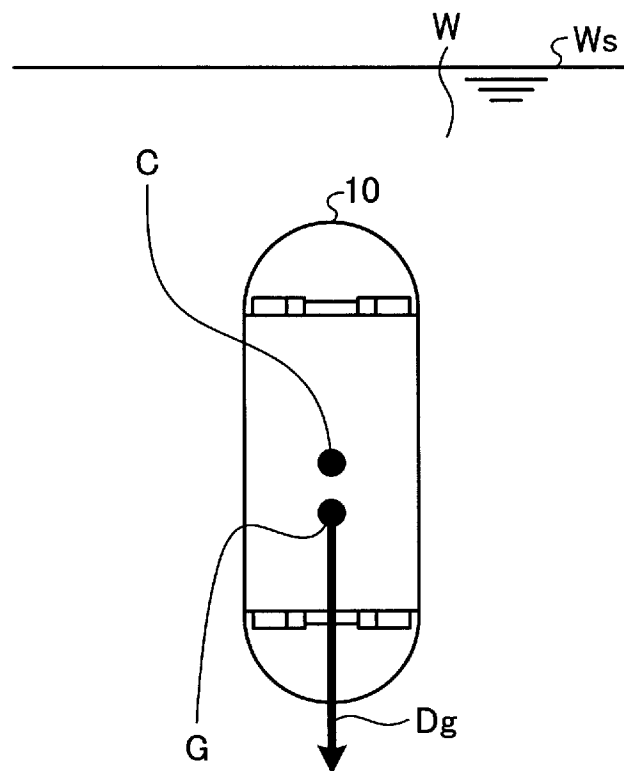
[図4]



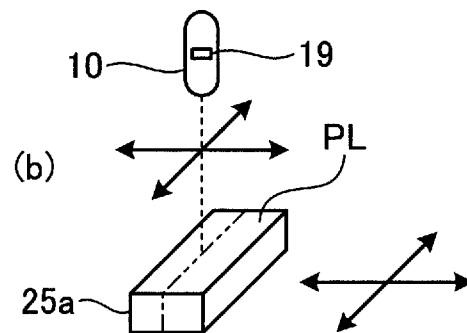
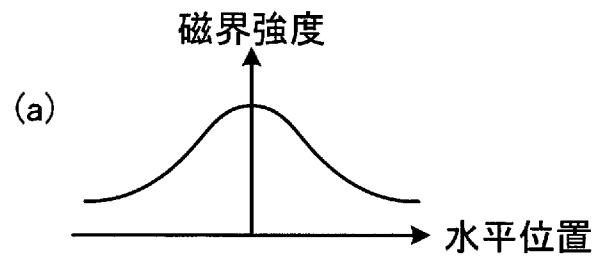
[図5]



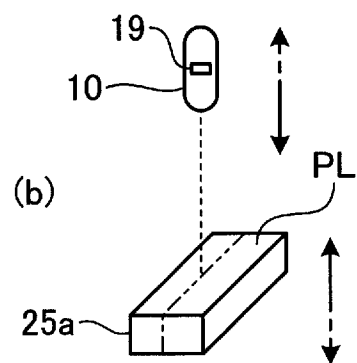
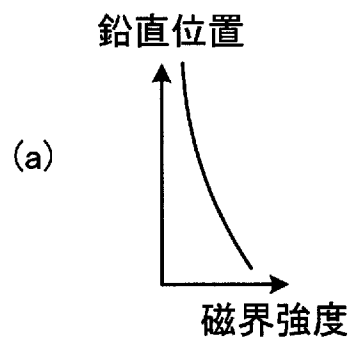
[図6]



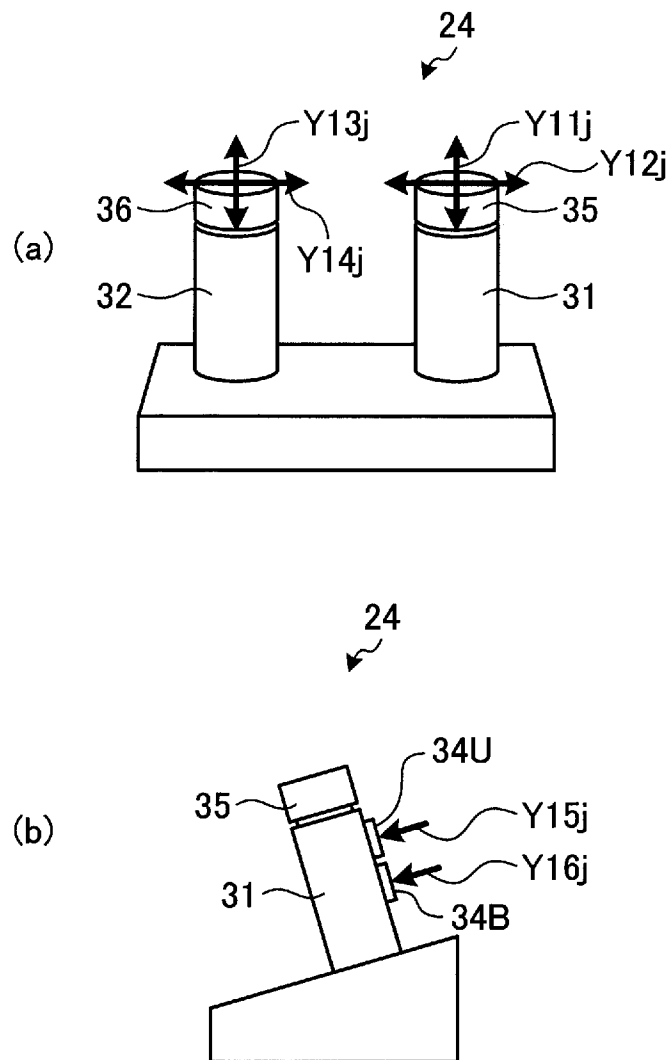
[図9]



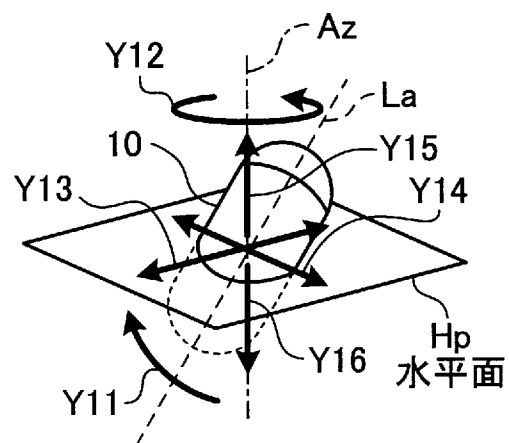
[図10]



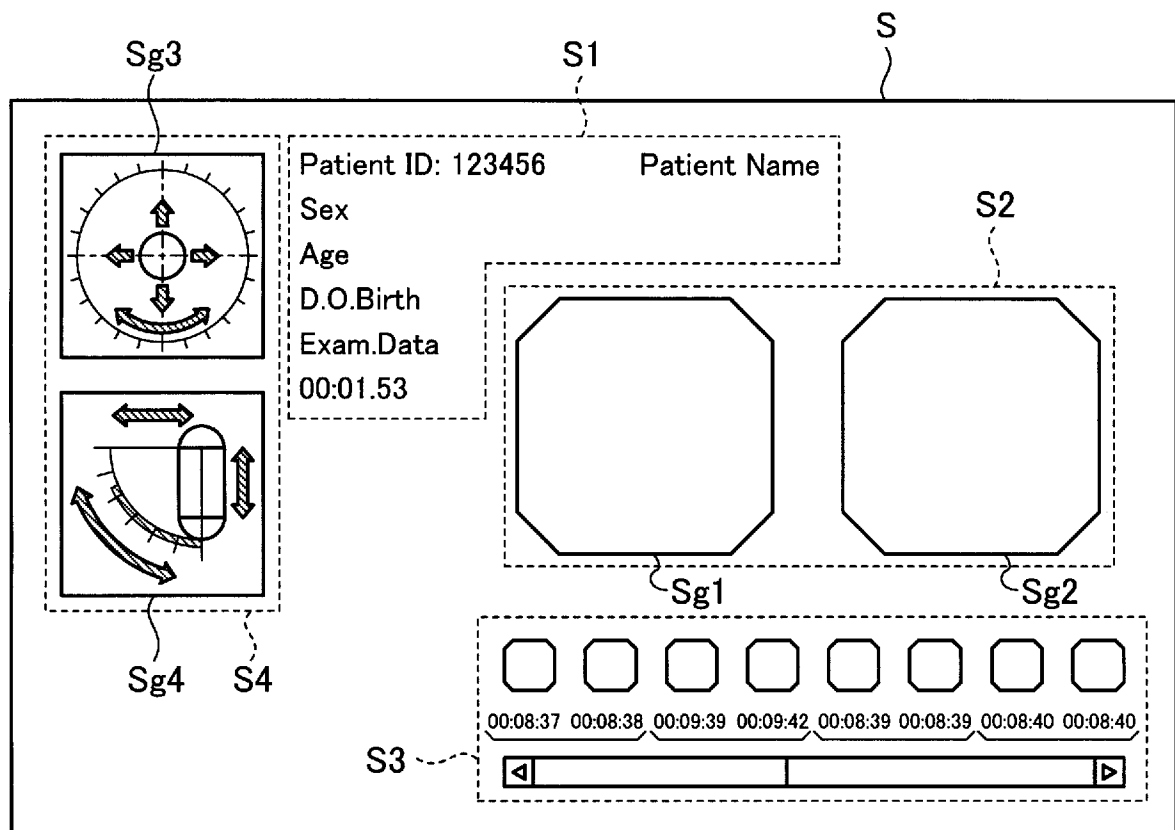
[図11]



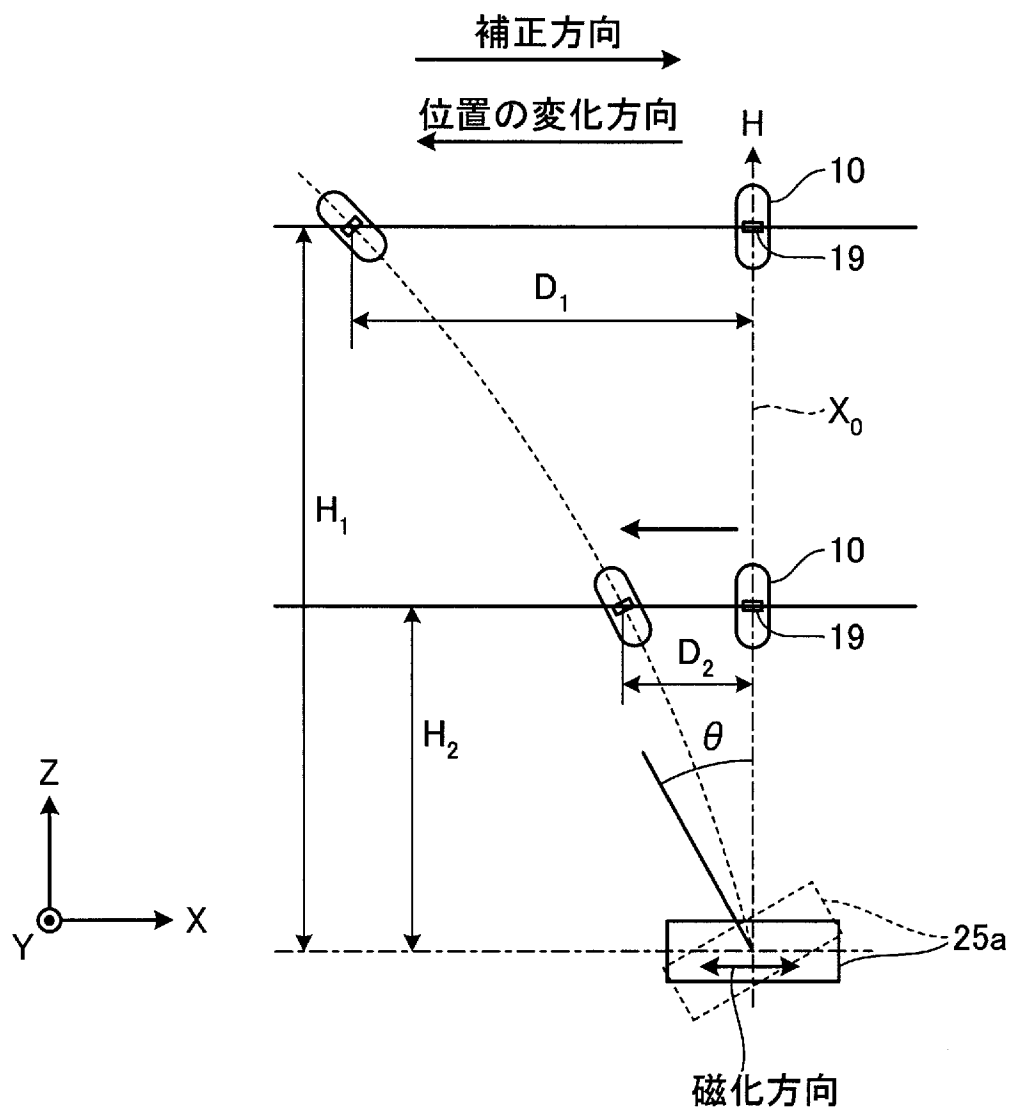
[図12]



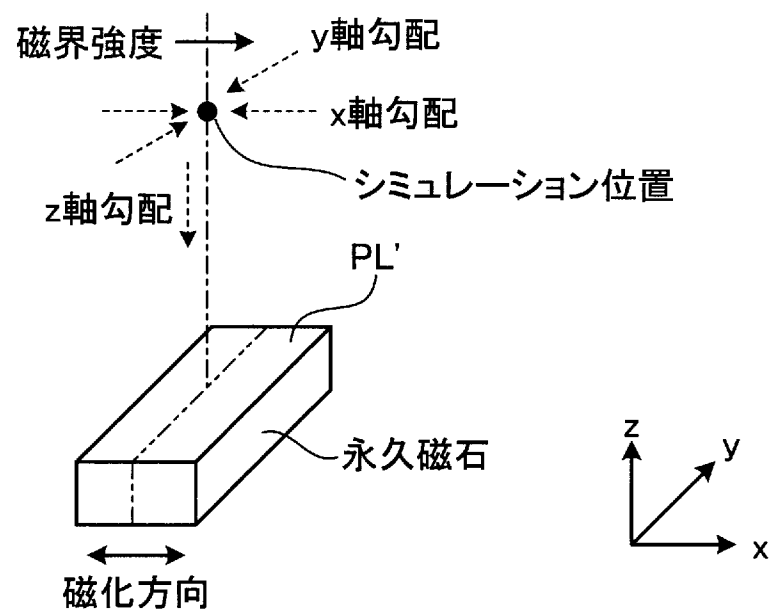
[図13]



[図14]



[図15]

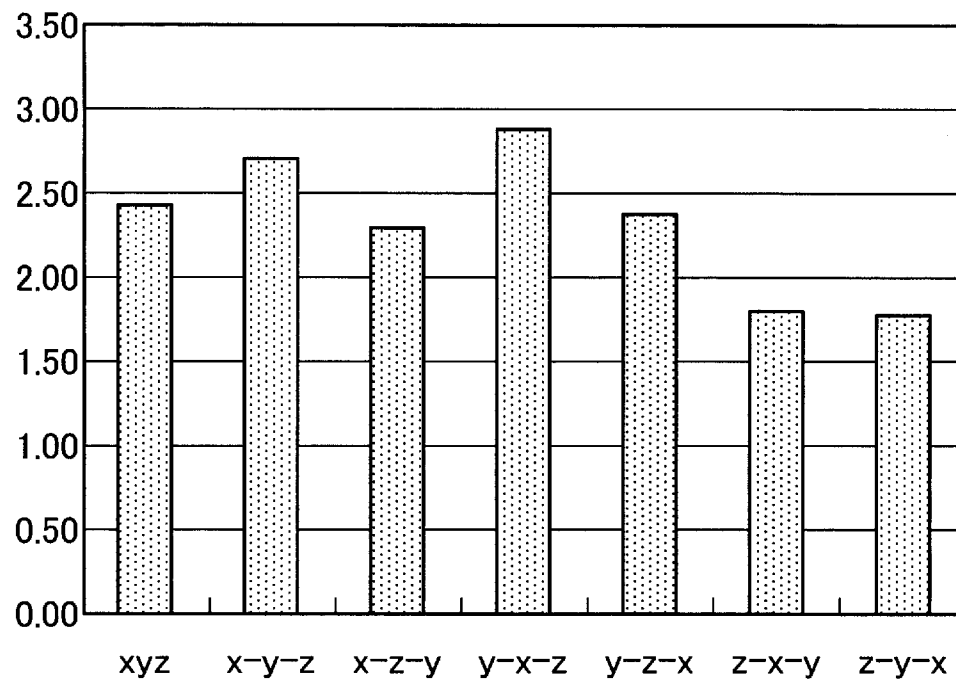


[図16]

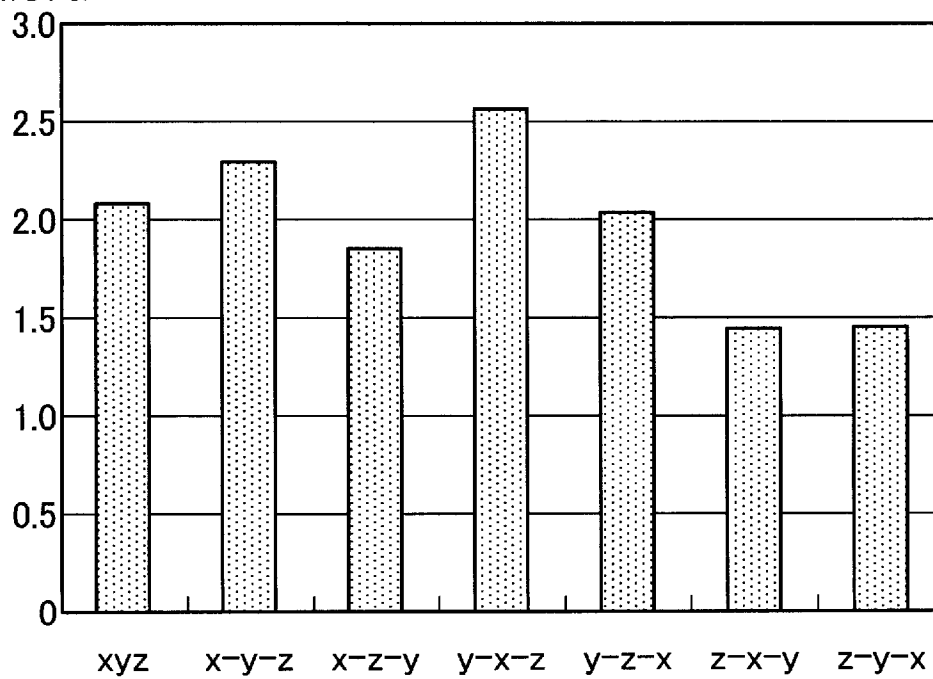
タイプ	xyz	x-y-z	x-z-y	y-x-z	y-z-x	z-x-y	z-y-x
x軸方向の長さ	100	200	200	100	50	100	50
y軸方向の長さ	100	100	50	200	200	50	100
z軸方向の長さ	100	50	100	50	100	200	200

[図17]

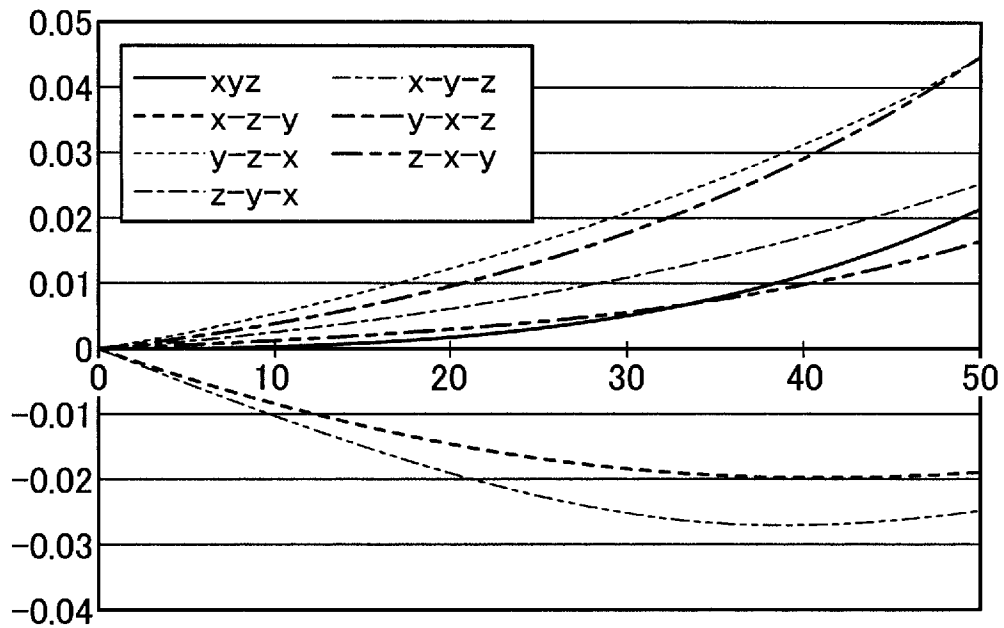
磁界強度



[図18]

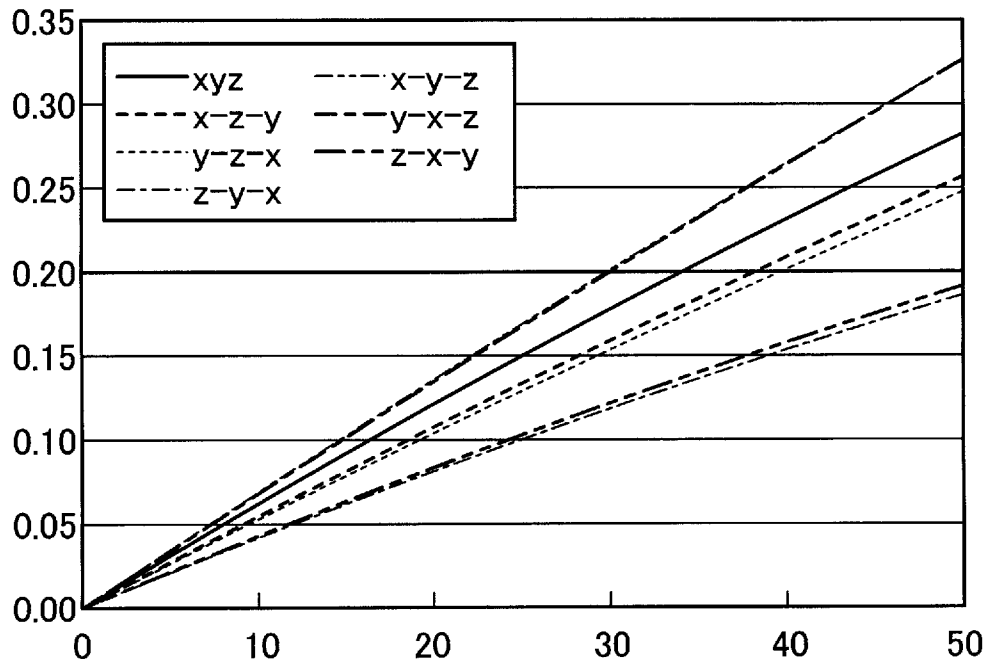
磁気勾配
(z軸方向)

[図19]

磁気勾配
(x軸方向)

中心軸からの距離

[図20]

磁気勾配
(y軸方向)

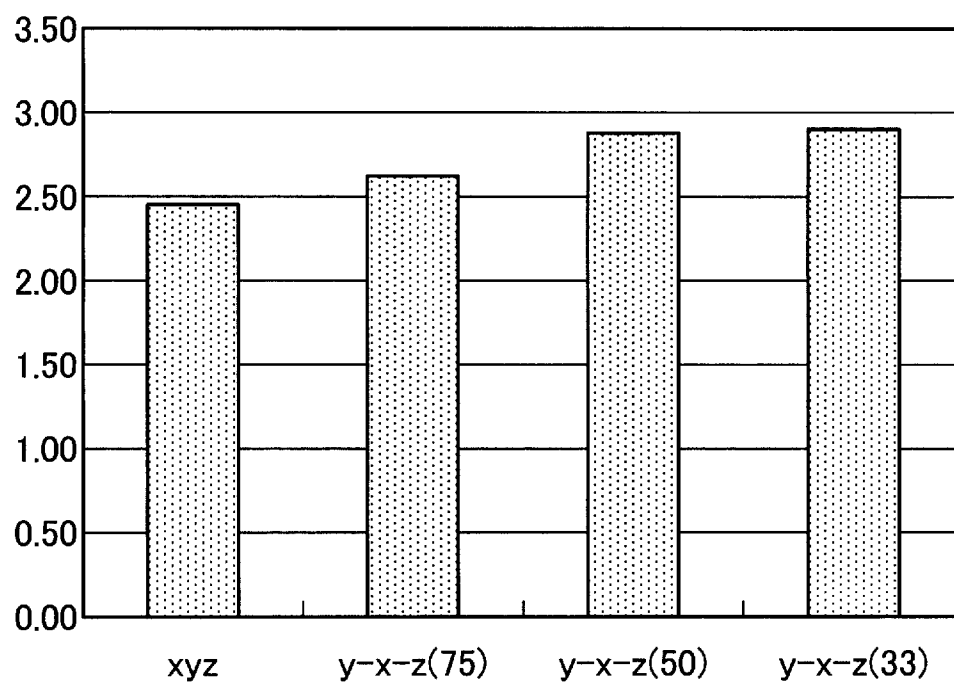
中心軸からの距離

[図21]

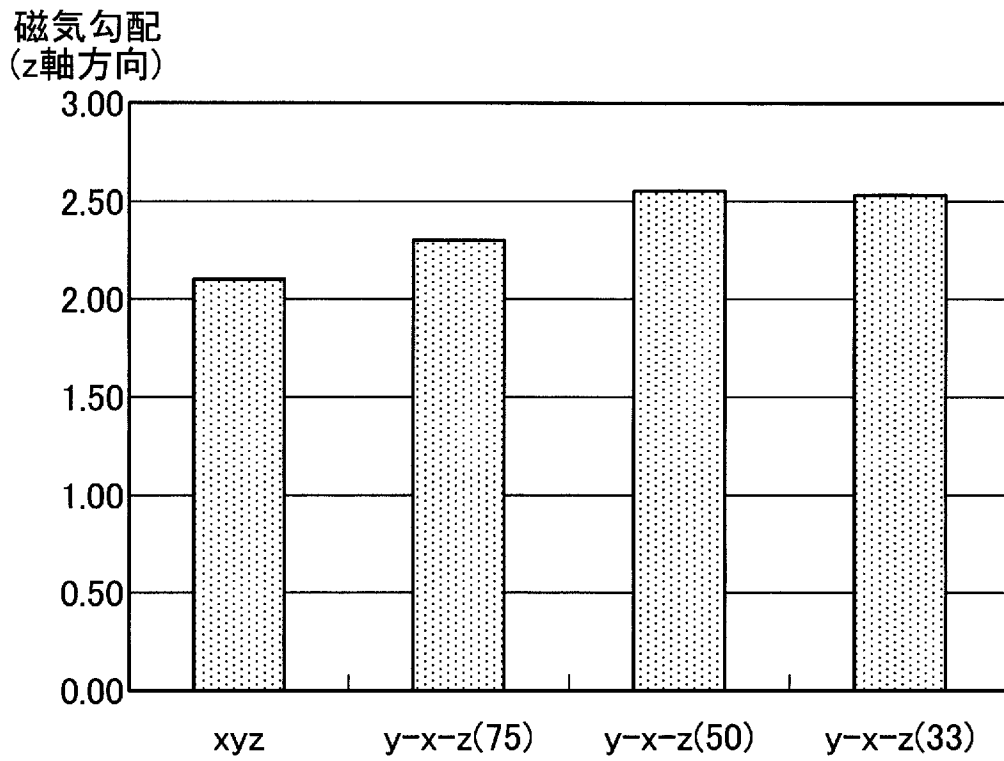
タイプ	xyz	y-x-z(75)	y-x-z(50)	y-x-z(33)
x軸方向の長さ	100	100	100	100
y軸方向の長さ	100	133	200	300
z軸方向の長さ	100	75	50	33

[図22]

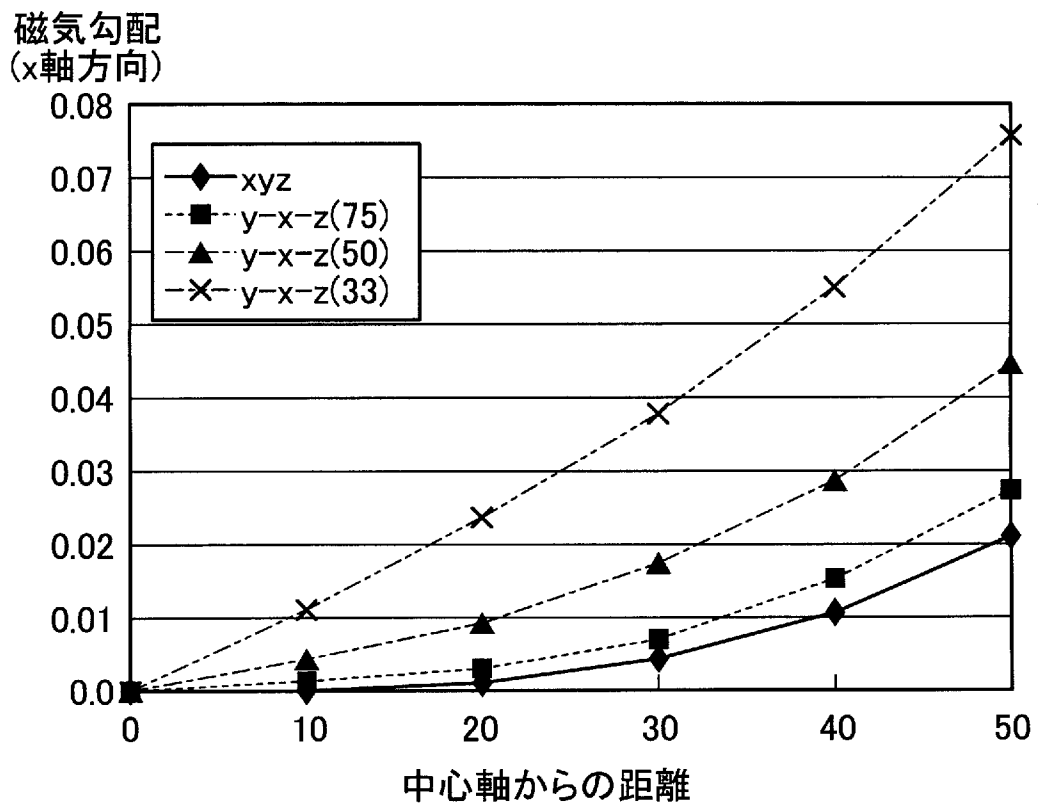
磁界強度



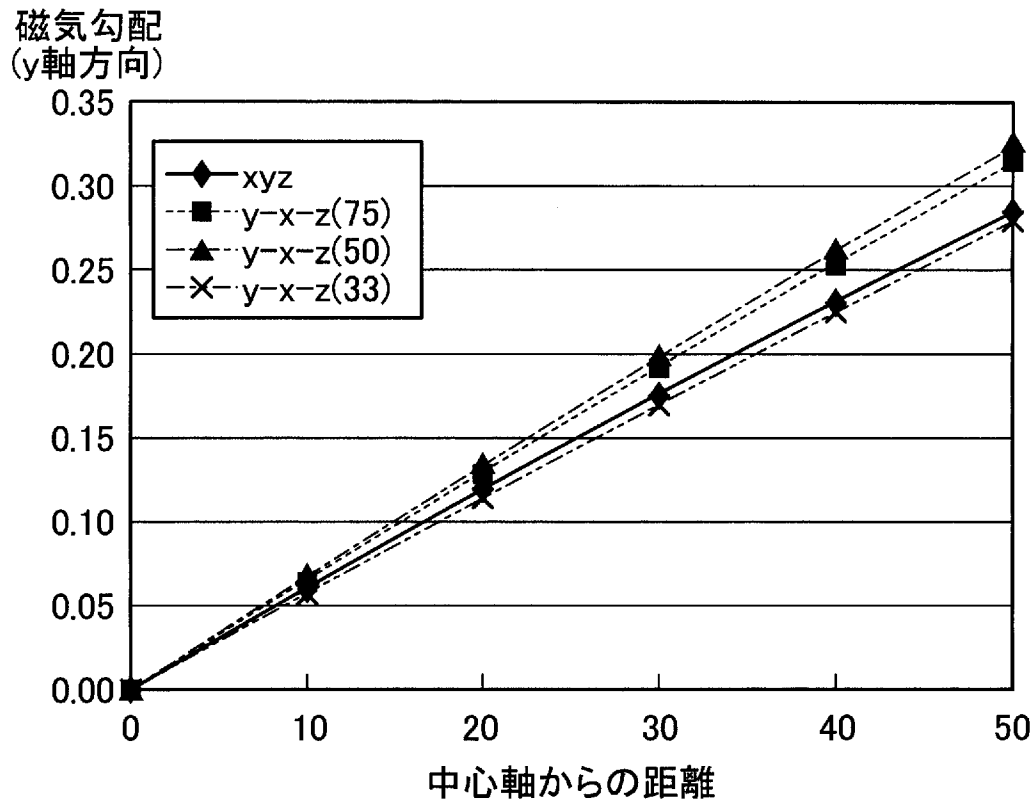
[図23]



[図24]

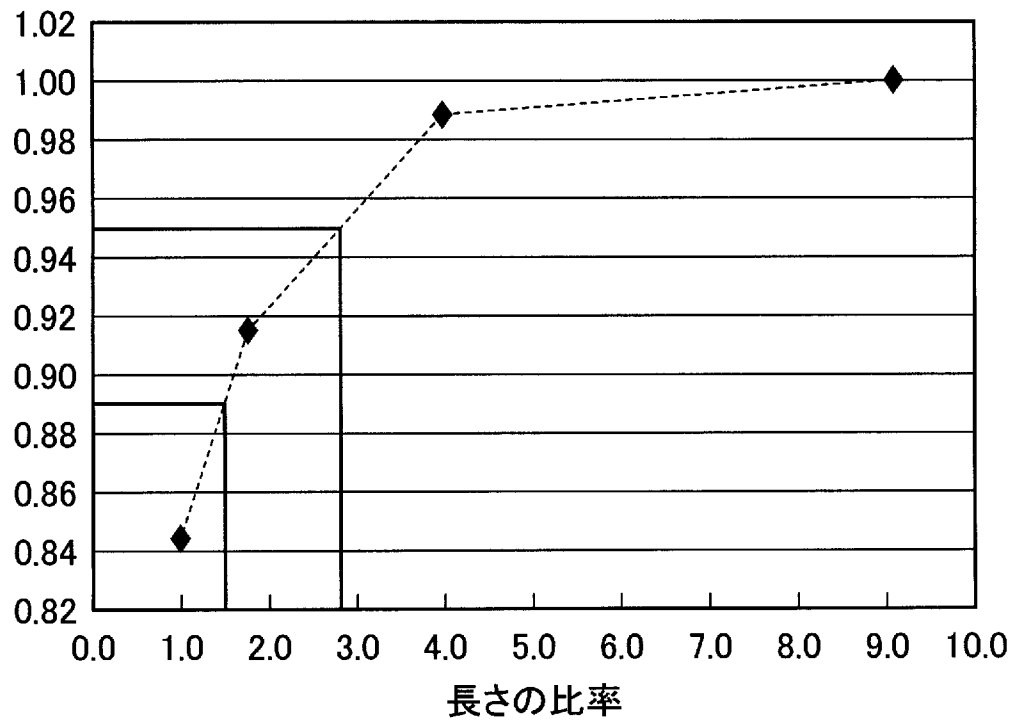


[図25]

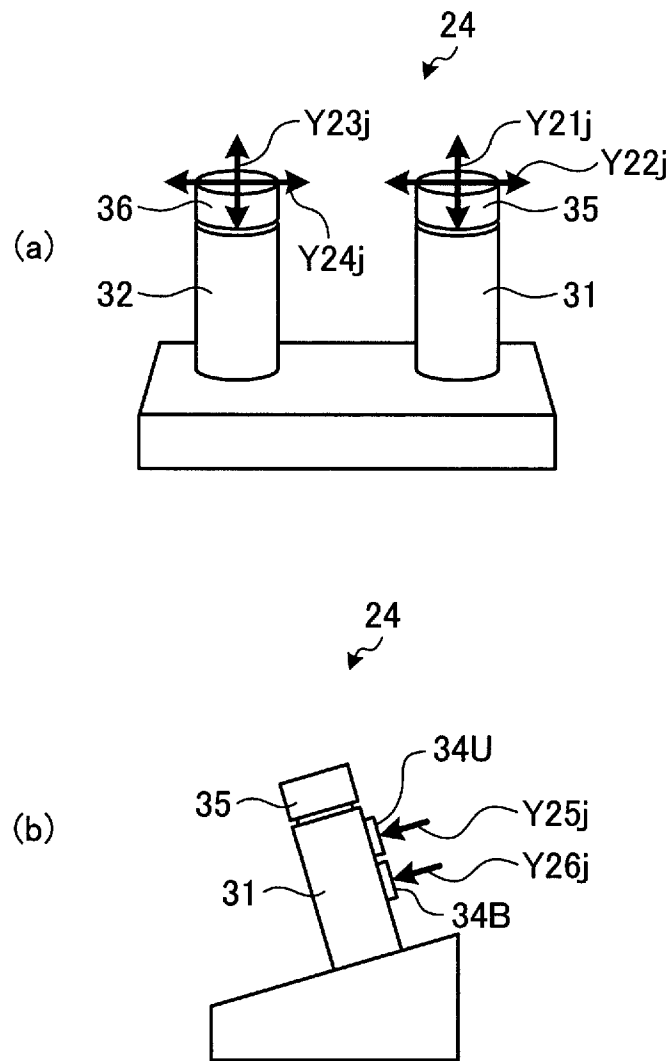


[図26]

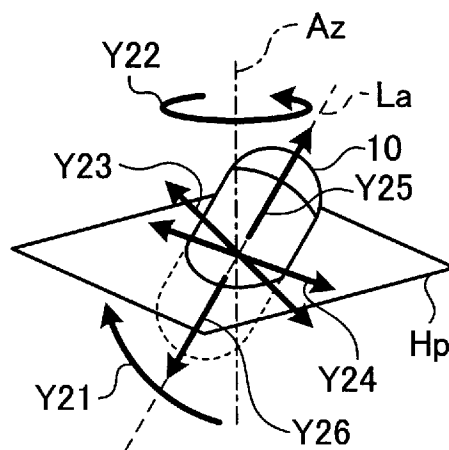
磁界強度の比率



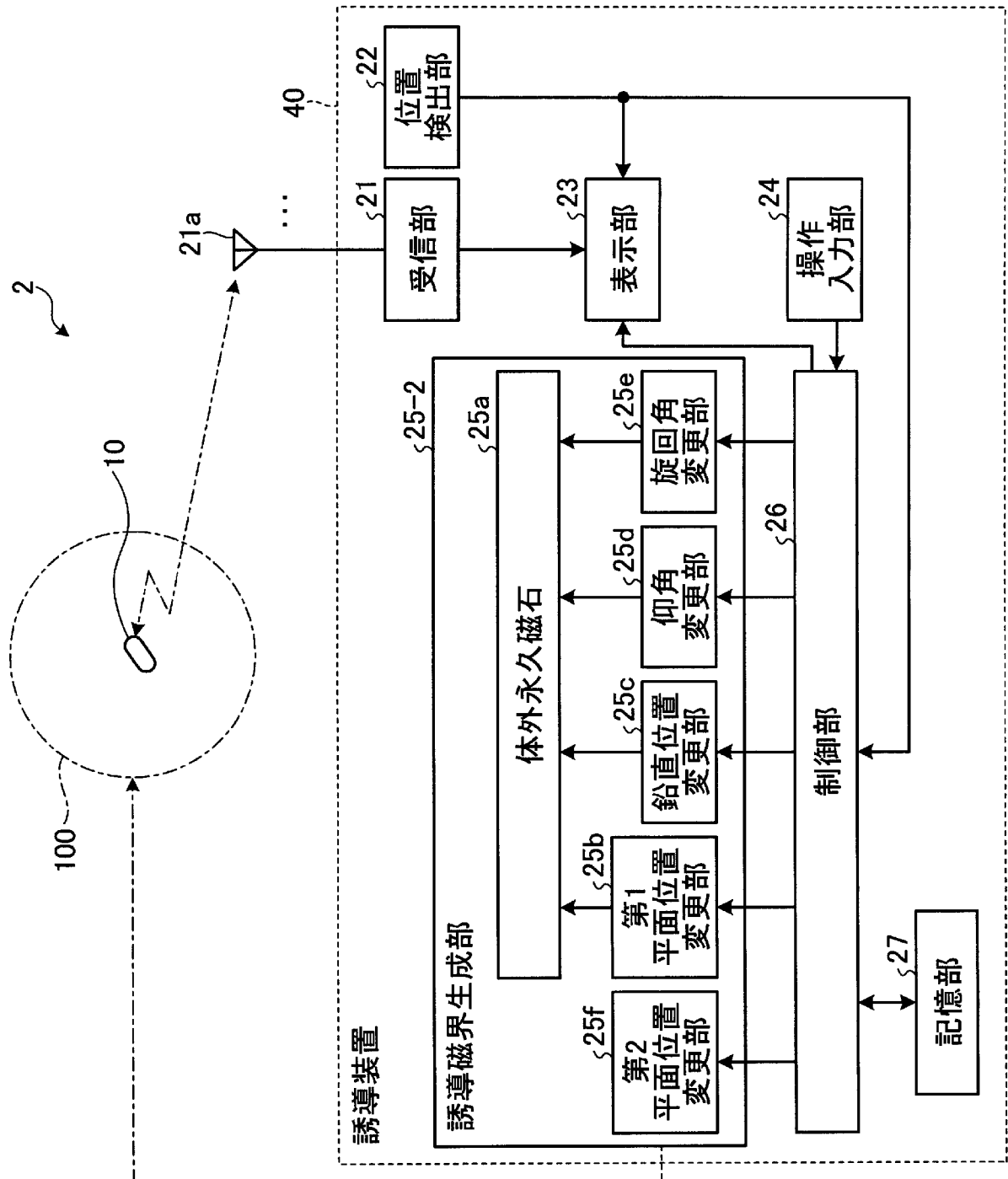
[図27]



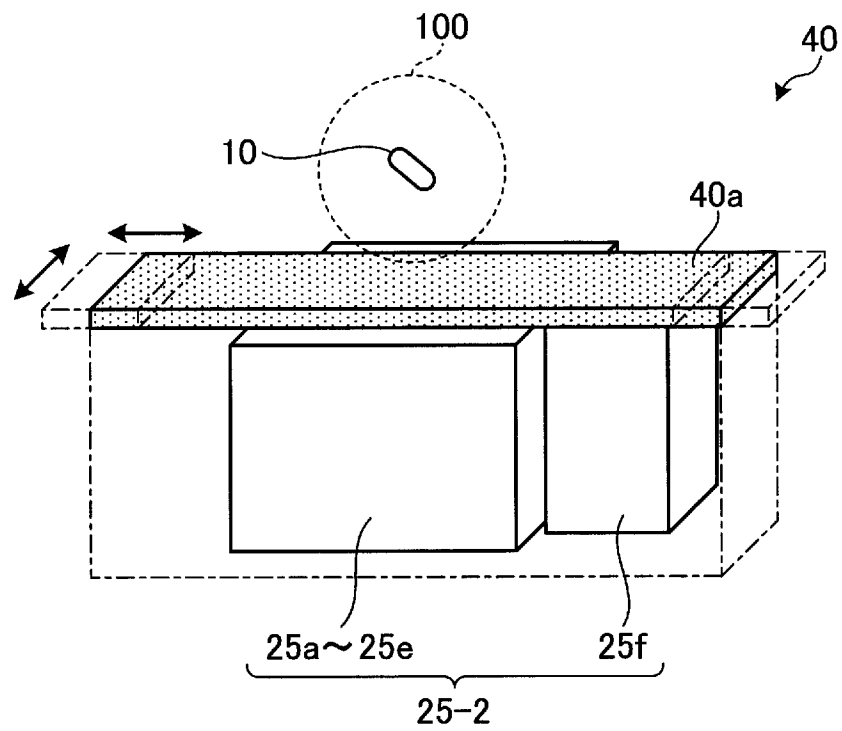
[図28]



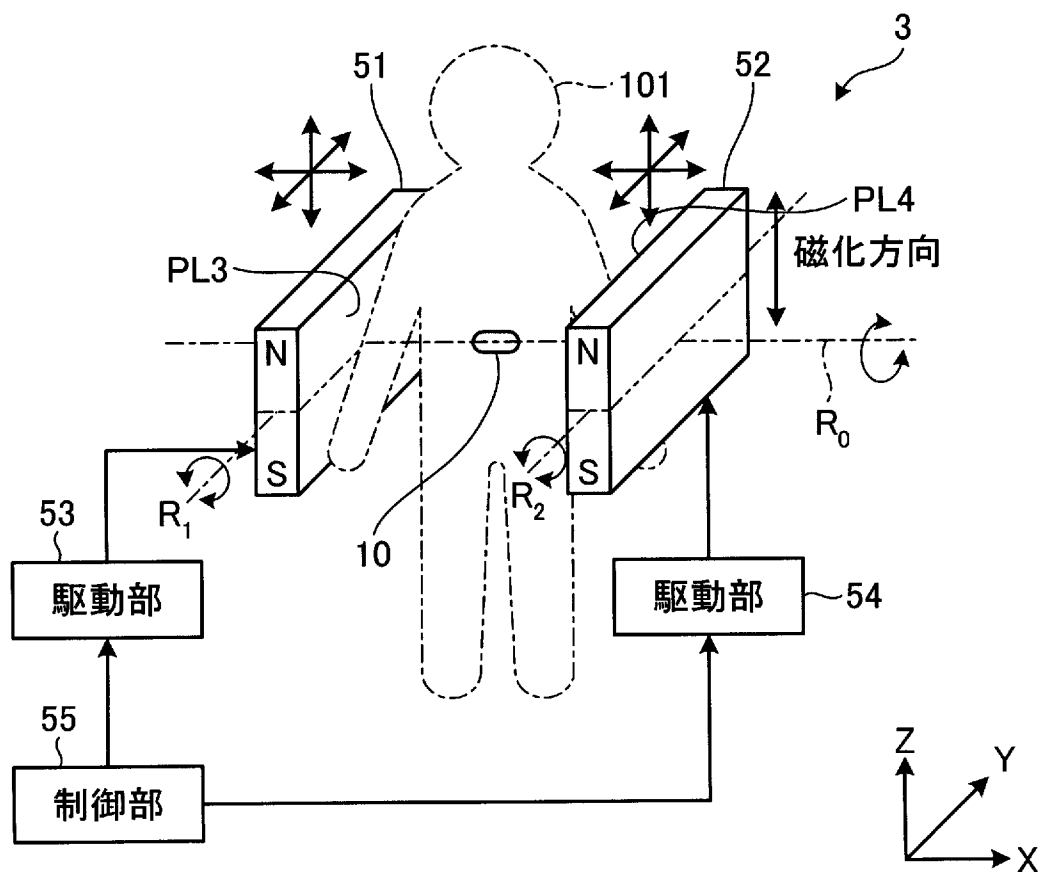
[図29]



[図30]



[図31]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/062784

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-147785 A (Novineon Healthcare Technology Partners GmbH), 04 August 2011 (04.08.2011), paragraphs [0019], [0057] to [0059] & US 2011/184235 A1 & EP 2347699 A1	1-15
A	JP 2007-44285 A (Yaskawa Electric Corp.), 22 February 2007 (22.02.2007), fig. 4, 5 (Family: none)	1-15
A	WO 2011/118253 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 29 September 2011 (29.09.2011), fig. 43, 44 & US 2012/95290 A1 & EP 2481337 A1 & CN 102665530 A	1-15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
07 June, 2013 (07.06.13)

Date of mailing of the international search report
18 June, 2013 (18.06.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/062784

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2010/122823 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 28 October 2010 (28.10.2010), paragraph [0103] & US 2011/224490 A1 & EP 2422684 A1 & CN 102405010 A	1-15

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2011-147785 A（ノビニエン ヘルスケア テクノロジー パー トナース ゲセルシャフト ミット ベシュレンクター ハフトウ ング） 2011.08.04, 段落【0019】、【0057】－【0059】 & US 2011/184235 A1 & EP 2347699 A1	1 - 1 5
A	JP 2007-44285 A（株式会社安川電機） 2007.02.22, 【図4】、【図5】（ファミリーなし）	1 - 1 5

☒ 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

の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

0 7 . 0 6 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

1 8 . 0 6 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
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

2 Q

9 1 6 3

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2011/118253 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2011.09.29, 【図43】、【図44】 & US 2012/95290 A1 & EP 2481337 A1 & CN 102665530 A	1 - 15
A	WO 2010/122823 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.10.28, 段落【0103】 & US 2011/224490 A1 & EP 2422684 A1 & CN 102405010 A	1 - 15