(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)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2013/168659 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2013/062727

(22) 国際出願日: 2013 年 5 月 1 日(01.05.2013)

(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 2012-106331 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４３番２号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 千葉 淳(CHIBA, Atsushi); 〒1510072 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 Tokyo (JP). 河野 宏尚(KAWANO, Hironao); 〒1510072 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 Tokyo (JP).

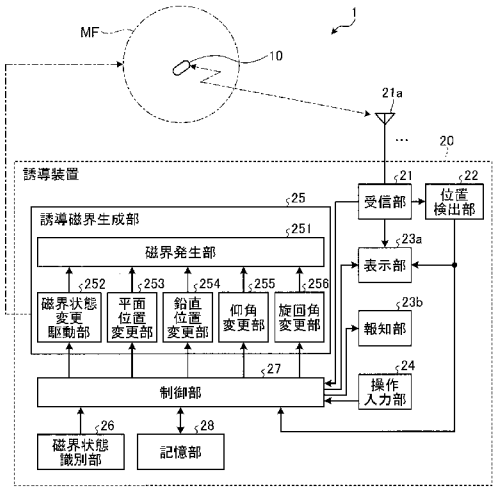
(74) 代理人: 酒井 宏明(SAKAI, Hiroaki); 〒1006020 東京都千代田区霞が関三丁目２番５号 霞が関ビルディング 酒井国際特許事務所 Tokyo (JP).

(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.

[続葉有]

(54) **Title**: MAGNETIC FIELD GENERATION DEVICE, AND CAPSULE-TYPE MEDICAL DEVICE GUIDE SYSTEM

(54) 発明の名称 : 磁界発生装置及びカプセル型医療装置誘導システム



20 Guide device
21 Reception unit
22 Position detection unit
23a Display unit
23b Notification unit
24 Operation input unit
25 Induction magnetic field generation unit
26 Magnetic field identification unit
27 Control unit
28 Storage unit
251 Magnetic field generation unit
252 Magnetic field state modification drive unit
253 Horizontal position modification unit
254 Vertical position modification unit
255 Elevation angle modification unit
256 Traverse angle modification unit

(57) **Abstract**: Provided is a magnetic field generation device for generating, from a permanent magnet, a magnetic field for magnetically guiding a capsule-type medical device injected into a body to be examined in a guide device for guiding the capsule-type medical device, the magnetic field generation device being small and being able to shield the magnetic field at a desired timing. Also provided is a capsule-type medical device guide system provided with the aforementioned magnetic field generation device. A guide device (20) functioning as a magnetic field generation device is provided with multiple permanent magnets (25a, 25b) for generating a magnetic field, and a magnetic field state modification drive unit (252) which switches between a magnetic field generation state and a magnetic field shielding state by changing the correlation between the permanent magnets (25a, 25b), the magnetic field generation state being a state in which the permanent magnets (25a, 25gb) generate a magnetic field (MF) in an effective magnetic field region (100), and a magnetic field shielding state being a state in which the permanent magnets (25a, 25b) do not generate a magnetic field (MF) in the effective magnetic field region (100).

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2013/168659 A1

(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), ユーラシア (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 (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)）

被検体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おいて、カプセル型医療装置を磁気誘導するための磁界を永久磁石から発生する磁界発生装置であって、所望のタイミングで磁界を遮蔽できる小型の磁界発生装置、及び、このような磁界発生装置を備えるカプセル型医療装置誘導システムを提供する。磁界発生装置としての誘導装置２０は、磁界を発生する複数の永久磁石２５ａ、２５ｂと、永久磁石２５ａ、２５ｂの相対関係を変化させることにより、永久磁石２５ａ、２５ｂが有効磁界領域１００に磁界ＭＦを生成する磁界生成状態と、永久磁石２５ａ、２５ｂが有効磁界領域１００に磁界ＭＦを生成しない磁界遮蔽状態とを切り替える磁界状態変更駆動部２５２とを備える。

明　細　書

発明の名称 ： 磁界発生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磁気誘導するための磁界を発生する磁界発生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。

[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

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、磁界の発生をオン／オフすることができない。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、カプセル型医療装置の誘導操作を行っていないときには、カプセル型医療装置の意図しない移動や、被検体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、特許文献３には、磁場発生部の非使用時には、強磁性体で形成された覆い部で永久磁石を覆うことが開示されている。しかしながら、この場合、磁界発生部のサイズや重量が大きくなってしまう。

[0008] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、被検体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おいて、該カプセル型医療装置を磁気誘導するための磁界を永久磁石から発生する磁界発生装置であって、所望のタイミングで磁界を遮蔽できる小型の磁界発生装置、及び、このような磁界発生装置を備える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

[0009] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る磁界発生装置は、対象物を磁気誘導するための磁界である誘導磁界を発生する磁界発生装置において、磁界を発生する複数の永久磁石と、前記複数の永久磁石の相対関係を変化させることにより、前記複数の永久磁石が所定の領域に前記誘導磁界を生成する第１の状態と、前記複数の永久磁石が前記領域に前記誘導磁界を生成しない第２の状態とを切り替える切替部とを備えることを特徴とする。

[0010] 上記磁界発生装置において、前記第１の状態において前記複数の永久磁石は開磁路を形成し、前記第２の状態において前記複数の永久磁石は閉磁路を形成することを特徴とする。

[0011] 上記磁界発生装置において、前記複数の永久磁石は、磁化方向を互いに平行、且つ、異なる極を対向させて配置され、前記第１の状態において、前記複数の永久磁石は離間され、前記第２の状態において、前記複数の永久磁石は隣接されることを特徴とする。

[0012] 上記磁界発生装置において、前記複数の永久磁石は、磁化方向を互いに平行に向けて配置され、前記第１の状態において、前記複数の永久磁石は互いに同一の極を対向させ、前記第２の状態において、前記複数の永久磁石は互いに異なる極を対向させることを特徴とする。

[0013] 上記磁界発生装置において、前記第２の状態において前記複数の永久磁石は、さらに互いに異なる極面を近接させることを特徴とする。

[0014] 上記磁界発生装置において、前記複数の永久磁石は、磁化方向を互いに平行、且つ、異なる極を対向させ、離間して配置され、強磁性体からなる磁気遮蔽部材をさらに備え、前記第１の状態において、前記磁気遮蔽部材は前記複数の永久磁石の極面と接触し、前記第２の状態において、前記磁気遮蔽部材は前記極面と離間することを特徴とする。

[0015] 上記磁界発生装置は、前記第１の状態と前記第２の状態とを識別する磁界状態識別部と、前記磁界状態識別部による識別結果を報知する報知部とをさ

らに備えることを特徴とする。

[0016] 上記磁界発生装置において、前記磁界状態識別部は、当該磁界発生装置が発生する磁界を検出することを特徴とする。

[0017] 上記磁界発生装置において、前記磁界状態識別部は、前記複数の永久磁石間における力を検出することを特徴とする。

[0018] 上記磁界発生装置において、前記報知部は、前記識別結果を視覚情報によって報知することを特徴とする。

[0019] 上記磁界発生装置において、前記報知部は、前記識別結果を聴覚情報により報知することを特徴とする。

[0020] 上記磁界発生装置において、前記対象物は、磁石を内蔵し、被検体内に導入されるカプセル型医療装置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、対象物を磁気誘導するための磁界である誘導磁界を発生する磁界発生装置において、磁界を発生する複数の永久磁石と、前記複数の永久磁石の相対関係を変化させることにより、前記複数の永久磁石が所定の領域に前記誘導磁界を生成する第１の状態と、前記複数の永久磁石が前記領域に前記誘導磁界を生成しない第２の状態とを切り替える切替部とを有する磁界発生装置と、磁石を内蔵し、被検体内に導入され、前記所定の領域において前記誘導磁界によって磁気誘導されるカプセル型医療装置とを備えることを特徴とする。

[0022] 上記カプセル型医療誘導システムは、前記第１の状態と前記第２の状態とを識別する識別部と、前記磁界状態識別部による識別結果と、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、前記切替部の動作を制御する制御部とをさらに備えることを特徴とする。

発明の効果

[0023] 本発明によれば、被検体に導入されたカプセル型医療装置を誘導する誘導磁界を永久磁石から発生する磁界発生装置において、切替部で複数の永久磁石の相対関係を変化させることにより、該複数の永久磁石が所定の領域に誘導磁界を生成する第１の状態と、上記複数の永久磁石が当該領域に誘導磁界

を生成しない第２の状態とを切り替えるので、所望のタイミングで磁界を遮蔽できる小型の磁界発生装置、及び、このような磁界発生装置を備えるカプセル型医療装置誘導システムを実現することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0024] [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に示す誘導装置の概略構成を示す模式図である。

[図3]図３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4]図４は、図１に示す磁界発生部の構成及び動作原理を示す模式図である。

[図5]図５は、図１に示す磁界発生部の構成及び動作原理を示す模式図である。

[図6]図６は、図１に示す平面位置変更部、鉛直位置変更部、仰角変更部、及び、旋回角変更部の動作を説明する模式図である。

[図7]図７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。

[図8]図８は、磁界遮蔽状態にある場合の誘導装置を模式的に示す一部断面側面図である。

[図9]図９は、弱磁界生成状態にある場合の誘導装置を模式的に示す一部断面側面図である。

[図10]図１０は、磁界生成状態にある場合の誘導装置を模式的に示す一部断面側面図である。

[図11A]図１１Ａは、本発明の実施の形態２に係る誘導装置が備える磁界発生部（磁界生成状態）の構成を示す模式図である。

[図11B]図１１Ｂは、本発明の実施の形態２に係る誘導装置が備える磁界発生部（磁界遮蔽状態）の構成を示す模式図である。

[図12A]図１２Ａは、本発明の実施の形態３に係る誘導装置が備える磁界発生

部（磁界生成状態）の構成を示す模式図である。

[図12B]図１２Ｂは、本発明の実施の形態３に係る誘導装置が備える磁界発生部（磁界遮蔽状態）の構成を示す模式図である。

[図13]図１３は、本発明の実施の形態３の変形例３－１に係る誘導装置が備える磁界発生部（磁界遮蔽状態）の構成を示す模式図である。

[図14A]図１４Ａは、本発明の実施の形態４に係る誘導装置が備える磁界発生部（磁界生成状態）の構成を示す模式図である。

[図14B]図１４Ｂは、本発明の実施の形態４に係る誘導装置が備える磁界発生部（磁界遮蔽状態）の構成を示す模式図である。

[図15]図１５は、本発明の実施の形態５に係る誘導装置の概略構成を示す模式図である。

[図16]図１６は、図１５に示す誘導装置の動作状態を説明する模式図である。

発明を実施するための形態

[0025] 以下に、本発明の実施の形態に係る磁界発生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誘導するシステムに適用す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。

[0026] また、以下の説明においては、本発明に係る磁界発生装置を、カプセル型医療装置誘導システムにおいてカプセル型医療装置（カプセル型内視鏡）を

磁気誘導するための磁界を発生する誘導装置に適用した例を示すが、本発明の磁界発生装置はカプセル型医療装置誘導システム以外においても適用可能である。例えば、本発明に係る磁界発生装置を、カプセル型内視鏡以外の対象物を磁気誘導するための誘導装置に適用しても良い。

[0027] また、本出願において、カプセル型医療装置等の対象物を磁気誘導するための磁界のことを誘導磁界ともいう。

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。

[0028] （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ＭＦを生成する誘導磁界生成部２５を有し、この磁界ＭＦによって被検体内に導入されたカプセル型内視鏡１０を磁気誘導する磁界発生装置としての誘導装置２０とを備える。

[0029] 図２は、誘導システム１において行われるカプセル型内視鏡検査の様子を概略的に示す図である。カプセル型内視鏡検査は、例えば下方に誘導磁界生成部２５が設置されたベッド（被検体載置台）１０２に被検体１０１を載置した状態で行われる。誘導磁界生成部２５は、被検体１０１の検査対象部位（胃、小腸、大腸等）を含む領域１００にカプセル型内視鏡を誘導するのに十分な強度の磁界ＭＦを生成する。以下、カプセル型内視鏡１０を誘導可能な磁界ＭＦが生成される領域１００を有効磁界領域という。

[0030] カプセル型内視鏡１０は、経口摂取等によって所定の液体（例えば、水）と共に被検体１０１内に導入された後、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。

[0031] 図３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３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１１Ａ、１１Ｂとを備える。また、カプセル型内視鏡１０は、撮像部１１Ａ、１１Ｂによって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。

[0032] 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１２ａの両側開口端をドーム形状筐体１２ｂ、１２ｃによって塞ぐことによって実現される。ドーム形状筐体１２ｂ、１２ｃは、可視光等の所定波長帯域の光に対して透明なドーム形状の光学部材である。また、筒状筐体１２ａは、可視光に対して略不透明な有色の筐体である。これらの筒状筐体１２ａ及びドーム形状筐体１２ｂ、１２ｃによって形成されるカプセル型筐体１２は、図３に示すように、撮像部１１Ａ、１１Ｂ、無線通信部１６、制御部１７、電源部１８及び永久磁石１９を液密に内包する。

[0033] 撮像部１１Ａは、ＬＥＤ等の照明部１３Ａと、集光レンズ等の光学系１４Ａと、ＣＭＯＳイメージセンサ又はＣＣＤ等の撮像素子１５Ａとを有する。照明部１３Ａは、撮像素子１５Ａの撮像視野に白色光等の照明光を発光して、ドーム形状筐体１２ｂ越しに撮像視野内の被写体を照明する。光学系１４Ａは、この撮像視野からの反射光を撮像素子１５Ａの撮像面に集光し、撮像素子１５Ａの撮像面に撮像視野の被写体像を結像する。撮像素子１５Ａ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１０１の体内画像を表す画像情報を生成する。

[0034] 撮像部１１Ｂは、撮像部１１Ａと同様に、ＬＥＤ等の照明部１３Ｂと、集光レンズ等の光学系１４Ｂと、ＣＭＯＳイメージセンサ又はＣＣＤ等の撮像素子１５Ｂとを有する。

[0035] 図３に示すように、カプセル型内視鏡１０が長軸Ｌａ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１１Ａ、１１Ｂ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Ｌａ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１５Ａ、１５Ｂの撮像面が長軸Ｌａに対して直交するように、撮像部１１Ａ、１１Ｂが実装される。

[0036] 無線通信部１６は、アンテナ１６ａを備え、上述した撮像部１１Ａ、１１Ｂによって取得された画像情報を、アンテナ１６ａ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１１Ａ又は撮像部１１Ｂ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うことにより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１６ａを介して外部の受信部２１に送信する。

[0037] 制御部１７は、撮像部１１Ａ、１１Ｂ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１３Ａが照明した撮像視野内の被写体を撮像素子１５Ａに撮像させ、照明部１３Ｂが照明した撮像視野内の被写体を撮像素子１５Ｂ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１５Ａ、１５Ｂ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。

[0038] 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１１Ａ、１１Ｂ、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。

[0039] 永久磁石１９は、誘導装置２０が生成した磁界ＭＦにより、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Ｌａ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Ｌａ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、誘導装置２０によるカプセル型内視鏡１０の磁気誘導が実現する。

[0040] 図１に示すように、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すことにより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を磁気誘導するための磁界を生成する誘導磁界生成部２５と、誘導磁界生成部２５が生成する磁界の状態を識別する磁界状態識別部２６と、これらの各部を制御する制御部２７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２８とを備える。

[0041] 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１０１に関する画像情報（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２３ａに出力する。

[0042] 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１０１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。

[0043] 表示部２３ａ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２３ａは、例えば、カプセル型内視鏡１０が撮像した被検体１０１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２３ａ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１０１内の位置を画面に表示しても良い。また、表示部２３ａは、例えば、制御部２７の制御に従って選択された体内画像の縮小画像や、被検体１０１の患者情報及び検査情報等を表示する。さらに、表示部２３ａは、制御部２７の制御に従って、ユーザに対する警告や、誘導磁界生成部２５が生成する磁界ＭＦの状態（例えば、有効磁界領域１００に磁界ＭＦが生成されているか否か）といった情報を画面に表示する。

[0044] 報知部２３ｂ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に、制御部２７の制御の下で動作する駆動回路とを含む。報知部２３ｂ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、誘導磁界生成部２５が生成する磁界ＭＦの状態をユーザに報知する。

[0045] 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（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、受け付けたこれらの情報を制御部２７に入力する。

[0046] 図２に示すように、誘導磁界生成部２５は、ベッド１０２の下部（ベッド１０２の脚部の内側）に設けられ、被検体１０１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変化させるための磁界ＭＦを有効磁界領域１００に生成する。なお、磁界ＭＦの有効磁界領域１００以外（例えば、ベッド１０２の脚部の側面方向）の空間への漏れを抑制するため、ベッド１０２の脚部を鉄板等の強磁性体によって形成することが好ましい。

[0047] 誘導磁界生成部２５は、ケース２５ｄ、２５ｅにそれぞれ収容された一対の永久磁石２５ａ、２５ｂを含む磁界発生部２５１と、磁界発生部２５１が発生する磁界ＭＦの状態を変化させる磁界状態変更駆動部２５２と、該磁界発生部２５１を並進及び回転させる機構として、平面位置変更部２５３と、鉛直位置変更部２５４と、仰角変更部２５５と、旋回角変更部２５６とを有する。

[0048] 図４及び図５は、磁界発生部２５１の構成及び動作原理を示す模式図である。図４及び図５に示すように、永久磁石２５ａ、２５ｂは、例えば直方体形状を有し、各々の磁化方向と直交する面をベッド１０２に向けて配置されている。また、永久磁石２５ａ、２５ｂは、磁化方向が互いに平行、且つ、反対向きの状態で配置されている。なお、図４及び図５において、ケース２５ｄ、２５ｅは省略されている。

[0049] 永久磁石２５ａ、２５ｂは、ケース２５ｄ、２５ｅを介し、支持部材２５ｃによってお互いの相対的な位置関係を変更可能に支持されている。具体的には、支持部材２５ｃは永久磁石２５ａ、２５ｂを、これらの少なくとも一方が支持部材２５ｃに沿ってスライド可能となるように支持している。また、支持部材２５ｃには、永久磁石２５ａ、２５ｂが磁気引力によって互いに接近するのを阻止するため、ケース２５ｄ、２５ｅ又は永久磁石２５ａ、２５ｂに係合して両者の移動を防ぐストッパ２５ｆが設けられている。このストッパ２５ｆにより、通常、永久磁石２５ａ、２５ｂは、支持部材２５ｃに対して位置を固定された状態となっている。ストッパ２５ｆは、磁界状態変更駆動部２５２が動作するタイミングで解除される。

[0050] 磁界状態変更駆動部２５２は、磁界発生部２５１が発生する磁界ＭＦの状態を変更するため、永久磁石２５ａ、２５ｂの相対的な位置関係を変更する。より詳細には、磁界状態変更駆動部２５２は、有効磁界領域１００に磁界ＭＦを生成する場合、図４に示すように、永久磁石２５ａ、２５ｂを互いに離間させる。これにより、磁力線ＦＬが、有効磁界領域１００を含む永久磁石２５ａ及び永久磁石２５ｂの周辺領域まで広がった開磁路を形成し、有効磁界領域１００に磁界ＭＦが生成される。以下、この状態を、磁界生成状態という。

[0051] 一方、有効磁界領域１００に磁界ＭＦを生成しない場合、磁界状態変更駆動部２５２は、図５に示すように、永久磁石２５ａ、２５ｂを互いに隣接させる。この際、永久磁石２５ａ、２５ｂを直接接触させても良いし、若干の空隙を介して並べても良い。これにより、磁力線ＦＬが永久磁石２５ａ、２５ｂ内及びその近傍に留まる閉磁路を形成し、有効磁界領域１００に対して磁界ＭＦを遮蔽することができる。以下、この状態を、磁界遮蔽状態という。磁界状態変更駆動部２５２は、このような磁界生成状態と磁界遮蔽状態とを切り替える切替部である。

[0052] 平面位置変更部２５３、鉛直位置変更部２５４、仰角変更部２５５、及び、旋回角変更部２５６は、磁界発生部２５１内に配置された永久磁石２５ａ

、２５ｂの相対的な位置関係を維持したまま、図６に示すように、磁界発生部２５１を並進又は回転させる。それにより、有効磁界領域内の磁界ＭＦの分布を変更させ、有効磁界領域１００におけるカプセル型内視鏡１０を位置や傾斜角や方位角を制御する。なお、本実施の形態１においては、磁界発生部２５１内の永久磁石２５ａ、２５ｂの磁化方向（図４参照）が鉛直方向を向いている状態を初期状態とする。初期状態において、磁界発生部２５１の上面は水平面と平行になっている。

[0053] 平面位置変更部２５３及び鉛直位置変更部２５４は、例えば、リフターやスライダー等を含む並進駆動機構によって実現される。平面位置変更部２５３は、磁界発生部２５１を水平面内において並進させる。また、鉛直位置変更部２５４は、磁界発生部２５１を鉛直方向において並進させる。

[0054] 仰角変更部２５５は、水平方向の軸に対して磁界発生部２５１を回転させ、磁界発生部２５１の上面の水平面に対する角度を変化させる。以下、磁界発生部２５１の上面と水平面とのなす角度を仰角θとする。

[0055] 旋回角変更部２５６は、磁界発生部２５１の中心を通る鉛直方向の軸に対して磁界発生部２５１を回転させる。以下、初期状態に対して磁界発生部２５１が旋回した角度を旋回角ψとする。

[0056] 旋回角変更部２５６により磁界発生部２５１を旋回角ψだけ旋回させた状態で、仰角変更部２５５により磁界発生部２５１を回転させることで、磁界発生部２５１が発生する磁界ＭＦ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。

[0057] 磁界状態識別部２６は、誘導装置２０が磁界生成状態にあるか、又は磁界遮蔽状態にあるかを識別する。磁界状態識別部２６は、例えば、有効磁界領域１００内（例えば、ベッド１０２の内部）に設けられる磁気センサを用いて実現される。磁界状態識別部２６は、磁気センサの出力値が所定の閾値以上である場合、誘導装置２０が磁界生成状態にあることを示す識別信号を出力する。一方、磁界状態識別部２６は、磁気センサの出力値が所定の閾値よりも小さい場合、誘導装置２０が磁界遮蔽状態にあることを示す識別信号を

出力する。

[0058] 制御部２７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平面位置変更部２５３、鉛直位置変更部２５４、仰角変更部２５５、及び、旋回角変更部２５６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２７は、操作入力部２４から入力された操作信号に従って磁界状態変更駆動部２５２を制御することにより、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。

[0059] 記憶部２８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２８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２７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。

[0060] 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７は、誘導システム１の動作を示すフローチャートである。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２７は、磁界状態識別部２６が出力した識別信号から、誘導装置２０が磁界遮蔽状態（図５参照）にあることを確認する。

[0061] 続くステップＳ１０２において、制御部２７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）に磁界発生部２５１が配置されていることを確認する。この初期位置は、例えば図８に示すように、ベッド１０２の脚部内で磁界発生部２５１を配置可能な最も低い位置（即ち、有効磁界領域１００と最も遠い位置）である。なお、磁界発生部２５１が初期位置にないとき、制御部２７は、平面位置変更部２５３及び鉛直位置変更部２５４を制御して、磁界発生部２５１を初期位置に移動させる。また、この際に、制御部２７は、仰角変更部２５５及び旋回角変更部２５６を制御して、磁界発生部２５１の仰角θ及び旋回角ϕを初期状態に戻す。

[0062] ステップＳ１０３において、被検体１０１がベッド１０２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２７は、被検体１０１がベッド１０２に載置されたことを認識する。この被検体１０１の載置を示す信号は、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１０２が所定の状態になった際（例えば、ベッド１０２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。

[0063] ステップＳ１０４において、カプセル型内視鏡１０の電源がオン（ＯＮ）にされると、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に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。

[0064] ステップＳ１０５において、カプセル型内視鏡１０が被検体１０１に嚥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２７は、カプセル型内視鏡１０が被検体１０１に嚥下されたことを認識する。このカプセル型内視鏡１０の嚥下を示す信号は、所定のユーザ操作（例えば、カプセル嚥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。

[0065] ステップＳ１０６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２７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、ジョイスティック等による操作によって入力されるようにしても良い。

[0066] これに応じて、図９に示すように、磁界状態変更駆動部２５２は、永久磁石２５ａと永久磁石２５ｂとの内の一方を他方に対してスライドさせて、両者を離間させる。これにより、誘導装置２０は磁界生成状態となる。このとき、磁界発生部２５１は初期位置にあるため（ステップＳ１０２参照）、有効磁界領域１００に生成される磁界ＭＦ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、磁界発生部２５１が初期位置にある磁界生成状態（図９に示す状態）を、弱磁界生成状態という。

[0067] ステップＳ１０７において、制御部２７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２７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。

[0068] ステップＳ１０８において、誘導磁界生成部２５の各部は、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磁界発生部２５１の位置、仰角θ、及び旋回角φを制御する。この際、図１０に示すように、磁界発生部２５１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ＭＦ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。

[0069] ステップＳ１０９において、制御部２７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部２１に受信させ、被検体１０１内の画像を表示部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。

[0070] 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２７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、磁界発生部２５１を一旦初期位置に戻し、弱磁界生成状態とする。これにより、体位変更後のカプセル型内視鏡１０に強度の強い磁界が急激に印加されるのを避けることができる。

[0071] ステップＳ１１０において、制御部２７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Ｓ１０３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。

[0072] 緊急停止トリガがオンにされた場合（ステップＳ１１０：Ｙｅｓ）、制御部２７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、磁界状態変更駆動部２５２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Ｓ１１１）。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Ｓ１１６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Ｓ１１０：Ｎｏ）、誘導システム１の動作はステップＳ１１２に移行する。

[0073] ステップＳ１１２において、制御部２７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。この画像

取得完了を示す信号は、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。

[0074] 全ての画像の取得が完了した場合（ステップＳ１１２：Ｙｅｓ）、制御部２７は、誘導磁界生成部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、磁界発生部２５１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Ｓ１１３、図９参照）。

[0075] 一方、全ての画像が未だ取得されていない場合（ステップＳ１１２：Ｎｏ）、制御部２７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Ｓ１１４）。体位情報が新たに入力された場合（ステップＳ１１４：Ｙｅｓ）、制御部２７は、磁界発生部２５１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Ｓ１１５）。その後、誘導システム１の動作は、ステップＳ１０９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Ｓ１１４：Ｎｏ）、誘導システム１の動作は、そのままステップＳ１０９に移行する。

[0076] ステップＳ１１６において、制御部２７は、磁界状態変更駆動部２５２を制御して、誘導装置２０を磁界遮蔽状態に遷移させる（図８参照）。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１０２から降ろす。

[0077] 以上説明したように、実施の形態１によれば、カプセル型内視鏡１０を誘導する磁界ＭＦを永久磁石２５ａ、２５ｂから発生する誘導装置２０において、永久磁石２５ａ、２５ｂの位置関係を、離間状態から隣接状態に切り替えることにより、誘導装置２０を磁界生成状態から磁界遮蔽状態に遷移させることができる。従って、所望のときに磁界を遮蔽することができる小型の誘導装置２０を実現することが可能となる。

[0078] また、実施の形態１によれば、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１０１が載置されるベッド１０２の下部に配置するので、カプセル型医療装置誘導システム全体をさらに小型化することが可能となる。

[0079] 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２０における磁界の状態を簡便な操作で遷移させるため、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２０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２０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１０１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。

[0080] 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１０１の体位を変更した際に、磁界発生部２５１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ので、カプセル型内視鏡１０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１０が移動してしまうといった事態を避けることができる。

[0081] なお、以上説明した実施の形態１においては、磁界遮蔽状態から磁界生成状態への遷移の際に、永久磁石２５ａ、２５ｂの移動に動力を要するため、摩擦係数の小さい素材でケース２５ｄ、２５ｅを作製したり、移動機構を工夫することにより、動力負担を低減すると良い。

[0082] また、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。

[0083] 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。

[0084] また、以上説明した実施の形態１においては、誘導磁界生成部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

ＭＦ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、誘導磁界生成部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。

[0085]（変形例１－１）

実施の形態１の変形例１－１として、磁界状態識別部２６を、永久磁石２５ａ、２５ｂの位置を検出する位置センサを用いて実現しても良い。例えば、永久磁石２５ａと永久磁石２５ｂとの間隔が所定の閾値以上である場合（図４に示す状態）、磁界状態識別部２６は、誘導装置２０が磁界生成状態にあることを示す識別信号を出力する。一方、永久磁石２５ａと永久磁石２５ｂとの間隔が所定の閾値よりも小さい場合（図５に示す状態）、磁界状態識別部２６は、誘導装置２０が磁界遮蔽状態にあることを示す識別信号を出力する。

[0086]（変形例１－２）

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。

[0087] 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。

[0088]（変形例１－３）

被検体１０１内におけるカプセル型内視鏡１０の別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１

０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。

[0089] 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、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。この際、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、自身が発生する誘導磁界を制御しても良い。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（誘導磁界生成部２５が生成する磁界の領域）内に位置しているか否かを確認し、この確認結果に基づいて磁界状態変更駆動部２５２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２７は磁界状態変更駆動部２５２を制御して、磁界生成状態となるよう永久磁石２５ａ、２５ｂを離間状態にさせる。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には、制御部２７は磁界状態変更駆動部２５２を制御して、磁界遮蔽状態となるように永久磁石２５ａ、２５ｂを隣接状態にさせる。

[0090]（変形例１－４）

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。

[0091] 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場合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。

[0092]（変形例１－５）

実施の形態１の変形例１－５として、磁界状態識別部２６を、永久磁石２５ａ、２５ｂ間における力（磁気引力又は磁気斥力）を検出するセンサによって構成しても良い。

[0093] ここで、磁界生成状態と磁界遮蔽状態とでは、永久磁石２５ａ、２５ｂ間における磁力の方向や強さが異なる。例えば、図４に示すように、磁力線ＦＬが開磁路となっている場合（即ち、磁気生成状態の場合）、永久磁石２５ａ、２５ｂ間における磁気斥力は弱くなる。反対に、図５に示すように、磁力線ＦＬが閉磁路となっている場合（即ち、磁気遮蔽状態の場合）、永久磁石２５ａ、２５ｂ間における磁気引力は強くなる。そこで、永久磁石２５ａ、２５ｂのいずれかに、当該永久磁石に印加される圧力を検出する圧力センサを設け、この圧力センサの検出値（方向及び強さ）から永久磁石２５ａ、２５ｂ間に引力が働いているか否かを判別することにより、誘導装置が磁界生成状態にあるのか磁界遮蔽状態にあるのかを識別することができる。

[0094]（実施の形態２）

次に、本発明の実施の形態２について説明する。

上述した実施の形態１においては、永久磁石２５ａ、２５ｂの間隔を変更することにより、磁界生成状態と磁界遮蔽状態とを互いに遷移させたが、それ以外にも種々の方法により、これらの状態を互いに遷移させることができる。

[0095] 図１１Ａ及び図１１Ｂは、実施の形態２に係る誘導装置が備える磁界発生部の構成を示す模式図であり、図１１Ａは磁界生成状態を示し、図１１Ｂは磁界遮蔽状態を示している。図１１Ａ及び図１１Ｂに示すように、実施の形態２に係る誘導装置は、図２に示す磁界発生部２５１の代わりに、磁界発生部３０を備える。この磁界発生部３０は、磁化方向と直交する面をベッド１

０２に向けて並べて配置された一対の永久磁石３１ａ、３１ｂと、永久磁石３１ａ、３１ｂを、これらのいずれか一方が回転可能となるように支持する支持部材３１ｃとを有する。なお、実施の形態２に係る誘導装置の磁界発生部３０以外の構成については、図２及び図４に示すものと同様である。また、図１１Ａ、１１Ｂにおいて、永久磁石３１ａ、３１ｂを収納するケースは省略されている。

[0096] 図１１Ａに示すように、磁界生成状態において、永久磁石３１ａ、３１ｂは、磁化方向と平行な面の互いに同一の極を対向させた状態で配置される。このとき、永久磁石３１ａ、３１ｂから発散する磁力線は、各磁化方向に対して略平行な向きの開磁路を形成する。これにより、ベッド１０２上の有効磁界領域１００を含む範囲に磁界ＭＦが生成される。

[0097] 磁界生成状態から磁界遮蔽状態に遷移する際、磁界状態変更駆動部２５２（図２参照）は、永久磁石３１ａ、３１ｂの内の一方を、永久磁石３１ａ、３１ｂを通る軸Ｒ１回りに回転させ、図１１Ｂに示すように磁化方向と平行な面の互いに異なる極を対向させる。このとき、磁力線ＦＬは、永久磁石３１ａ、３１ｂ内及びその近傍に留まる閉磁路を形成する。それにより、有効磁界領域１００に対して磁界ＭＦが遮蔽された状態となる。

[0098] （変形例２－１）

実施の形態２の変形例２－１として、変形例１－５と同様に、磁界状態識別部２６を、永久磁石３１ａ、３１ｂ間における力（磁気引力又は磁気斥力）を検出するセンサによって構成しても良い。なお、変形例２－１においては、圧力センサの検出値（方向及び強さ）から、永久磁石３１ａ、３１ｂ間に働く力が引力であるか、又は斥力であるかを判別することにより、誘導装置が磁界生成状態にあるのか磁界遮蔽状態にあるのかを識別することができる。

[0099] （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１２Ａ及び図１２Ｂは、実施の形態３に係る誘導装置が備える磁界発生

部の構成を示す模式図であり、図１２Ａは磁界生成状態を示し、図１２Ｂは磁界遮蔽状態を示している。図１２Ａ及び図１２Ｂに示すように、実施の形態３に係る誘導装置は、図２に示す磁界発生部２５１の代わりに、磁界発生部４０を備える。この磁界発生部４０は、磁化方向と直交する面をベッド１０２に向けて並べて配置された２つの永久磁石対（４１ａ、４１ｂ）及び（４２ａ、４２ｂ）を有する。永久磁石４１ａ、４２ａは、磁化方向と平行な面の互いに異なる極を対向させ、図示しない支持部材によって固定位置に保持されている。一方、永久磁石４１ｂ、４２ｂは、磁化方向と平行な面の互いに異なる極を対向させた状態で、保持部４３により保持されている。なお、実施の形態３に係る誘導装置の磁界発生部４０以外の構成については、図２及び図４に示すものと同様である。また、図１２Ａ、１２Ｂにおいて、永久磁石４１ａ、４２ａを収納するケースは省略されている。

[0100] 図１２Ａに示すように、磁界生成状態において、各永久磁石対（４１ａ、４１ｂ）、（４２ａ、４２ｂ）に含まれる永久磁石は、磁化方向と平行な面の互いに異なる極を対向させて配置される。このとき、永久磁石４１ａ、４１ｂから発散する磁力線ＦＬは、磁界発生部４０の周囲の空間を大きく回って永久磁石４２ａ、４２ｂに収束する開磁路を形成する。これにより、有効磁界領域１００を含む範囲に磁界ＭＦが生成される。

[0101] 磁界生成状態から磁界遮蔽状態に遷移する際、磁界状態変更駆動部２５２（図２参照）は、永久磁石４１ｂ、４２ｂを通る軸Ｒ２回りに保持部４３を回転させることにより、各永久磁石対（４１ａ、４１ｂ）、（４２ａ、４２ｂ）において、互いに異なる極を対向させる。このとき、磁力線ＦＬは、各永久磁石対（４１ａ、４１ｂ）、（４２ａ、４２ｂ）の内部及びその近傍に留まる閉磁路を形成する。それにより、有効磁界領域１００に対して磁界ＭＦが遮蔽された状態となる。

[0102] なお、磁界生成状態から磁界遮蔽状態に遷移する際、永久磁石４１ｂ、４２ｂを回転させる代わりに、永久磁石４１ａ、４２ａ側を回転させることにより、永久磁石４１ｂ、４２ｂに対する相対関係を変化させても良い。

[0103] （変形例３－１）

実施の形態３の変形例として、図１２Ａに示す磁界発生部４０を磁界遮蔽状態に遷移させる場合に、各永久磁石対（４１ａ、４１ｂ）、（４２ａ、４２ｂ）において、磁化方向が交差するように保持部４３を回転させても良い。例えば、図１３に示すように、軸Ｒ２と永久磁石４１ａ、４２ａを通る軸Ｒ３とが直交するように保持部４３を回転させると、各永久磁石対（４１ａ、４１ｂ）、（４２ａ、４２ｂ）において、磁化方向が直交し、互いに異なる極面が近接する。この場合、磁力線ＦＬは、永久磁石４１ａ→永久磁石４１ｂ→永久磁石４２ａ→永久磁石４２ｂと循環する閉磁路を形成する。それにより、有効磁界領域１００（図１２Ａ参照）に対して磁界ＭＦが遮蔽された状態となる。

[0104] （変形例３－２）

実施の形態３の別の変形例として、変形例２と同様に、磁界状態識別部２６を、永久磁石４１ａ、４１ｂ間、又は、永久磁石４２ａ、４２ｂ間における力（磁気引力又は磁気斥力）を検出するセンサによって構成しても良い。

[0105] （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。

図１４Ａ及び図１４Ｂは、実施の形態４に係る誘導装置が備える磁界発生部の構成を示す模式図であり、図１４Ａは磁界生成状態を示し、図１４Ｂは磁界遮蔽状態を示している。図１４Ａ及び図１４Ｂに示すように、実施の形態４に係る誘導装置は、図２に示す磁界発生部２５１の代わりに、磁界発生部５０を備える。この磁界発生部５０は、磁化方向と直交する面をベッド１０２に向け、離間して配置された一対の永久磁石５１ａ、５１ｂと、鉄等の強磁性体からなる磁気遮蔽部材５２とを有する。永久磁石５１ａ、５２ｂは、磁化方向と平行な面の互いに異なる極を対向させた状態で、図示しない支持部材によって保持されている。なお、実施の形態４に係る誘導装置の磁界発生部５０以外の構成については、図２及び図４に示すものと同様である。また、図１４Ａ、図１４Ｂにおいて、永久磁石５１ａ、５１ｂを収納するケ

ースは省略されている。

[0106] 図１４Ａに示すように、磁界生成状態において、磁気遮蔽部材５２は、有効磁界領域１００とは反対側の永久磁石５１ａ、５２ｂの極面（図１４Ａにおいては下側の面）と接触して配置される。このとき、永久磁石５１ａから発散する磁力線ＦＬは、磁界発生部５０の上方の空間を大きく回って永久磁石５１ｂに収束する開磁路を形成する。これにより、ベッド１０２上の有効磁界領域１００を含む範囲に磁界ＭＦが生成される。

[0107] 磁界生成状態から磁界遮蔽状態に遷移する際、磁界状態変更駆動部２５２（図２参照）は、図１４Ｂに示すように磁気遮蔽部材５２を永久磁石５１ａ、５１ｂの極面から離間させる。このとき、永久磁石５１ａ、５１ｂの図の下側においては、磁力線ＦＬが永久磁石５１ｂから磁気遮蔽部材５２を経由して永久磁石５１ａに収束する一方、永久磁石５１ａ、５１ｂの図の上側においては、磁力線ＦＬが当該永久磁石５１ａ、５１ｂの近傍に留まる。それにより、有効磁界領域１００に対して磁界ＭＦが遮蔽された状態となる。

[0108] なお、実施の形態４においては、磁気遮蔽部材５２の代わりに、磁化方向が規定された永久磁石を用いても、同様の効果を得ることができる。

[0109]（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１５は、実施の形態５に係る誘導装置の概略構成を示す模式図である。図１５に示すように、実施の形態５に係る誘導装置６０は、図２に示す誘導装置２０に対し、脚部６１ｂに対して被検体載置部６１ａがスライド可能なベッド６１と、被検体載置部６１ａを駆動する載置台駆動部６２とを更に備える。誘導装置６０のベッド６１及び載置台駆動部６２以外の構成については、実施の形態１と同様である。

[0110] 被検体載置部６１ａの下面には、被検体１０１の身長方向（図１５においては左右方向）に伸びるレールが設けられており、これにより、被検体載置部６１ａが脚部６１ｂに対して上記身長方向にスライド可能となる（図１６参照）。載置台駆動部６２は、制御部２７の制御の下で動作して、被検体載

置部６１ａを上記身長方向に移動させる。

[0111] 制御部２７は、誘導装置６０を磁界遮蔽状態に遷移させる際に、磁界状態変更駆動部２５２と連動して載置台駆動部６２を動作させ、図１６に示すように、被検体１０１の検査対象部位（例えば、胃部）を有効磁界領域１００から外す。

[0112] このような実施の形態５によれば、誘導装置６０を磁界遮蔽状態に遷移させた際に、磁界発生部２５１が発生した磁界のカプセル型内視鏡１０に対する影響をさらに低減することが可能となる。

なお、実施の形態５において説明したベッド６１及び載置台駆動部６２の構成を、実施の形態２～４に係る誘導装置に設けても良い。

[0113] 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、他の様々な実施の形態が可能であることは、上記記載から自明である。

符号の説明

[0114] １ カプセル型医療装置誘導システム

１０ カプセル型内視鏡

１１Ａ、１１Ｂ 撮像部

１２ カプセル型筐体

１２ａ 筒状筐体

１２ｂ、１２ｃ ドーム形状筐体

１３Ａ、１３Ｂ 照明部

１４Ａ、１４Ｂ 光学系

１５Ａ、１５Ｂ 撮像素子

１６ 無線通信部

１６ａ アンテナ

１７　制御部

１８　電源部

１９　永久磁石

２０、６０　誘導装置

２１ａ　アンテナ

２１　受信部

２２　位置検出部

２３ａ　表示部

２３ｂ　報知部

２４　操作入力部

２５　誘導磁界生成部

２５１、３０、４０、５０　磁界発生部

２５２　磁界状態変更駆動部

２５３　平面位置変更部

２５４　鉛直位置変更部

２５５　仰角変更部

２５６　旋回角変更部

２５ａ、２５ｂ、３１ａ、３１ｂ、４１ａ、４１ｂ、４２ａ、４２ｂ、５１ａ、５１ｂ　永久磁石

２５ｃ、３１ｃ　支持部材

２５ｄ、２５ｅ　ケース

２５ｆ　ストッパ

２６　磁界状態識別部

２７　制御部

２８　記憶部

４３　保持部

５２　磁気遮蔽部材

６１、１０２　ベッド（被検体載置台）

６１ａ　被検体載置部

６１ｂ　脚部

６２　載置台駆動部

１００　有効磁界領域

１０１　被検体

請求の範囲

[請求項1] 対象物を磁気誘導するための磁界である誘導磁界を発生する磁界発生装置において、

磁界を発生する複数の永久磁石と、

前記複数の永久磁石の相対関係を変化させることにより、前記複数の永久磁石が所定の領域に前記誘導磁界を生成する第１の状態と、前記複数の永久磁石が前記領域に前記誘導磁界を生成しない第２の状態とを切り替える切替部と、

を備えることを特徴とする磁界発生装置。

[請求項2] 前記第１の状態において、前記複数の永久磁石は開磁路を形成し、

前記第２の状態において、前記複数の永久磁石は閉磁路を形成することを特徴とする請求項１に記載の磁界発生装置。

[請求項3] 前記複数の永久磁石は、磁化方向を互いに平行、且つ、異なる極を対向させて配置され、

前記第１の状態において、前記複数の永久磁石は離間され、

前記第２の状態において、前記複数の永久磁石は隣接される、

ことを特徴とする請求項１に記載の磁界発生装置。

[請求項4] 前記複数の永久磁石は、磁化方向を互いに平行に向けて配置され、

前記第１の状態において、前記複数の永久磁石は互いに同一の極を対向させ、

前記第２の状態において、前記複数の永久磁石は互いに異なる極を対向させる、

ことを特徴とする請求項１に記載の磁界発生装置。

[請求項5] 前記第２の状態において、

前記複数の永久磁石は、さらに互いに異なる極面を近接させる、

ことを特徴とする請求項４に記載の磁界発生装置。

[請求項6] 前記複数の永久磁石は、磁化方向を互いに平行、且つ、異なる極を対向させ、離間して配置され、

強磁性体からなる磁気遮蔽部材をさらに備え、

前記第１の状態において、前記磁気遮蔽部材は前記複数の永久磁石の極面と接触し、

前記第２の状態において、前記磁気遮蔽部材は前記極面と離間する、

ことを特徴とする請求項１に記載の磁界発生装置。

[請求項7] 前記第１の状態と前記第２の状態とを識別する磁界状態識別部と、

前記磁界状態識別部による識別結果を報知する報知部と、

をさらに備えることを特徴とする請求項１に記載の磁界発生装置。

[請求項8] 前記磁界状態識別部は、当該磁界発生装置が発生する磁界を検出することを特徴とする請求項７に記載の磁界発生装置。

[請求項9] 前記磁界状態識別部は、前記複数の永久磁石間における力を検出することを特徴とする請求項７に記載の磁界発生装置。

[請求項10] 前記報知部は、前記識別結果を視覚情報によって報知することを特徴とする請求項７に記載の磁界発生装置。

[請求項11] 前記報知部は、前記識別結果を聴覚情報により報知することを特徴とする請求項７に記載の磁界発生装置。

[請求項12] 前記対象物は、磁石を内蔵し、被検体内に導入されるカプセル型医療装置であることを特徴とする請求項１に記載の磁界発生装置。

[請求項13] 対象物を磁気誘導するための磁界である誘導磁界を発生する磁界発生装置において、磁界を発生する複数の永久磁石と、前記複数の永久磁石の相対関係を変化させることにより、前記複数の永久磁石が所定の領域に前記誘導磁界を生成する第１の状態と、前記複数の永久磁石が前記領域に前記誘導磁界を生成しない第２の状態とを切り替える切替部と、を有する磁界発生装置と、

磁石を内蔵し、被検体内に導入され、前記所定の領域において前記誘導磁界によって磁気誘導されるカプセル型医療装置と、

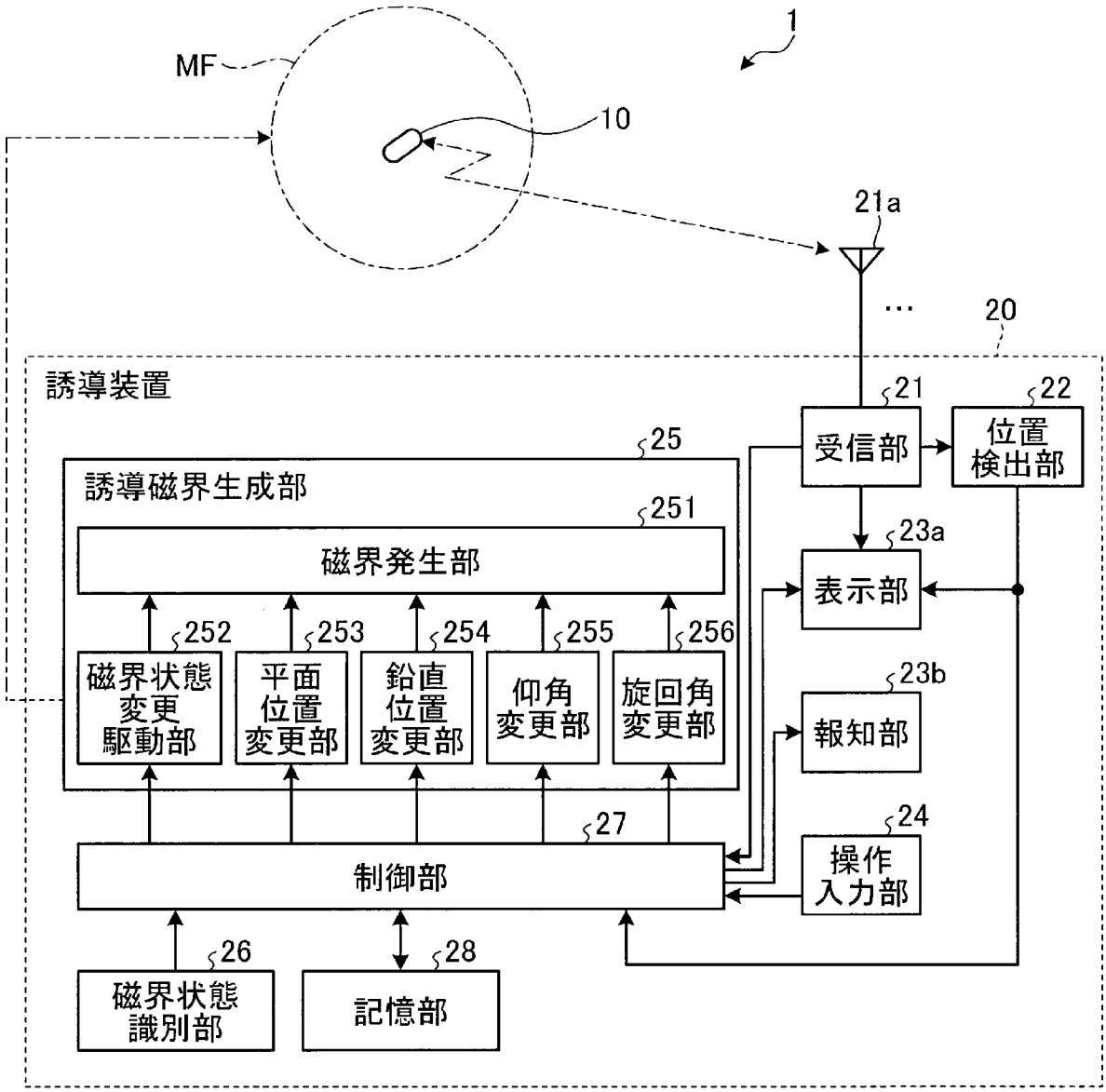
を備えることを特徴とするカプセル型医療装置誘導システム。

［請求項14］ 前記第１の状態と前記第２の状態とを識別する磁界状態識別部と、

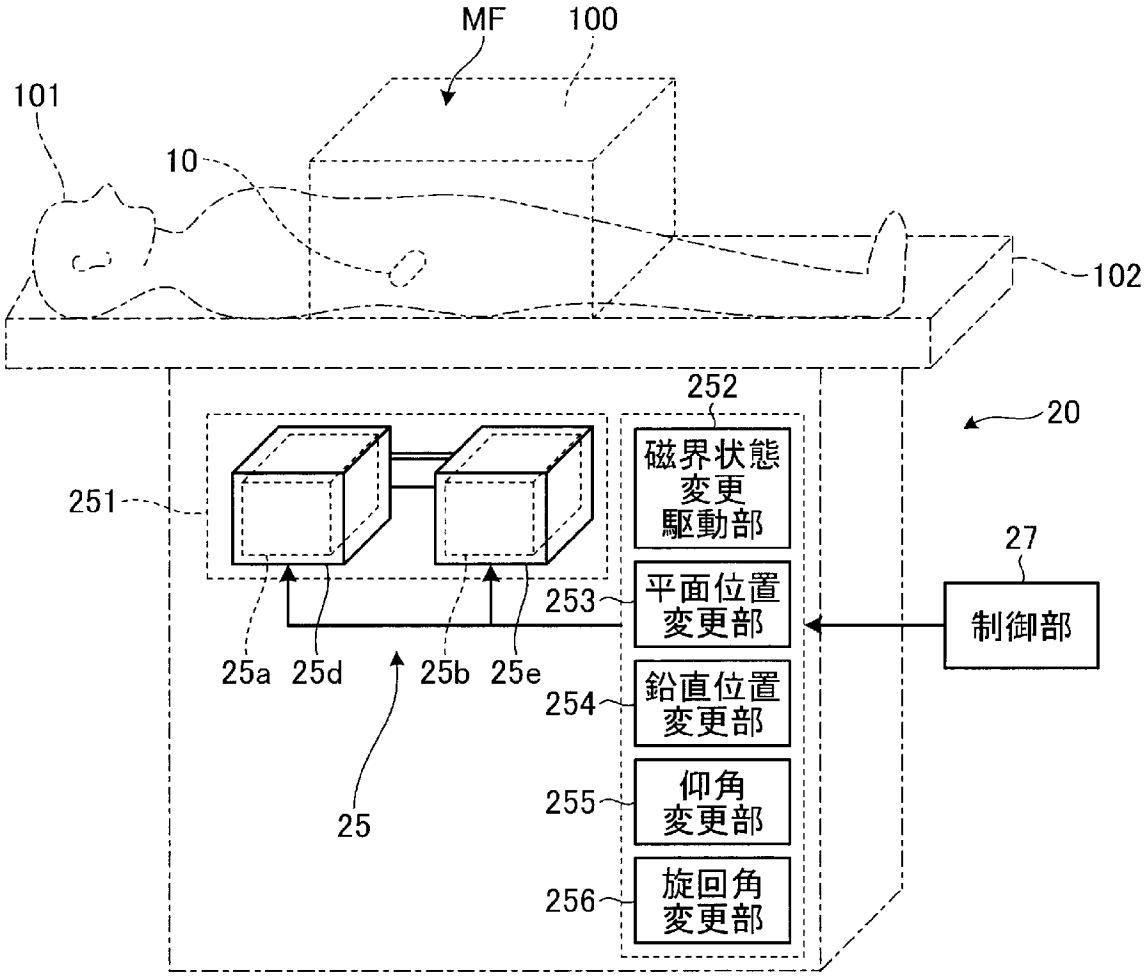
前記磁界状態識別部による識別結果と、前記カプセル型医療装置による検査のステータスとに応じて、前記切替部の動作を制御する制御部と、

をさらに備えることを特徴とする請求項１３に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

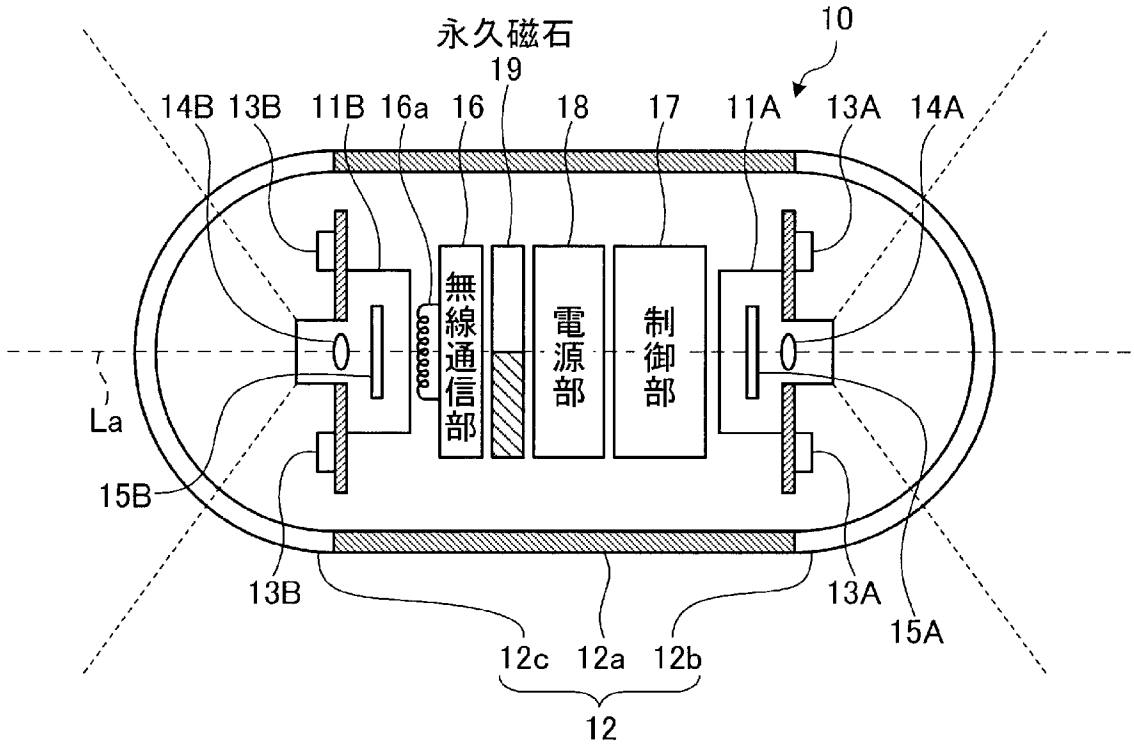
[図1]


1
MF
10
21a
20
誘導装置
21
受信部
22
位置検出部
25
誘導磁界生成部
251
磁界発生部
23a
表示部
252
253
254
255
256
磁界状態変更駆動部
平面位置変更部
鉛直位置変更部
仰角変更部
旋回角変更部
23b
報知部
27
24
制御部
操作入力部
26
28
磁界状態識別部
記憶部

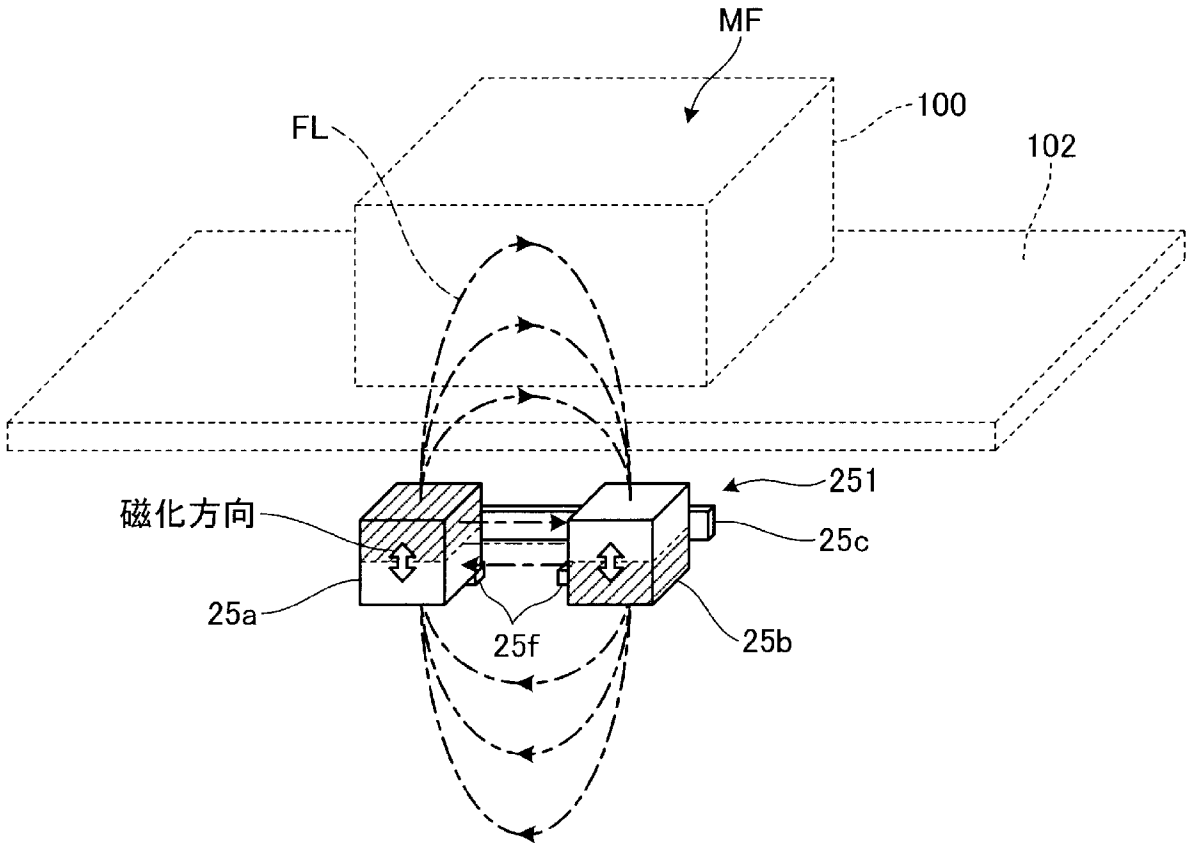
[図2]


MF
100
101
10
102
252
20
磁界状態
変更
駆動部
251
27
253
平面位置
変更部
制御部
25a
25d
25b
25e
254
鉛直位置
変更部
255
仰角
変更部
25
256
旋回角
変更部

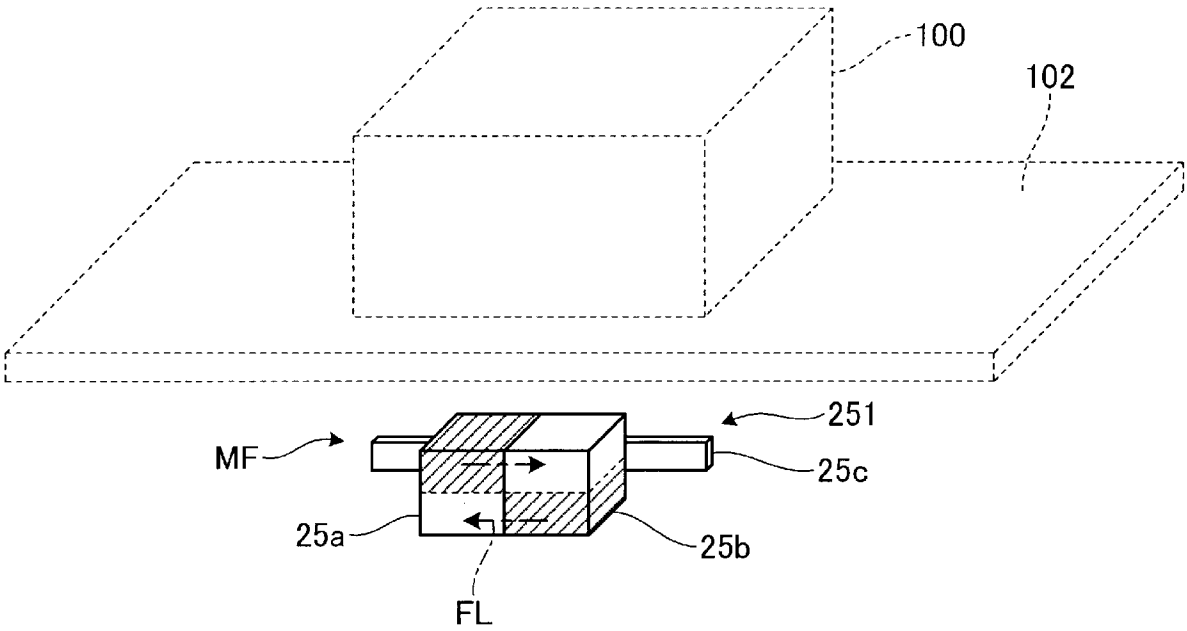
[図3]


永久磁石
19
10
14B
13B
11B
16a
16
18
17
11A
13A
14A
無線通信部
電源部
制御部
La
15B
13B
13A
15A
12c
12a
12b
12

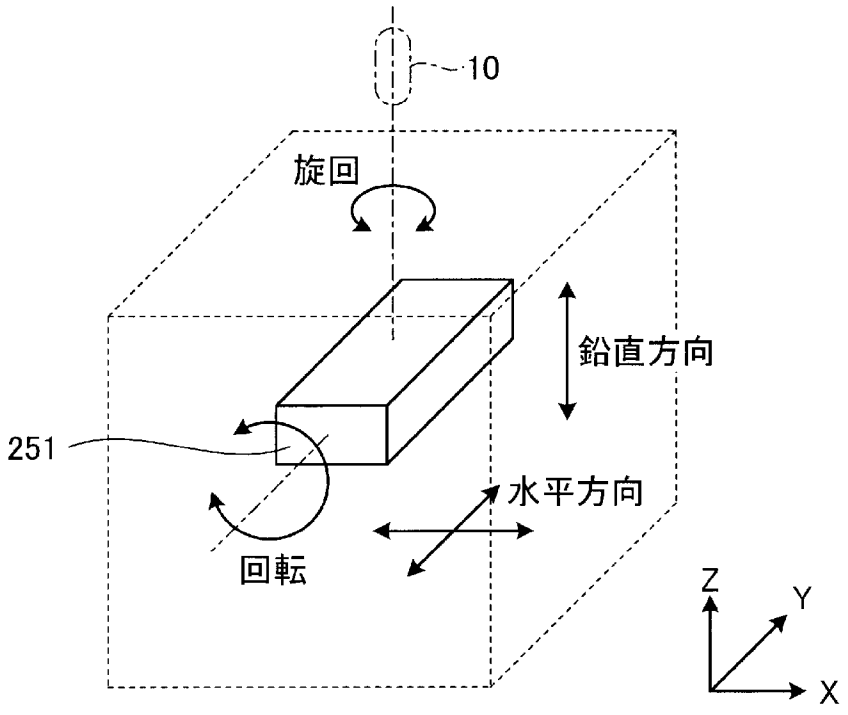
[図4]


MF
FL
100
102
251
磁化方向
25c
25a
25f
25b

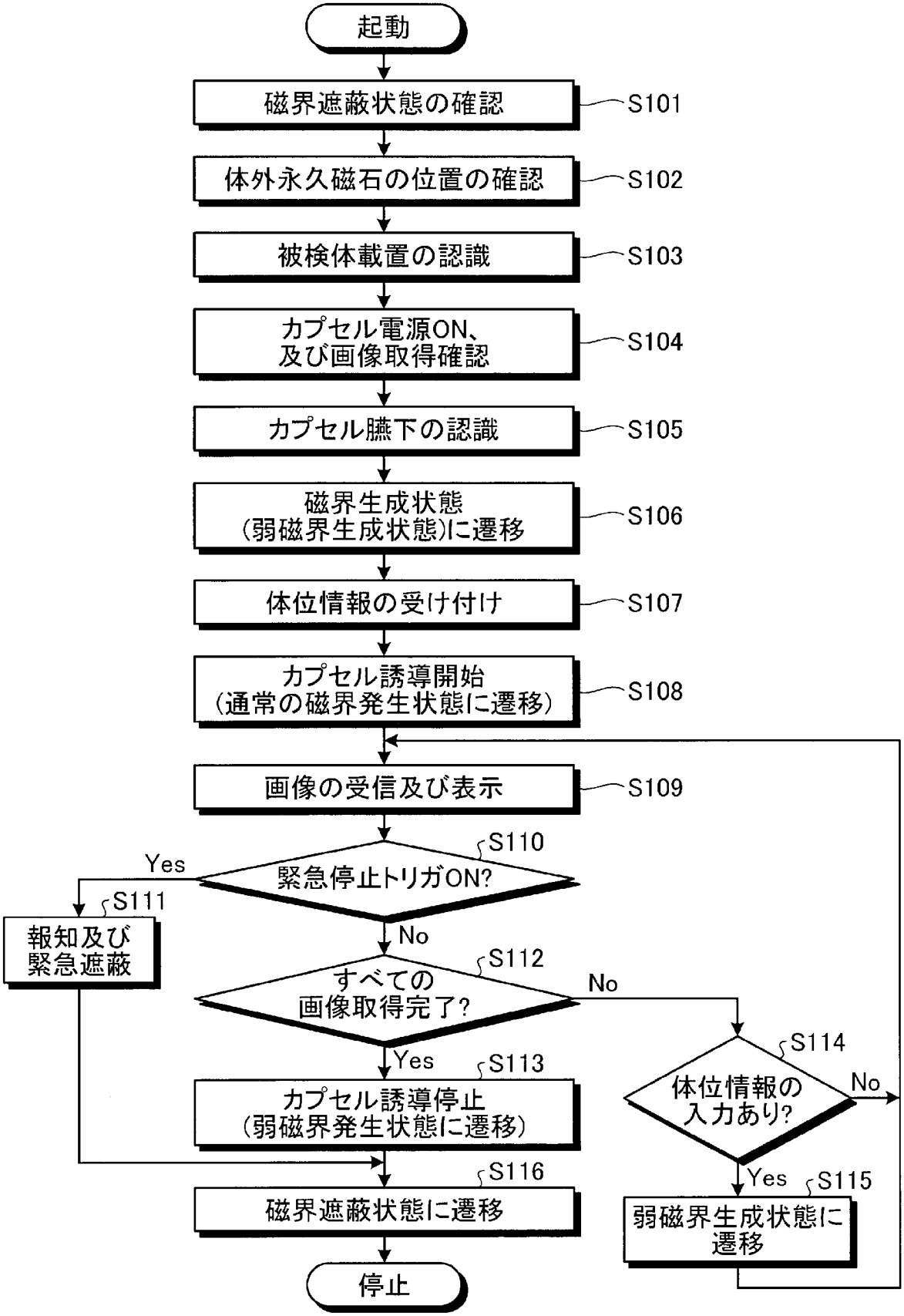
[図5]



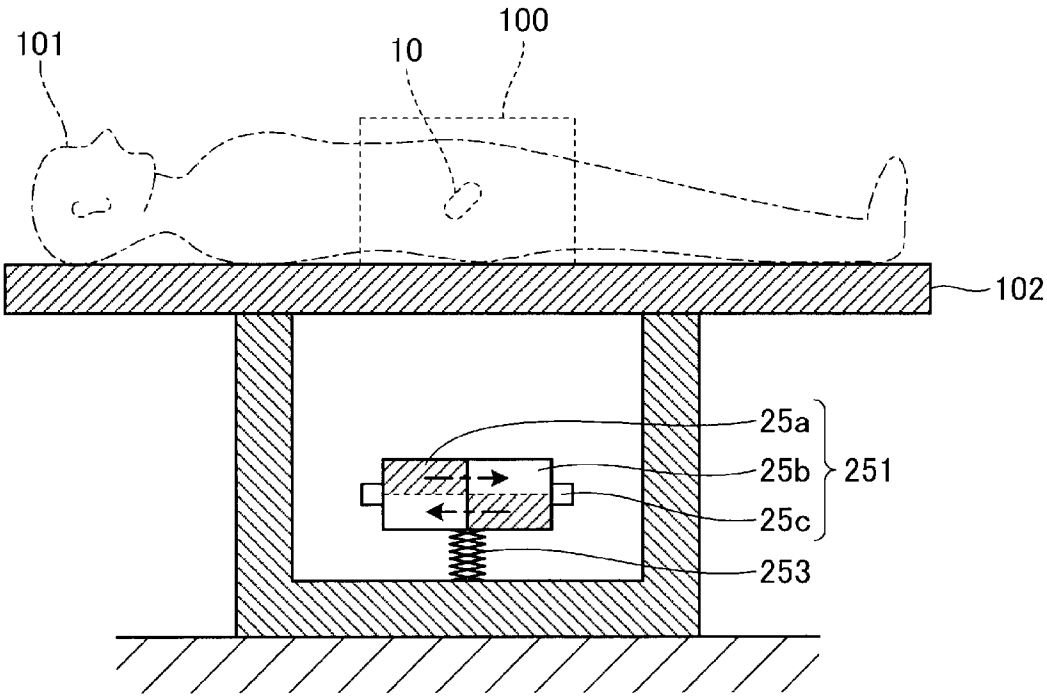
[図6]



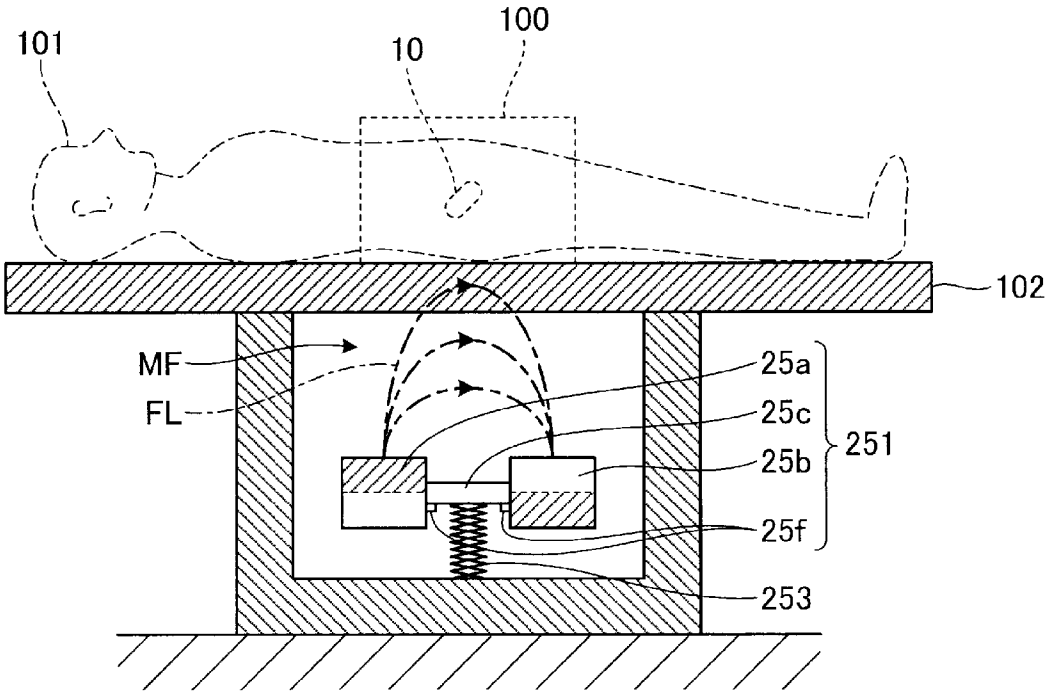
[図7]


起動
磁界遮蔽状態の確認
S101
体外永久磁石の位置の確認
S102
被検体載置の認識
S103
カプセル電源ON、
及び画像取得確認
S104
カプセル臍下の認識
S105
磁界生成状態
(弱磁界生成状態)に遷移
S106
体位情報の受け付け
S107
カプセル誘導開始
(通常の磁界発生状態に遷移)
S108
画像の受信及び表示
S109
S110
緊急停止トリガON?
Yes
S111
報知及び
緊急遮蔽
No
S112
すべての
画像取得完了?
No
S114
体位情報の
入力あり?
No
Yes
S115
弱磁界生成状態に
遷移
Yes
S113
カプセル誘導停止
(弱磁界発生状態に遷移)
S116
磁界遮蔽状態に遷移
停止

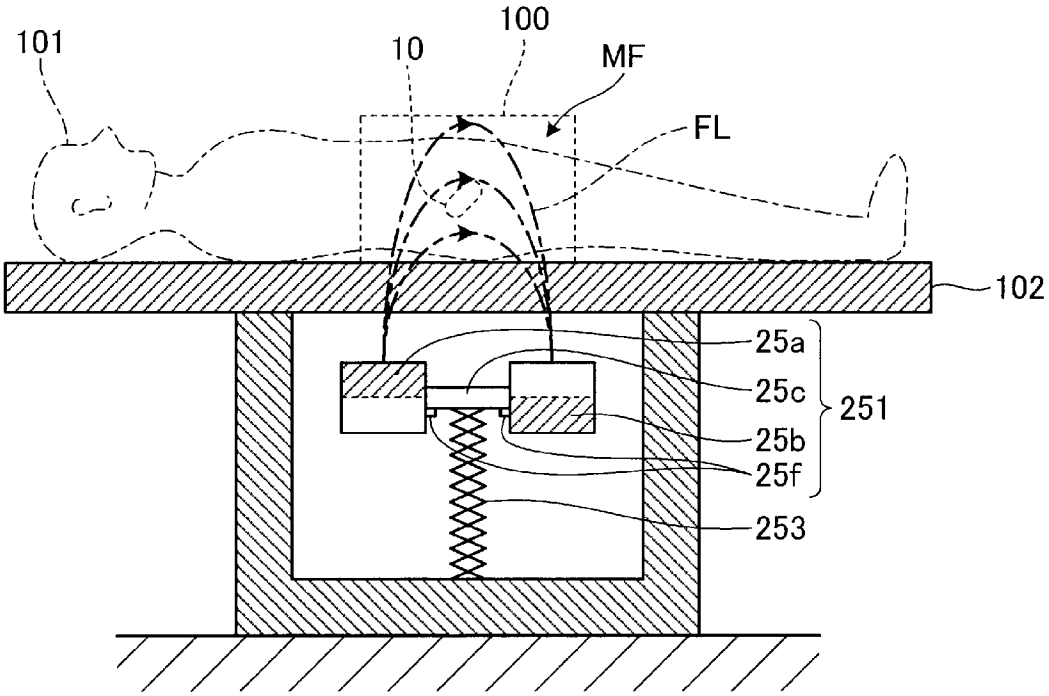
[図8]


101
10
100
102
25a
25b
25c
251
253

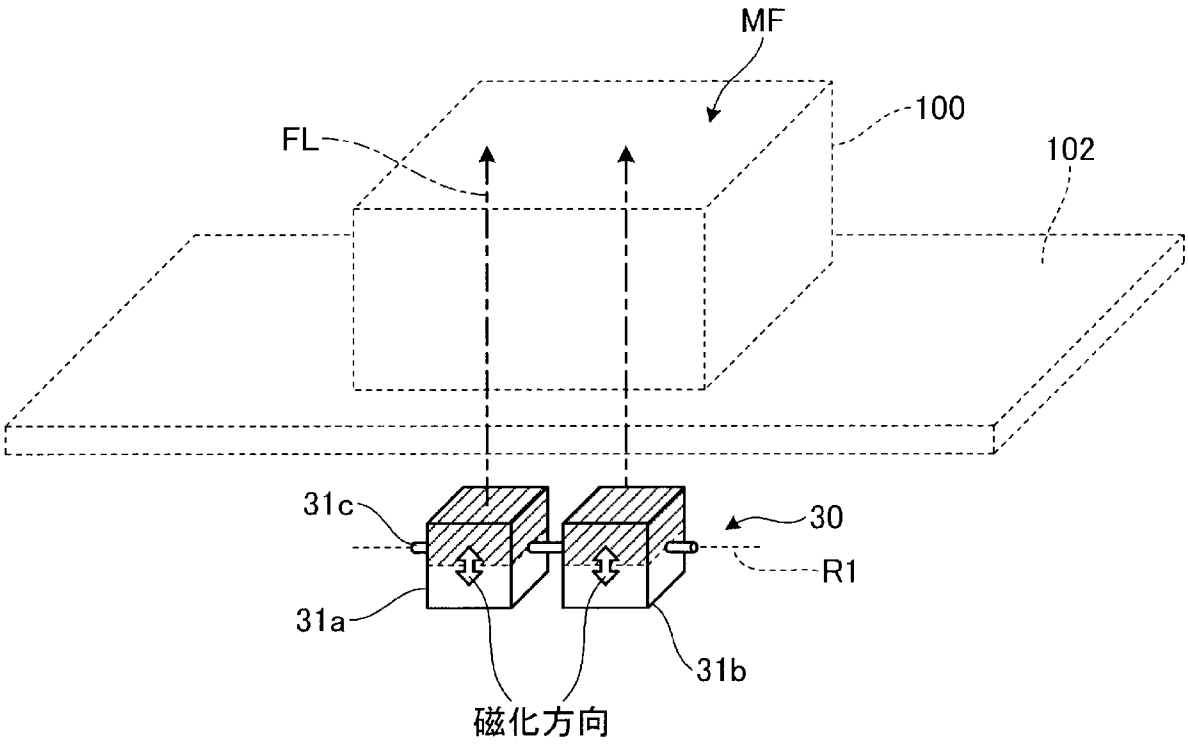
[図9]


101
10
100
102
MF
FL
25a
25c
25b
251
25f
253

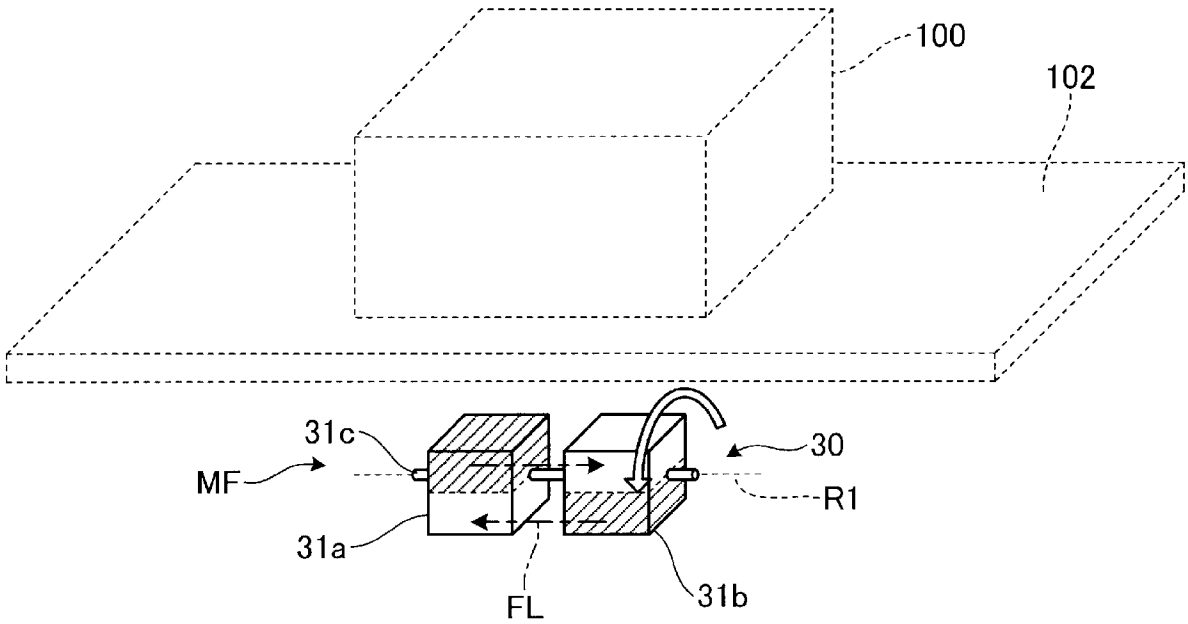
[図10]



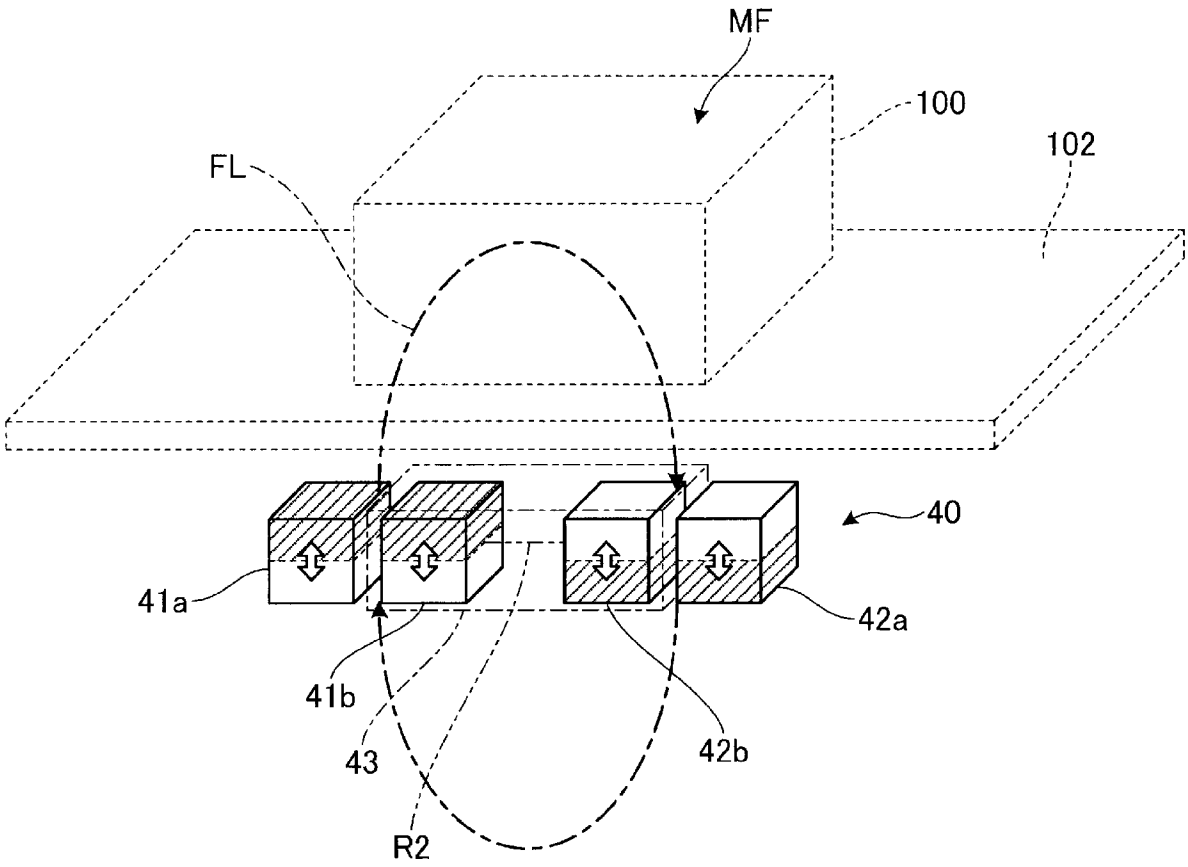
[図11A]


MF
100
FL
102
31c
30
R1
31a
31b
磁化方向

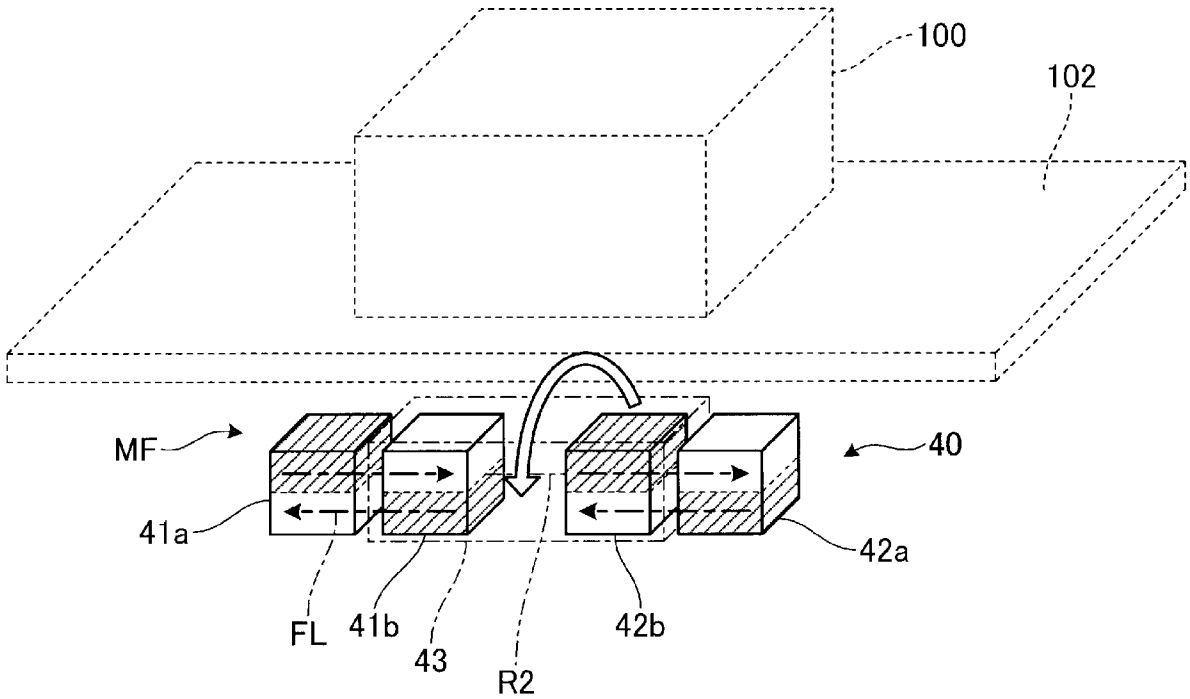
[図11B]


100
102
31c
30
MF
R1
31a
FL
31b

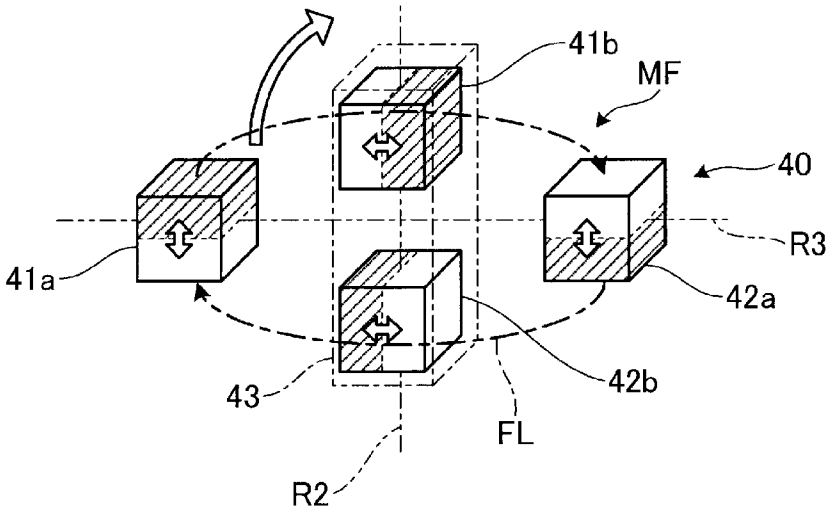
[図12A]


MF
100
102
FL
40
41a
42a
41b
43
42b
R2

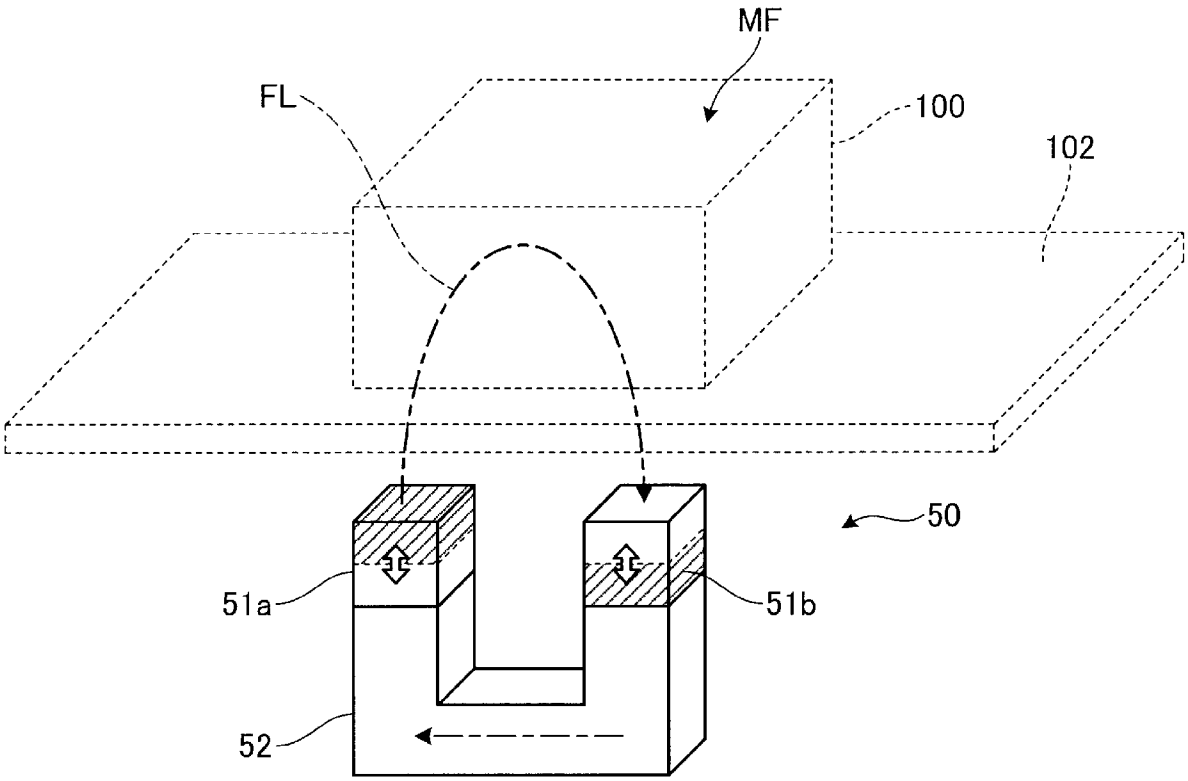
[図12B]


100
102
MF
40
41a
42a
FL
41b
43
42b
R2

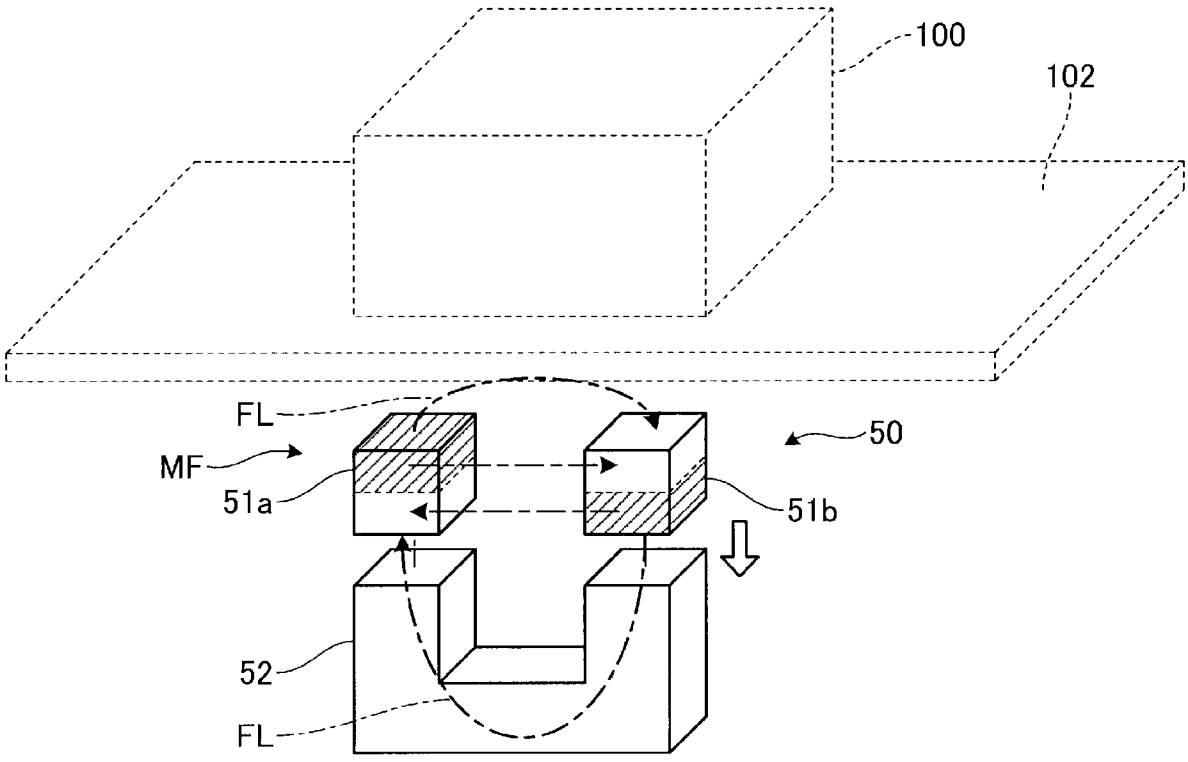
[図13]



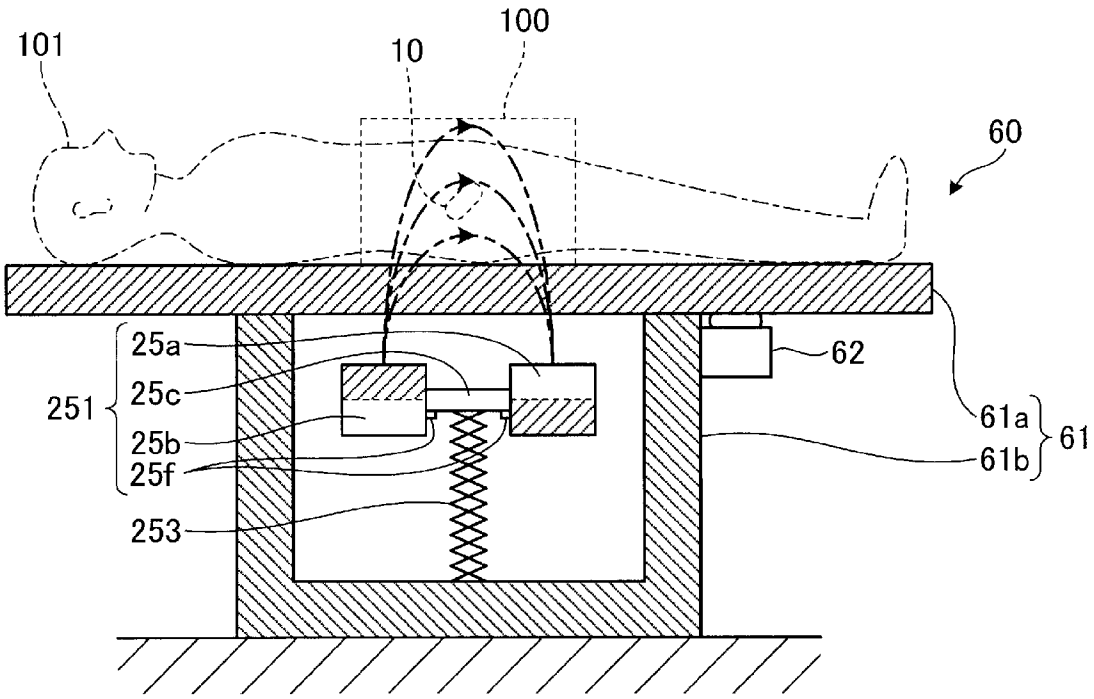
[図14A]



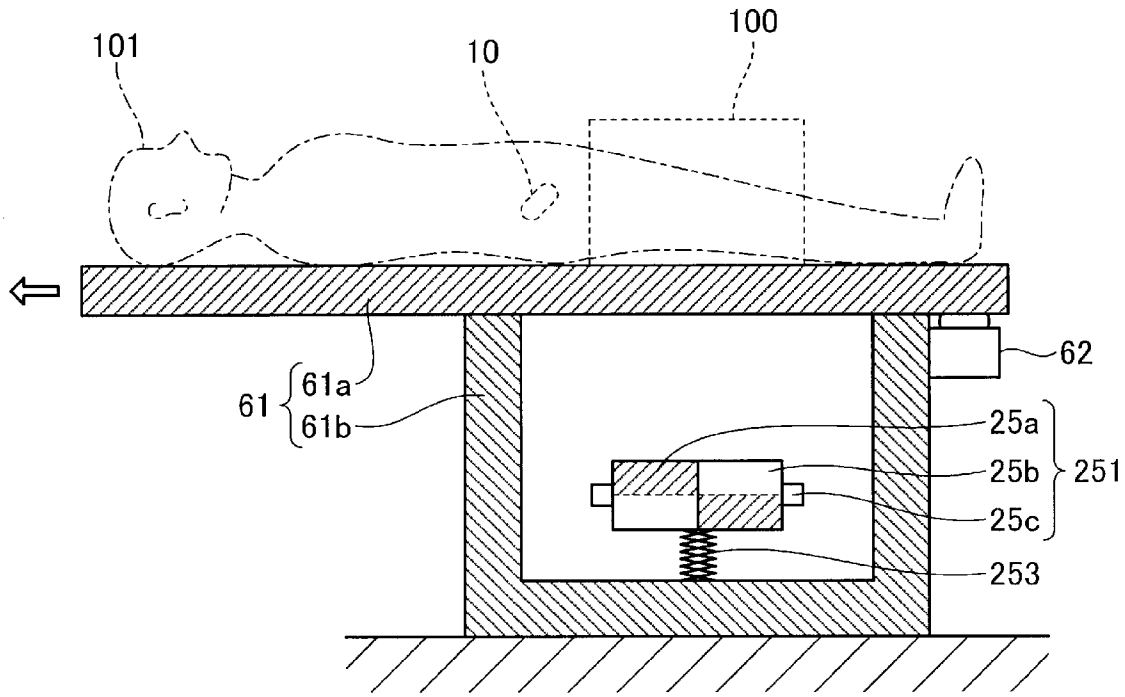
[図14B]



[図15]


101
10
100
60
25a
25c
251
25b
25f
253
62
61a
61b
61

[図16]


101
10
100
61
61a
61b
62
25a
25b
25c
251
253

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/062727

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 2007-195961 A (Olympus Medical Systems Corp.), 09 August 2007 (09.08.2007), fig. 7, 34 & US 2007/265496 A1 & EP 1967126 A1 & CN 101351145 A	1-14
A	JP 2006-68501 A (Olympus Corp.), 16 March 2006 (16.03.2006), fig. 1, 30, 49 & US 2007/270628 A1 & EP 1773230 A1 & CN 101035484 A	1-14

☒ 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	Date of mailing of the international search report
07 June, 2013 (07.06.13)	18 June, 2013 (18.06.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/062727

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-503310 A (Korea Institute of Science and Technology), 07 February 2008 (07.02.2008), fig. 2 & US 2008/300458 A1 & EP 1765143 A1 & CN 101001563 A	1-14
A	JP 2005-103091 A (Olympus Corp.), 21 April 2005 (21.04.2005), fig. 1 to 9 (Family: none)	1-14
A	JP 4-8343 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 13 January 1992 (13.01.1992), fig. 1, 2 & US 5681260 A	1-14

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１３／０６２７２７

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B1/00(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B1/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１３年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１３年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１３年

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

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 2007-195961 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.08.09, 【図７】、【図３４】 & US 2007/265496 A1 & EP 1967126 A1 & CN 101351145 A	１－１４
A	JP 2006-68501 A (オリンパス株式会社) 2006.03.16, 【図１】、【図３０】、【図４９】 & US 2007/270628 A1 & EP 1773230 A1 & CN 101035484 A	１－１４

☑　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	国際調査報告の発送日
０７．０６．２０１３	１８．０６．２０１３

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
郵便番号１００－８９１５
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　９１６３
小田倉　直人
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

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	JP 2008-503310 A (コリア　インスティテュート　オブ　サイエンス　アンド　テクノロジー) 2008.02.07, 【図２】 & US 2008/300458 A1 & EP 1765143 A1 & CN 101001563 A	１－１４
Ａ	JP 2005-103091 A (オリンパス株式会社) 2005.04.21, 【図１】－【図９】（ファミリーなし）	１－１４
Ａ	JP 4-8343 A (オリンパス光学工業株式会社) 1992.01.13, 第１，２図 & US 5681260 A	１－１４