

(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



(10) 国際公開番号

WO 2011/118253 A1

PCT

(43) 国際公開日
2011年9月29日(29.09.2011)

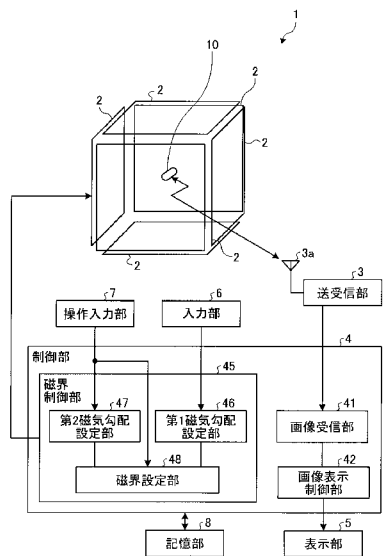
- (51) 国際特許分類: A61B 1/00 (2006.01) A61B 5/07 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/051755
- (22) 国際出願日: 2011年1月28日(28.01.2011)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ: 特願 2010-073383 2010年3月26日(26.03.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 河野 宏尚 (KAWANO, Hironao) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (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, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア

[続葉有]

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

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

[図1]



(57) Abstract: The disclosed capsule type medical device guidance system (1) is provided with: a first magnetic gradient setting unit (46) which calculates, as a first magnetic gradient, the magnetic gradient of the magnetic field which generates a magnetic attraction force in the vertical direction such that the sum of the forces of the buoyancy, gravity, and the vertical direction magnetic attractive force on the capsule endoscope (10) in the liquid is about 0; and a magnetic field setting unit (48) which, if guidance command information is not inputted by means of an operation input unit (7), applies to a magnetic generation unit (2) a magnetic field having the first magnetic gradient, and, if guidance command information has been inputted by means of the operation input unit (7), applies to the magnetic field generation unit (2) a magnetic field having a magnetic gradient corresponding to the guidance command information inputted from the operation input unit (7) added to the first magnetic gradient.

(57) 要約: 本発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システム1は、カプセル型内視鏡10の浮力、重力および鉛直方向の磁気引力の液体中における合力がほぼ0となる鉛直方向の磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を、第1の磁気勾配として求める第1磁気勾配設定部46と、操作入力部7によって誘導指示情報が入力されない場合には第1の磁気勾配を有する磁界を磁界発生部2に印加させ、操作入力部7によって誘導指示情報が入力された場合には第1の磁気勾配に操作入力部7から入力された誘導指示情報に対応した磁気勾配を加えた磁界を磁界発生部2に印加させる磁界設定部48とを備える。

- 3 Transmission/receiving unit
- 4 Control unit
- 41 Image receiving unit
- 42 Image display control unit
- 45 Magnetic field control unit
- 46 First magnetic gradient setting unit
- 47 Second magnetic gradient setting unit
- 48 Magnetic field setting unit
- 5 Display unit
- 6 Input unit
- 7 Operation input unit
- 8 Storage unit

WO 2011/118253 A1

(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ 添付公開書類:

(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
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

明 細 書

発明の名称：

カプセル型医療装置用誘導システムおよびカプセル型医療装置の誘導方法

技術分野

[0001] 本発明は、磁界応答部を有し被検体内の液体に導入されるカプセル型医療装置を誘導するカプセル型医療装置用誘導システムおよびカプセル型医療装置の誘導方法に関する。

背景技術

[0002] 従来から、内視鏡の分野において、患者等の被検体の消化管内に導入可能な大きさに形成されたカプセル型筐体の内部に撮像機能および無線通信機能を備えたカプセル型内視鏡が登場している。カプセル型内視鏡は、被検体の口から飲み込まれた後、蠕動運動等によって消化管内を移動する。カプセル型内視鏡は、被検体の消化管内部に導入されてから被検体外部に排出されるまでの期間、この被検体の臓器内部の画像（以下、体内画像という場合がある）を順次取得し、取得した体内画像を被検体外部の受信装置に順次無線送信する。

[0003] カプセル型内視鏡によって撮像された各体内画像は、受信装置を介して画像表示装置に取り込まれる。画像表示装置は、取り込んだ各体内画像をディスプレイに静止画表示または動画表示する。医師または看護師等のユーザは、画像表示装置に表示された被検体の各体内画像を観察し、各体内画像の観察を通して被検体の臓器内部を検査する。

[0004] さらに、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）する誘導システムが提案されている。一般に、この誘導システムにおいて、カプセル型内視鏡は、カプセル型筐体の内部に永久磁石をさらに備え、画像表示装置は、被検体内部のカプセル型内視鏡が順次撮像した各体内画像をリアルタイムに表示する。そして、カプセル型内視鏡の誘導システムは、被検体内部のカプセル型内視鏡に磁界を印加し、この印

加した磁界から受ける磁気引力によって被検体内部のカプセル型内視鏡を所望の位置に磁気誘導する。ユーザは、この画像表示装置に表示された体内画像を参照しつつ、システムの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。

- [0005] このカプセル型内視鏡として、胃または大腸等の比較的大空間の臓器内部を観察するために、液体中に漂った状態で体内画像を順次撮像するものがある。そして、胃等の比較的大空間の臓器内部を集中的に検査するために、臓器内部（具体的には臓器内壁の襞）を伸展させるための液体とともにカプセル型内視鏡を被検体に摂取させる場合がある（例えば、特許文献1参照）。この場合、カプセル型内視鏡は、胃等の臓器内部において、所定の姿勢で液中を漂いつつ、この液体によって伸展した臓器内部の画像を順次撮像する。

先行技術文献

特許文献

- [0006] 特許文献1：国際公開第2007/077922号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0007] ところで、従来では、ユーザは、カプセル型内視鏡を静止維持させたい間はずっと、カプセル型内視鏡を静止維持させる磁気引力が発生するように、画面を見ながら操作入力部を直接調整し続けなければならなかった。また、従来では、ユーザの操作指示に対して磁界が発生させた場合であっても、発生させた磁界の磁気引力の一部がカプセル型内視鏡の重力および浮力を打ち消すために費やされてしまい、ユーザが思った方向にカプセル型内視鏡が動かず、カプセル型内視鏡の動作とユーザの操作感覚とが合致せず、操作性が悪かった。
- [0008] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、ユーザによる磁気誘導システムの操作性を高めることができるカプセル型医療装置用誘導システムおよびカプセル型医療装置の誘導方法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、本発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、磁界応答部を有し被検体内の液体に導入されるカプセル型医療装置を誘導するカプセル型医療装置用誘導システムにおいて、磁気勾配を有する磁界を前記磁界応答部に印加して前記カプセル型医療装置を誘導する磁界発生部と、前記カプセル型医療装置の浮力、前記カプセル型医療装置の重力および鉛直方向の磁気引力の前記液体中における合力がほぼ0となる前記鉛直方向の磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を第1の磁気勾配として設定する第1の設定部と、前記カプセル型医療装置を磁気で誘導するための誘導指示情報が入力される操作入力部と、前記操作入力部によって入力された前記誘導指示情報に対応する磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を求め、第2の磁気勾配として設定する第2の設定部と、前記操作入力部によって誘導指示情報が入力されない場合には前記第1の設定部によって設定された前記第1の磁気勾配を有する磁界を印加するように前記磁界発生部を制御し、前記操作入力部によって誘導指示情報が入力された場合には前記第1の設定部によって設定された前記第1の磁気勾配に前記第2の設定部によって設定された前記第2の磁気勾配を加えた磁気勾配を有する磁界を印加するように前記磁界発生部を制御する制御部と、を備えたことを特徴とする。
- [0010] また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記第1の設定部は、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと前記液体の物理的パラメータとをもとに、前記カプセル型医療装置の浮力、前記カプセル型医療装置の重力および鉛直方向の磁気引力の前記液体中における合力がほぼ0となる前記鉛直方向の磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を設定することを特徴とする。
- [0011] また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記カプセル型医療装置の鉛直方向の動作を検出する動作検出部をさらに備え、前記第1の設定部は、前記動作検出部による検出結果をもとに前記第1の磁気勾

配を設定することを特徴とする。

[0012] また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記操作入力部に前記カプセル型医療装置の鉛直方向成分を含む方向への誘導指示情報を入力する鉛直方向成分入力部を備え、前記動作検出部は、前記鉛直方向成分入力部によって誘導指示情報が入力されない場合にのみ、前記カプセル型医療装置の鉛直方向の動作を検出した結果をもとに前記第1の磁気勾配を設定することを特徴とする。

[0013] また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出部をさらに備え、前記第1の設定部は、前記位置検出部による検出結果、および、予め求められた磁界分布情報をもとに前記第1の磁気勾配を設定することを特徴とする。

[0014] また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記第1の磁気勾配の勾配調整を指示する指示情報を前記第1の設定部へ入力する第1の調整部をさらに備え、前記第1の設定部は、前記第1の調整部によって入力された指示情報をもとに前記第1の磁気勾配を設定することを特徴とする。

[0015] また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータは、前記カプセル型医療装置の体積、質量および磁気モーメントを含み、前記液体の物理的パラメータは、前記液体の密度を含むことを特徴とする。

[0016] また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記カプセル型医療装置の体積、質量、磁気モーメントおよび前記液体の密度のうち、少なくとも一つに関連する情報を入力する物理的パラメータ関連情報入力部を備えたことを特徴とする。

[0017] また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記操作入力部に前記カプセル型医療装置の鉛直方向成分を含む方向への誘導指示情報を入力する鉛直方向成分入力部を備えたことを特徴とする。

[0018] また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記第2

の磁気勾配の勾配調整を指示する指示情報を前記第 2 の設定部へ入力する第 2 の調整部をさらに備え、前記第 2 の設定部は、前記第 2 の調整部によって入力された指示情報をもとに前記第 2 の磁気勾配を設定することを特徴とする。

[0019] また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記第 2 の調整部は、前記第 2 の磁気勾配の範囲幅を指示する指示情報を前記第 2 の設定部へ入力し、前記第 2 の設定部は、前記第 1 の設定部によって設定された第 1 の磁気勾配を中心値とするとともに前記第 2 の調整部から入力された指示情報において指示された範囲幅を有する磁気勾配の範囲を前記第 2 の磁気勾配の設定可能範囲とし、該第 2 の磁気勾配の設定可能範囲に含まれるように前記第 2 の磁気勾配を設定することを特徴とする。

[0020] また、この発明にかかるカプセル型医療装置用誘導システムは、前記誘導指示情報は、前記液体の上部境界に前記カプセル型医療装置を配置させることを指示する上部境界配置指示情報と、前記液体の下部境界に前記カプセル型医療装置を配置させることを指示する下部境界配置指示情報とを含み、前記第 2 の設定部は、前記誘導指示情報として前記上部境界配置指示情報が入力された場合、予め設定された磁気引力発生可能範囲の上限の力で鉛直方向上向きの磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を前記第 2 の磁気勾配として設定し、前記誘導指示情報として前記下部境界配置指示情報が入力された場合、前記磁気引力発生可能範囲の上限の力で鉛直方向下向きの磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を前記第 2 の磁気勾配として設定することを特徴とする。

[0021] また、この発明にかかるカプセル型医療装置の誘導方法は、磁界応答部を有し被検体内の液体に導入されるカプセル型医療装置を誘導するカプセル型医療装置の誘導方法において、前記カプセル型医療装置の浮力、前記カプセル型医療装置の重力および鉛直方向の磁気引力の前記液体中における合力がほぼ 0 となる前記鉛直方向の磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を、第 1 の磁気勾配として設定する第 1 の設定ステップと、前記カプセル型医療装置

を磁気で誘導するための誘導指示情報が入力される操作入力ステップと、前記操作入力ステップにおいて入力された誘導指示情報に対応する磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を求め、第2の磁気勾配として設定する第2の設定ステップと、前記操作入力ステップにおいて誘導指示情報が入力されない場合には前記第1の設定ステップによって設定された前記第1の磁気勾配を有する磁界を印加するように磁界発生部を制御し、前記操作入力ステップによって誘導指示情報が入力された場合には前記第1の設定ステップにおいて設定された前記第1の磁気勾配に前記第2の設定ステップにおいて設定された前記第2の磁気勾配を加えた磁気勾配を有する磁界を印加するように前記磁界発生部を制御する制御ステップと、を含むことを特徴とする。

[0022] また、この発明にかかるカプセル型医療装置の誘導方法は、前記磁気勾配を第1の磁気勾配として設定する第1の設定ステップは、前記カプセル型医療装置の浮力、前記カプセル型医療装置の重力および鉛直方向の磁気引力の前記液体中における合力がほぼ0となる前記鉛直方向の磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと前記液体の物理的パラメータとをもとに求めることを特徴とする。

発明の効果

[0023] 本発明は、カプセル型医療装置の浮力、カプセル型医療装置の重力および鉛直方向の磁気引力の液体中における合力がほぼ0となる鉛直方向の磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を、第1の磁気勾配として設定し、誘導指示情報に対応する磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を求め、第2の磁気勾配とし、誘導指示情報が入力されない場合には第1の磁気勾配を有する磁界を印加するように磁界発生部を制御し、誘導指示情報が入力された場合には第1の磁気勾配に第2の磁気勾配を加えた磁気勾配を有する磁界を印加するように磁界発生部を制御することによって、特にユーザが直接操作しなくてもカプセル型医療装置を静止維持でき、また、誘導指示情報に対応して印加された磁界による磁気引力は、ほぼそのままカプセル型医療装置の誘導に費やされることから、カプセル型医療装置の動作とユーザの操作感覚とを合致

させることができるため、ユーザによる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

[0024] [図1] 図1は、実施の形態1にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。

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

[図3] 図3は、被検体内に導入した液体内におけるカプセル型内視鏡の様子を説明するための概念図である。

[図4] 図4は、カプセル型内視鏡の永久磁石の磁化方向を説明する図である。

[図5] 図5は、被検体内に導入した液体内でのカプセル型内視鏡の姿勢の一例を説明するための概念図である。

[図6] 図6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7] 図7は、図1に示す磁界発生部が発生する均一勾配磁界を説明する図である。

[図8] 図8は、図1に示す制御部における磁気誘導時の処理手順を示すフローチャートである。

[図9] 図9は、被検体内に導入した液体内でのカプセル型内視鏡の動作を説明するための概念図である。

[図10] 図10は、被検体内に導入した液体内でのカプセル型内視鏡の動作を説明するための概念図である。

[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、図1に示す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、図1に示す操作入力部の一例を示す図である。

[図15] 図15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の他の例を説明するための図である。

[図16] 図16は、実施の形態2にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。

[図17] 図17は、図16に示すカプセル型内視鏡の一構成例を示す断面模式図である。

[図18] 図18は、図16に示す制御部における磁気誘導時の処理手順を示すフローチャートである。

[図19] 図19は、図16に示す制御部における磁気誘導時の他の処理手順を示すフローチャートである。

[図20] 図20は、実施の形態2の変形例1にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。

[図21] 図21は、図20に示す制御部における磁気誘導時の処理手順を示すフローチャートである。

[図22] 図22は、実施の形態2の変形例2にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。

[図23] 図23は、図22に示すカプセル型内視鏡の一構成例を示す断面模式図である。

[図24] 図24は、実施の形態2の変形例3にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。

[図25] 図25は、図24に示すカプセル型内視鏡の一構成例を示す断面模式図である。

[図26] 図26は、実施の形態2の変形例4にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。

[図27] 図27は、実施の形態2の変形例5にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。

[図28] 図28は、図27に示すカプセル型内視鏡の一構成例を示す断面模式図である。

[図29]図29は、実施の形態3にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。

[図30]図30は、図29に示す操作入力部および第1の調整部の一例を示す図である。

[図31]図31は、実施の形態4にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。

[図32]図32は、実施の形態4における操作入力装置の一例を示す図である。

[図33]図33は、実施の形態4における第1磁気勾配の調整を説明する図である。

[図34]図34は、ジョイスティックの操作量と、発生する磁気引力との関係を示す図である。

[図35]図35は、図31に示す表示部に表示されるメニュー画面の一例を示す図である。

[図36]図36は、実施の形態5にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。

[図37]図37は、実施の形態5における液面モードおよび液底モードを説明する図である。

[図38]図38は、実施の形態5における操作入力装置の一例を示す図である。

[図39]図39は、図36に示す表示部に表示されるメニュー画面の一例を示す図である。

[図40]図40は、実施の形態5におけるジャンピングモードを説明する図である。

[図41]図41は、図36に示す表示部に表示されるメニュー画面の一例を示す図である。

[図42]図42は、図1に示す磁界発生部が発生するピーク磁界を説明する図である。

[図43]図43は、ピーク磁界を用いてカプセル型内視鏡の誘導した場合を説明するための概念図である。

[図44]図44は、ピーク磁界を用いてカプセル型内視鏡の誘導した場合を説明するための概念図である。

[図45]図45は、図1に示す磁界発生部を構成するベッドのテーブル部分および磁界発生部の各移動状態の一例を示す模式図である。

[図46]図46は、図1に示す磁界発生部の一例を示す模式図である。

発明を実施するための形態

[0025] 以下に、本発明にかかる実施の形態であるカプセル型医療装置用誘導システムについて、被検体内に経口にて導入され、被検体の胃に蓄えた液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に説明する。ただし、これに限定されず、例えば被検体の食道から肛門にかけて管腔内を移動する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。なお、この実施の形態によりこの発明が限定されるものではない。また、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。

[0026] (実施の形態1)

まず、実施の形態1について説明する。図1は、この発明の実施の形態1にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。図1に示すように、この実施の形態1におけるカプセル型医療装置用誘導システム1は、被検体の口から飲み込まれることによって被検体内の体腔内に導入され外部装置と通信するカプセル型医療装置であるカプセル型内視鏡10と、被検体周囲に設けられ3次元の磁界を発生できる磁界発生部2と、カプセル型内視鏡10との間で無線通信を行ないカプセル型内視鏡10が撮像した画像を含む無線信号を受信するとともにカプセル型内視鏡10に対する操作信号を送信する送受信部3と、カプセル型医療装置用誘導システム1の各構成部位を制御する制御部4と、カプセル型内視鏡10によって撮像された画像を表示出力する表示部5と、カプセル型医療装置用誘導システム1

における各種操作を指示する指示情報を入力する入力部 6 と、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が入力される操作入力部 7 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 8 とを備える。

[0027] カプセル型内視鏡 10 は、被検体の体内画像を取得するカプセル型の医療装置であり、撮像機能および無線通信機能を内蔵する。カプセル型内視鏡 10 は、経口摂取等によって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、被検体で体内画像を順次撮像し、得られた体内画像を外部の送受信部 3 に順次無線送信する。また、カプセル型内視鏡 10 は、永久磁石等の磁性体を内蔵する。かかるカプセル型内視鏡 10 は、被検体の臓器内部（例えば胃内部）に導入された液体中を漂い、外部の磁界発生部 2 によって磁気誘導される。

[0028] 磁界発生部 2 は、被検体内部のカプセル型内視鏡 10 を磁気誘導するためのものである。磁界発生部 2 は、たとえば複数のコイル等を用いて実現され、図示しない電力供給部によって供給された電力を用いて誘導用磁界を発生する。磁界発生部 2 は、この発生した誘導用磁界をカプセル型内視鏡 10 内部の磁性体に印加し、この誘導用磁界の作用によってカプセル型内視鏡 10 を磁氣的に捕捉する。磁界発生部 2 は、被検体内部のカプセル型内視鏡 10 に作用する誘導用磁界の磁界方向を変更することによって、被検体内部におけるカプセル型内視鏡 10 の 3 次元的な姿勢を制御する。

[0029] 送受信部 3 は、複数のアンテナ 3 a を備え、これら複数のアンテナ 3 a を介してカプセル型内視鏡 10 から被検体の体内画像を受信する。送受信部 3 は、これら複数のアンテナ 3 a を介してカプセル型内視鏡 10 からの無線信号を順次受信する。送受信部 3 は、これら複数のアンテナ 3 a の中から最も受信電界強度の高いアンテナを選択し、この選択したアンテナを介して受信したカプセル型内視鏡 10 からの無線信号に対して復調処理等を行う。これによって、送受信部 3 は、この無線信号からカプセル型内視鏡 10 による画

像データ、すなわち被検体の体内画像データを抽出する。送受信部 3 は、この抽出した体内画像データを含む画像信号を制御部 4 に送信する。

[0030] 制御部 4 は、磁界発生部 2、送受信部 3、表示部 5、および記憶部 8 の各動作を制御し、かつ、これら各構成部間における信号の入出力を制御する。制御部 4 は、送受信部 3 から取得した被検体の体内画像群を記憶するように記憶部 8 を制御する。制御部 4 は、送受信部 3 が順次受信した体内画像を順次取得する画像受信部 4 1、送受信部 3 が順次受信した体内画像をリアルタイムに表示部 5 に表示させる画像表示制御部 4 2 およびカプセル型内視鏡 1 0 を誘導するために磁界発生部 2 を制御する磁界制御部 4 5 を備える。磁界制御部 4 5 は、磁界発生部 2 に対する通電量を制御し、誘導指示情報に基づく磁気誘導方向および磁気誘導位置に応じたカプセル型内視鏡 1 0 の磁気誘導に必要な誘導用の磁界を発生するように磁界発生部 2 を制御する。

[0031] 磁界制御部 4 5 は、第 1 磁気勾配設定部 4 6 と、第 2 磁気勾配設定部 4 7 と、磁界設定部 4 8 とを備える。第 1 磁気勾配設定部 4 6 は、カプセル型内視鏡 1 0 の浮力、カプセル型内視鏡 1 0 の重力および鉛直方向の磁気引力の液体中における合力がほぼ 0 となる鉛直方向の磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を、カプセル型内視鏡 1 0 の物理的パラメータと液体の物理的パラメータとをもとに求め、該求めた磁気勾配を第 1 の磁気勾配として設定する。第 2 磁気勾配設定部 4 7 は、後述する操作入力部 7 から入力されたカプセル型内視鏡 1 0 の位置を変化させるための誘導指示情報に対応する磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を求め、第 2 の磁気勾配として設定する。磁界設定部 4 8 は、操作入力部 7 によってカプセル型内視鏡 1 0 の位置を変化させるための誘導指示情報が入力されない場合には第 1 磁気勾配設定部 4 6 によって設定された第 1 の磁気勾配を有する磁界を印加すると共に、後述する操作入力部 7 から入力されたカプセル型内視鏡 1 0 の姿勢を変化させるための誘導指示情報に対応する方向に磁界の向きが向くように磁界発生部 2 を制御する。磁界設定部 4 8 は、操作入力部 7 によってカプセル型内視鏡 1 0 の位置を変化させるための誘導指示情報が入力された場合には第 1 磁気勾配設

定部 4 6 によって設定された第 1 の磁気勾配に第 2 磁気勾配設定部 4 7 によって設定された第 2 の磁気勾配を加えた磁気勾配を有する磁界を印加すると共に、後述する操作入力部 7 から入力されたカプセル型内視鏡 1 0 の姿勢を変化させるための誘導指示情報に対応する方向に磁界の向きが向くように磁界発生部 2 を制御する。カプセル型内視鏡 1 0 の物理的パラメータは、カプセル型内視鏡 1 0 の体積、質量および磁気モーメントを含み、液体の物理的パラメータは、当該液体の密度を含む。

[0032] 表示部 5 は、液晶ディスプレイ等の各種ディスプレイを用いて実現され、制御部 4 によって表示指示された各種情報を表示する。具体的には、表示部 5 は、制御部 4 における画像表示制御部 4 2 の制御に基づいて、例えば、カプセル型内視鏡 1 0 が撮像した被検体の体内画像群を表示する。また、表示部 5 は、体内画像群の中から入力部 6 の入力操作によって選択またはマーキングされた体内画像の縮小画像、被検体の患者情報および検査情報等を表示する。

[0033] 入力部 6 は、キーボードおよびマウス等の入力デバイスを用いて実現され、医師等のユーザによる入力操作に応じて、制御部 4 に各種情報を入力する。入力部 6 によって制御部 4 に入力される各種情報として、例えば、制御部 4 に対して指示する指示情報、被検体の患者情報および検査情報等が挙げられる。なお、被検体の患者情報は、被検体を特定する特定情報であり、例えば、被検体の患者名、患者 ID、生年月日、性別、年齢等である。また、被検体の検査情報は、被検体の消化管内部にカプセル型内視鏡 1 0 を導入して消化管内部を観察する検査を特定する特定情報であり、例えば、検査 ID、検査日等である。

[0034] 操作入力部 7 は、カプセル型内視鏡 1 0 を磁気で誘導するための誘導指示情報が入力される。操作入力部 7 は、磁気誘導操作対象であるカプセル型内視鏡 1 0 の姿勢や位置等のカプセル型内視鏡 1 0 を磁気で誘導するための誘導指示情報を制御部 4 に入力する。操作入力部 7 は、ジョイスティック、各種ボタンおよび各種スイッチを備えた構成を有し、このジョイスティック等

がユーザによって操作されることによって、誘導指示情報を制御部 4 に入力する。

[0035] 記憶部 8 は、フラッシュメモリまたはハードディスク等の書き換え可能に情報を保存する記憶メディアを用いて実現される。記憶部 8 は、制御部 4 が記憶指示した各種情報を記憶し、記憶した各種情報の中から制御部 4 が読み出し指示した情報を制御部 4 に送出する。なお、かかる記憶部 8 が記憶する各種情報として、例えば、カプセル型内視鏡 10 によって撮像された被検体の体内画像群の各画像データ、表示部 5 に表示された各体内画像の中から入力部 6 の入力操作によって選択された体内画像のデータ、被検体の患者情報等の入力部 6 による入力情報等が挙げられる。

[0036] つぎに、カプセル型内視鏡 10 について説明する。図 2 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡の一構成例を示す断面模式図である。図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 10 は、被検体の臓器内部に導入し易い大きさに形成された外装であるカプセル型筐体 12 と、互いに異なる撮像方向の被写体の画像を撮像する撮像部 11A, 11B とを備える。また、カプセル型内視鏡 10 は、撮像部 11A, 11B によって撮像された各画像を外部に無線送信する無線通信部 16 と、カプセル型内視鏡 10 の各構成部を制御する制御部 17 と、カプセル型内視鏡 10 の各構成部に電力を供給する電源部 18 とを備える。さらに、カプセル型内視鏡 10 は、磁界発生部 2 による磁気誘導を可能にするための永久磁石 19 を備える。

[0037] カプセル型筐体 12 は、被検体の臓器内部に導入可能な大きさに形成された外装ケースであり、筒状筐体 12a の両側開口端をドーム形状筐体 12b, 12c によって塞いで実現される。ドーム形状筐体 12b, 12c は、可視光等の所定波長帯域の光に対して透明なドーム形状の光学部材である。筒状筐体 12a は、可視光に対して略不透明な有色の筐体である。かかる筒状筐体 12a およびドーム形状筐体 12b, 12c によって形成されるカプセル型筐体 12 は、図 2 に示すように、撮像部 11A, 11B、無線通信部 16、制御部 17、電源部 18 および永久磁石 19 を液密に内包する。

[0038] 撮像部 11A, 11Bは、互いに異なる撮像方向の画像を撮像する。具体的には、撮像部 11Aは、LED等の照明部 13Aと、集光レンズ等の光学系 14Aと、CMOSイメージセンサまたはCCD等の撮像素子 15Aとを有する。照明部 13Aは、撮像素子 15Aの撮像視野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の撮像面に集光して、撮像素子 15Aの撮像面に撮像視野の被写体画像を結像する。撮像素子 15Aは、この撮像視野からの反射光を、撮像面を介して受光し、この受光した光信号を光電変換処理して、撮像視野の被写体画像、すなわち被検体の体内画像を撮像する。撮像部 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イメージセンサまたはCCD等の撮像素子 15Bとを有する。なお、カプセル型内視鏡 10が図2に示すように長軸La方向の前方および後方を撮像する2眼タイプのカプセル型医療装置である場合、かかる撮像部 11A, 11Bの各光軸は、カプセル型筐体 12の長手方向の中心軸である長軸Laと略平行あるいは略一致する。また、かかる撮像部 11A, 11Bの撮像視野の各方向、すなわち撮像部 11A, 11Bの各撮像方向は、互いに反対方向である。

[0039] 無線通信部 16は、アンテナ 16aを備え、上述した撮像部 11A, 11Bによって撮像された各画像を、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または撮像部 11Bが撮像した被検体の体内画像の画像信号を制御部 17から取得し、この取得した画像信号に対して変調処理等を行って、この画像信号を変調した無線信号を生成する。無線通信部 16は、この無線信号を、アンテナ 16aを介して外部の送受信部 3に送信する。

[0040] 制御部 17は、カプセル型内視鏡 10の構成部である撮像部 11A, 11Bおよび無線通信部 16の各動作を制御し、かつ、かかる各構成部間における信号の入出力を制御する。具体的には、制御部 17は、照明部 13Aが照明した撮像視野内の被写体の画像を撮像素子 15Aに撮像させ、照明部 13

Bが照明した撮像視野内の被写体の画像を撮像素子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から体内画像データを取得し、その都度、この体内画像データに対して所定の信号処理を行って、体内画像データを含む画像信号を生成する。制御部17は、かかる各画像信号を時系列に沿って外部に順次無線送信するように無線通信部16を制御する。

[0041] 電源部18は、ボタン型電池等またはキャパシタ等の蓄電部であって、磁気スイッチ等のスイッチ部とを用いて実現される。電源部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および制御部17）に適宜供給する。また、電源部18は、オフ状態の場合、かかるカプセル型内視鏡10の各構成部への電力供給を停止する。

[0042] 永久磁石19は、磁界発生部2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。この場合、永久磁石19は、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た既知の方向に磁化する。

[0043] ここで、被検体内に導入した液体W内におけるカプセル型内視鏡10の様子を、図3を用いて説明する。図3は、被検体内に導入した液体W内におけるカプセル型内視鏡10の様子を説明するための概念図である。ただし、図3に示す例では、カプセル型内視鏡10の姿勢（長軸La方向の向き）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を例示している。

[0044] 本実施の形態1において例示するカプセル型内視鏡10は、液体Wに対する比重がほぼ1となるように設計されており、図3に示すように、液体W中を漂う。この際、カプセル型内視鏡10の重心Gをカプセル型内視鏡10の幾何学的中心Cからカプセル型内視鏡10の長軸La（図2参照）に沿ってずらしておく。具体的には、カプセル型内視鏡10の重心Gは、電源部18

および永久磁石 19 等のカプセル型内視鏡 10 の各構成部の配置を調整することによって、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 11 B 側に外れた位置に設定される。これにより、液体 W 内を漂うカプセル型内視鏡 10 の長軸 L_a が、鉛直方向（すなわち重力方向）と平行になる。言い換えれば、カプセル型内視鏡 10 を直立した状態で液体 W 内を漂わせることができる。なお、ここでいう直立姿勢は、カプセル型筐体 12 の長軸 L_a （幾何学的中心 C と重心 G とを結ぶ直線）と鉛直方向とが略平行な状態となる姿勢である。カプセル型内視鏡 10 は、かかる直立姿勢において、鉛直上方に撮像部 11 A の撮像視野を向けるとともに鉛直下方に撮像部 11 B の撮像視野を向ける。また、カプセル型内視鏡 10 の長軸 L_a とは、カプセル型内視鏡 10 の長手方向の中心軸である。また、液体 W は、水または生理食塩水等の人体に無害な液体である。

[0045] 図 4 に示すように、永久磁石 19 は、その磁化方向 Y_m がカプセル型内視鏡 10 の長軸 L_a に対して傾きを持つように、カプセル型筐体 12 内部に固定される。たとえば、磁化方向 Y_m が長軸 L_a に垂直となるように永久磁石 19 がカプセル型筐体 12 内に固定される。この構成により、液体 W 内を漂う状態では、カプセル型内視鏡 10 内の永久磁石 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。そして、カプセル型内視鏡 10 の姿勢（長軸 L_a 方向の向き）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には、永久磁石 19 の磁化方向 Y_m とカプセル型筐体 12 の幾何学的中心 C に対するカプセル型内視鏡 10 の重心 G の外れた方向（偏位方向）とを含む平面は、鉛直平面となる。このため、磁界印加時には、磁化方向 Y_m が磁界に対する鉛直平面に含まれるようにカプセル型内視鏡 10 の姿勢が変化する。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、磁界発生部 2 によるカプセル型内視鏡 10 の磁気誘導が実現する。この場合、カプセル型内視鏡 10 は、かかる永久磁石 19 の作用によって、被検体内部における位置、姿勢および方向の少なくとも一つを変更する動作を行う。

[0046] つぎに、カプセル型内視鏡 10 に内蔵された撮像素子 15 A, 15 B と永久磁石 19 との相対関係について説明する。図 2 および図 4 に示すように、2 つの撮像部 11 A および 11 B は、例えばそれぞれの撮像素子 15 A, 15 B の光学的中心軸が長軸 L_a と重なり且つそれぞれの撮像方向が互いに反対側を向くように配置される。すなわち、撮像素子 15 A, 15 B の撮像面が長軸 L_a に対して垂直となるように撮像部 11 A, 11 B を実装する。そして、永久磁石 19 は、撮像素子 15 A, 15 B に対して相対的に固定された状態でカプセル型筐体 12 内部に配置される。この場合、永久磁石 19 の磁化方向 Y_m が図 4 のように撮像素子 15 A, 15 B の各撮像面の上下方向 Y_u に対して平行となるように永久磁石 19 はカプセル型内視鏡 10 内に配置される。重心 G を長軸 L_a 上に位置させると共に撮像素子 15 A, 15 B の撮像面が長軸 L_a に対して垂直となるように撮像部 11 A, 11 B を実装することで、撮像素子 15 A, 15 B の撮像面を、永久磁石 19 の磁化方向と重心 G の幾何学的中心 C に対する偏位方向とを含む平面に対して直交させることが可能となる。

[0047] また、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。図 5 に示すように、磁力線の方向が水平面に対して角度を有する磁界を永久磁石 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可能である。このため、カプセル型内視鏡 10 を傾かせた状態で重力方向 D_g を中心として回転する回転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回転させるだけで、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。

[0048] また、表示部 5 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 6 に示すように、表示部 5 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 11A 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 15A, 15B 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 5 の表示画面の上下方向と一致することとなる。

[0049] 次に、磁界発生部 2 が発生する磁界の種類について説明する。磁界発生部 2 は、いわゆる均一磁界のほか、勾配磁界を発生することが可能である。この勾配磁界として、略均一な磁気勾配を有する均一勾配磁界がある。均一勾配磁界は、磁界強度の分布が疎から密に傾く方向へカプセル型内視鏡 10 内の永久磁石 19 を付勢する。カプセル型内視鏡 10 を鉛直下方向に付勢したい場合には、磁界発生部 2 は、図 7 (1) に示すように、磁界強度の分布が鉛直軸の上から下にかけて疎から密に傾く均一勾配磁界 $M_s 1$ を発生する。この均一勾配磁界 $M_s 1$ によってカプセル型内視鏡 10 内の永久磁石 19 が付勢され、位置 P_1 のカプセル型内視鏡 10 が矢印 Y_1 のように鉛直下方向の位置 P_2 に移動する。また、カプセル型内視鏡 10 を水平方向に沿って右側に付勢したい場合には、磁界発生部 2 は、図 7 (2) に示すように、磁界強度の分布が左から右にかけて疎から密に傾く均一勾配磁界 $M_s 2$ を発生する。この均一勾配磁界 $M_s 2$ によってカプセル型内視鏡 10 内の永久磁石 19 が付勢され、位置 P_3 のカプセル型内視鏡 10 が矢印 Y_2 のように右側の位置 P_4 に移動する。なお、磁界発生部 2 は、ピーク磁界を発生することも可能である。このピーク磁界は、水平面に対して鉛直な方向に磁界強度のピークを持つように磁気勾配が設定されたものであり、この磁界強度のピーク位置に永久磁石 19 を引き付けてカプセル型内視鏡 10 を拘束することが可能である。

[0050] 実施の形態 1 にかかるカプセル型医療装置用誘導システム 1 は、ユーザの操作入力部 7 の操作に対応するカプセル型内視鏡 10 を誘導するための磁界とは別に、カプセル型内視鏡 10 の浮力、カプセル型内視鏡 10 の重力および鉛直方向の磁気引力の液体中における合力がほぼ 0 となる磁界を自動的に

発生させて、カプセル型内視鏡 10 を液体W中にてほぼ静止維持させている。

[0051] そこで、図 8 を参照して、図 1 に示す制御部 4 における磁気誘導時の制御処理について説明する。図 8 は、図 1 に示す制御部 4 における磁気誘導時の処理手順を示すフローチャートである。

[0052] 図 8 に示すように、まず、磁界制御部 45 では、第 1 磁気勾配設定部 46 は、カプセル型内視鏡 10 を液体W中にてほぼ静止維持させるための磁界を求め、この求めた磁界を発生させるように磁界発生部 2 を制御する。このカプセル型内視鏡 10 を液体W中にてほぼ静止維持させるための磁界は、カプセル型内視鏡 10 の浮力、カプセル型内視鏡 10 の重力および鉛直方向の磁気引力の液体中における合力がほぼ 0 となる鉛直方向の磁気引力を発生させる磁気勾配（第 1 の磁気勾配）を有する均一勾配磁界である。カプセル型内視鏡 10 の重力およびカプセル型内視鏡 10 の浮力は、カプセル型内視鏡 10 の質量および体積、および、カプセル型内視鏡 10 が浮揚する液体Wの密度によって決まり、カプセル型内視鏡 10 における磁気引力は、カプセル型内視鏡 10 の磁気モーメントによって決まる。このため、第 1 磁気勾配設定部 46 は、第 1 の磁気勾配を求めるために、カプセル型内視鏡 10 の質量、体積および磁気モーメント、液体Wの密度といった物理情報を取得する物理情報取得処理を行う（ステップ S 1）。各物理情報は、ユーザによるマウスやキーボードなどの操作によって入力部 6 から入力されるほか、予め求められて記憶部 8 に記憶されており、物理情報取得処理時に磁界制御部 45 の記憶部 8 の読み出しによって取得される。

[0053] 次いで、第 1 磁気勾配設定部 46 は、取得したカプセル型内視鏡 10 の質量、体積および磁気モーメント、液体Wの密度といった物理情報をもとに、カプセル型内視鏡 10 の浮力、カプセル型内視鏡 10 の重力および鉛直方向の磁気引力の液体W中における合力がほぼ 0 となる鉛直方向の磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を求め、該求めた磁気勾配を第 1 の磁気勾配として設定する第 1 勾配設定処理を行う（ステップ S 2）。そして、磁界設定部 4

8は、磁界発生部2に発生させる磁界の初期条件として、第1磁気勾配設定部46によって設定された第1の磁気勾配を有する均一勾配磁界を設定し、磁界制御部45は、この第1の磁気勾配を有する均一勾配磁界を印加するように磁界発生部2を制御する第1勾配磁界発生処理を行う（ステップS3）。この結果、図9に示すように、カプセル型内視鏡10には、カプセル型内視鏡10の浮力 F_b およびカプセル型内視鏡10の重力 F_g とともに、カプセル型内視鏡10の浮力 F_b 、カプセル型内視鏡10の重力 F_g および鉛直方向の磁気引力の液体W中における合力がほぼ0となる鉛直方向の磁気引力 F_{m1} が作用する。したがって、この磁気引力 F_{m1} によって、カプセル型内視鏡10は、液体W中にてほぼ静止維持される。

[0054] 次いで、磁界制御部45は、操作入力部7による誘導指示情報の入力があるか否かを判断する（ステップS4）。磁界制御部45は、操作入力部7による誘導指示情報の入力がないと判断した場合（ステップS4：No）、このまま磁界発生部2による第1の磁気勾配を有する均一勾配磁界の発生を維持させる第1勾配磁界発生継続処理を行う（ステップS5）。

[0055] これに対し、磁界制御部45が操作入力部7によるカプセル型内視鏡10の位置を変化させるための誘導指示情報の入力があると判断した場合（ステップS4：Yes）、第2磁気勾配設定部47は、誘導指示情報を取得する誘導指示情報取得処理を行い（ステップS6）、誘導指示情報に対応する磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を求め、第2の磁気勾配として設定する第2勾配設定処理を行う（ステップS7）。その後、磁界設定部48は、第1磁気勾配設定部46によって設定された第1の磁気勾配に第2磁気勾配設定部47によって設定された第2の磁気勾配を加えた磁気勾配を有する磁界を、カプセル型内視鏡10に対する誘導用磁界として設定する誘導用磁界設定処理を行う（ステップS8）。そして、磁界制御部45は、磁界設定部48によって設定された誘導用磁界を印加するように磁界発生部2を制御する誘導用磁界発生処理を行う（ステップS9）。この結果、図10に例示するように、カプセル型内視鏡10の浮力 F_b およびカプセル型内視鏡10の重

力 F_g とともに、カプセル型内視鏡10の浮力 F_b 、カプセル型内視鏡10の重力 F_g および鉛直方向の磁気引力の液体W中における合力がほぼ0となる鉛直方向の磁気引力 F_{m1} が作用してほぼ静止維持するカプセル型内視鏡10に、誘導指示情報に対応する誘導用磁界が印加される。これによって、たとえば右方向の磁気引力 F_{mv2} および鉛直上方向の磁気引力 F_{mh2} がカプセル型内視鏡10に作用し、カプセル型内視鏡10は、誘導指示情報の指示どおりに、位置P5から、位置P5の右斜め上方の位置P6に誘導される。

[0056] そして、磁界制御部45は、第1勾配磁界発生継続処理（ステップS5）または誘導用磁界発生処理（ステップS9）に続いて、入力部6による指示情報をもとにカプセル型内視鏡10に対する誘導処理自体が終了したか否かを判断する（ステップS10）。磁界制御部45は、誘導処理が終了していないと判断した場合には（ステップS10：No）、カプセル型内視鏡10に対する誘導処理を継続するため、ステップS4に戻り、誘導指示情報の入力があるか否かを判断する。また、磁界制御部45は、誘導処理が終了したと判断した場合には（ステップS10：Yes）、磁界発生部2に磁界を停止させる磁界停止処理を行い（ステップS11）、カプセル型内視鏡10の磁気誘導処理を終了する。

[0057] 図8に示すように、実施の形態1では、カプセル型内視鏡10の静止維持を可能とする第1の勾配を有する均一勾配磁界を自動的に印加している。そして、実施の形態1では、操作入力部7から誘導指示情報が入力された場合には、この第1の勾配を有する均一勾配磁界と誘導指示情報を反映した磁界とを合成した磁界を印加し、操作入力部7から誘導指示情報が入力されない場合には、そのまま第1の勾配を有する均一勾配磁界の印加を継続している。

[0058] このように、実施の形態1では、特にユーザが直接操作しなくても、カプセル型内視鏡10の静止維持を可能とする第1の勾配を有する均一勾配磁界を基本磁界として自動的に印加し、この第1の勾配を有する均一勾配磁界を

印加した状態で、操作入力部 7 から誘導指示情報が入力された場合には、この誘導指示情報を反映した磁界をさらに印加している。このため、実施の形態 1 によれば、操作入力部 7 の誘導指示情報に対応して印加された磁界による磁気引力は、カプセル型内視鏡 10 の重力および浮力への対抗力を打ち消すために費やされることなく、ほぼそのままカプセル型内視鏡 10 の誘導に費やされ、誘導する力はほぼ入力量となる。すなわち、実施の形態 1 によれば、操作入力部 7 への入力が直接誘導に反映され、操作入力部 7 の操作に対応した動きでカプセル型内視鏡 10 を動かすことができ、水平方向、鉛直方向の入力の合成が、誘導方向とほぼ一致する。この結果、本実施の形態 1 によれば、ユーザが操作した方向にカプセル型内視鏡 10 を誘導することができ、カプセル型内視鏡 10 の動作とユーザの操作感覚とを合致させた操作性の高いカプセル型医療装置用誘導システムを提供することができる。

[0059] なお、図 8 には図示しないが、磁界制御部 45 が操作入力部 7 によるカプセル型内視鏡 10 の姿勢を変化させるための誘導指示情報の入力があると判断した場合、磁界設定部 48 は、入力された誘導指示情報に応じて発生する磁界の向きを変更する。

[0060] ここで、図 1 に示す操作入力部 7 の誘導操作に対応するカプセル型内視鏡 10 の動きについて説明する。図 11 (1) は、操作入力部 7 の正面図であり、図 11 (2) は、操作入力部 7 の右側面図であり、図 12 は、操作入力部 7 の各構成部位の操作によって指示されるカプセル型内視鏡 10 の動作内容を示す図である。

[0061] 図 11 (1) に示すように、操作入力部 7 は、磁界発生部 2 によるカプセル型内視鏡 10 の磁気誘導を 3 次元的に操作するための 2 つのジョイスティック 61, 62 を備える。ジョイスティック 61, 62 は、上下方向および左右方向に傾動操作可能である。

[0062] 図 11 (2) に示すように、ジョイスティック 61 の背面には、アップボタン 64U、ダウンボタン 64B が設けられている。アップボタン 64U 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4に入力し、ダウンボタン64B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4に入力する。ジョイスティック61上部には、キャプチャボタン65が設けられている。キャプチャボタン65は、押圧されることによって、表示部5に表示されている体内画像をキャプチャする。また、ジョイスティック62の上部には、アプローチボタン66が設けられている。アプローチボタン66は、押圧されることによって、撮像部11Aの撮像対象に対してカプセル型内視鏡10の撮像部11A側を近接させるようにカプセル型内視鏡10を誘導させる誘導指示情報を制御部4に入力する。

[0063] 図11(1)に示すように、ジョイスティック61の矢印Y11j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7から、ジョイスティック61の矢印Y11jの傾動操作に対応する誘導指示情報が制御部4に入力された場合、磁界設定部48は、この誘導指示情報をもとに、ジョイスティック61の傾動方向に対応させてカプセル型内視鏡10先端の絶対座標系上における誘導方向を演算し、ジョイスティック61の傾動操作に対応させて誘導速度を演算する。そして、磁界設定部48は、たとえば演算した誘導方向に、演算した誘導速度に応じて磁界の向きを変化させる。

[0064] 図11(1)に示すように、ジョイスティック61の矢印Y12jに示す左右方向の傾動方向は、図12の矢印Y12のようにカプセル型内視鏡10が鉛直軸Azを中心として回転するローテーション誘導方向に対応する。操作入力部7から、ジョイスティック61の矢印Y12jの傾動操作に対応する誘導指示情報が制御部4に入力された場合、磁界設定部48は、この誘導指示情報をもとに、ジョイスティック61の傾動方向に対応させてカプセル型内視鏡10先端の絶対座標系上における誘導方向を演算し、ジョイスティック61の傾動操作に対応させて誘導速度を演算し、たとえば演算した誘導方向に、演算した誘導速度に応じて磁界の向きを変化させる。

[0065] 図 1 1 (1) に示すように、ジョイスティック 6 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あるいは水平フォワード誘導方向に対応する。操作入力部 7 から、ジョイスティック 6 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 4 に入力された場合、第 2 磁気勾配設定部 4 7 は、この誘導指示情報をもとに、ジョイスティック 6 2 の傾動方向に対応させ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および誘導位置を演算し、ジョイスティック 6 2 の傾動操作に対応させて発生力を演算し、たとえば演算した誘導方向に対応する勾配の均一勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させるとともに、演算した発生力で付勢できるように磁界強度の分布を設定する。

[0066] 図 1 1 (1) に示すように、ジョイスティック 6 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あるいは水平レフト誘導方向に対応する。操作入力部 7 から、ジョイスティック 6 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 4 に入力された場合、第 2 磁気勾配設定部 4 7 は、この誘導指示情報をもとに、ジョイスティック 6 2 の傾動方向に対応させ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および誘導位置を演算し、ジョイスティック 6 2 の傾動操作に対応させて発生力を演算し、たとえば演算した誘導方向に対応する勾配の均一勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させるとともに、演算した発生力で付勢できるように磁界強度の分布を設定する。

[0067] また、ジョイスティック 6 2 の背面には、アップボタン 6 4 U およびダウンボタン 6 4 B が設けられている。図 1 1 (2) の矢印 Y 1 5 j に示すようにアップボタン 6 4 U が押圧された場合は、図 1 2 に示す鉛直軸 A z に沿って矢印 Y 1 5 のように上に進むアップ動作が指示される。また、図 1 1 (2) の矢印 Y 1 6 j に示すように、ダウンボタン 6 4 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Y16のように下に進むダウン動作が指示される。操作入力部7から、アップボタン64Uまたはダウンボタン64Bの矢印Y15j, Y16jの押圧操作に対応する誘導指示情報が制御部4に入力された場合、第2磁気勾配設定部47は、この誘導指示情報をもとに、いずれのボタンが押圧されたかに対応させて、カプセル型内視鏡10先端の絶対座標系上における誘導方向を演算し、たとえば演算した誘導方向に対応して鉛直軸A_zに沿って勾配を有する均一勾配磁界を磁界発生部2に発生させる。アップボタン64Uが押圧された場合、磁界発生部2は、鉛直軸A_zの上方向に向かって密となる勾配の均一勾配磁界を発生することによって、カプセル型内視鏡10の矢印Y15のように移動させる。ダウンボタン64Bが押圧された場合、磁界発生部2は、鉛直軸A_zの下方向に向かって密となる勾配の均一勾配磁界を発生することによって、カプセル型内視鏡10の矢印Y16のように移動させる。

[0068] なお、表示部5では、たとえば図13に示すメニュー画面Sが表示される。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、撮像部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65の押圧操作によってキャプチャされた各画像が、キャプチャ時間とともに縮小表示され、左側の領域S4にカプセル型内視鏡10の姿勢図として鉛直面における姿勢図Sg3、水平面における姿勢図Sg4が表示される。各姿勢図Sg3, Sg4に表示されるカプセル型内視鏡10の姿勢は、操作入力部7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では、前述したように、操作入力部7からの入力量がそのまま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、ユーザ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を誘導可能である方向が矢印で示され、いずれかの誘

導方向の操作入力があった場合には、入力された方向に対応する矢印の表示色を変えて、ユーザの操作を補助している。

[0069] また、実施の形態 1 では、水平面 H_p ではなくカプセル型内視鏡 10 の長軸との直交面に沿ってカプセル型内視鏡 10 を誘導できるように、操作入力部 7 の各操作とカプセル型内視鏡 10 の誘導動作とが対応付けられていてもよい。以下、カプセル型内視鏡 10 の長軸との直交面に沿ってカプセル型内視鏡 10 を誘導した場合の誘導操作に対応するカプセル型内視鏡 10 の動きについて説明する。

[0070] 図 14 (1) は、操作入力部 7 の正面図であり、図 14 (2) は、操作入力部 7 の右側面図であり、図 15 は、操作入力部 7 の各構成部位の操作によって指示されるカプセル型内視鏡 10 の動作内容の他の例を示す図である。

[0071] 図 14 (1) に示すように、ジョイスティック 62 の矢印 Y_{23j} に示す上下方向の傾動方向は、図 15 に示すカプセル型内視鏡 10 の長軸 L_a との鉛直面を矢印 Y_{23} のように進むダウン誘導方向あるいはアップ誘導方向が指示される。操作入力部 7 から、ジョイスティック 62 の矢印 Y_{23j} の傾動操作に対応する操作情報が制御部 4 に入力された場合、磁界設定部 48 は、この操作情報をもとに、ジョイスティック 62 の傾動方向に対応させてカプセル型内視鏡 10 先端の絶対座標系上における誘導方向を演算し、ジョイスティック 62 の傾動操作に対応させて誘導速度を演算し、たとえば演算した誘導方向に、演算した誘導速度に応じて磁界の向きを変化させる。

[0072] 図 14 (1) に示すように、ジョイスティック 62 の矢印 Y_{24j} に示す左右方向の傾動方向は、図 15 に示すカプセル型内視鏡 10 の長軸 L_a との鉛直面を矢印 Y_{24} のように進むライト誘導方向あるいはレフト誘導方向が指示される。操作入力部 7 から、ジョイスティック 62 の矢印 Y_{24j} の傾動操作に対応する操作情報が制御部 4 に入力された場合、第 2 磁気勾配設定部 47 は、この操作情報をもとに、ジョイスティック 62 の傾動方向に対応させてカプセル型内視鏡 10 先端の絶対座標系上における誘導方向を演算し、ジョイスティック 61 の傾動操作に対応させて発生力を演算し、演算した

誘導方向に対応する向きの勾配であって、演算した発生力に対応する勾配を有する均一勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させる。

[0073] さらに、図 14 (2) に示すように、アップボタン 64 U またはダウンボタン 64 B が矢印 Y 25 j, Y 26 j のように押圧されることによって、図 15 に示すカプセル型内視鏡 10 の長軸 L a に沿って矢印 Y 25, Y 26 のように撮像素子 15 A, 15 B に対して前後に進むフォワード誘導方向あるいはバックワード誘導方向が指示される。操作入力部 7 から、アップボタン 64 U またはダウンボタン 64 B の矢印 Y 25 j, Y 26 j の押圧操作に対応する操作情報が制御部 4 に入力された場合、第 2 磁気勾配設定部 47 は、この操作情報をもとに、いずれのボタンが押圧されたかに対応させて、カプセル型内視鏡 10 先端の絶対座標系上における誘導方向を演算し、演算した誘導方向に対応して長軸 L a に沿って勾配を有する均一勾配磁界を磁界発生部 2 に発生させる。

[0074] なお、図 14 (1) に示すように、ジョイスティック 61 の矢印 Y 21 j に示す上下方向の傾動方向は、図 15 の矢印 Y 21 のようにカプセル型内視鏡 10 の先端が鉛直軸 A z を通るように首を振るティルティング誘導方向に対応し、ジョイスティック 61 の矢印 Y 22 j に示す左右方向の傾動方向は、図 15 の矢印 Y 22 のようにカプセル型内視鏡 10 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。

[0075] ここで、カプセル型内視鏡の長軸との直交面に沿ってカプセル型内視鏡を誘導するように設定されている場合、従来であれば、発生させた磁界の鉛直方向の磁気引力の一部がカプセル型内視鏡の重力および浮力への対抗力に費やされてしまい、鉛直方向の誘導がキャンセルされてしまうため、特に図 15 の矢印 Y 25, Y 26 に示す長軸 L a 方向への誘導の場合には、操作どおりに長軸 L a 方向に誘導できなかった。これに対し、実施の形態 1 では、特にユーザが操作しなくても、カプセル型内視鏡 10 の静止維持を可能とする第 1 の勾配を有する均一勾配磁界を基本磁界として自動的に印加した状態で、操作入力部 7 のカプセル型内視鏡 10 の位置を変更するための誘導指示情

報を反映した磁界をさらに印加している。このため、実施の形態 1 によれば、操作入力部 7 のカプセル型内視鏡 10 の位置を変更するための誘導指示情報に対応して印加された磁界による磁気引力は、カプセル型内視鏡 10 の重力および浮力への対抗力に費やされることなく、ほぼそのままカプセル型内視鏡 10 の誘導に費やされる。この結果、本実施の形態 1 によれば、ユーザが操作した方向にカプセル型内視鏡 10 を誘導することができ、カプセル型内視鏡 10 の動作とユーザの操作感覚とを合致させた操作性の高いカプセル型医療装置用誘導システムを提供することができる。

[0076] また、実施の形態 1 では、図 8 に示す物理情報取得処理（ステップ S 1）において、各カプセル型内視鏡 10 ごとに体積および質量を測定し、測定した結果を入力して各カプセル型内視鏡 10 ごとに第 1 の磁気勾配を設定することによって、より精度よくカプセル型内視鏡 10 を静止維持できるようにしてもよい。また、図 8 に示す物理情報取得処理（ステップ S 1）では、各カプセル型内視鏡 10 ごとではなく、カプセル型内視鏡 10 の製造ロットごとに体積および質量を測定し、測定した結果を入力して各カプセル型内視鏡 10 ごとに第 1 の磁気勾配を設定してもよい。また、図 8 に示す物理情報取得処理（ステップ S 1）では、大腸用または胃用でカプセル型内視鏡 10 の質量、体積および磁気モーメント、液体 W の密度といった物理情報を予め求めて各使用目的ごとに対応付けて記憶部 8 に記憶させておき、磁界制御部 45 は、ユーザの入力部 6 の操作によって大腸用が選択された場合には、大腸用の物理情報を記憶部 8 から読み出し、ユーザの入力部 6 の操作によって胃用が選択された場合には、胃用の物理情報を記憶部 8 から読み出してもよい。

[0077] （実施の形態 2）

次に、実施の形態 2 について説明する。実施の形態 2 では、カプセル型内視鏡の鉛直方向の動作を検出する機能を加え、確実にカプセル型内視鏡を静止維持できるように第 1 の磁気勾配を微調整する場合について説明する。

[0078] 図 16 は、実施の形態 2 にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全

体構成を示す模式図である。図 16 に示すように、実施の形態 2 にかかるカプセル型医療装置用誘導システム 201 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡 10 に代えてカプセル型内視鏡 210 を使用し、図 1 に示す制御部 4 に代えて制御部 204 を備え、複数の磁界検出部 202 をさらに備える構成を有する。制御部 204 は、図 1 に示す制御部 4 と比較し、鉛直方向動作検出部 249 をさらに備え、図 1 に示す磁界制御部 45 に代えて磁界制御部 245 を備える。磁界制御部 245 は、第 1 磁気勾配設定部 46 に代えて第 1 磁気勾配設定部 246 を備える。

[0079] カプセル型内視鏡 210 は、図 17 に示すように、図 2 に示すカプセル型内視鏡 10 に比して、交流磁界を発生するコイル 220 をさらに有する。図 16 に示す磁界検出部 202 は、複数の磁界検出用コイルによって構成され、カプセル型内視鏡 210 のコイル 220 が発生する交流磁界を検出し、検出結果を制御部 204 に出力する。

[0080] 鉛直方向動作検出部 249 は、各磁界検出部 202 から出力された検出結果をもとに、カプセル型内視鏡 210 の鉛直方向の動作を検出し、カプセル型内視鏡 210 が鉛直方向に動いているか否かを検出する。たとえば、鉛直方向動作検出部 249 は、磁界検出部 202 の連続した検出結果をもとに 3 次元空間におけるカプセル型内視鏡 210 の位置座標と方向ベクトルとを連続的に算出する。

[0081] 第 1 磁気勾配設定部 246 は、カプセル型内視鏡 210 の物理的パラメータと液体の物理的パラメータとともに、鉛直方向動作検出部 249 による検出結果をさらに用いて、カプセル型内視鏡 210 を静止維持できる磁気勾配である第 1 の磁気勾配を求める。第 1 磁気勾配設定部 246 は、カプセル型内視鏡 210 の物理的パラメータと液体の物理的パラメータをもとに求めた第 1 の磁気勾配を、鉛直方向動作検出部 249 による検出結果をもとにさらに微調整して、カプセル型内視鏡 210 をさらに精度よく静止維持できるようにしている。

[0082] 次に、図 16 に示す制御部 204 における磁気誘導時の制御処理について

説明する。図 18 は、図 16 に示す制御部 204 における磁気誘導時の処理手順を示すフローチャートである。

[0083] 図 18 に示すように、第 1 磁気勾配設定部 246 は、第 1 の磁気勾配を求めるために、図 8 に示すステップ S 21 ~ ステップ S 23 と同様の処理手順で、物理情報取得処理（ステップ S 21）、第 1 勾配設定処理（ステップ S 22）、第 1 勾配磁界発生処理（ステップ S 23）を行う。次いで、磁界制御部 245 は、操作入力部 7 によるカプセル型内視鏡 210 の位置を変更するための誘導指示情報の入力があるか否かを判断する（ステップ S 24）。なお、物理情報取得処理においては、必ずしも全ての物理情報を取得せずともよく、少なくともカプセル型内視鏡 210 の磁気モーメントを取得すれば足りる。

[0084] 磁界制御部 245 が操作入力部 7 によるカプセル型内視鏡 210 の位置を変更するための誘導指示情報の入力がないと判断した場合（ステップ S 24 : No）、カプセル型内視鏡 210 をさらに精度よく静止維持できるように第 1 の磁気勾配を微調整するために、鉛直方向動作検出部 249 は、カプセル型内視鏡 210 の鉛直方向の動作を検出する鉛直方向動作検出処理を行い（ステップ S 31）、検出結果を第 1 磁気勾配設定部 246 に出力する。第 1 磁気勾配設定部 246 は、鉛直方向動作検出部 249 による検出結果をもとに、カプセル型内視鏡 210 による鉛直方向の動きがあるか否かを判断する（ステップ S 32）。この場合、第 1 磁気勾配設定部 246 は、カプセル型内視鏡 210 の鉛直方向の位置が完全に変化しない場合に鉛直方向の動きがないと判断するほか、カプセル型内視鏡 210 の鉛直方向の位置変化量が所定の範囲内である場合に鉛直方向の動きがないと判断してもよい。

[0085] 第 1 磁気勾配設定部 246 は、カプセル型内視鏡 210 による鉛直方向の動きがあると判断した場合（ステップ S 32 : Yes）、第 1 の磁気勾配を再度設定する第 1 勾配再設定処理を行う（ステップ S 33）。第 1 磁気勾配設定部 246 は、この第 1 勾配再設定処理において、カプセル型内視鏡 210 の鉛直方向の誘導方向とは逆の方向にカプセル型内視鏡 210 が動くよう

に、第 1 の磁気勾配を設定しなおす。

[0086] たとえば、磁界強度の分布が鉛直軸に沿って上から下にかけて疎から密に傾くように第 1 の磁気勾配が設定されていた場合であって、カプセル型内視鏡 210 が鉛直軸に沿って上から下に動く場合には、鉛直軸下方向への磁気引力が大きすぎている場合であるため、第 1 磁気勾配設定部 246 は、第 1 の磁気勾配を 1 段階下げて緩やかなものとなるように設定する。一方、磁界強度の分布が鉛直軸に沿って上から下にかけて疎から密に傾くように第 1 の磁気勾配が設定されていた場合であって、カプセル型内視鏡 210 が鉛直軸に沿って下から上に動く場合には、鉛直軸下方向への磁気引力が足りない場合であるため、第 1 磁気勾配設定部 246 は、第 1 の磁気勾配を 1 段階上げて急なものとなるように設定する。また、磁界強度の分布が鉛直軸に沿って下から上にかけて疎から密に傾くように第 1 の磁気勾配が設定されていた場合であって、カプセル型内視鏡 210 が鉛直軸に沿って下から上に動く場合には、鉛直軸上方向への磁気引力が大きすぎている場合であるため、第 1 磁気勾配設定部 246 は、第 1 の磁気勾配の勾配を 1 段階下げて緩やかなものとなるように設定する。一方、磁界強度の分布が鉛直軸に沿って下から上にかけて疎から密に傾くように第 1 の磁気勾配が設定されていた場合であって、カプセル型内視鏡 210 が鉛直軸に沿って上から下に動く場合には、鉛直軸上方向への磁気引力が足りない場合であるため、第 1 磁気勾配設定部 246 は、第 1 の磁気勾配を 1 段階上げて急なものとなるように設定する。

[0087] その後、磁界制御部 245 は、第 1 磁気勾配設定部 246 によって再度設定された第 1 の磁気勾配を有する均一勾配磁界を印加するように磁界発生部 2 を制御する第 1 勾配磁界発生処理を行う（ステップ S34）。そして、ステップ S31 に戻り、カプセル型内視鏡 210 の鉛直方向の動きがなくなるまで、制御部 4 は、ステップ S31～ステップ S34 を繰り返す。

[0088] そして、第 1 磁気勾配設定部 246 がカプセル型内視鏡 210 による鉛直方向の動きがないと判断した場合は（ステップ S32：No）、第 1 の磁気勾配はカプセル型内視鏡 210 を静止維持できる勾配に設定されている場合

であることから、特に第1の磁気勾配を微調整する必要はないため、このまま磁界発生部2による第1の磁気勾配を有する均一勾配磁界の発生を維持させる第1勾配磁界発生継続処理を行う（ステップS35）。

[0089] 一方、磁界制御部245が操作入力部7によるカプセル型内視鏡210の位置を変更するための誘導指示情報の入力があると判断した場合（ステップS24：Yes）、図8に示すステップS6～9と同様の処理手順で、第2磁気勾配設定部47による誘導指示情報取得処理（ステップS26）、第2勾配設定処理（ステップS27）、磁界設定部48による誘導用磁界設定処理（ステップS28）が行なわれ、磁界制御部245による誘導用磁界発生処理が行われる（ステップS29）。そして、図8に示すステップS10およびステップS11と同様の処理手順で、磁界制御部245による誘導終了判断処理（ステップS40）および磁界停止処理（ステップS41）を行う。

[0090] なお、図18には図示しないが、磁界制御部245が操作入力部7によるカプセル型内視鏡210の姿勢を変化させるための誘導指示情報の入力があると判断した場合、磁界設定部48は、入力された誘導指示情報に応じて発生する磁界の向きを変更する。

[0091] 図18に示すように、実施の形態2では、操作入力部7からのカプセル型内視鏡210の位置を変更するための誘導指示情報が入力されない場合には自動的にカプセル型内視鏡210が鉛直方向に動かなくなるまで第1の磁気勾配を微調整するため、磁気誘導を行わない場合にはさらに高精度にカプセル型内視鏡を静止維持することができ、操作入力部7への入力の磁気誘導に対する反映性も高めることができる。

[0092] また、実施の形態2では、カプセル型内視鏡210が鉛直方向に動かなくなるまで第1の磁気勾配を自動的に微調整するため、物理情報の全てが取得できなかった場合でも、第1の磁気勾配を高い精度で設定できる。

[0093] また、磁界発生部2は、カプセル型内視鏡210を誘導する空間内に完全に均一な磁気勾配で勾配磁界を発生させることはできず、空間内の位置によ

って磁気勾配は異なってしまふ。この結果、カプセル型内視鏡 210 の位置によって、カプセル型内視鏡 210 に発生する磁気引力が微妙に変化し、液体 W 内のカプセル型内視鏡 210 もこの磁気引力の微妙な変化によって影響を受けてしまふ。実施の形態 2 では、カプセル型内視鏡 210 が鉛直方向に動かなくなるまで第 1 の磁気勾配を自動的に微調整するため、カプセル型内視鏡 210 の位置によらず高精度にカプセル型内視鏡を静止維持することができる。

[0094] なお、実施の形態 2 では、初期設定として第 1 の磁気勾配をカプセル型内視鏡 210 が鉛直方向に動かなくなるまで微調整してから、操作入力部 7 による操作を解除してもよい。この場合、図 19 に示すように、第 1 の磁気勾配を求めるために、図 8 に示すステップ S 1 ~ ステップ S 3 と同様の処理手順で、物理情報取得処理（ステップ S 2 1 - 1）、第 1 勾配設定処理（ステップ S 2 2 - 1）、第 1 勾配磁界発生処理（ステップ S 2 3 - 1）を行った後、図 18 に示すステップ S 3 1 ~ ステップ S 3 5 と同様の処理手順で、鉛直方向動作検出処理（ステップ S 3 1 - 1）、鉛直方向の動きに対する判断処理（ステップ S 3 2 - 1）、第 1 勾配再設定処理（ステップ S 3 3 - 1）、第 1 勾配磁界発生処理（ステップ S 3 4 - 1）および第 1 勾配磁界発生継続処理（ステップ S 3 5 - 1）を行う。なお、制御部 204 は、カプセル型内視鏡 210 の鉛直方向の動きがなくなるまで、ステップ S 3 1 - 1 ~ ステップ S 3 4 - 1 を繰り返す。

[0095] そして、制御部 204 は、第 1 勾配磁界発生継続処理（ステップ S 3 5 - 1）後、すなわちカプセル型内視鏡 210 の鉛直方向に動かなくなってから、初期設定終了をユーザに告知する（ステップ S 3 6 - 1）。この場合、制御部 204 は、初期設定を終了し、操作入力部 7 による誘導指示を開始できる旨を表示部 5 に表示出力させてもよく、また、図示しないスピーカから初期設定を終了し、操作入力部 7 による誘導指示を開始できる旨を音声出力させてもよい。

[0096] この結果、ユーザは、操作入力部 7 による操作を開始し、このユーザによ

る操作入力部 7 の操作によって、制御部 204 に操作入力部 7 からの誘導指示情報の入力が始まる。したがって、制御部 204 では、図 8 に示すステップ S 4 ~ S 11 と同様の処理手順で、誘導指示情報入力判断処理（ステップ S 24-1）、第 1 勾配磁界発生継続処理（ステップ S 35-1）、誘導指示情報取得処理（ステップ S 26-1）、第 2 勾配設定処理（ステップ S 27-1）、誘導用磁界設定処理（ステップ S 28-1）、誘導用磁界発生処理（ステップ S 29-1）、誘導終了判断処理（ステップ S 40-1）および磁界停止処理（ステップ S 41-1）が行われる。

[0097] なお、図 19 には図示しないが、磁界制御部 245 が操作入力部 7 によるカプセル型内視鏡 210 の姿勢を変化させるための誘導指示情報の入力があると判断した場合、磁界設定部 48 は、入力された誘導指示情報に応じて発生する磁界の向きを変更する。

[0098] （実施の形態 2 の変形例 1）

次に、実施の形態 2 の変形例 1 について説明する。実施の形態 2 の変形例 1 では、カプセル型内視鏡の位置を検出して、検出したカプセル型内視鏡の位置と、磁界分布情報とをもとに、空間内の位置によって発生する磁界が異なった場合にも、正確にカプセル型内視鏡を静止維持できるように第 1 の磁気勾配を微調整する場合について説明する。

[0099] 図 20 は、実施の形態 2 の変形例 1 にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。図 20 に示すように、実施の形態 2 の変形例 1 にかかるカプセル型医療装置用誘導システム 201a は、実施の形態 2 と比較して、図 16 に示す制御部 204 に代えて制御部 204a を備える構成を有する。また、記憶部 8 は、予め求められた磁界分布情報 208a を記憶する。磁界発生部 2 は、カプセル型内視鏡 210 を誘導する空間内に完全に均一な磁気勾配で勾配磁界を発生させることはできず、空間内の位置によって磁気勾配は異なってしまう。記憶部 8 は、カプセル型内視鏡 210 を誘導する空間の各位置における磁気勾配の分布状態を磁界分布情報 208a として記憶する。

- [0100] 制御部 204 a は、図 16 に示す制御部 204 と比較し、鉛直方向動作検出部 249 に代えて、位置検出部 249 a を備え、磁界制御部 245 に代えて磁界制御部 245 a を備える。磁界制御部 245 a は、第 1 磁気勾配設定部 246 に代えて第 1 磁気勾配設定部 246 a を備える。
- [0101] 位置検出部 249 a は、磁界検出部 202 の連続した検出結果をもとに 3 次元空間におけるカプセル型内視鏡 210 の位置座標と方向ベクトルとを連続的に算出する。第 1 磁気勾配設定部 246 a は、カプセル型内視鏡 210 の物理的パラメータと液体の物理的パラメータとともに、位置検出部 249 a による位置検出結果および記憶部 8 に記憶された磁界分布情報 208 a をさらに用いて、カプセル型内視鏡 210 を静止維持できる磁気勾配である第 1 の磁気勾配を求め、設定する。第 1 磁気勾配設定部 246 a は、カプセル型内視鏡 210 の物理的パラメータと液体の物理的パラメータをもとに求めた第 1 の磁気勾配を、位置検出部 249 a による位置検出結果および記憶部 8 に記憶された磁界分布情報 208 a をもとにさらに微調整して、カプセル型内視鏡 210 をさらに精度よく静止維持できるようにしている。すなわち、第 1 磁気勾配設定部 246 a は、磁界分布情報 208 a を参照し、位置検出部 249 a によって検出された位置では、磁界発生部 2 が発生した磁界の磁気勾配がどのくらい変化するかを求め、カプセル型内視鏡 210 の物理的パラメータと液体の物理的パラメータをもとに求めた第 1 の磁気勾配を、この求めた変化に応じて変更する。
- [0102] 次に、図 20 に示す制御部 204 a における磁気誘導時の制御処理について説明する。図 21 は、図 20 に示す制御部 204 a における磁気誘導時の処理手順を示すフローチャートである。
- [0103] 図 21 に示すように、第 1 磁気勾配設定部 246 a は、第 1 の磁気勾配を求めるために、図 18 に示すステップ S 21 ~ ステップ S 23 と同様の処理手順で、物理情報取得処理（ステップ S 21 - 2）、第 1 勾配設定処理（ステップ S 22 - 2）、第 1 勾配磁界発生処理（ステップ S 23 - 2）を行う。次いで、磁界制御部 245 a は、操作入力部 7 によるカプセル型内視鏡 2

10の位置を変更するための誘導指示情報の入力があるか否かを判断する（ステップS24-2）。なお、物理情報取得処理においては、必ずしも全ての物理情報を取得せずともよく、少なくともカプセル型内視鏡210の磁気モーメントを取得すれば足りる。

[0104] 磁界制御部245aが操作入力部7によるカプセル型内視鏡210の位置を変更するための誘導指示情報の入力がないと判断した場合（ステップS24-2：No）、カプセル型内視鏡210をさらに精度よく静止維持できるように第1の磁気勾配を微調整するために、位置検出部249aは、カプセル型内視鏡210の位置を検出する位置検出処理を行い（ステップS31-2）、検出結果を第1磁気勾配設定部246aに出力する。次いで、第1磁気勾配設定部246aは、記憶部8から磁界分布情報208aを読み出し、取得する磁界分布情報取得処理を行う（ステップS32-2）。第1磁気勾配設定部246aは、位置検出部249aによる位置検出結果および取得した磁界分布情報208aをもとに第1の磁気勾配を再度設定する第1勾配再設定処理を行う（ステップS33-2）。この第1勾配再設定処理では、第1磁気勾配設定部246aは、取得した磁界分布情報208aを参照し、位置検出部249aによって検出された位置では、磁界発生部2が発生した磁界の磁気勾配がどのくらい変化するかを求める。そして、第1磁気勾配設定部246aは、設定されていた第1の磁気勾配を、この求めた変化に応じて変更し、設定しなおす。その後、磁界制御部245aは、第1磁気勾配設定部246aによって再度設定された第1の磁気勾配を有する均一勾配磁界を印加するように磁界発生部2を制御する第1勾配磁界発生処理を行う（ステップS34-2）。

[0105] 一方、磁界制御部245aが操作入力部7によるカプセル型内視鏡210の位置を変更するための誘導指示情報の入力があると判断した場合（ステップS24-2：Yes）、図8に示すステップS6~9と同様の処理手順で、第2磁気勾配設定部47による誘導指示情報取得処理（ステップS26-2）、第2勾配設定処理（ステップS27-2）、磁界設定部48による誘

導用磁界設定処理（ステップS 28-2）が行なわれ、磁界制御部245aによる誘導用磁界発生処理が行われる（ステップS 29-2）。そして、図8に示すステップS 10およびステップS 11と同様の処理手順で、磁界制御部245aによる誘導終了判断処理（ステップS 40-2）および磁界停止処理（ステップS 41-2）を行う。

[0106] なお、図21には図示しないが、磁界制御部245aが操作入力部7によるカプセル型内視鏡210の姿勢を変化させるための誘導指示情報の入力があると判断した場合、磁界設定部48は、入力された誘導指示情報に応じて発生する磁界の向きを変更する。

[0107] このように、実施の形態2の変形例1では、操作入力部7からのカプセル型内視鏡210の位置を変更するための誘導指示情報が入力されない場合にはカプセル型内視鏡210の位置に応じて自動的に第1の磁気勾配を再設定するため、カプセル型内視鏡210の位置によらず高精度にカプセル型内視鏡を静止維持することができ、操作入力部7への入力の磁気誘導に対する反映性も高めることができる。

[0108] （実施の形態2の変形例2）

次に、実施の形態2の変形例2について説明する。図22は、実施の形態2の変形例2にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。図22に示すように、実施の形態2の変形例2にかかるカプセル型医療装置用誘導システム201bは、図2に示すカプセル型内視鏡10に代えて、図23に示すように交流磁界を検出する磁界センサ220bをさらに備えたカプセル型内視鏡210bを使用する。そして、カプセル型医療装置用誘導システム201bは、実施の形態2と比較して、制御部204に代えて制御部204bを備え、磁界検出部202に代えて、位置検出用の交流磁界を発生する位置検出用磁界発生部202bを備える構成を有する。制御部204bは、図16に示す制御部204と比較し、鉛直方向動作検出部249に代えて、鉛直方向動作検出部249bを備える。また、制御部204bは、位置検出用磁界発生部202bによる位置検出のための磁界発生

処理を制御する。

[0109] カプセル型内視鏡 210b では、磁界センサ 220b は、位置検出用磁界発生部 202b が発生した交流磁界を検出する。無線通信部 16 は、磁界センサ 220b の検出結果を送受信部 3 に送信する。

[0110] 鉛直方向動作検出部 249b は、送受信部 3 から出力された磁界センサ 220b の検出結果をもとに、カプセル型内視鏡 210b の鉛直方向の動作を検出し、カプセル型内視鏡 210b が鉛直方向に動いているか否かを検出する。たとえば、鉛直方向動作検出部 249b は、磁界センサ 220b の連続した検出結果をもとに 3次元空間におけるカプセル型内視鏡 210b の位置座標と方向ベクトルとを連続的に算出する。

[0111] なお、第 1 磁気勾配設定部 246 は、実施の形態 2 と同様に、カプセル型内視鏡 210b の物理的パラメータと液体の物理的パラメータをもとに求めた第 1 の磁気勾配を、鉛直方向動作検出部 249b による検出結果をもとに再度設定している。

[0112] 磁界センサ 220b をカプセル型内視鏡 210b 内に設け、カプセル型内視鏡 210b 外部から位置検出用の磁界を発生させることによってカプセル型内視鏡 210b の位置を検出するカプセル型医療装置用誘導システム 201b においても、図 18 または図 19 に示す各処理手順を行うことによって、カプセル型内視鏡 210b が鉛直方向に動かなくなるまで第 1 の磁気勾配を自動的に微調整できる。また、カプセル型医療装置用誘導システム 201b においても、記憶部 8 に磁界分布情報 208a を記憶させ、図 21 に示す各処理手順を行うことによって、カプセル型内視鏡 210b の位置に応じて自動的に第 1 の磁気勾配を再設定できる。

[0113] (実施の形態 2 の変形例 3)

次に、実施の形態 2 の変形例 3 について説明する。図 24 は、実施の形態 2 の変形例 3 にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。図 24 に示すように、実施の形態 2 の変形例 3 にかかるカプセル型医療装置用誘導システム 201c は、図 2 に示すカプセル型内視鏡 1

0に代えて、図25に示すように外部からの交流磁界に共振して共振磁界を発生するLCマーカ220cをさらに備えたカプセル型内視鏡210cを使用する。そして、カプセル型医療装置用誘導システム201cは、実施の形態2と比較して、制御部204に代えて制御部204cを備え、磁界検出部202に代えて、位置検出用の交流磁界を発生する位置検出用磁界発生部202cと、LCマーカ220cが発生する共振磁界を検出する複数の磁界検出部202dとを備える構成を有する。制御部204cは、図16に示す制御部204と比較し、鉛直方向動作検出部249に代えて、鉛直方向動作検出部249cを備える。また、制御部204cは、位置検出用磁界発生部202cによる位置検出のための磁界発生処理を制御する。

[0114] 鉛直方向動作検出部249cは、各磁界検出部202dから出力された検出結果をもとに、カプセル型内視鏡210cの鉛直方向の動作を検出し、カプセル型内視鏡210cが鉛直方向に動いているか否かを検出する。鉛直方向動作検出部249cは、カプセル型内視鏡210cが検出範囲内に位置しない場合の磁界検出部202dにおけるLCマーカ220cが発生する共振磁界の検出値と、カプセル型内視鏡210cが検出範囲内に位置する場合の磁界検出部202dにおけるLCマーカ220cが発生する共振磁界の検出値との差分を連続して求め、この各差分値をもとに3次元空間におけるカプセル型内視鏡210cの位置座標と方向ベクトルとを連続的に算出する。

[0115] なお、第1磁気勾配設定部246は、実施の形態2と同様に、カプセル型内視鏡210cの物理的パラメータと液体の物理的パラメータをもとに求めた第1の磁気勾配を、鉛直方向動作検出部249cによる検出結果をもとに再度設定している。

[0116] LCマーカ220cをカプセル型内視鏡210c内に設け、カプセル型内視鏡210c外部から交流磁界に共振したLCマーカ220cの共振磁界を検出することによってカプセル型内視鏡210cの位置を検出するカプセル型医療装置用誘導システム201cにおいても、図18または図19に示す各処理手順を行うことによって、カプセル型内視鏡210cが鉛直方向に動

かなくなるまで第1の磁気勾配を自動的に微調整できる。また、カプセル型医療装置用誘導システム201cにおいても、記憶部8に磁界分布情報208aを記憶させ、図21に示す各処理手順を行うことによって、カプセル型内視鏡210cの位置に応じて自動的に第1の磁気勾配を再設定できる。

[0117] (実施の形態2の変形例4)

次に、実施の形態2の変形例4について説明する。図26は、実施の形態2の変形例4にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。図26に示すように、実施の形態2の変形例4にかかるカプセル型医療装置用誘導システム201dは、図2に示すカプセル型内視鏡10を使用し、実施の形態2と比較して、制御部204に代えて制御部204dを備え、磁界検出部202を削除した構成を有する。制御部204dは、図16に示す制御部204と比較し、鉛直方向動作検出部249に代えて、鉛直方向動作検出部249dを備える。

[0118] 鉛直方向動作検出部249dは、送受信部3の各アンテナ3aにおける受信状態をもとに、カプセル型内視鏡10から送信された信号の各アンテナ3aにおける受信電界強度を連続的に検出し、信号の受信電界強度の変化からカプセル型内視鏡10の鉛直方向の動作を検出する。

[0119] なお、第1磁気勾配設定部246は、実施の形態2と同様に、カプセル型内視鏡10の物理的パラメータと液体の物理的パラメータをもとに求めた第1の磁気勾配を、鉛直方向動作検出部249dによる検出結果をもとに再度設定している。

[0120] カプセル型内視鏡10から送信された信号の受信電界強度をもとにカプセル型内視鏡10の鉛直方向の動作を検出するカプセル型医療装置用誘導システム201dにおいても、図18または図19に示す各処理手順を行うことによって、カプセル型内視鏡10が鉛直方向に動かなくなるまで第1の磁気勾配を自動的に微調整できる。

[0121] (実施の形態2の変形例5)

次に、実施の形態2の変形例5について説明する。図27は、実施の形態

2の変形例5にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。図27に示すように、実施の形態2の変形例5にかかるカプセル型医療装置用誘導システム201eは、図2に示すカプセル型内視鏡10に代えて、図28に示すように加速度センサ220eをさらに備え加速度センサ220eの出力結果を送受信部3に送信するカプセル型内視鏡210eを使用する。そして、カプセル型医療装置用誘導システム201eは、実施の形態2と比較して、制御部204に代えて制御部204eを備える構成を有する。制御部204eは、図16に示す制御部204と比較し、鉛直方向動作検出部249に代えて、鉛直方向動作検出部249eを備える。

[0122] 鉛直方向動作検出部249eは、カプセル型内視鏡210eから送信された加速度センサ220eの出力結果を積算することによってカプセル型内視鏡210eの位置の相対変化量を求め、カプセル型内視鏡210eの鉛直方向の動作を検出する。

[0123] なお、第1磁気勾配設定部246は、実施の形態2と同様に、カプセル型内視鏡210eの物理的パラメータと液体の物理的パラメータをもとに求めた第1の磁気勾配を、鉛直方向動作検出部249eによる検出結果をもとに再度設定している。

[0124] 加速度センサ220eをカプセル型内視鏡210e内に設け、カプセル型内視鏡210eから送信された加速度センサ220eの出力結果をもとにカプセル型内視鏡210eの鉛直方向の動作を検出するカプセル型医療装置用誘導システム201eにおいても、図18または図19に示す各処理手順を行うことによって、カプセル型内視鏡210eが鉛直方向に動かなくなるまで第1の磁気勾配を自動的に微調整できる。

[0125] (実施の形態3)

次に、実施の形態3について説明する。実施の形態3では、第1調整部を設け、この第1調整部の調整操作によって第1の磁気勾配を微調整する場合について説明する。

[0126] 図29は、実施の形態3にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全

体構成を示す模式図である。図 29 に示すように、実施の形態 3 にかかるカプセル型医療装置用誘導システム 301 は、図 1 に示すカプセル型医療装置用誘導システム 1 に比して、第 1 調整部 306 をさらに備える構成を有する。そして、図 1 に示す制御部 4 に代えて制御部 304 を備える。制御部 304 は、図 1 に示す磁界制御部 45 に代えて磁界制御部 345 を備える。磁界制御部 345 は、第 1 磁気勾配設定部 46 に代えて第 1 磁気勾配設定部 346 を備える。

[0127] 第 1 調整部 306 は、第 1 の磁気勾配の勾配調整を指示する調整指示情報を制御部 304 の第 1 磁気勾配設定部 346 に入力する機能を有する。この第 1 調整部 306 は、たとえば、図 30 の操作入力部 7a に示すように、ジョイスティック 61、62 の間に設けられたスライドバー 367 によって構成される。このスライドバー 367 は、矢印 Y31 のように手前から奥に向かってスライドすることができる。たとえば、スライドバー 367 が手前側にスライドされた場合には、第 1 調整部 306 は、現設定よりも鉛直軸下方向の磁気引力がスライド量に応じて大きくなるように第 1 の磁気勾配の勾配を調整するように指示する調整指示情報を制御部 304 に入力する。また、スライドバー 367 が奥側にスライドされた場合には、第 1 調整部 306 は、現設定よりも鉛直軸上方向の磁気引力がスライド量に応じて大きくなるように第 1 の磁気勾配の勾配を調整するように指示する調整指示情報を制御部 304 に入力する。なお、第 1 調整部 306 は、図 30 に示すスライドバー 367 のようなスライドタイプのものに限らず、たとえば、ペダルタイプやダイヤルタイプ、2つのボタンで勾配の傾きを上下させるタイプなどであってもよい。

[0128] なお、第 1 調整部 306 によって調整された調整勾配は、調整後に維持されることが望ましい。また、その調整手段においても、調整結果が維持されるタイプのもの（スライドタイプ、ダイヤルタイプやボタンで勾配の傾きを上下させるタイプ等）が望ましい。

[0129] 第 1 磁気勾配設定部 346 は、カプセル型内視鏡 10 の物理的パラメータ

と液体の物理的パラメータとともに、第1調整部306によって入力された調整指示情報をもとに、カプセル型内視鏡10を静止維持できる磁気勾配である第1の磁気勾配を求める。第1磁気勾配設定部346は、カプセル型内視鏡10の物理的パラメータと液体の物理的パラメータをもとに求めた第1の磁気勾配を、第1調整部306によって入力された調整指示情報をもとにさらに微調整して再設定する。

[0130] 実施の形態3では、ユーザは、表示部5のカプセル型内視鏡10の撮像による生体画像を確認しながら、スライドバー367をスライドさせる。なお、第1の勾配調整時には、ユーザは、ジョイスティック61、62、アップボタン64Uおよびダウンボタン64Bの操作を行わない。そして、スライドバー367のスライド量に応じて、第1磁気勾配設定部346において、第1の磁気勾配の勾配が調整される。次いで、ユーザは、生体画像に動きがなくなったと判断した場合には、スライドバー367から手を放し、スライドバー367の操作を終了する。この結果、最後に入力された調整指示情報に対応して調整された磁気勾配が、第1の磁気勾配として設定される。

[0131] この実施の形態3のように、ユーザによる第1調整部306の操作によって第1の磁気勾配を微調整できるようにした場合も、カプセル型内視鏡の静止維持をさらに向上させることができる。

[0132] また、実施の形態3では、第1調整部306による調整後に、設定された磁気勾配が維持されることで、カプセル型内視鏡10を誘導したい方向への操作のみを操作入力部7aに入力するだけで意図した方向に誘導できるため、操作性を向上することができる。

[0133] (実施の形態4)

次に、実施の形態4について説明する。実施の形態4では、第1調整部に加え、第2調整部を設け、この第2調整部の調整操作によって第2の磁気勾配の範囲幅を調整する場合について説明する。

[0134] 図31は、実施の形態4にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。図31に示すように、実施の形態4にかかるカ

カプセル型医療装置用誘導システム401は、図1に示すカプセル型医療装置用誘導システム1に比して、第1調整部4061および第2調整部4062をさらに備える構成を有する。カプセル型医療装置用誘導システム1は、図1に示す制御部4に代えて制御部404を備える。制御部404は、図1に示す磁界制御部45に代えて、第1磁気勾配設定部446と第2磁気勾配設定部447と磁界設定部48とを有する磁界制御部445を備える。

[0135] 第1調整部4061は、第1の磁気勾配の勾配調整を指示する第1調整指示情報を制御部404の第1磁気勾配設定部446に入力する機能を有する。この第1調整部4061は、たとえば、図32の操作入力装置407に示すように、ジョイスティック61、62の間に設けられた第1磁気勾配アップボタン4061Uおよび第1磁気勾配ダウンボタン4061Dによって構成される。第1磁気勾配アップボタン4061Uは、1度押圧されることによって、現設定よりも磁気引力が鉛直上方に向けて所定の変化量だけ相対的に大きくなるように第1の磁気勾配を調整するように指示する第1調整指示情報を制御部404に入力する。第1磁気勾配ダウンボタン4061Dは、1度押圧されることによって、現設定よりも磁気引力が鉛直軸下方に向けて所定の変化量だけ相対的に大きくなるように指示する第1調整指示情報を制御部404に入力する。以下、第1磁気勾配アップボタン4061Uまたは第1磁気勾配ダウンボタン4061Dを1度押圧されたときの変化を1段階変化するという。

[0136] 第1磁気勾配設定部446は、第1調整部4061から第1調整指示情報が入力された場合、カプセル型内視鏡10の物理的パラメータと液体の物理的パラメータをもとに設定した現設定の第1の磁気勾配から、第1調整部4061から入力された第1調整指示情報にしたがって磁気引力が鉛直軸上方向または鉛直軸下方向に相対的に変化するように第1の磁気勾配を再設定する。

[0137] たとえば、ユーザによって、第1磁気勾配アップボタン4061Uが4回押圧された場合には、現設定よりも磁気引力が鉛直軸上方向に4段階大きく

なるように第1の磁気勾配の勾配を調整するように指示する第1調整指示情報を制御部404に入力される。図33は、第1磁気勾配の各段階（CL）と、第1磁気勾配の各段階の磁界によって発生する磁気引力（F）との関係を示す図である。たとえば図33に示すように、第1勾配レベルがレベル2に設定されている場合には、レベル6に新たに変更される。すなわち、レベル2に対応する磁気引力 F_{m1-2} が図33のように鉛直上方を向く磁気引力である場合には、矢印Y41のように4段階上がったレベル6に対応する大きさの鉛直上方を向く磁気引力 F_{m1-6} の発生が指示される。このため、第1磁気勾配設定部446は、磁気引力 F_{m1-6} を発生させる磁界の磁気勾配を第1の磁気勾配として設定し、磁界設定部48は、磁界発生部2にこのレベル6に対応した第1の磁気勾配で磁界を発生させる。

[0138] この結果、図33に示すように、カプセル型内視鏡10の浮力と重力との合力 F_{fg} と、鉛直方向の磁気引力 F_{m1-2} との合力がほぼ0にならない場合でも、合力 F_{fg} と大きさがほぼ等しく方向が反対の鉛直方向の磁気引力 F_{m1-6} により、カプセル型内視鏡10の重力と浮力と磁気引力の合力をほぼ0にすることができる。図33のように、磁気引力が鉛直軸上方向となるように第1の磁気勾配が設定されている場合、第1磁気勾配アップボタン4061Uが1度押圧されることによって、この鉛直軸上方向へ向けて磁気引力が1段階大きくなる。磁気引力が鉛直軸下方向となるように第1の磁気勾配が設定されている場合、第1磁気勾配アップボタン4061Uが1度押圧されることによって、この鉛直軸下方向を向く磁気引力が1段階小さくなる。あるいは、磁気引力の方向が鉛直下方から鉛直上方となるように設定される。磁気引力が鉛直軸上方向となるように第1の磁気勾配が設定されている場合、第1磁気勾配ダウンボタン4061Dが1度押圧されることによって、この鉛直軸上方向の磁気引力が1段階小さくなる。あるいは、磁気引力の方向が鉛直上方から鉛直下方となるように設定される。磁気引力が鉛直軸下方向となるように第1の磁気勾配が設定されている場合、第1磁気勾配ダウンボタン4061Dが1度押圧されることによって、この鉛直軸下方向

へ向けて磁気引力が1段階大きくなる。なお、この第1勾配に対応するレベルは、たとえば、レベル0～10までの11段階に設定される。レベル0の場合、予め設定された磁気引力発生可能範囲の上限の力で鉛直方向下向きの磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配が第1の磁気勾配として設定される。また、レベル11の場合、予め設定された磁気引力発生可能範囲の上限の力で鉛直方向上向きの磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配が第1の磁気勾配として設定される。

[0139] 第2調整部4062は、第2の磁気勾配の勾配調整を指示する指示情報を第2磁気勾配設定部447へ入力する。第2の磁気勾配の設定可能範囲は、狭く変更すること、または広く変更することが可能であり、第2調整部4062は、第2の磁気勾配の範囲幅を指示する範囲幅指示情報を第2磁気勾配設定部447へ入力する。

[0140] たとえば、この第2調整部4062は、図32の操作入力部407に示すように、ジョイスティック61、62の間に設けられた第2磁気勾配アップボタン4062Uおよび第2磁気勾配ダウンボタン4062Dによって構成される。第2磁気勾配アップボタン4062Uは、1度押圧されることによって、ジョイスティック61、62の操作量に応じて発生する第2の磁気勾配に対応する磁気引力の大きさが所定の割合ずつ大きくなるように第2の磁気勾配の設定可能範囲を調整するように指示する第2調整指示情報を制御部404に入力する。第2磁気勾配ダウンボタン4062Dは、1度押圧されることによって、ジョイスティック61、62の操作量に応じて発生する第2の磁気勾配に対応する磁気引力の大きさが所定の割合ずつ小さくなるように第2の磁気勾配の設定可能範囲を調整するように指示する第2調整指示情報を制御部404に入力する。以下、第2磁気勾配アップボタン4062Uまたは第2磁気勾配ダウンボタン4062Dを一度押圧されたときの第2の磁気勾配の設定可能範囲の幅の変化を1段階変化するという。

[0141] 第2磁気勾配設定部447は、第2調整部4062によって入力された第2調整指示情報をもとに第2の磁気勾配を設定する。第2磁気勾配設定部4

47は、第1磁気勾配設定部446によって設定された第1の磁気勾配を中心値とするとともに、第2調整部4062から入力された範囲幅指示情報において指示された範囲幅を有する磁気勾配の範囲を第2の磁気勾配の設定可能範囲とする。第2磁気勾配設定部447は、この第2の磁気勾配の設定可能範囲に含まれるように第2の磁気勾配を設定する。このとき、第2磁気勾配設定部447は、予め設定された装置における磁気引力発生可能範囲を超えないように第2の磁気勾配の設定可能範囲を設定する。また、磁界設定部48は、第1の磁気勾配と鉛直方向の第2の磁気勾配の和が、予め設定された鉛直方向の磁気引力発生可能範囲を超えた場合には、第1の磁気勾配と鉛直方向の第2の磁気勾配の和ではなく、この範囲の上限値あるいは下限値の磁気勾配を有する磁界を印加するように、磁界発生部2を制御する。

[0142] ここで、第2の磁気勾配に対する磁気引力、すなわちカプセル型内視鏡10を誘導するための磁気引力が、ジョイスティック61、62の操作量に比例した大きさを発生する場合を例に説明する。たとえば、現在の設定は、ジョイスティック61、62の操作量に対応して、図34の直線Lvに示す関係にしたがって第2の磁気勾配に対する磁気引力が発生するように設定されている。なお、図34においては、ジョイスティック61、62が操作できる複数の方向のうちの1方向の操作量に対応したものを示す。

[0143] ユーザによって、第2磁気勾配アップボタン4062Uが1回押圧された場合には、矢印Y43に示すように、直線Lvよりも傾きが1段階大きい直線Lv u1に示す関係にしたがって第2の磁気勾配に対する磁気引力が発生するように設定される。この結果、ジョイスティック61、62の操作量に対応して発生する磁気引力の値域が1段階広がり、ジョイスティックの操作量が同じ操作量Hjであっても、第2磁気勾配アップボタン4062Uを押圧する前の磁気引力Fvに比べて大きな磁気引力Fv u1が発生することとなる。さらに、この状態から第2磁気勾配アップボタン4062Uがもう1回押圧された場合には、矢印Y44に示すように、直線Lv u1よりもさらに傾きが1段階大きい直線Lv u2に示す関係にしたがって第2の磁気勾配

に対する磁気引力を発生させるように設定される。この結果、ジョイスティック 61, 62 の操作量に対応して発生する磁気引力の値域がさらに 1 段階広がり、ジョイスティックの操作量 H_j であるときには磁気引力 F_{vu2} ($> F_{vu1}$) が発生することとなる。

[0144] ユーザによって、第 2 磁気勾配ダウンボタン 4062D が 1 回押圧された場合には、矢印 Y45 に示すように、直線 L_v よりも傾きが 1 段階小さい直線 L_{vd1} に示す関係にしたがって第 2 の磁気勾配に対する磁気引力が発生するように設定される。この結果、ジョイスティック 61, 62 の操作量に対応して発生する磁気引力の値域が 1 段階狭まり、ジョイスティックの操作量が同じ操作量 H_j であっても、第 2 磁気勾配ダウンボタン 4062D を押圧する前の磁気引力 F_v に比べて小さな磁気引力 F_{vd1} が発生することとなる。さらに、この状態から第 2 磁気勾配ダウンボタン 4062D がもう 1 回押圧された場合には、矢印 Y46 に示すように、直線 L_{vd1} よりもさらに傾きが 1 段階小さい直線 L_{vd2} に示す関係にしたがって第 2 の磁気勾配に対する磁気引力を発生させるように設定される。この結果、ジョイスティック 61, 62 の操作量に対応して発生する磁気引力の値域がさらに 1 段階狭まり、ジョイスティックの操作量 H_j であるときには磁気引力 F_{vd2} ($< F_{vd1}$) が発生することとなる。

[0145] このとき、表示部 5 に表示されたメニュー画面 S_a (図 35 参照) には、中央下方の領域 S_{41} に、第 1 の磁気勾配に対応する磁気引力 (図 35 においては、「Calibration force」に対応する。) の各レベルが分かるように表示された第 1 のブロック B_c が表示される。たとえば、第 1 磁気勾配のレベルが 6 である場合には、レベル 6 までのブロックが明色表示され、レベル 6 以降のブロックが暗色表示されている。ユーザは、この第 1 のブロック B_c を確認することによって、現段階でカプセル型内視鏡 10 の静止維持のために加えられている第 1 の磁気勾配に対応する磁気引力のレベルを認識することができる。

[0146] 領域 S_{41} には、第 2 の磁気勾配に対応して発生できる磁気引力 (図 35

においては、「Vertical force」に対応する)の範囲幅が表示される第2のブロックB_vが表示される。ここでは、第2の磁気勾配に対応して発生できる磁気引力も、第1の磁気勾配に対応する磁気引力と同じピッチでレベルが設定されている。

[0147] たとえば、第1の磁気勾配に対応する磁気引力がレベル6に設定されており、第2の磁気勾配に対応して発生できる磁気引力の範囲幅がこのレベル6を基準とした上下3段階を含むレベル3～9の範囲に設定されている。この場合、図35に示すように、第2のブロックB_vにおいては、レベル3～9までのブロックが明色表示され、レベル1～3およびレベル10のブロックが暗色表示される。この例においては、レベル3～5が、下方向に磁気引力を発生させる範囲に相当し、レベル7～9が上方向に磁気引力を発生させる範囲に相当する。

[0148] この状態で、第2磁気勾配アップボタン4062Uが1回押されると、第2の磁気勾配に対応して発生できる磁気引力の範囲幅が1段階ずつ上下に広がったレベル2～10に設定され、表示メニューS_aの第2のブロックB_vの表示もレベル2～10が明色表示に変更される。さらに、第2磁気勾配アップボタン4062Uがもう1回押されると、第2の磁気勾配に対応して発生できる磁気引力の範囲幅が1段階広がる。この場合、レベル10が最大レベルであるため、第2の磁気勾配に対応して発生できる磁気引力の範囲幅は、レベル1から最大レベルのレベル10までに設定され、表示メニューS_aの第2のブロックB_vの表示もレベル1～10が明色表示に変更される。

[0149] また、第2磁気勾配アップボタン4062Uではなく、第2磁気勾配ダウンボタン4062Dが1度押圧された場合、第2の磁気勾配に対応して発生できる磁気引力の範囲幅が上下に1段階ずつ狭まってレベル4～8となり、表示メニューS_aの第2のブロックB_vの表示もレベル4～8が明色表示に変更される。さらに、第2磁気勾配ダウンボタン4062Dがもう1回押されると、第2の磁気勾配に対応して発生できる磁気引力の範囲幅がさらに上下に1段階ずつ狭まってレベル5～7に設定される。ユーザは、この第2の

ブロックB cを確認することによって、現段階で操作可能である第2の磁気勾配に対応する磁気引力の範囲幅を認識することができる。

[0150] このように、実施の形態4においては、ユーザによる第2調整部4062の操作によって第2の磁気勾配の範囲幅を調整するとともに、第1の磁気勾配を中心値として、第2の磁気勾配の設定可能範囲が設定される。したがって、実施の形態4においては、ジョイスティックの操作量に相当する第2の磁気勾配が、中心となる第1の磁気勾配を中心に設定されるため、ジョイスティックの上方向の操作とジョイスティックの下方向の操作とで、発生する磁気引力の大きさに差がない。このため、実施の形態4によれば、ジョイスティックの上下の操作量は、上下の差がなく均等にそのままカプセル型内視鏡10の移動に反映され、カプセル型内視鏡の動作とユーザの操作感覚とをさらに合致させることができる。

[0151] なお、実施の形態4において、制御部404は、表示メニューSaのブロックB vに対して、第2の磁気勾配に対応して発生できる磁気引力の範囲幅とは異なる表示色で、ジョイスティックの操作量に対応して現に発生させる磁気引力の大きさに対応するレベルを表示させてもよい。たとえば、第2の磁気勾配に対応して発生できる磁気引力の範囲幅がレベル3～9の範囲に設定されている場合には、第2のブロックB vにおいては、レベル3～9までのブロックが白色で表示され、ジョイスティックの操作量に対応して現に発生させている磁気引力の大きさに対応するレベルがレベル8である場合には、レベル6～8の間の所定部分（図35に示す例では、三角形のマーク部分）を赤色で表示させてもよい。このように、操作者が、ジョイスティックの操作量に応じて実際に発生している第2の磁気勾配に対応する磁気引力のレベルをリアルタイムで確認できるようにして、さらに操作性を高めてもよい。

[0152] また、第2磁気勾配設定部447は、ジョイスティック61、62の操作量に比例して第2の磁気勾配に対する磁気引力が発生する場合を例に説明したが、これに限らず、ジョイスティックの操作量にかかわらず、第2の磁気

勾配を設定可能範囲の中で設定してもよい。たとえば、第2磁気勾配設定部447は、上方向にジョイスティックが操作された場合には、鉛直軸上方向の磁気引力に対応する第2の磁気勾配として、第2の磁気勾配の設定可能範囲の最大値（図35においては、レベル9に対応する磁気引力を発生させる磁気勾配）を設定すればよい。また、第2磁気勾配設定部447は、下方向にジョイスティックが操作された場合には、鉛直軸下方向の磁気引力に対応する第2の磁気勾配として、第2の磁気勾配の設定可能範囲の最小値（図35においては、レベル3に対応する磁気引力を発生させる磁気勾配）を設定すればよい。

[0153] （実施の形態5）

次に、実施の形態5について説明する。実施の形態5においては、カプセル型内視鏡の誘導モードとして、カプセル型内視鏡を水面に位置させる水面モードおよびカプセル型内視鏡を水底に位置させる水底モードを設定した場合について説明する。

[0154] 図36は、実施の形態5にかかるカプセル型医療装置用誘導システムの全体構成を示す模式図である。図36に示すように、実施の形態5にかかるカプセル型医療装置用誘導システム501は、図31に示すカプセル型医療装置用誘導システム401に比して、第2調整部4062に代えて、第2調整部5062を有するとともに、モード設定部5063をさらに備える構成を有する。カプセル型医療装置用誘導システム501は、図31に示す制御部404に代えて制御部504を備える。制御部504は、図31に示す磁界制御部445に代えて、第1磁気勾配設定部446と第2磁気勾配設定部547と磁界設定部48とを有する磁界制御部545を備える。

[0155] 実施の形態5においては、カプセル型内視鏡10の誘導モードとして、図37に示すように、液体Wの上部境界である液面 W_s にカプセル型内視鏡10を配置させる液面モードと、液体Wの下部境界である液底（たとえば胃壁面 S_t の下方の面）にカプセル型内視鏡10を配置させる液底モードが設定される。このうち、液面モードには、カプセル型内視鏡10が臓器内壁の上

方の面（たとえば胃壁面 S t の上方の面）に接して配置する場合も含まれる。

[0156] モード設定部 5063 は、液面 W s にカプセル型内視鏡 10 を配置させる液面モードを指示する液面モード指示情報と、液底にカプセル型内視鏡 10 を配置させる液面モードを指示する液面モード指示情報とを誘導指示情報として入力する。このモード設定部 5063 は、たとえば、図 38 の操作入力装置 507 に示すように、ジョイスティック 61 右側に設けられた液面モードボタン 5063 S および液底モードボタン 5063 B によって構成される。

[0157] 液面モードボタン 5063 S は、押圧されることによって、液面モード指示情報が制御部 504 に入力される。第 2 磁気勾配設定部 547 は、液面モード指示情報が入力された場合、予め設定された装置における磁気引力発生可能範囲の上限の力で鉛直方向上向きの磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を第 2 の磁気勾配として設定する。たとえば、図 39 のメニュー画面 S b の領域 S 42 のように、たとえば予め設定された磁気引力発生可能範囲がレベル 0 ~ 10 までの 11 段階に分けられる場合には、レベル 10 の磁気引力を発生させるように第 2 の磁気勾配が設定される。

[0158] 液底モードボタン 5063 B は、押圧されることによって、液底モード指示情報が制御部 504 に入力される。この場合、第 2 磁気勾配設定部 547 は、液底モード指示情報が入力された場合、予め設定された装置における磁気引力発生可能範囲の上限の力で鉛直方向下向きの磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を第 2 の磁気勾配として設定する。たとえば、図 39 のレベル 0 ~ 10 までのうち、レベル 0 の磁気引力を発生させるように第 2 の磁気勾配が設定される。

[0159] さらに、実施の形態 5 においては、液面モードおよび液底モードにおいて液体の境界に配置されたカプセル型内視鏡 10 を、境界から離間させるジャンピングモードが設定される。たとえば、図 38 の操作入力装置 507 に示すように、ジョイスティック 62 左側に、ジャンピングモードボタン 506

3 J が設けられる。このジャンピングモードボタン 5063 J は、押圧されることによってジャンピングモード指示情報を制御部 504 に入力する。

[0160] 第2磁気勾配設定部 547 は、ジャンピングモード指示情報が入力された場合、液体の境界に配置されたカプセル型内視鏡 10 を境界から離間させる磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を第2の磁気勾配として設定する。

[0161] 第2磁気勾配設定部 547 は、液面モードが選択されているときにジャンピングモードボタン 5063 J が押圧された場合、第1の勾配を有する磁界に対応して発生する磁気引力よりも、鉛直下方へ向かう大きさが相対的に大きい磁気引力が発生する磁気勾配を第2の磁気勾配として設定する。磁界発生部 2 は、液面モードが選択されているときであってジャンピングモードボタン 5063 J が押されている間、たとえば図 40 に示す鉛直方向下向きの磁気引力 F_{mj21} を発生させる磁界を第2の磁気勾配に対応する磁界として発生する。この結果、液面 W_s に位置していたカプセル型内視鏡 10 は、矢印 Y51 のように、液面 W_s 下方にジャンプし、液面 W_s から離間する。なお、液面 W_s の表面張力によるカプセル型内視鏡 10 の拘束を考慮し、一時的に強い下方向の磁気引力を加えて、確実にカプセル型内視鏡 10 が下方にジャンプできるようにしてもよい。

[0162] 第2磁気勾配設定部 547 は、液底モードが選択されているときにジャンピングモードボタン 5063 J が押圧された場合、第1の勾配を有する磁界に対応して発生する磁気引力よりも、鉛直上方に向かう大きさが相対的に大きい磁気引力が発生する磁気勾配を第2の磁気勾配として設定する。磁界発生部 2 は、ジャンピングモードボタン 5063 J が押されている間、たとえば図 40 に示す鉛直方向上向きの磁気引力 F_{mj22} を発生させる磁界を、第2の磁気勾配に対応する磁界として発生する。この結果、液底に位置していたカプセル型内視鏡 10 は、矢印 Y52 のように、液底から上方にジャンプし、液底の境界である胃壁面 S_t から離間する。

[0163] 第2調整部 5062 は、ジャンピングモード選択時における第2の磁気勾配の範囲幅を指示する範囲幅指示情報を第2磁気勾配設定部 547 へ入力す

る。ジャンピングモード選択時における第2の磁気勾配の範囲幅は、実施の形態4における場合と同様に、第1磁気勾配設定部446によって設定された第1の磁気勾配を中心値とするとともに、第2調整部5062から入力された範囲幅指示情報において指示された範囲幅を有するように第2磁気勾配設定部547によって設定される。なお、第2磁気勾配設定部547は、実施の形態4と同様に、予め設定された磁気引力発生可能範囲を超えないように第2の磁気勾配の設定可能範囲を設定する。

[0164] 第2調整部5062は、図38に示すように、ジョイスティック61、62の間に設けられた第2磁気勾配アップボタン5062Uおよび第2磁気勾配ダウンボタン5062Dによって構成される。第2磁気勾配アップボタン5062Uは、1度押圧されることによって、ジャンピングモード選択時における第2の磁気勾配の範囲幅を1段階広げるように第2の磁気勾配を調整するように指示する第2調整指示情報を制御部504に入力する。第2磁気勾配ダウンボタン5062Dは、1度押圧されることによって、ジャンピングモード選択時における第2の磁気勾配の範囲幅を1段階狭めるように第2の磁気勾配を調整するように指示する第2調整指示情報を制御部504に入力する。

[0165] 図39に示す表示部5の表示する表示メニューSbのように、領域S42に、ジャンピングモード選択時の第2の磁気勾配に対応して発生できる磁気引力（図39においては、「Jumping force」に対応する）の範囲幅が示される第3のブロックBjが表示される。たとえば、第1の磁気勾配に対応する磁気引力がレベル6に設定されており、ジャンピングモード選択時の磁気引力の範囲幅が、このレベル6を基準とした上下3段階を含むレベル3～9の範囲に設定されている。この設定において、液面モードにおいてジャンピングモードが選択された場合、第2磁気勾配設定部547は、範囲幅のうち最も大きな力で鉛直軸下方向の磁気引力が発生するように、レベル3に対応した鉛直軸下方向の磁気勾配を第2磁気勾配として設定する。また、液底モードにおいてジャンピングモードが選択された場合、第2磁気

勾配設定部547は、範囲幅のうち最も大きな力で鉛直軸上方向の磁気引力が発生するように、レベル9に対応した鉛直軸上方向の磁気勾配を第2磁気勾配として設定する。

[0166] この状態で、第2磁気勾配アップボタン5062Uが1度押圧された場合には、ジャンピングモード選択時の磁気引力の範囲幅が1段階広がってレベル2~10となり、表示メニューSbの第3のブロックBjの表示もレベル2~10が明色表示に変更される。さらに、第2磁気勾配アップボタン5062Uがもう1回押されると、第2の磁気勾配に対応して発生できる磁気引力の範囲幅が1段階広がり、レベル1から最大レベルのレベル10に設定される。

[0167] また、第2磁気勾配アップボタン5062Uではなく、第2磁気勾配ダウンボタン5062Dが1度押圧された場合には、ジャンピングモード選択時の磁気引力の範囲幅が上下に1段階ずつ狭まってレベル4~8となり、表示メニューSbの第3のブロックBjの表示もレベル4~8が明色表示に変更される。さらに、第2磁気勾配ダウンボタン5062Dがもう1回押されると、第2の磁気勾配に対応して発生できる磁気引力の範囲幅がさらに1段階ずつ上下に狭まり、レベル5~7に設定される。ユーザは、この第3のブロックBjを確認することによって、現段階で操作可能であるジャンピングモードにおける磁気引力の範囲幅を認識することができる。

[0168] このように、実施の形態5においては、第1の磁気勾配を中心値として、ジャンピングモード選択時における第2の磁気勾配の設定可能範囲が設定される。したがって、実施の形態5においては、ジャンピングモードを選択した場合、液面モードおよび液底モードのいずれを選択していた場合であってもカプセル型内視鏡10を上下に均等にジャンピング移動させることができ、カプセル型内視鏡の動作とユーザの操作感覚とをさらに合致させることができる。

[0169] なお、実施の形態5においては、カプセル型内視鏡10観察時において設定した「Calibration force」および「Jumping

force」の各レベルの値を、それぞれ画像に対応づけて保存してもよい。このようにした場合、観察後に画像を再生させるときに、この再生メニューSc（図41参照）に、再生画像とともに、再生される画像に対応付けられた「Calibration force」および「Jumping force」の各レベルを示す第1のブロックBcおよび第3のブロックBjを領域S43に表示させて、観察時に加えていた磁気引力のレベルが把握できるようにしてもよい。なお、表示メニューScの領域S44には、画像再生用の再生指示のためのアイコンIpや一時停止のためのアイコンIsが表示される。

[0170] また、本実施の形態1～5は、磁界発生部2が、均一勾配磁界ではなく、ピーク磁界を発生させる場合にも適用可能である。このピーク磁界は、図42のピーク磁界Mpに示すように、水平面に対して鉛直な方向に磁界強度のピークを持つ磁界である。ピーク磁界は、この磁界強度のピーク位置に永久磁石19を引き付けてカプセル型内視鏡10を拘束することが可能である。すなわち、ピーク磁界は、水平方向の任意の位置にカプセル型内視鏡10の永久磁石19を引き付けてカプセル型内視鏡10を拘束する拘束磁界である。磁界発生部2は、たとえば、ピーク磁界Mpのピーク位置を、図42の矢印Y3のように位置Pc1から位置Pc2に移動させることによって、カプセル型内視鏡10を矢印Y4のように位置Pc1から位置Pc2に移動させることができる。

[0171] そして、ピーク磁界は、磁界発生部を中心とした同心円上については、同じ磁界強度となる磁界であり、図43に示すように、ピーク磁界発生時には磁界発生部2aを中心とする円弧状の等磁力線Le1～Le5が誘導範囲内に位置するものである。したがって、ピーク磁界は、鉛直方向に磁気勾配を発生する磁界でもある。なお、ピーク磁界発生時には、各磁力線Lg1～Lg5は、等磁力線Le1～Le5と直交することとなる。

[0172] 第1磁気勾配設定部46, 246, 246a, 346, 446は、カプセル型内視鏡10, 210, 210b, 210c, 210eの質量、体積および

磁気モーメント、液体Wの密度といった物理情報をもとに、カプセル型内視鏡の浮力、カプセル型内視鏡の重力および鉛直方向の磁気引力の液体中における合力がほぼ0となる鉛直方向の磁気引力を発生させるピーク磁界の鉛直方向の磁気勾配を求め、第1の磁気勾配として設定する。そして、磁界設定部48は、操作入力部7によってカプセル型内視鏡10の位置を変化させるための誘導指示情報が入力されない場合には、ピーク磁界の鉛直方向の磁気勾配が、カプセル型内視鏡10、210、210b、210c、210eの位置において、第1磁気勾配設定部46、246、246a、346、446によって設定された鉛直方向の磁気勾配となるように、磁界発生部2にピーク磁界を発生させる。この結果、図43に示すように、ピーク磁界の鉛直方向の磁気勾配が、カプセル型内視鏡10の位置において、第1磁気勾配設定部46、246、246a、346、446によって設定された求めた鉛直方向の磁気勾配となるように、等磁力線Le1~Le5の疎密差が調整される。そして、カプセル型内視鏡10には、カプセル型内視鏡10の浮力Fbおよびカプセル型内視鏡10の重力Fgとともに、カプセル型内視鏡10の浮力Fb、カプセル型内視鏡10の重力Fgおよび鉛直方向の磁気引力の液体W中における合力がほぼ0となる鉛直方向の磁気引力Fmp1が作用する。したがって、この磁気引力Fmp1によって、カプセル型内視鏡10は、液体W中にてほぼ静止維持される。

[0173] また、磁界設定部48は、操作入力部7によるカプセル型内視鏡10の位置を変化させるための誘導指示情報の入力があった場合には、カプセル型内視鏡10の位置を変化させるための誘導指示情報のうち水平方向への移動に対しては、図44に例示するように、磁界発生部2aを、カプセル型内視鏡10に対して、指示された水平方向の移動分、矢印Y5のように相対的に移動させる。この結果、ピーク磁界のピーク位置も移動し、たとえば右方向の磁気引力Fmpv2がカプセル型内視鏡10に作用する。

[0174] そして、第2磁気勾配設定部47、447、547は、カプセル型内視鏡10の位置を変化させるための誘導指示情報のうち鉛直方向の移動に対して

は、この鉛直方向の移動に対応した磁気引力を発生させるピーク磁界の鉛直方向の磁気勾配を求め、第2の磁気勾配として設定する。磁界設定部48は、第1磁気勾配設定部46、246、246a、346、446によって設定された鉛直方向の磁気勾配である第1の磁気勾配に第2磁気勾配設定部47、447、547によって設定された鉛直方向の磁気勾配である第2の磁気勾配を加えた磁気勾配を鉛直方向に有する磁界を、カプセル型内視鏡10に対する誘導用磁界として設定する誘導用磁界設定処理を行う。そして、磁界設定部48は、カプセル型内視鏡の位置において、ピーク磁界の鉛直方向の磁気勾配が、設定した誘導用磁界に対応するように、磁界発生部2にピーク磁界を発生させる。この結果、図43に示すように、ピーク磁界の鉛直方向の磁気勾配が、カプセル型内視鏡10の位置において、設定した誘導用磁界に対応した鉛直方向の磁気勾配となるように、等磁力線Le1~Le5の疎密差が調整される。これによって、図44に例示するように、カプセル型内視鏡10に、たとえば鉛直上方向の磁気引力 $F_{m p h 2}$ がカプセル型内視鏡10に作用し、カプセル型内視鏡10は、カプセル型内視鏡10の位置を変化させるための誘導指示情報の指示どおりに、位置P7から、位置P7の右斜め情報の位置P8に誘導される。

[0175] このように、本実施の形態1~5は、磁界発生部2が、均一勾配磁界ではなく、ピーク磁界を発生させる場合にも適用可能であり、ピーク磁界を用いた場合も、ピーク磁界のピーク位置と鉛直方向の磁気勾配を調整することによって、磁気誘導を行わない場合のカプセル型内視鏡の静止維持を可能にすることができ、また、磁気誘導を行う場合にはカプセル型内視鏡10の位置を変化させるための誘導指示情報を反映した磁界をさらに印加して磁気誘導を行うことで操作入力部7への入力の磁気誘導に対する反映性も高めることができる。

[0176] また、ピーク磁界を用いる場合も、図11に示す操作入力部7の誘導操作に対応して、図12に示すようにカプセル型内視鏡を動作させる。アップボタン64Uまたはダウンボタン64Bが押圧された場合には、鉛直軸Azに

沿って磁気引力を発生させるように鉛直方向の指示された方向に勾配を有するピーク磁界を磁界発生部 2 に発生させて、矢印 Y 1 5 または矢印 Y 1 6 のようにカプセル型内視鏡 1 0 を誘導する。また、ジョイスティック 6 2 が左右または手前に傾動された場合には、ジョイスティック 6 2 の傾動方向に対応した位置に、ジョイスティック 6 2 の傾動操作に対応した移動速度で、ピーク磁界のピーク位置を移動させることによって、矢印 Y 1 3 または矢印 Y 1 5 のようにカプセル型内視鏡 1 0 を誘導する。

- [0177] また、ピーク磁界を用いる場合には、図 4 5 に示す被検体である患者を支持するベッド 4 0 4 と、中心軸上にピーク磁界を発生する磁界発生部 2 a とによって、磁界発生部 2 の一部を構成してもよい。この場合、ベッド 4 0 4 と磁界発生部 2 a との相対位置を変更することによって、被検体内部の所望の位置にピークを有するピーク磁界を発生させる。図 4 5 に示すように、たとえば、ベッド 4 0 4 は、矢印 Y 6 2 のように絶対座標系の Y 軸方向に水平移動可能であり、磁界発生部 2 a は、矢印 Y 6 0 のように絶対座標系の X 軸方向に水平移動可能である。この場合には、ベッド 4 0 4 と磁界発生部 2 a とを移動させることによって、ベッド 4 0 4 と磁界発生部 2 a との相対位置を変更して、水平面上の所定の位置にピークを有するピーク磁界を発生させる。また、ベッド 4 0 4 が絶対座標系の Y 軸方向に加え、矢印 Y 6 1 のように絶対座標系の X 軸方向に移動可能である場合には、ベッド 4 0 4 のみを移動させてベッド 4 0 4 を磁界発生部 2 a との相対位置を変更してもよい。磁界発生部 2 a が絶対座標系の X 軸方向に加え絶対座標系の Y 軸方向に移動可能である場合には、もちろん磁界発生部 2 a のみを移動させてベッド 4 0 4 を磁界発生部 2 a との相対位置を変更してもよい。磁界制御部 4 5, 2 4 5, 2 4 5 a, 3 4 5, 4 4 5, 5 4 5 は、ベッド 4 0 4 に対して磁界発生部 2 a を相対的に移動させることによって、ピーク磁界のピーク位置を移動させて、操作入力部 7 から入力されたカプセル型内視鏡 1 0 の位置を変化させるための誘導指示情報の水平方向に対応するようにカプセル型内視鏡を誘導する。

- [0178] また、磁界発生部 2 a は、たとえば絶対座標系の各軸方向の磁界を発生する 3 つの軸方向コイルを 3 次元的に組み合わせることで実現される磁界発生部によって誘導用磁界を発生する。図 4 6 は、図 4 5 に示す磁界発生部を例示する模式図である。磁界発生部 2 a は、図 4 6 に例示する磁界発生部 2 1 のように、絶対座標系の X 軸方向の磁界を発生する X 軸コイル 2 1 x と、絶対座標系の Y 軸方向の磁界を発生する Y 軸コイル 2 1 y と、絶対座標系の Z 軸方向の磁界を発生する Z 軸コイル 2 1 z とを 3 次元的に組み合わせることによって実現される。X 軸コイル 2 1 x および Y 軸コイル 2 1 y は、互いに直交する態様で鉄心 2 2 を巻き込む。Z 軸コイル 2 1 z は、かかる X 軸コイル 2 1 x および Y 軸コイル 2 1 y の上部に配置される。磁界制御部 4 5, 2 4 5, 2 4 5 a, 3 4 5, 4 4 5, 5 4 5 は、この各コイルに流れる電流量を調整することによって、等磁力線の疎密差を調整し、ピーク磁界の鉛直方向の磁気勾配を調整する。
- [0179] また、実施の形態 1 ~ 5 においては、撮像部を複数有するカプセル型内視鏡 1 0 を用いた場合を例に説明したが、もちろん、撮像部 1 1 A のみを有する単眼のカプセル型内視鏡であってもよい。
- [0180] また、実施の形態 1 ~ 5 においては、永久磁石 1 9 を用いたカプセル型内視鏡 1 0 を例に説明したが、もちろんこれに限らず、永久磁石 1 9 に代えて電磁石を備えたカプセル型内視鏡であってもよい。
- [0181] また、実施の形態 2, 3 においては、カプセル型内視鏡 2 1 0 の位置を変更するための誘導指示情報の有無を判断する（ステップ S 2 4, S 2 4 - 1, S 2 4 - 2）場合、鉛直方向成分を有する誘導指示情報の有無のみを判断するようにしても良い。
- [0182] これにより、鉛直方向成分を有する誘導指示情報が無い場合に、カプセル型内視鏡 2 1 0 の鉛直方向の位置が、鉛直方向動作検出部 2 4 9, 2 4 9 b, 2 4 9 c, 2 4 9 d, 2 4 9 e, 位置検出部 2 4 9 a の検出結果にもとづき第 1 勾配磁界によって維持されるため、水平方向のみの誘導指示情報が入力された場合でも、カプセル型内視鏡 2 1 0 の鉛直方向の位置が第 1 勾配磁

界を制御することで保持されるため、操作性が向上する。

[0183] また、実施の形態 2, 3 においては、カプセル型内視鏡 210 の物理的パラメータと液体の物理的パラメータと鉛直方向動作検出部 249, 249b, 249c, 249d, 249e, 位置検出部 249a の検出結果をもとに第 1 勾配磁界を設定しているが、これに限らず、鉛直方向動作検出部 249, 249b, 249c, 249d, 249e, 位置検出部 249a の検出結果のみをもとに、第 1 勾配磁界を設定するようにしても良い。

[0184] これにより、カプセル型内視鏡 210 の物理的パラメータや液体の物理的パラメータが検査によって変化する場合でも、各値を入力することなく安定した誘導性能を実現できるため、各値を入力する作業がなくなるため、操作性が向上する。

符号の説明

- [0185] 1, 201, 201a~201e, 301, 401, 501 カプセル型医療装置用誘導システム
- 2 磁界発生部
 - 3 送受信部
 - 4, 204, 204a~204e, 304, 404, 504 制御部
 - 5 表示部
 - 6 入力部
 - 7, 7a 操作入力部
 - 8 記憶部
 - 10, 210, 210b, 210c, 210e カプセル型内視鏡
 - 11A, 11B 撮像部
 - 12 カプセル型筐体
 - 13A, 13B 照明部
 - 14A, 14B 光学系
 - 15A, 15B 撮像素子
 - 16 無線通信部

- 1 6 a アンテナ
- 1 7 制御部
- 1 8 電源部
- 1 9 永久磁石
- 4 1 画像受信部
- 4 2 画像表示制御部
- 4 5, 2 4 5, 2 4 5 a, 3 4 5, 4 4 5, 5 4 5 磁界制御部
- 4 6, 2 4 6, 3 4 6, 4 4 6 第 1 磁気勾配設定部
- 4 7, 4 4 7, 5 4 7 第 2 磁気勾配設定部
- 4 8 磁界設定部
- 2 0 2, 2 0 2 d 磁界検出部
- 2 0 2 b, 2 0 2 c 位置検出用磁界発生部
- 2 2 0 コイル
- 2 2 0 b 磁界センサ
- 2 2 0 c LCマーカ
- 2 2 0 e 加速度センサ
- 2 4 9, 2 4 9 b ~ 2 4 9 e 鉛直方向動作検出部
- 2 4 9 a 位置検出部
- 3 0 6 第 1 調整部
- 3 6 7 スライドバー

請求の範囲

[請求項1]

磁界応答部を有し被検体内の液体に導入されるカプセル型医療装置を誘導するカプセル型医療装置用誘導システムにおいて、

磁気勾配を有する磁界を前記磁界応答部に印加して前記カプセル型医療装置を誘導する磁界発生部と、

前記カプセル型医療装置の浮力、前記カプセル型医療装置の重力および鉛直方向の磁気引力の前記液体中における合力がほぼ0となる前記鉛直方向の磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を第1の磁気勾配として設定する第1の設定部と、

前記カプセル型医療装置を磁気で誘導するための誘導指示情報が入力される操作入力部と、

前記操作入力部によって入力された前記誘導指示情報に対応する磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を求め、第2の磁気勾配として設定する第2の設定部と、

前記操作入力部によって誘導指示情報が入力されない場合には前記第1の設定部によって設定された前記第1の磁気勾配を有する磁界を印加するように前記磁界発生部を制御し、前記操作入力部によって誘導指示情報が入力された場合には前記第1の設定部によって設定された前記第1の磁気勾配に前記第2の設定部によって設定された前記第2の磁気勾配を加えた磁気勾配を有する磁界を印加するように前記磁界発生部を制御する制御部と、

を備えたことを特徴とするカプセル型医療装置用誘導システム。

[請求項2]

前記第1の設定部は、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと前記液体の物理的パラメータとをもとに、前記カプセル型医療装置の浮力、前記カプセル型医療装置の重力および鉛直方向の磁気引力の前記液体中における合力がほぼ0となる前記鉛直方向の磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を設定することを特徴とする請求項1に記載のカプセル型医療装置用誘導システム。

- [請求項3] 前記カプセル型医療装置の鉛直方向の動作を検出する動作検出部をさらに備え、
- 前記第1の設定部は、前記動作検出部による検出結果をもとに前記第1の磁気勾配を設定することを特徴とする請求項1に記載のカプセル型医療装置用誘導システム。
- [請求項4] 前記操作入力部に前記カプセル型医療装置の鉛直方向成分を含む方向への誘導指示情報を入力する鉛直方向成分入力部を備え、
- 前記動作検出部は、前記鉛直方向成分入力部によって誘導指示情報が入力されない場合にのみ、前記カプセル型医療装置の鉛直方向の動作を検出した結果をもとに前記第1の磁気勾配を設定することを特徴とする請求項3に記載のカプセル型医療装置用誘導システム。
- [請求項5] 前記カプセル型医療装置の位置を検出する位置検出部をさらに備え、
- 前記第1の設定部は、前記位置検出部による検出結果、および、予め求められた磁界分布情報をもとに前記第1の磁気勾配を設定することを特徴とする請求項1に記載のカプセル型医療装置用誘導システム。
- [請求項6] 前記第1の磁気勾配の勾配調整を指示する指示情報を前記第1の設定部へ入力する第1の調整部をさらに備え、
- 前記第1の設定部は、前記第1の調整部によって入力された指示情報をもとに前記第1の磁気勾配を設定することを特徴とする請求項1に記載のカプセル型医療装置用誘導システム。
- [請求項7] 前記カプセル型医療装置の物理的パラメータは、前記カプセル型医療装置の体積、質量および磁気モーメントを含み、
- 前記液体の物理的パラメータは、前記液体の密度を含むことを特徴とする請求項2に記載のカプセル型医療装置用誘導システム。
- [請求項8] 前記カプセル型医療装置の体積、質量、磁気モーメントおよび前記液体の密度のうち、少なくとも一つに関連する情報を入力する物理的

パラメータ関連情報入力部を備えたことを特徴とする請求項 7 に記載のカプセル型医療装置用誘導システム。

[請求項9] 前記操作入力部に前記カプセル型医療装置の鉛直方向成分を含む方向への誘導指示情報を入力する鉛直方向成分入力部を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型医療装置用誘導システム。

[請求項10] 前記第 2 の磁気勾配の勾配調整を指示する指示情報を前記第 2 の設定部へ入力する第 2 の調整部をさらに備え、

前記第 2 の設定部は、前記第 2 の調整部によって入力された指示情報をもとに前記第 2 の磁気勾配を設定することを特徴とする請求項 6 に記載のカプセル型医療装置用誘導システム。

[請求項11] 前記第 2 の調整部は、前記第 2 の磁気勾配の範囲幅を指示する指示情報を前記第 2 の設定部へ入力し、

前記第 2 の設定部は、前記第 1 の設定部によって設定された第 1 の磁気勾配を中心値とするとともに前記第 2 の調整部から入力された指示情報において指示された範囲幅を有する磁気勾配の範囲を前記第 2 の磁気勾配の設定可能範囲とし、該第 2 の磁気勾配の設定可能範囲に含まれるように前記第 2 の磁気勾配を設定することを特徴とする請求項 10 に記載のカプセル型医療装置用誘導システム。

[請求項12] 前記誘導指示情報は、前記液体の上部境界に前記カプセル型医療装置を配置させることを指示する上部境界配置指示情報と、前記液体の下部境界に前記カプセル型医療装置を配置させることを指示する下部境界配置指示情報とを含み、

前記第 2 の設定部は、前記誘導指示情報として前記上部境界配置指示情報が入力された場合、予め設定された磁気引力発生可能範囲の上限の力で鉛直方向上向きの磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を前記第 2 の磁気勾配として設定し、前記誘導指示情報として前記下部境界配置指示情報が入力された場合、前記磁気引力発生可能範囲の上限の力で鉛直方向下向きの磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を前記

第2の磁気勾配として設定することを特徴とする請求項1に記載のカプセル型医療装置用誘導システム。

[請求項13]

磁界応答部を有し被検体内の液体に導入されるカプセル型医療装置を誘導するカプセル型医療装置の誘導方法において、

前記カプセル型医療装置の浮力、前記カプセル型医療装置の重力および鉛直方向の磁気引力の前記液体中における合力がほぼ0となる前記鉛直方向の磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を、第1の磁気勾配として設定する第1の設定ステップと、

前記カプセル型医療装置を磁気で誘導するための誘導指示情報が入力される操作入カステップと、

前記操作入カステップにおいて入力された誘導指示情報に対応する磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を求め、第2の磁気勾配として設定する第2の設定ステップと、

前記操作入カステップにおいて誘導指示情報が入力されない場合には前記第1の設定ステップによって設定された前記第1の磁気勾配を有する磁界を印加するように磁界発生部を制御し、前記操作入カステップによって誘導指示情報が入力された場合には前記第1の設定ステップにおいて設定された前記第1の磁気勾配に前記第2の設定ステップにおいて設定された前記第2の磁気勾配を加えた磁気勾配を有する磁界を印加するように前記磁界発生部を制御する制御ステップと、

を含むことを特徴とするカプセル型医療装置の誘導方法。

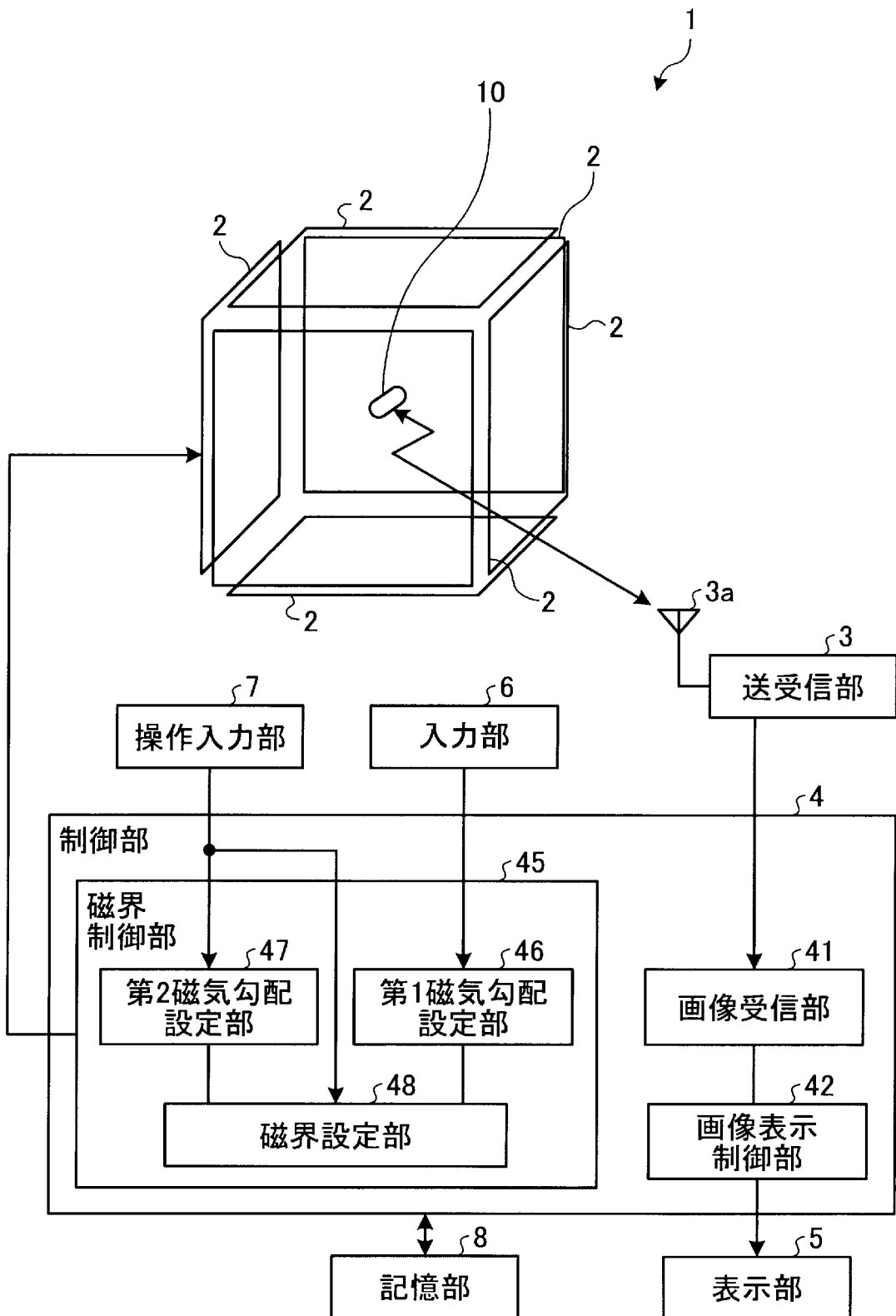
[請求項14]

前記磁気勾配を第1の磁気勾配として設定する第1の設定ステップは、

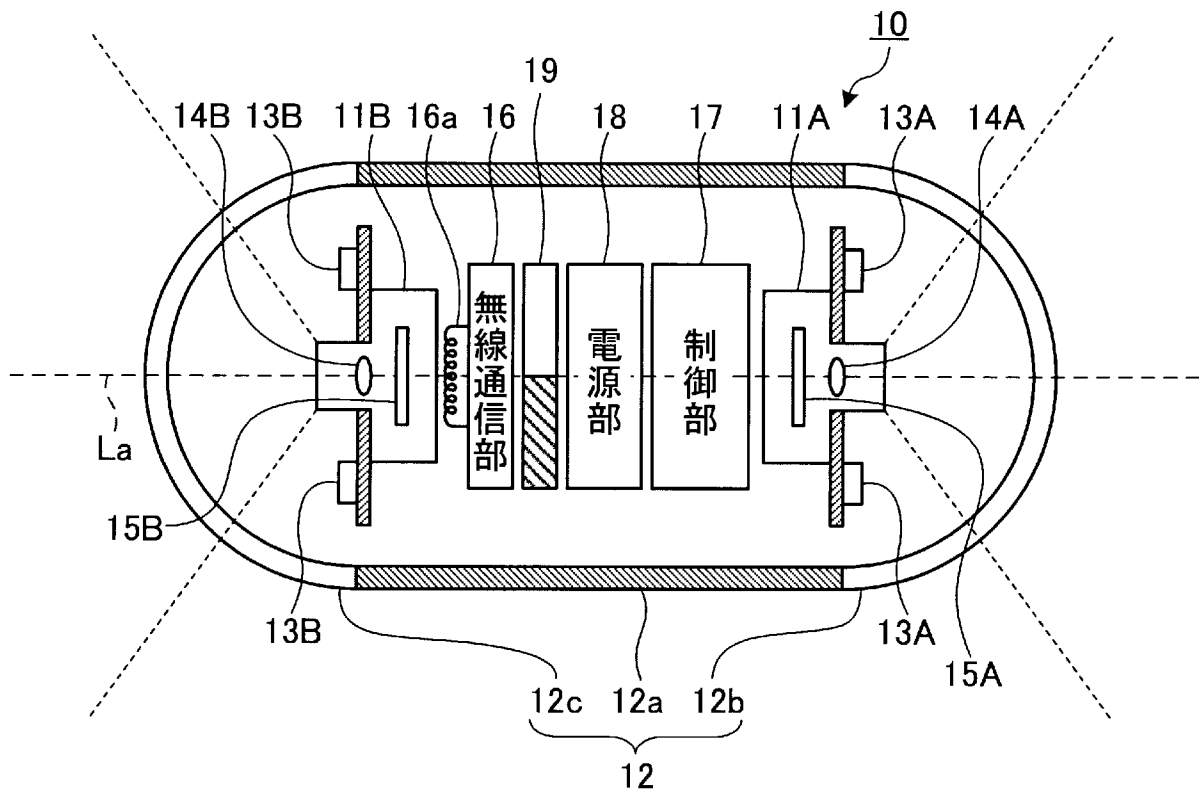
前記カプセル型医療装置の浮力、前記カプセル型医療装置の重力および鉛直方向の磁気引力の前記液体中における合力がほぼ0となる前記鉛直方向の磁気引力を発生させる磁界の磁気勾配を、前記カプセル型医療装置の物理的パラメータと前記液体の物理的パラメータとをもとに求めることを特徴とする請求項13に記載のカプセル型医療装置

の誘導方法。

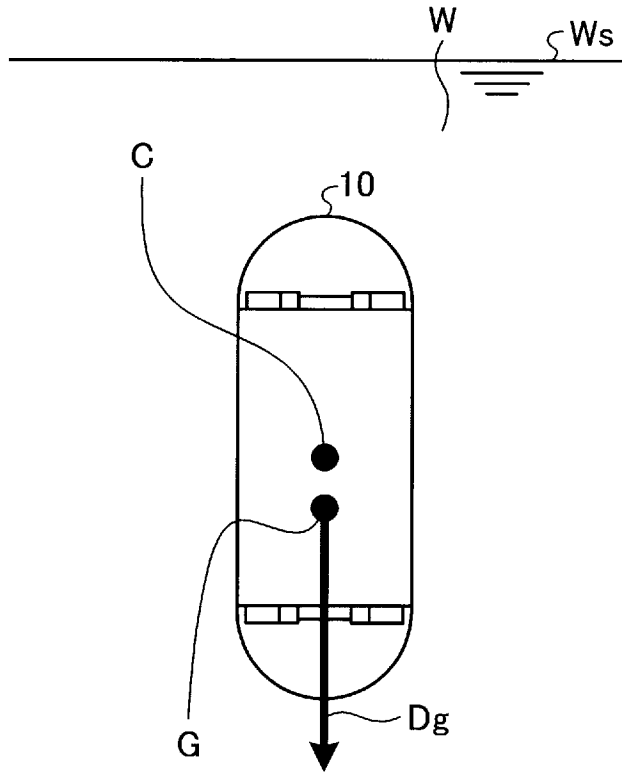
[図1]



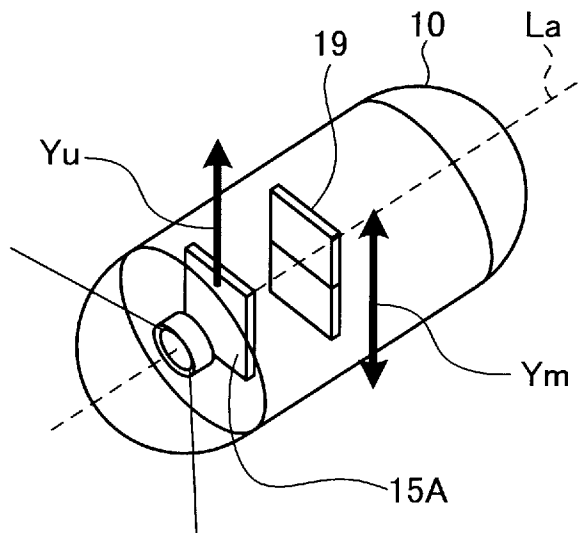
[図2]



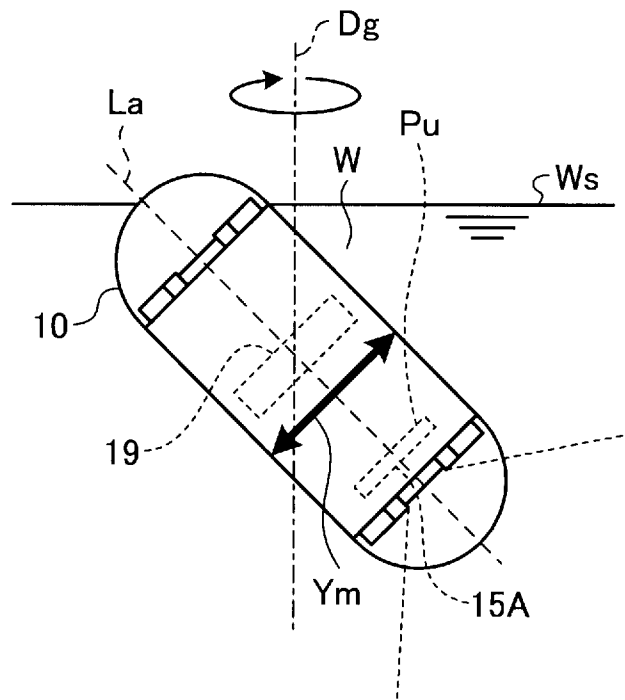
[図3]



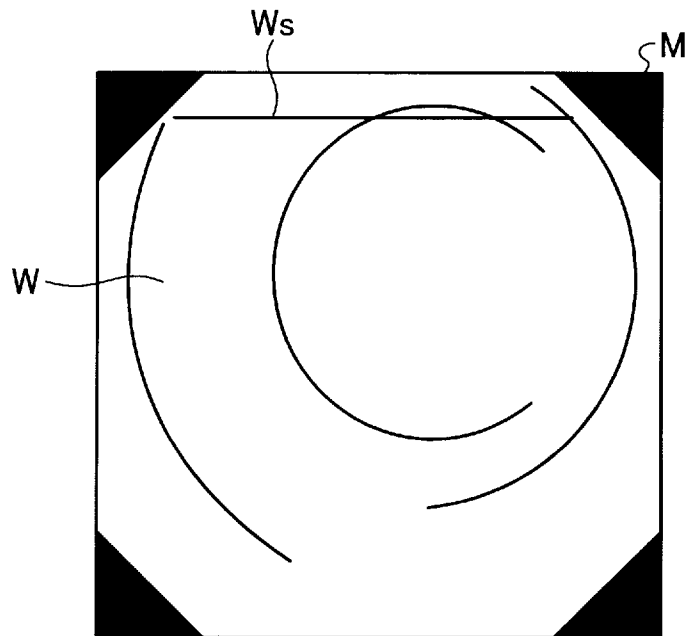
[図4]



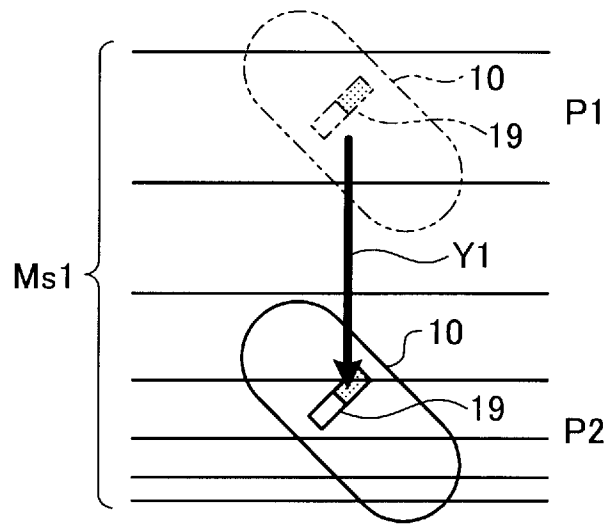
[図5]



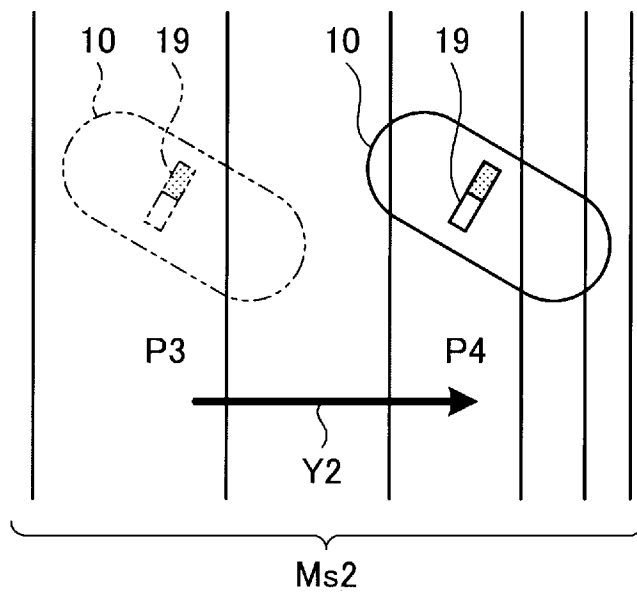
[図6]



[図7]

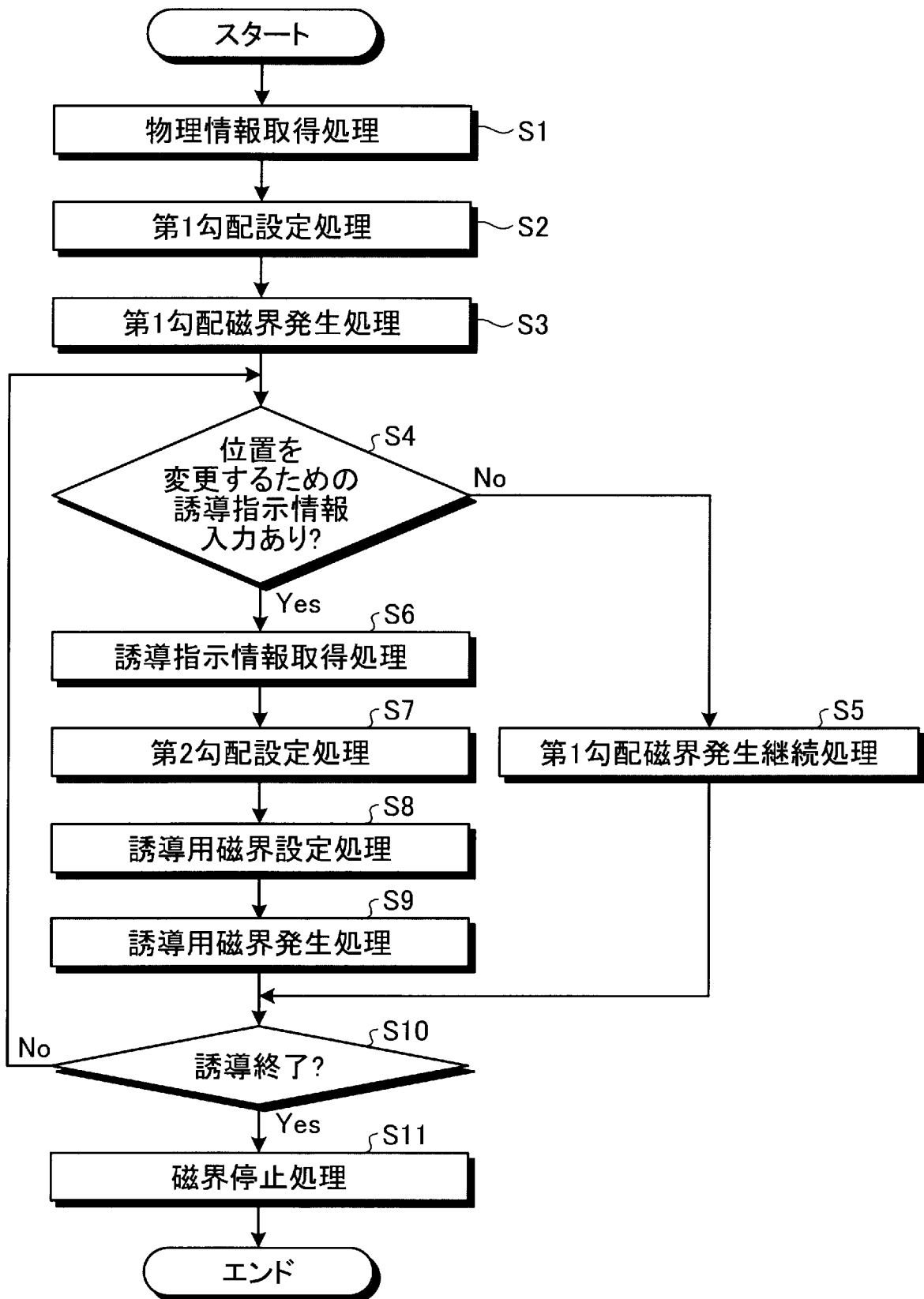


(1)

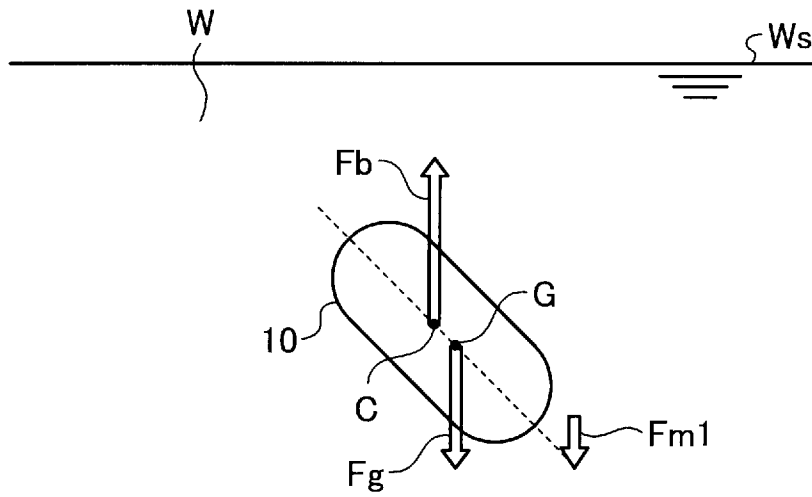


(2)

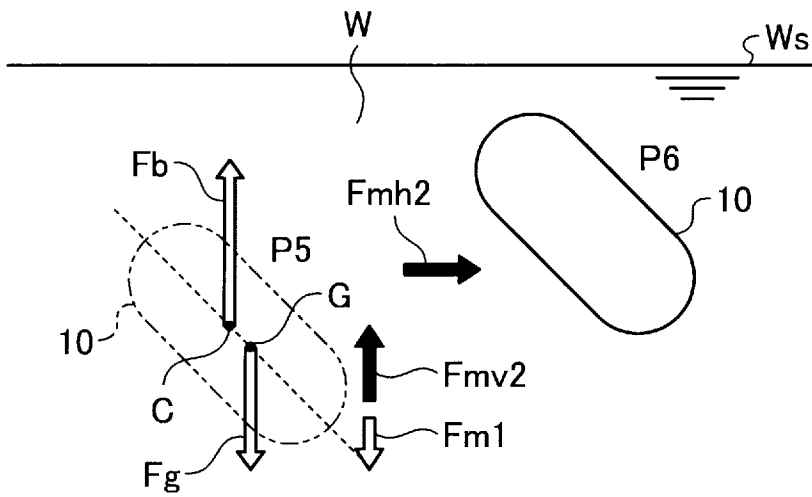
[図8]



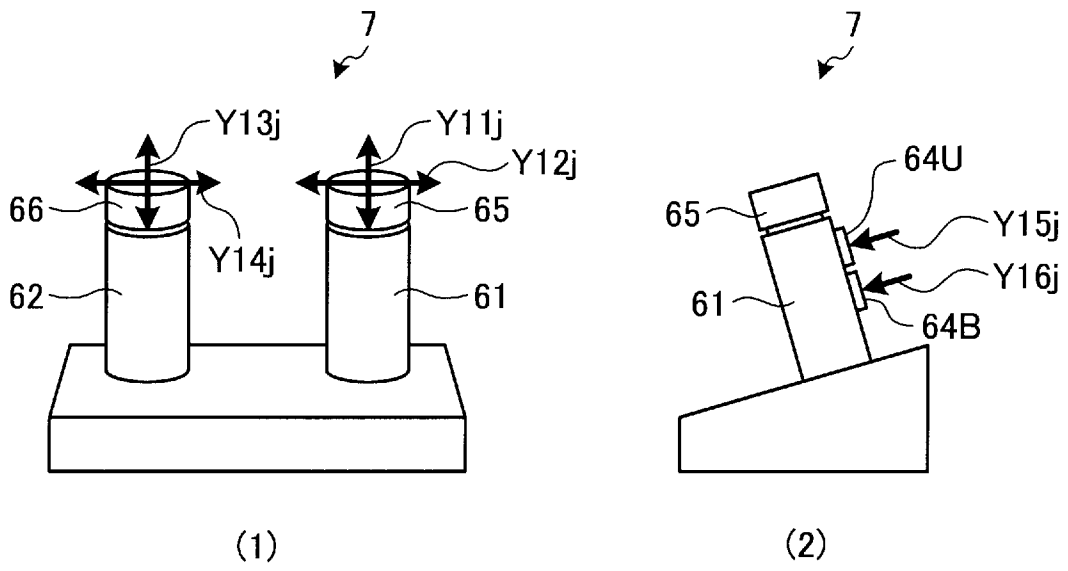
[図9]



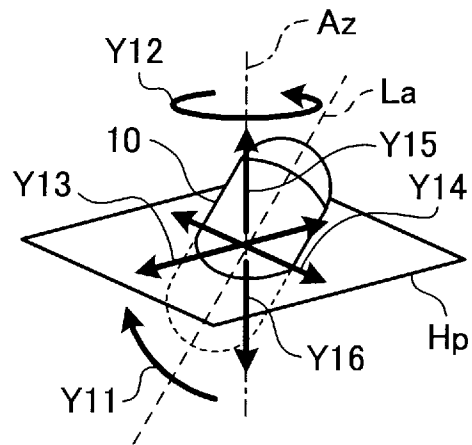
[図10]



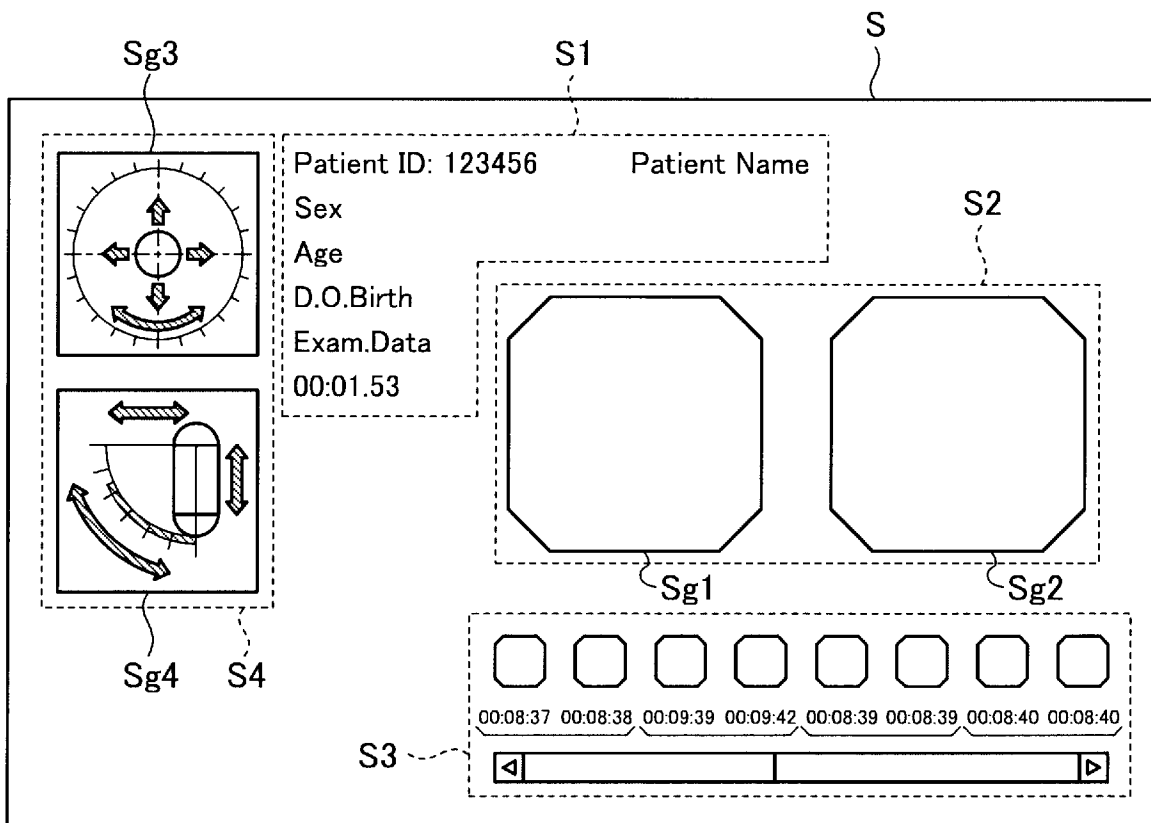
[図11]



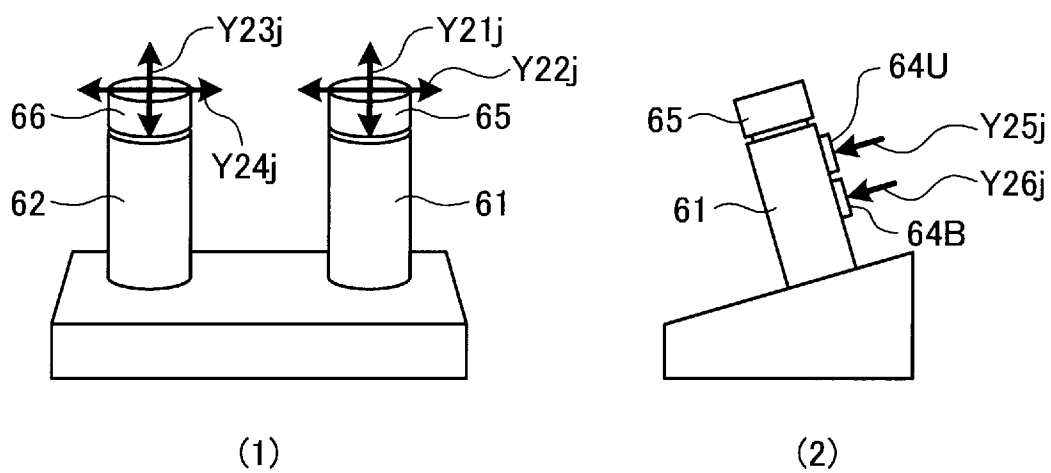
[図12]



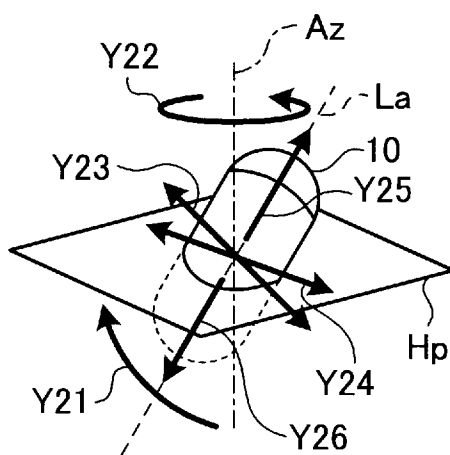
[図13]



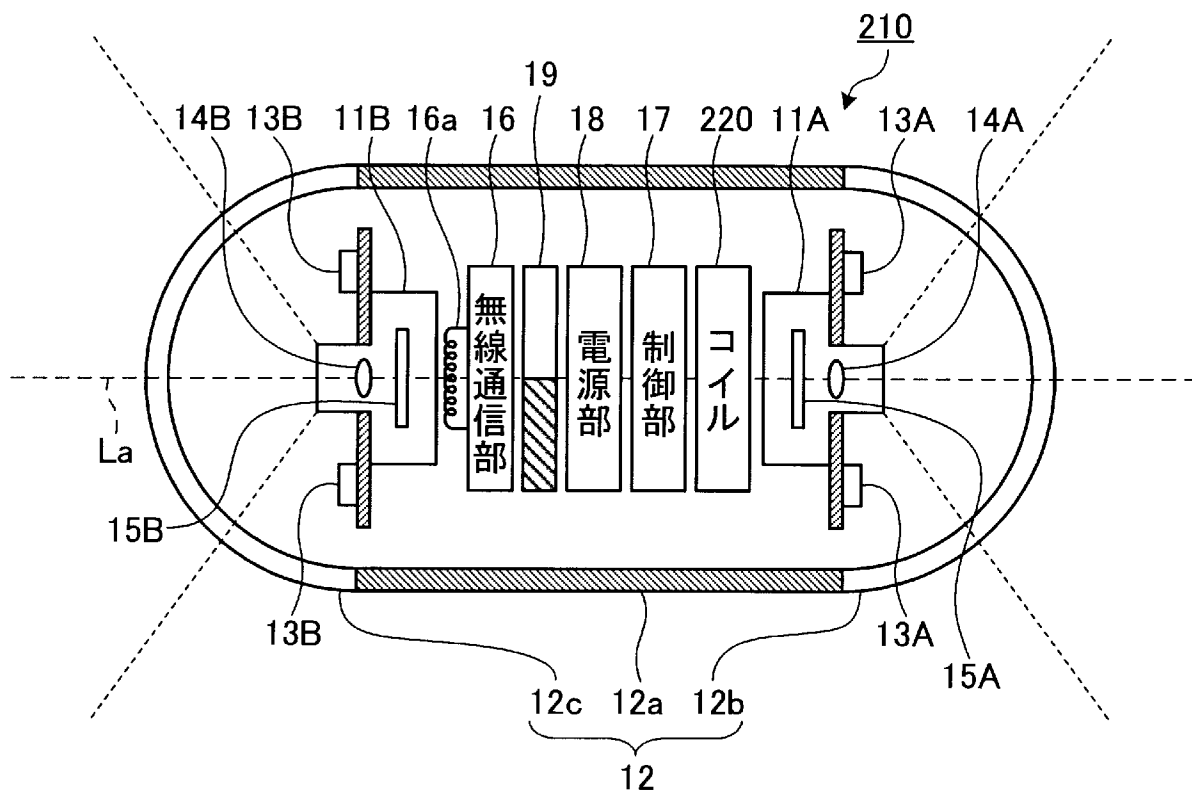
[図14]



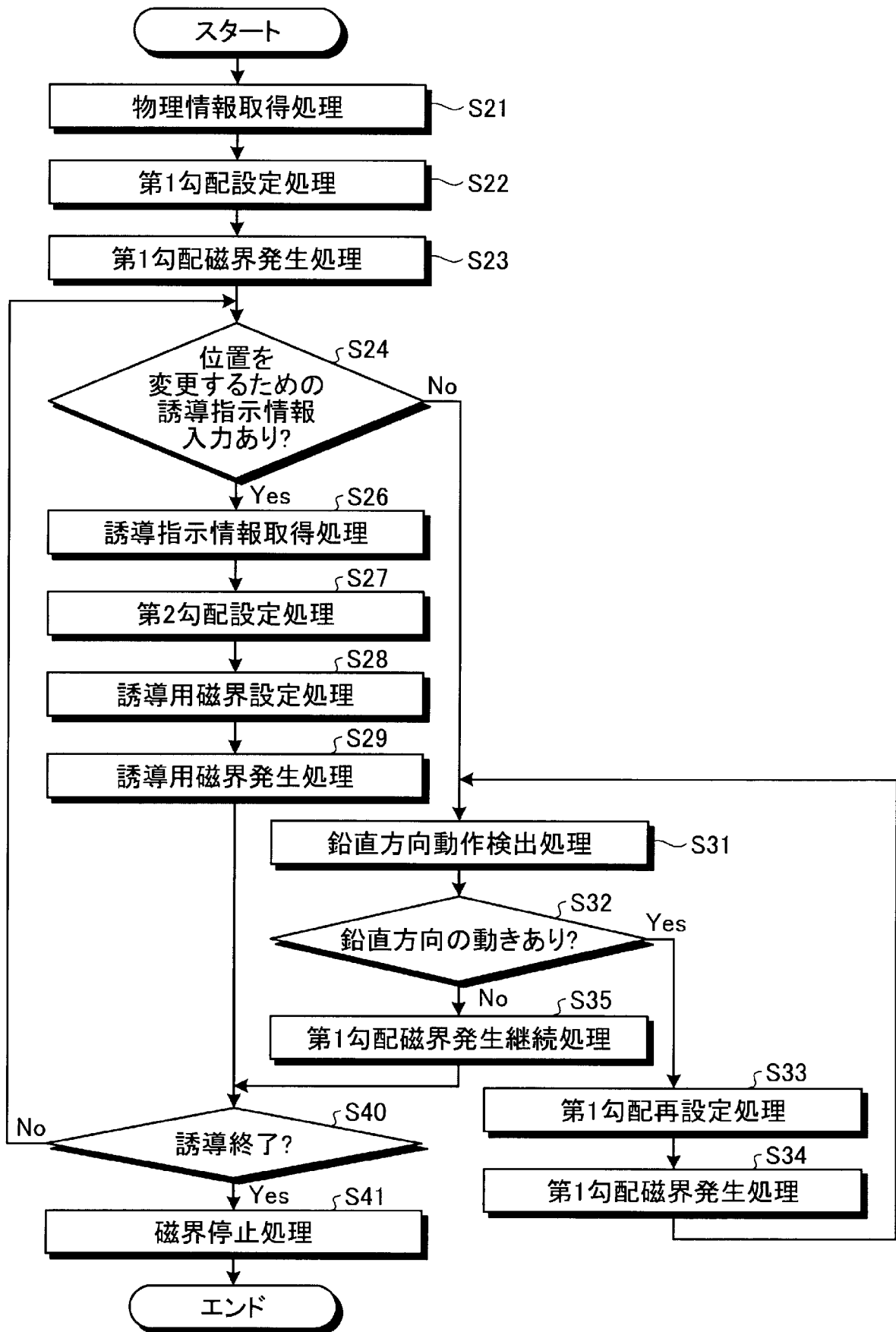
[図15]



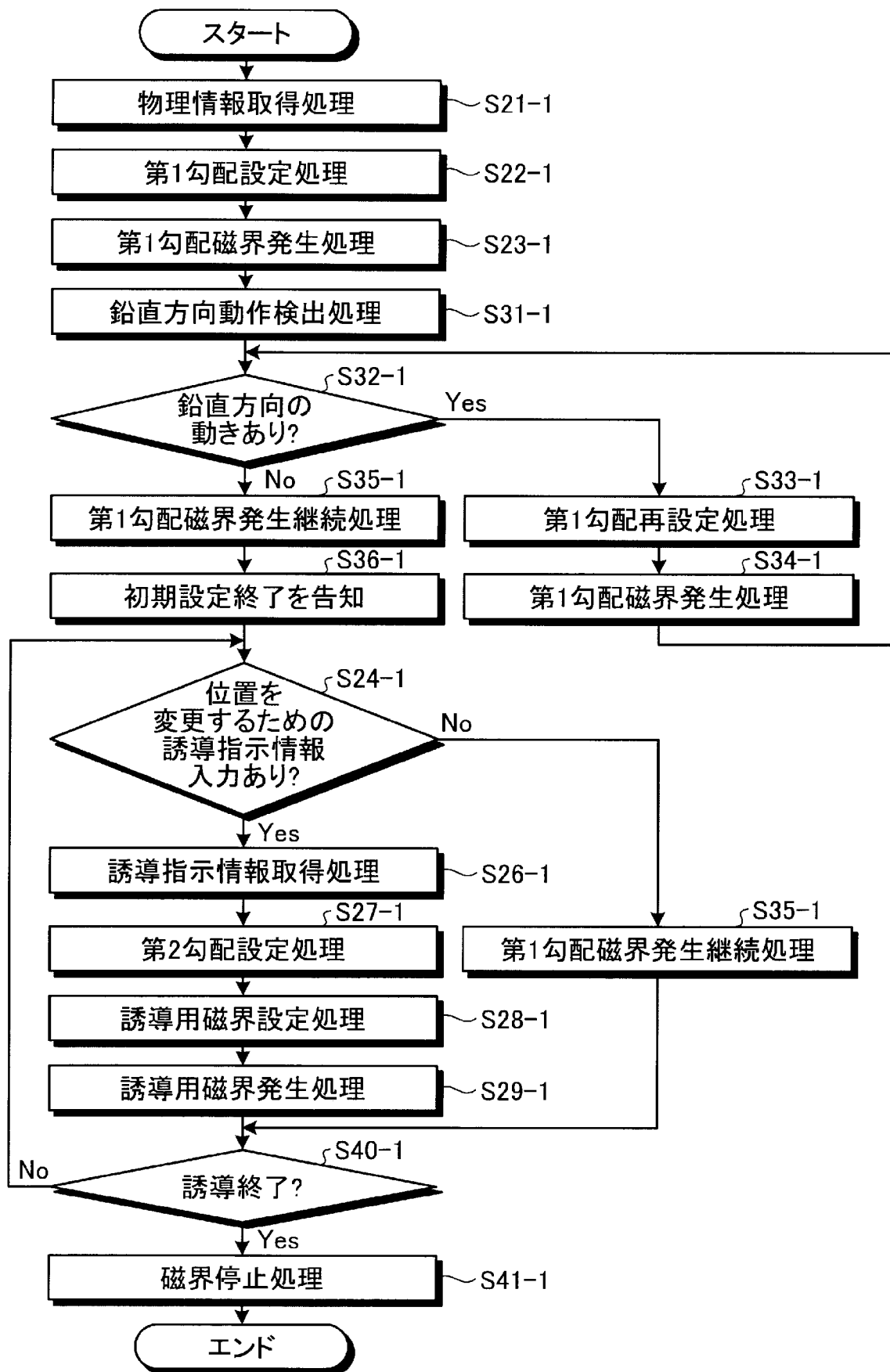
[図17]



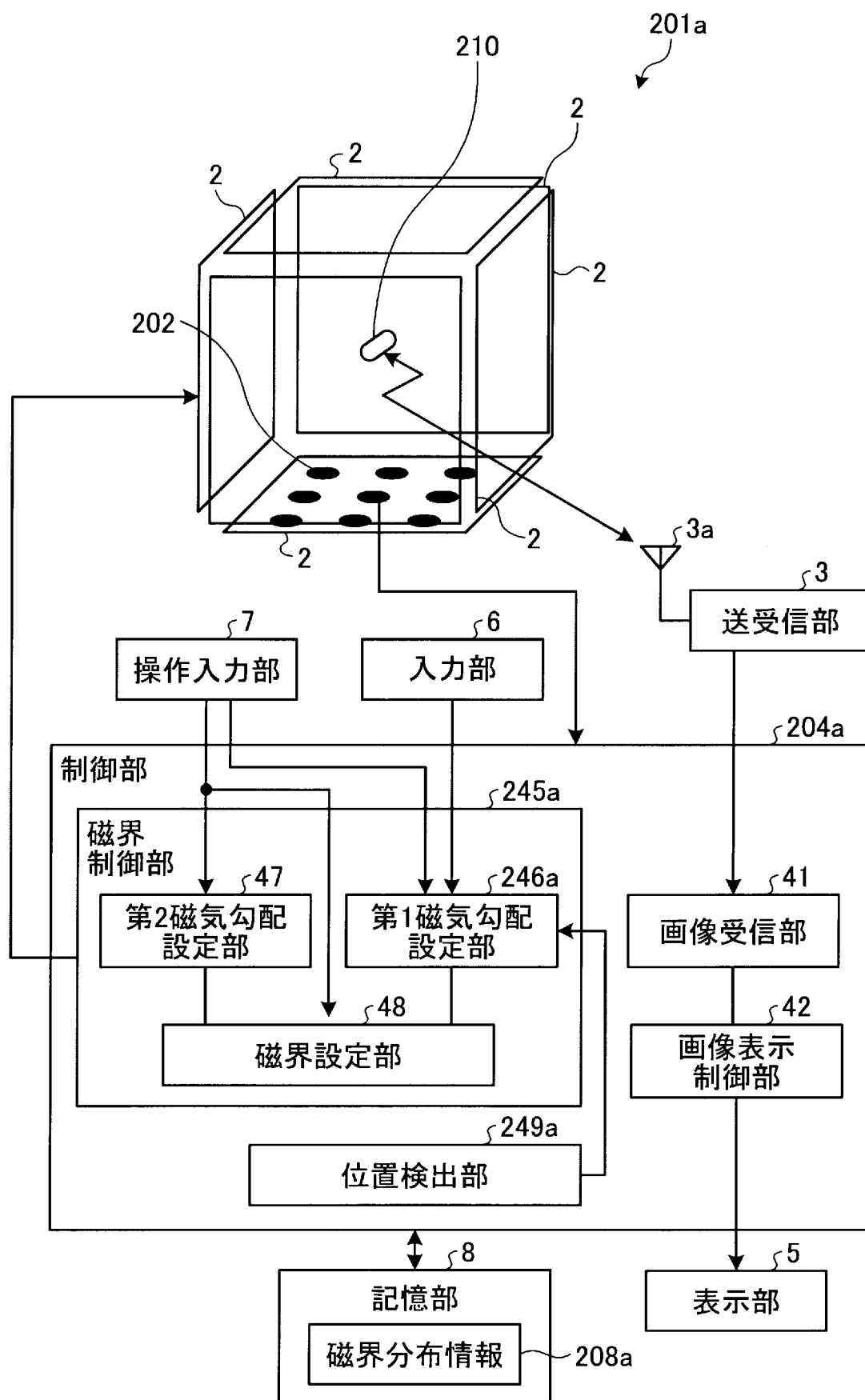
[図18]



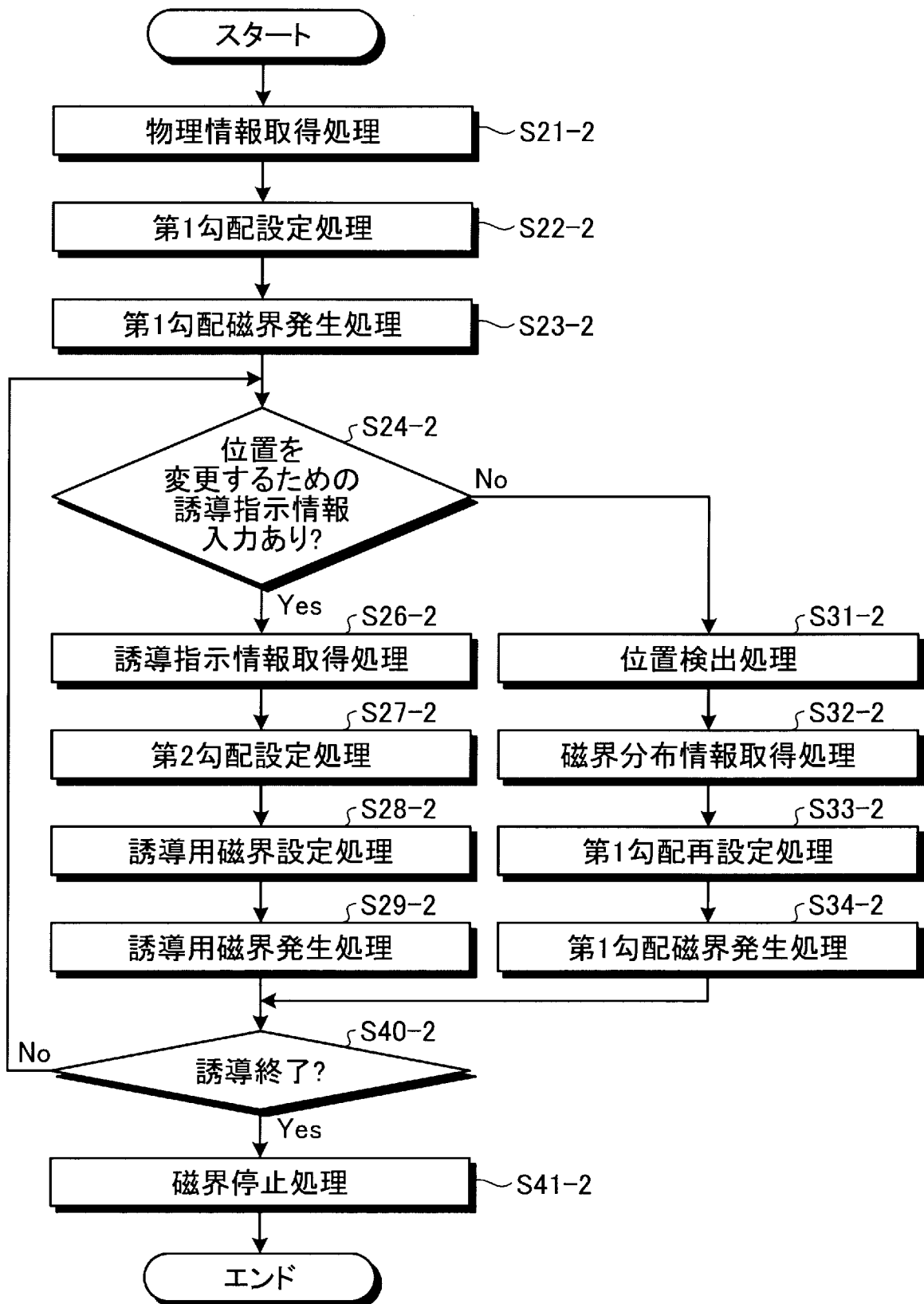
[図19]



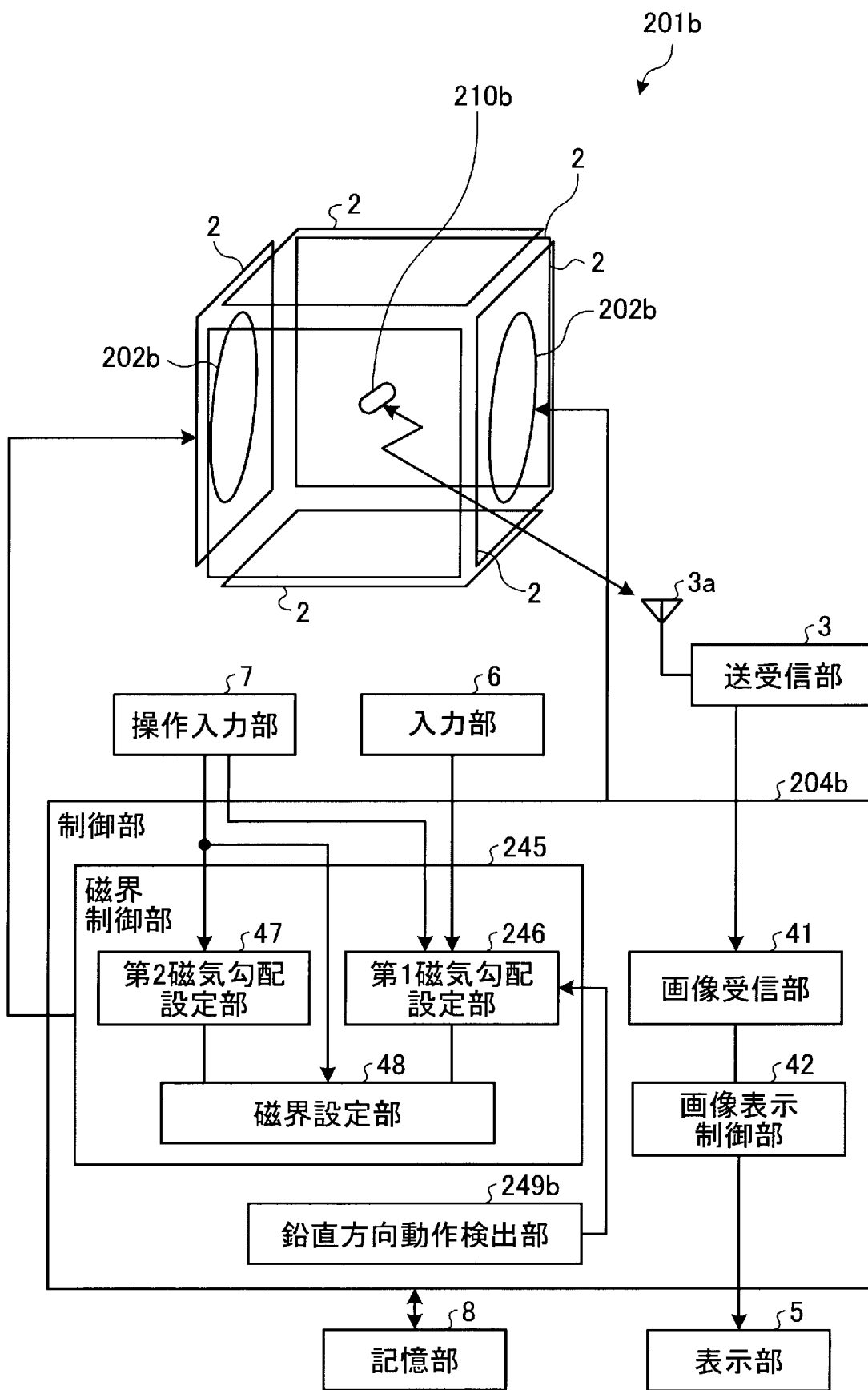
[図20]



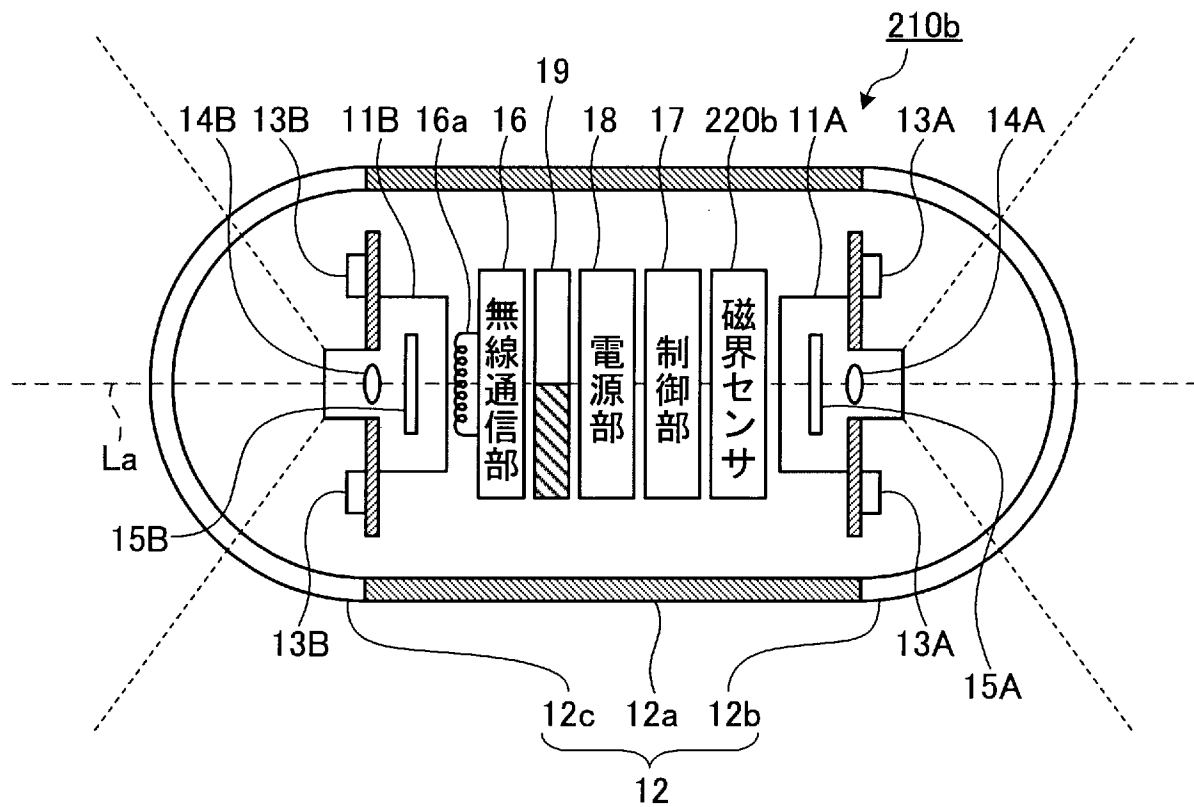
[図21]



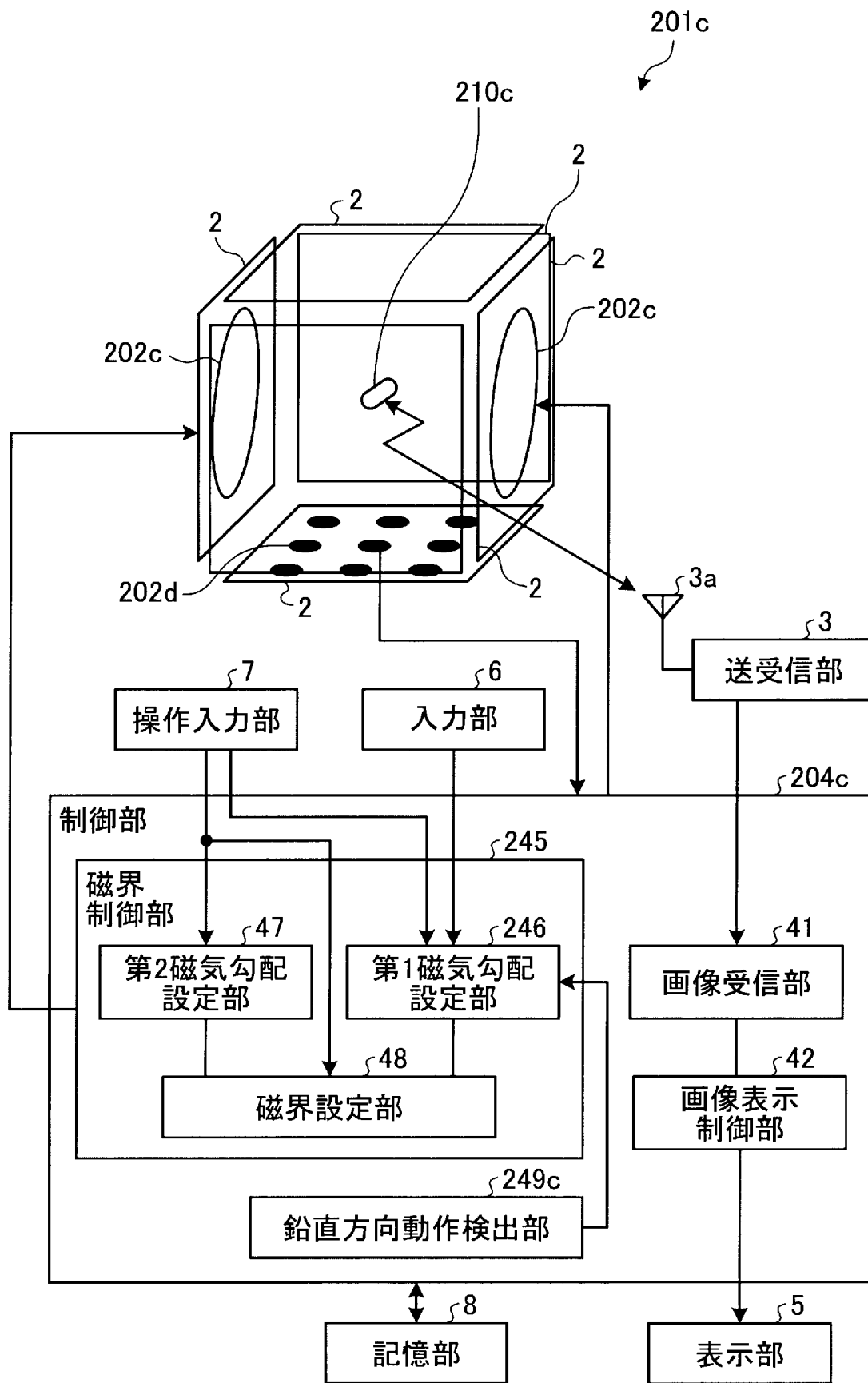
[図22]



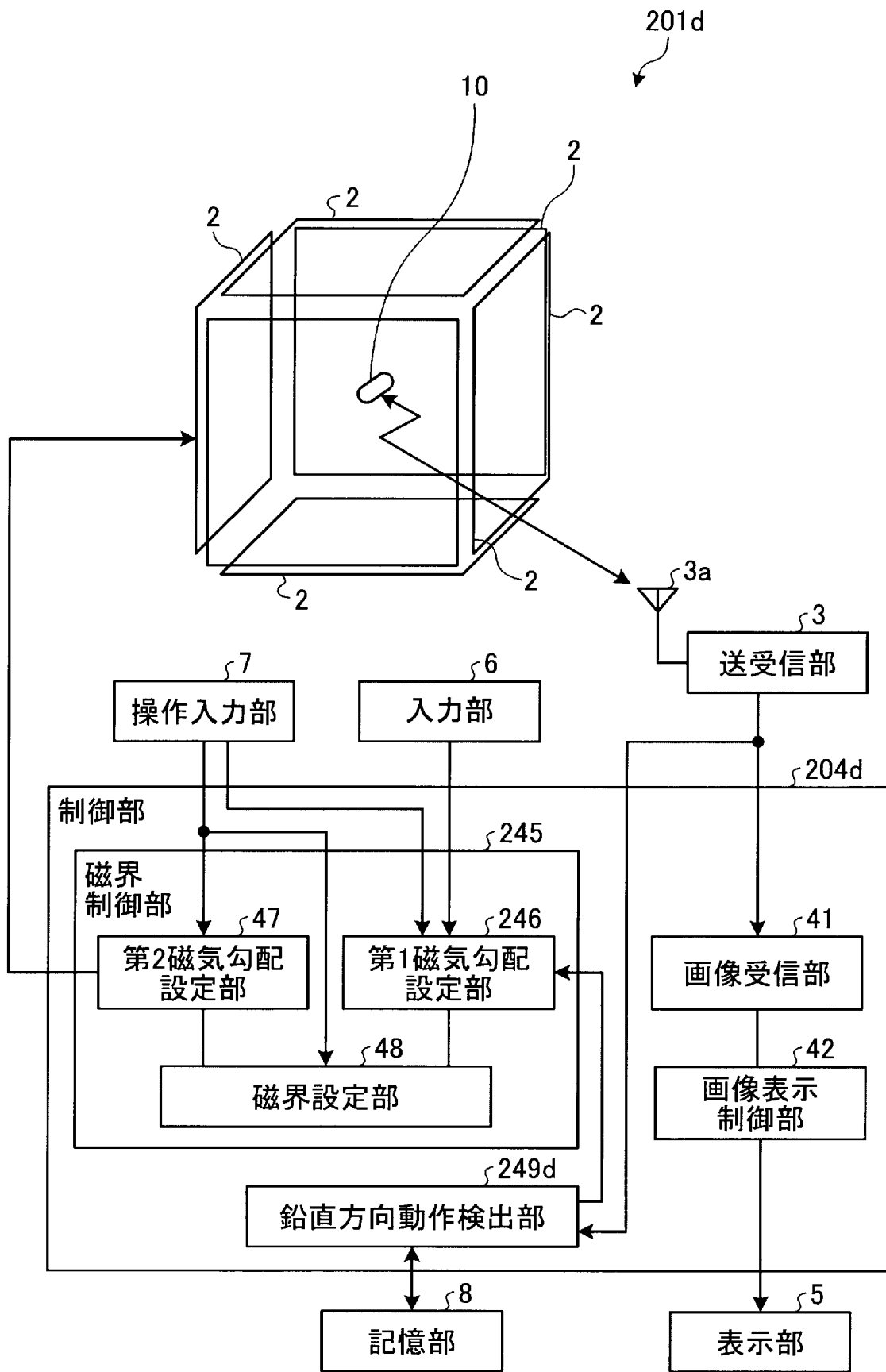
[図23]



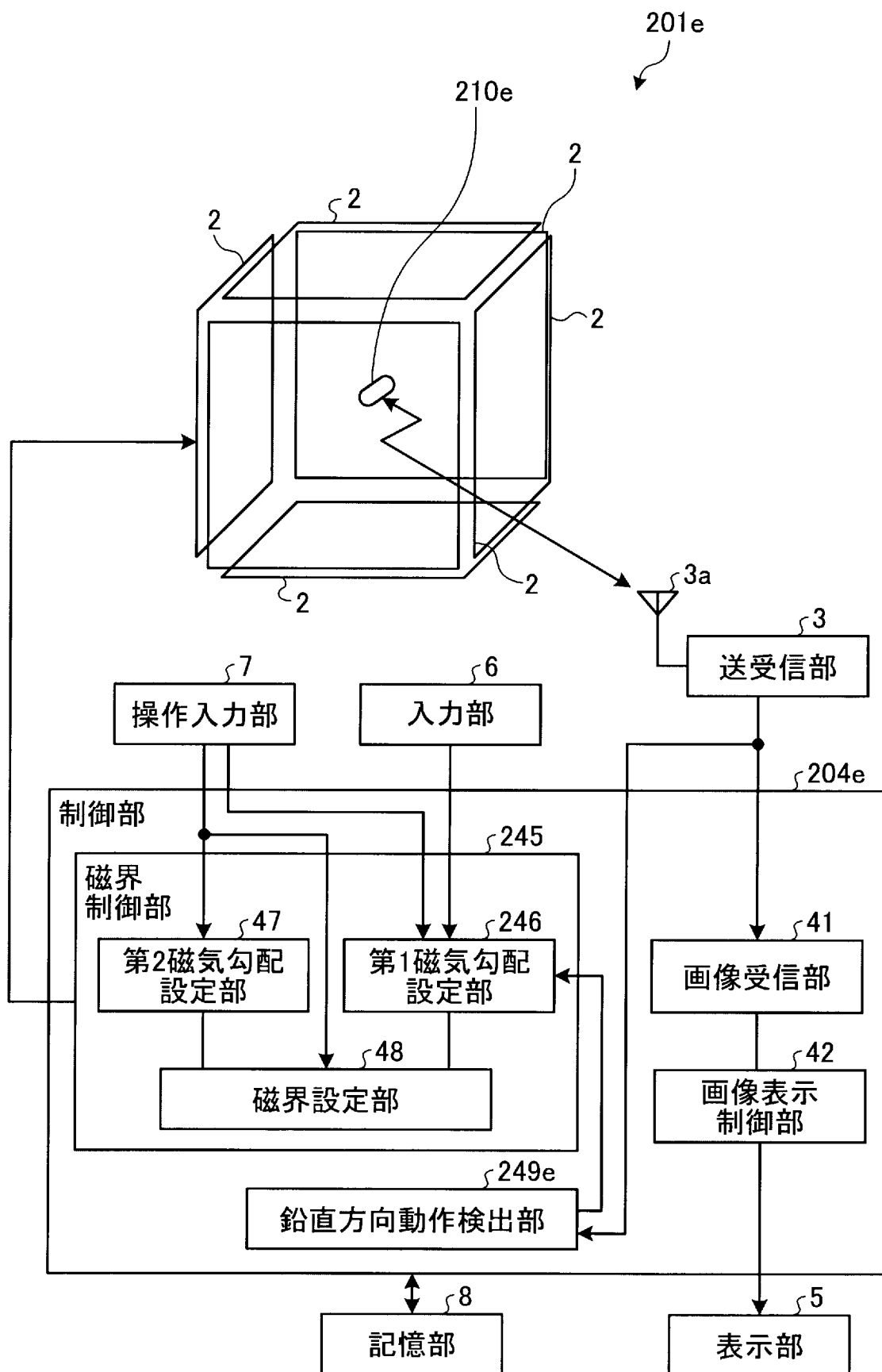
[図24]



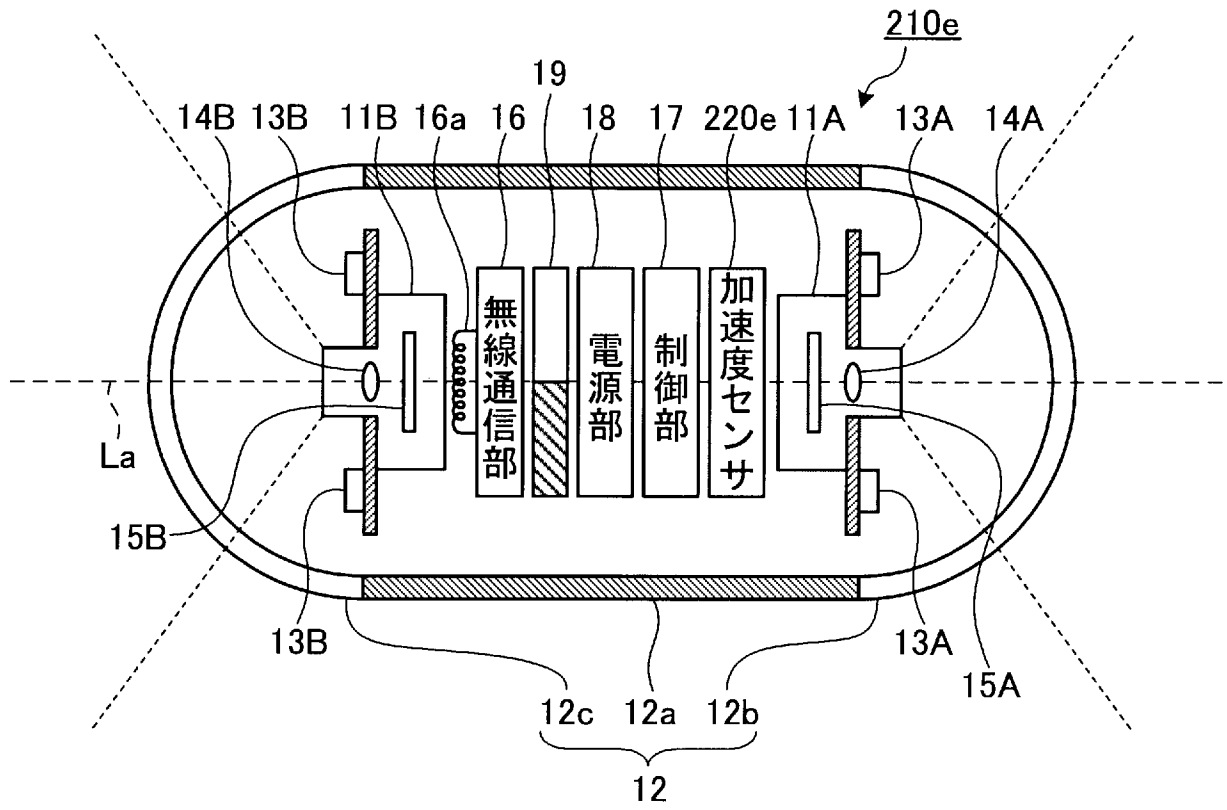
[図26]



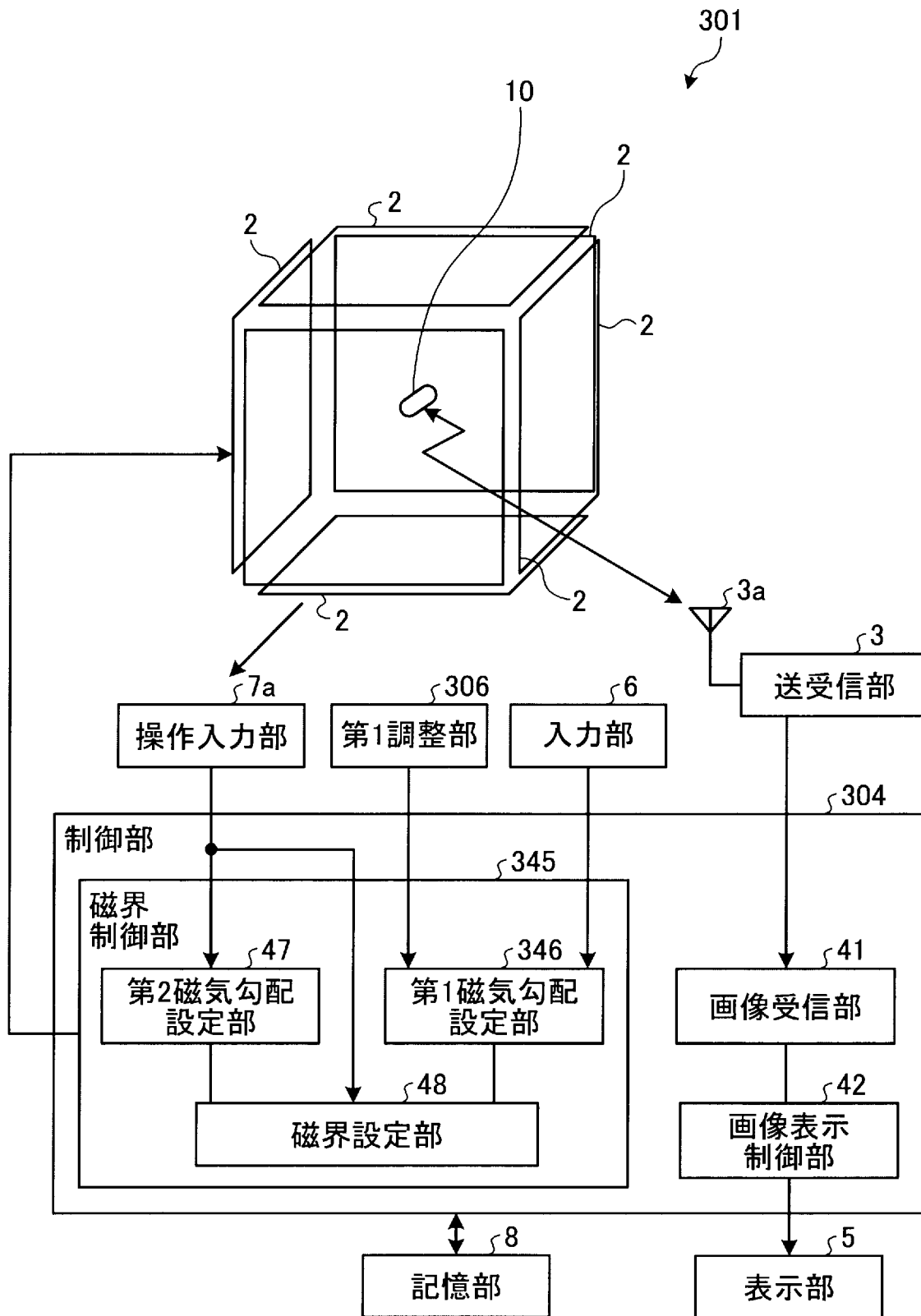
[図27]



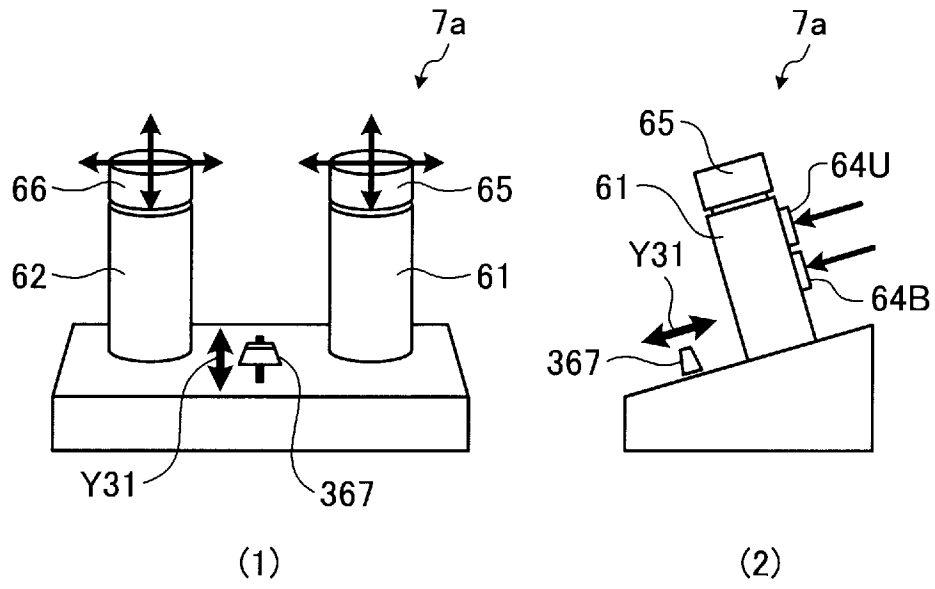
[図28]



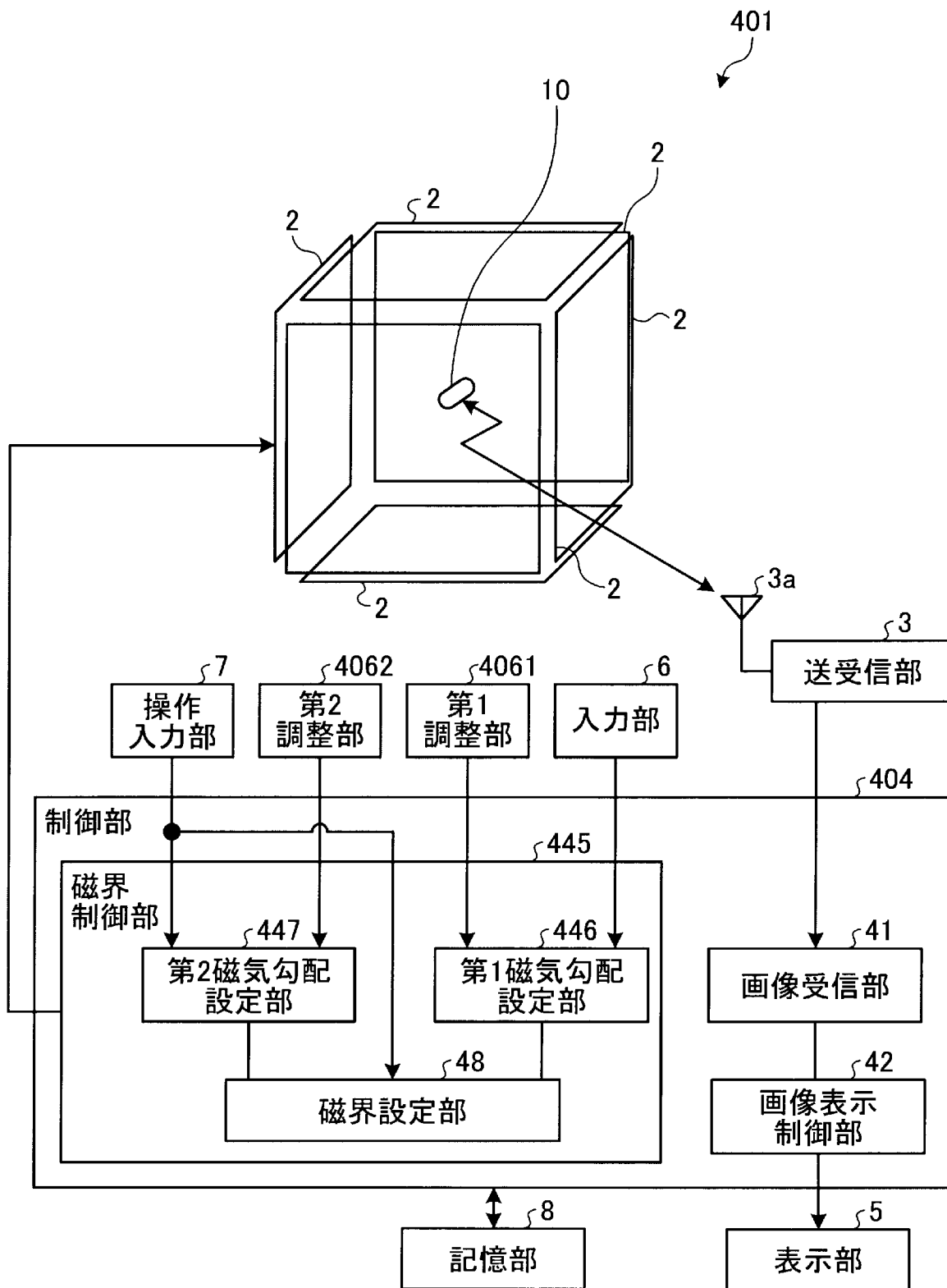
[図29]



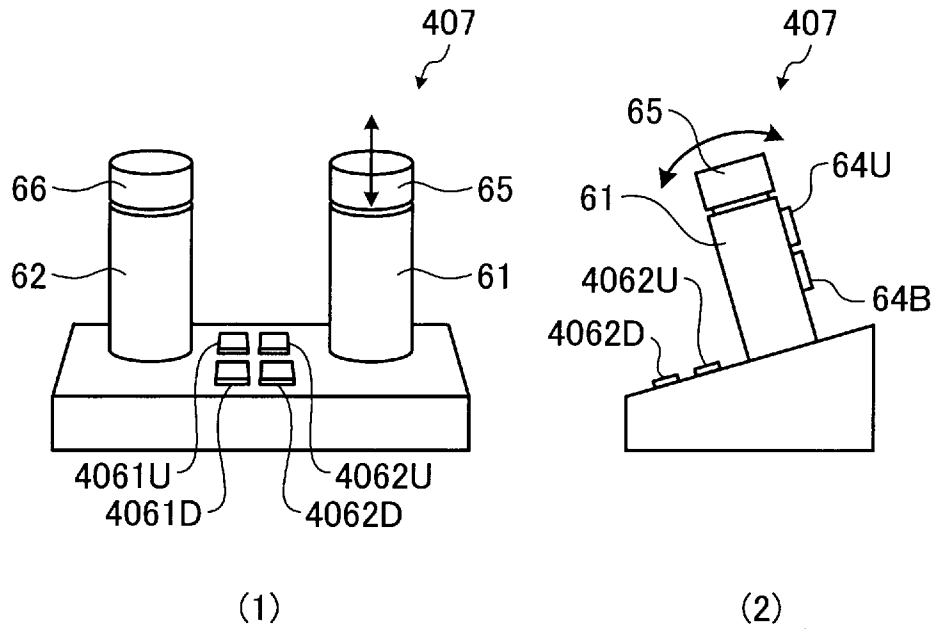
[図30]



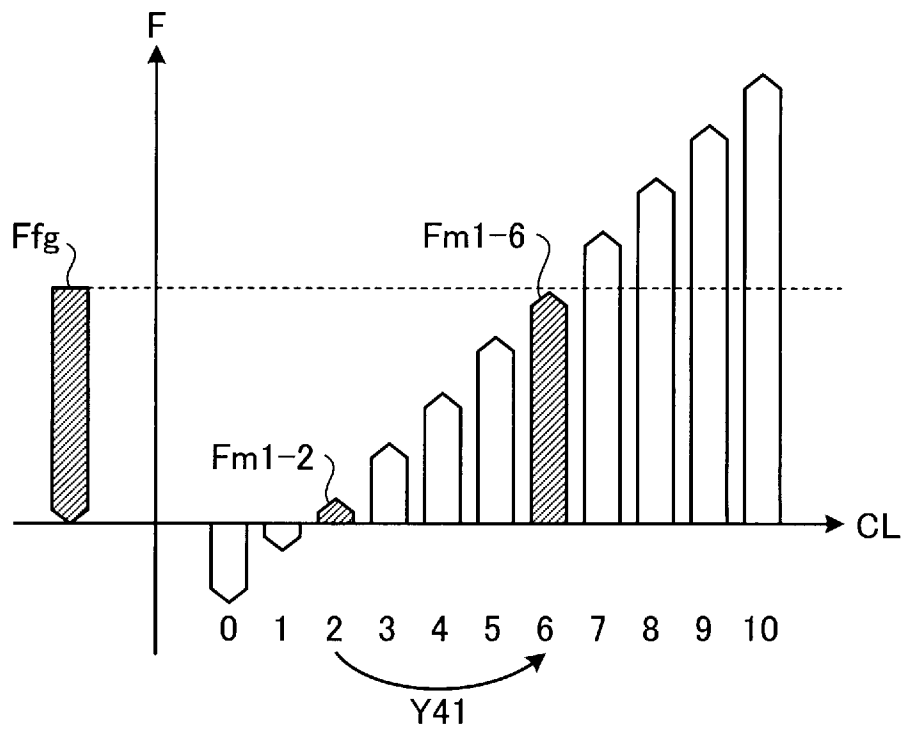
[図31]



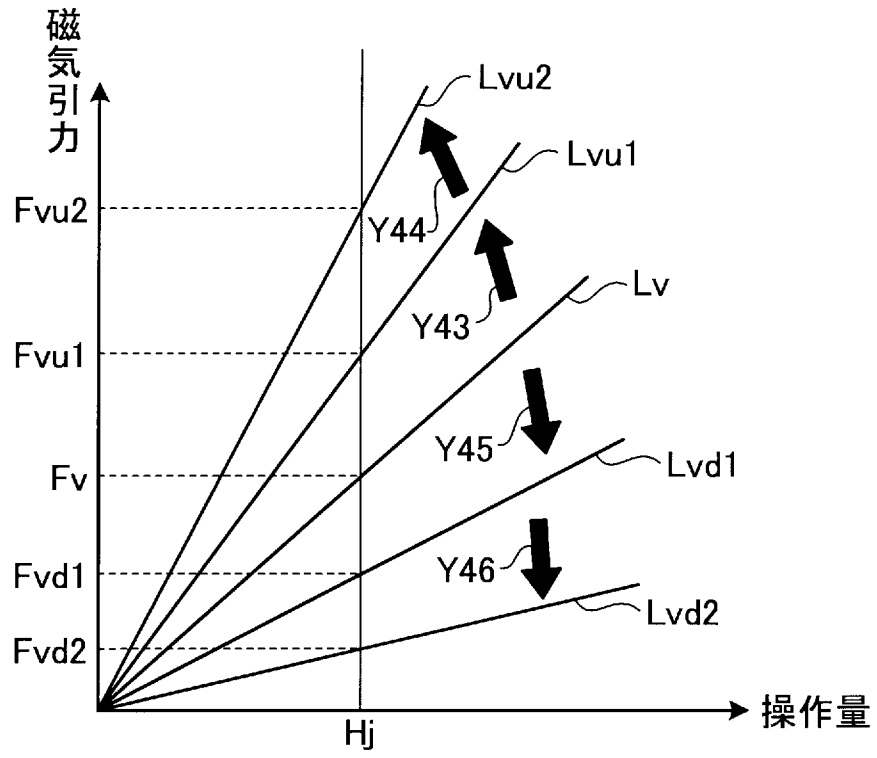
[図32]



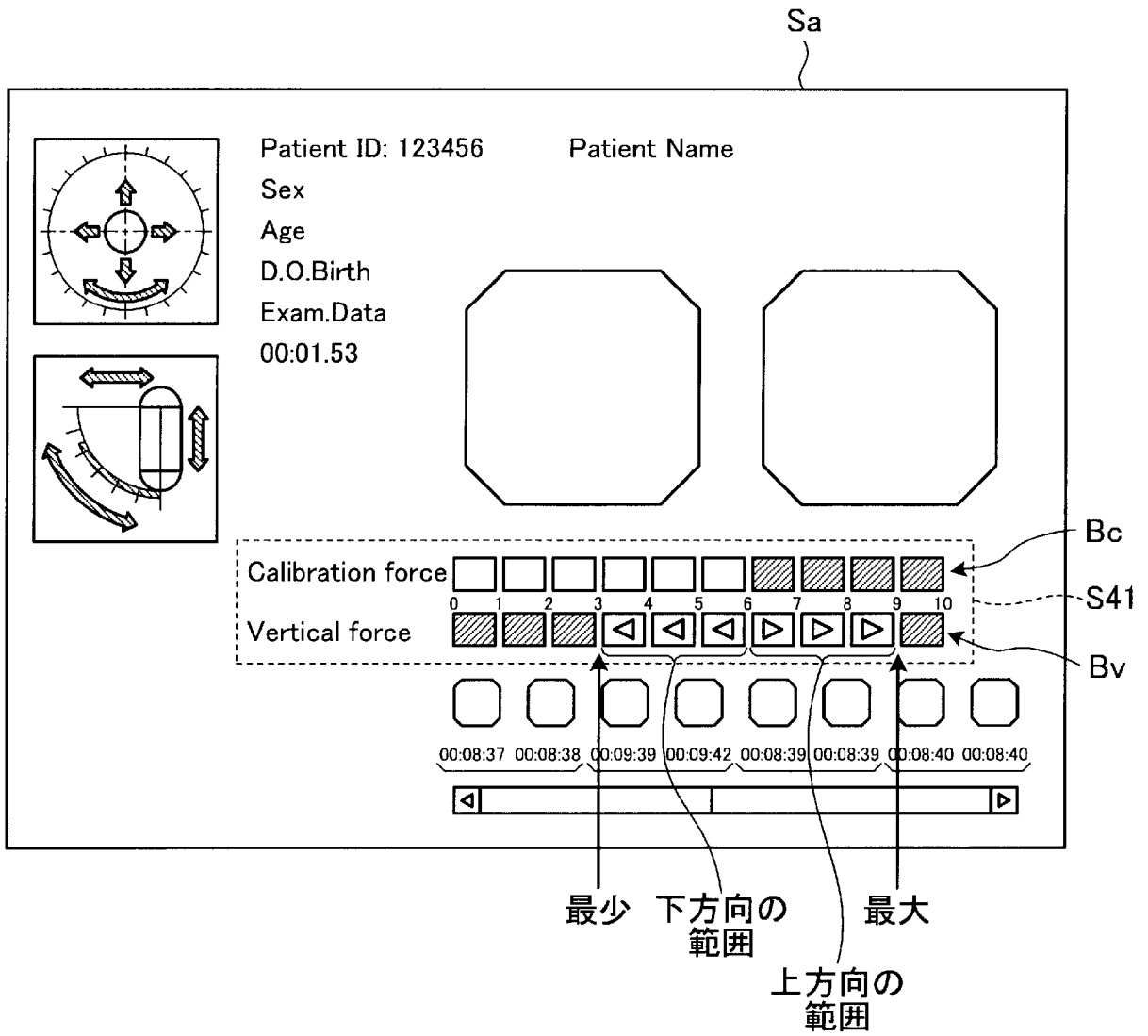
[図33]



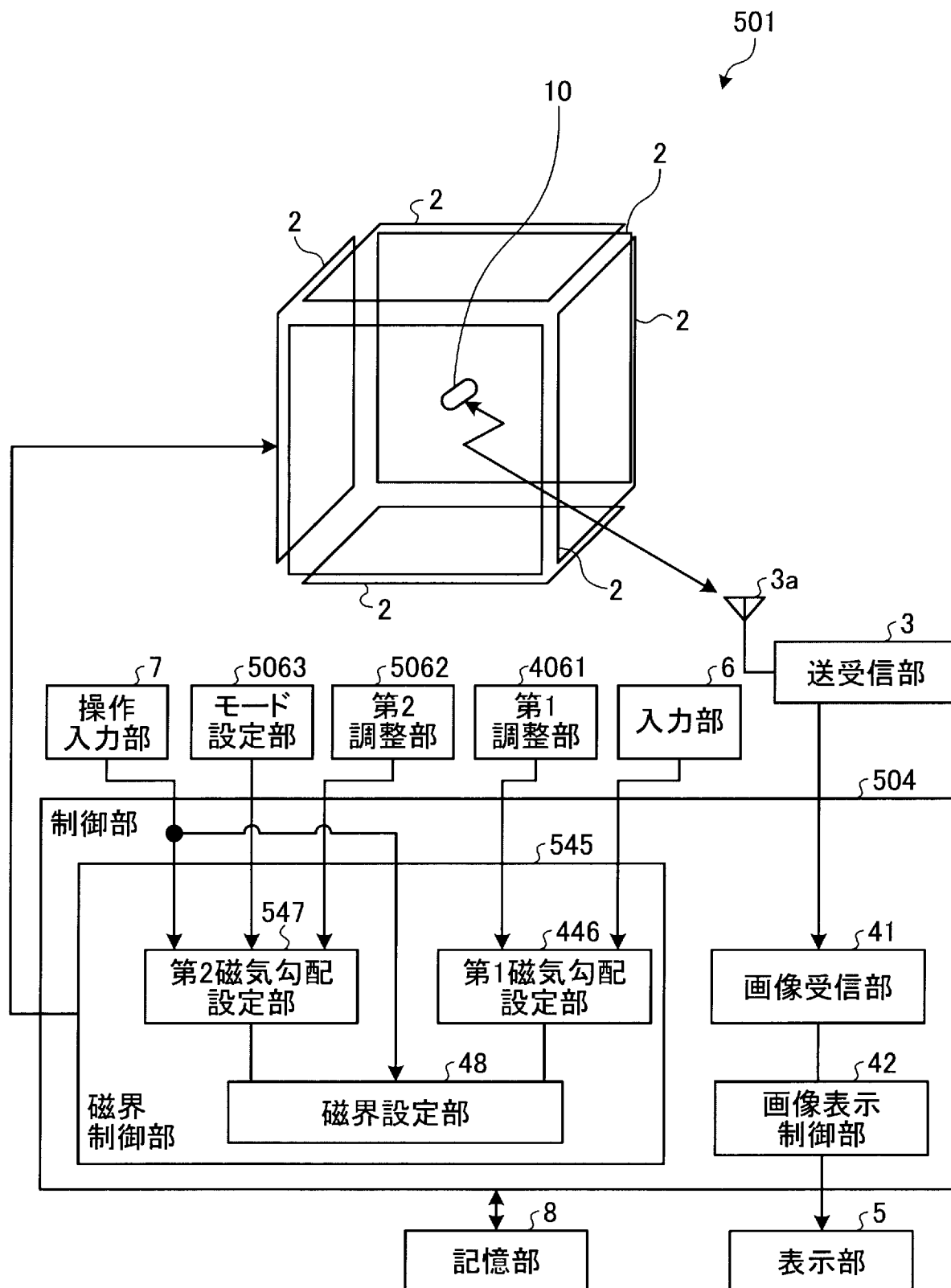
[図34]



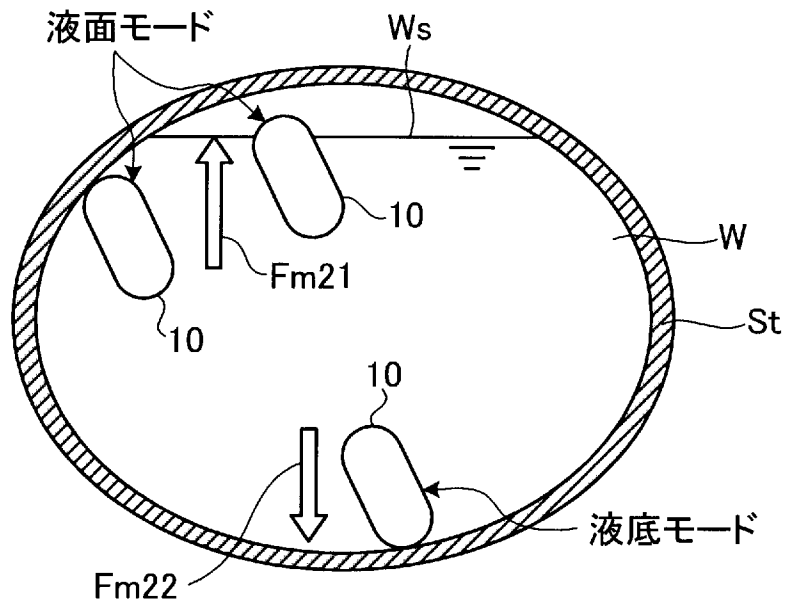
[図35]



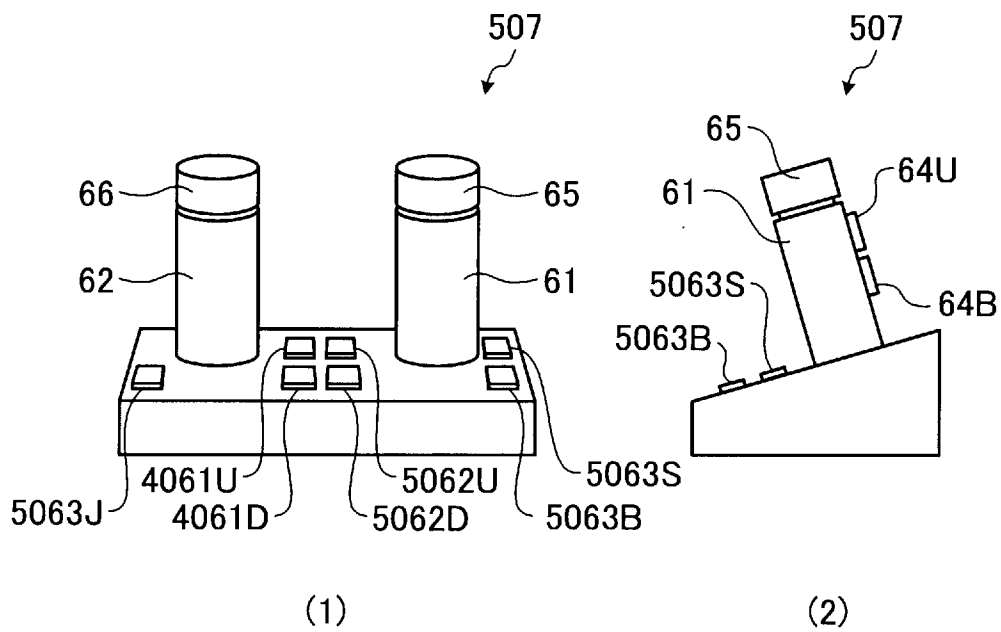
[図36]



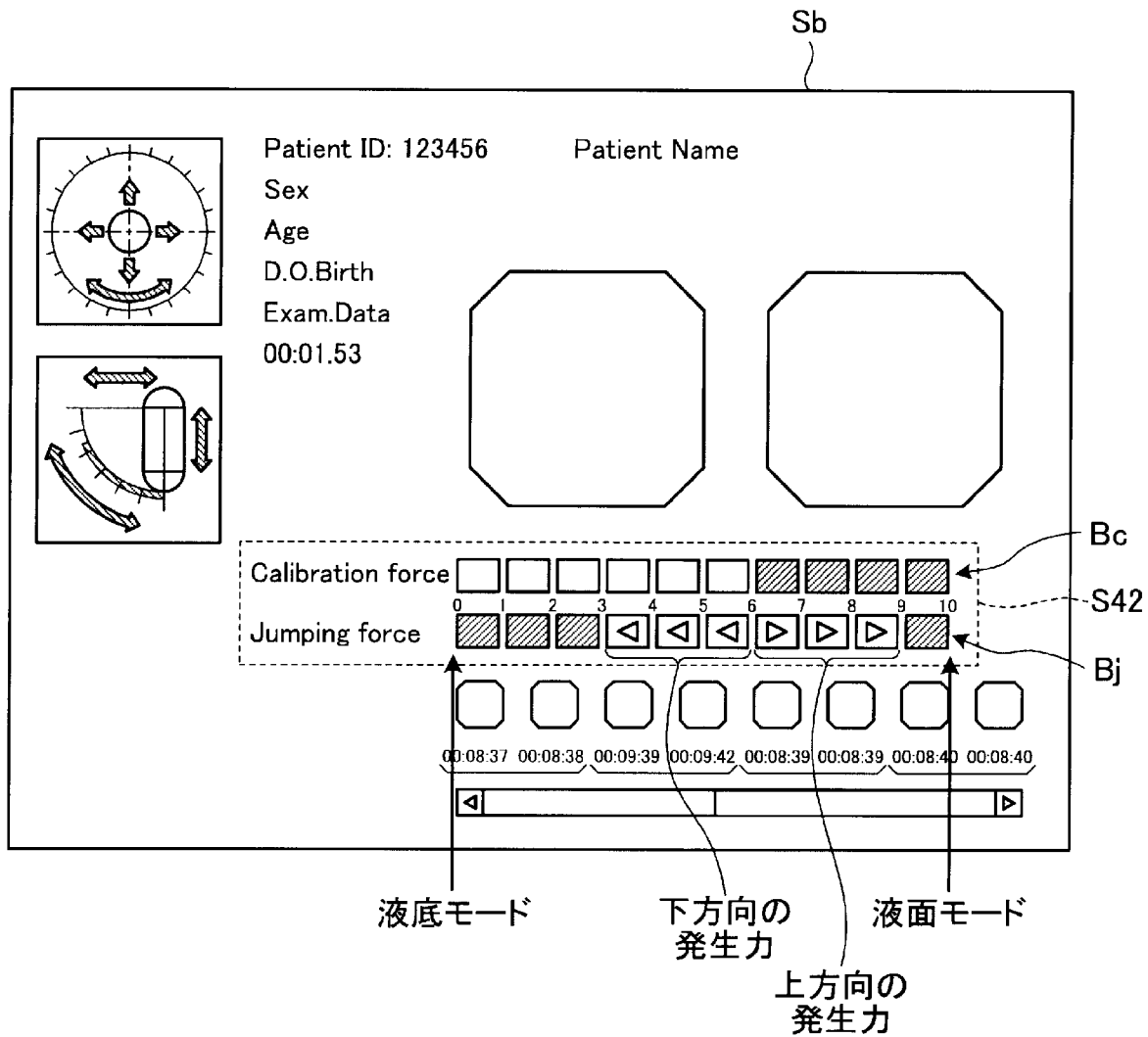
[図37]



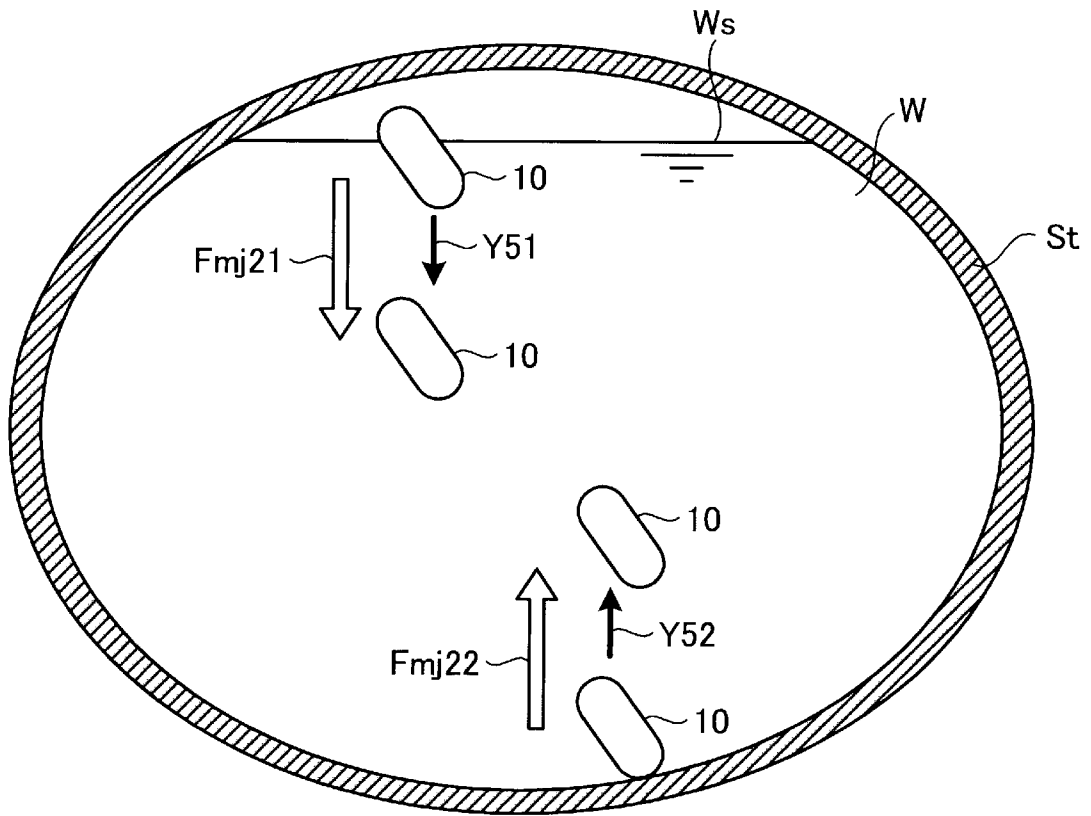
[図38]



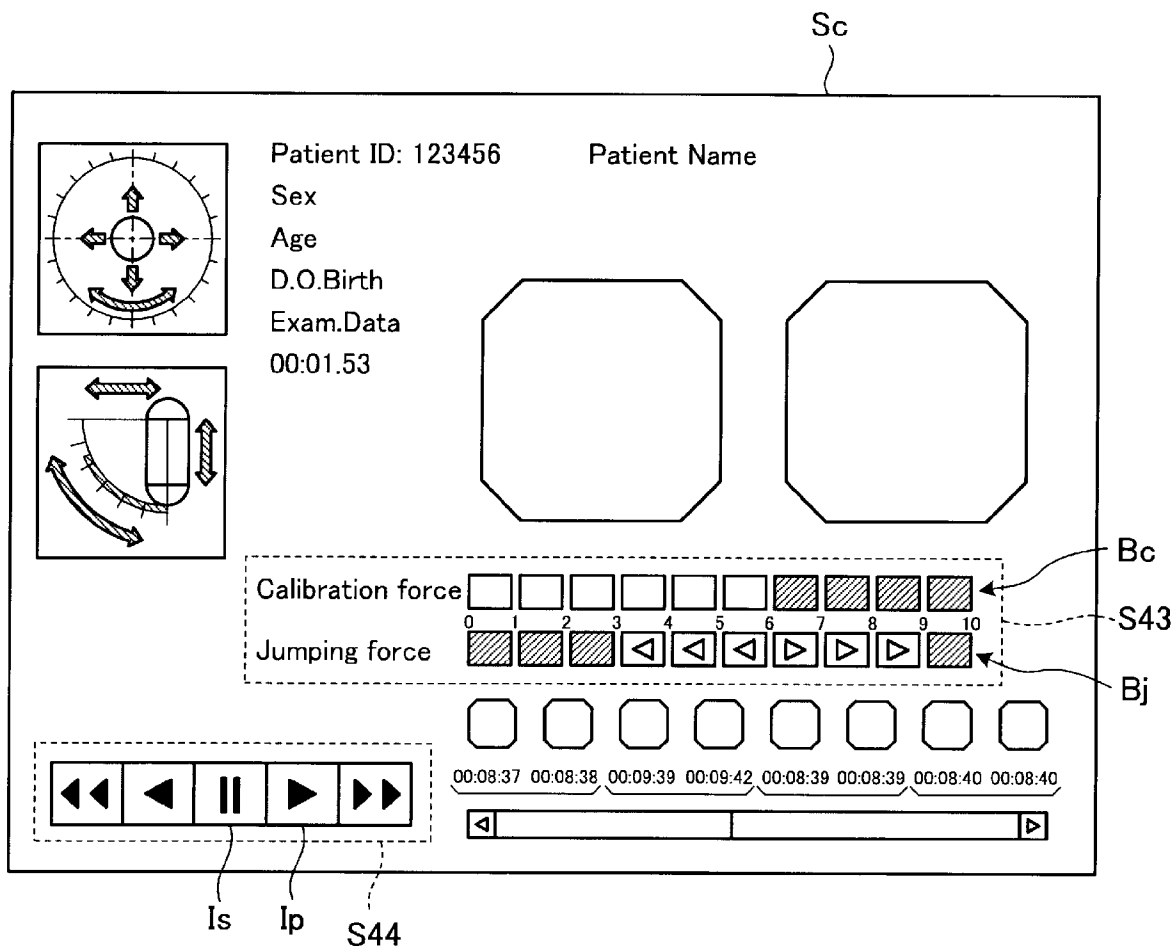
[図39]



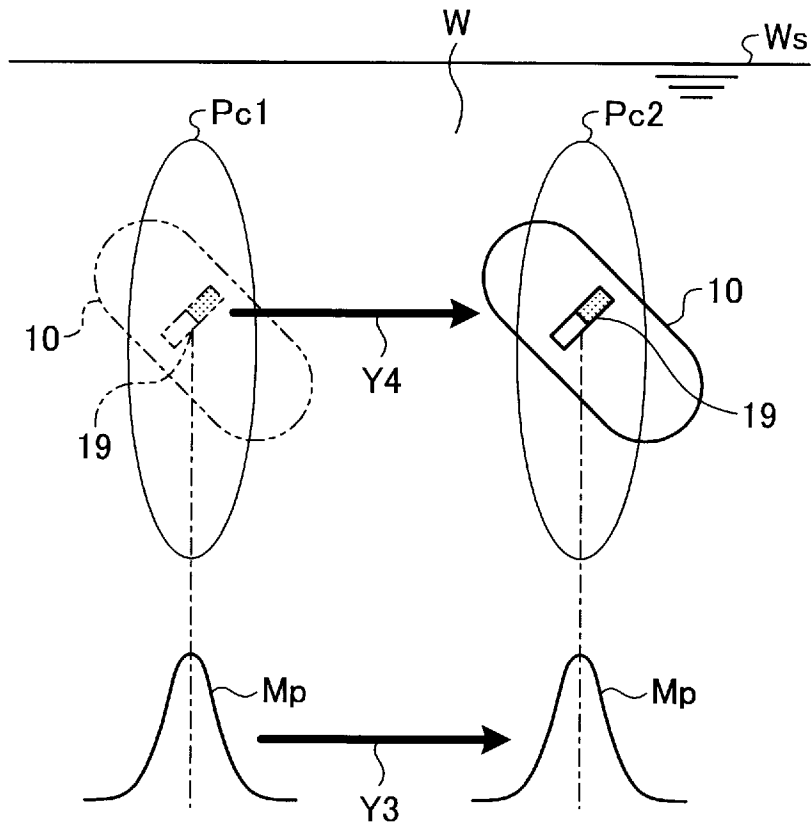
[図40]



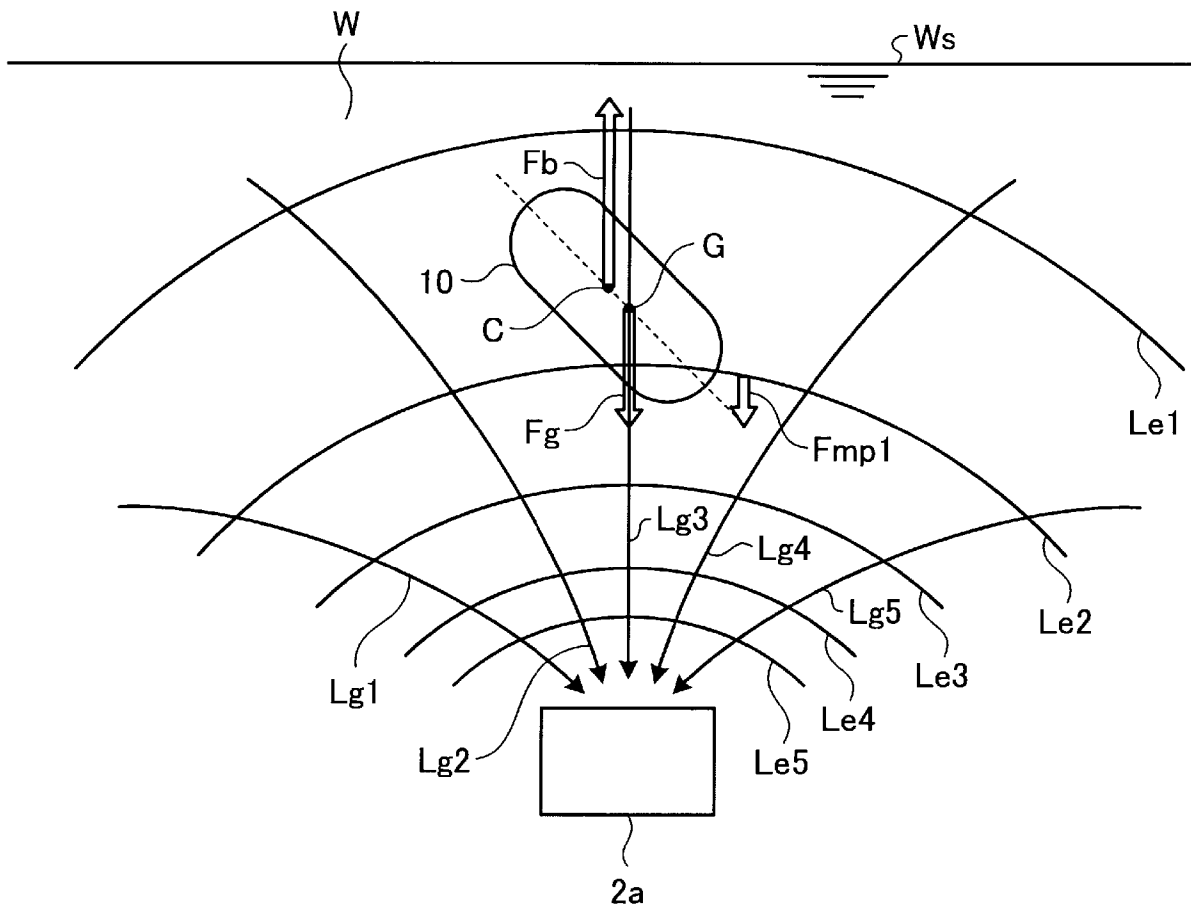
[図41]



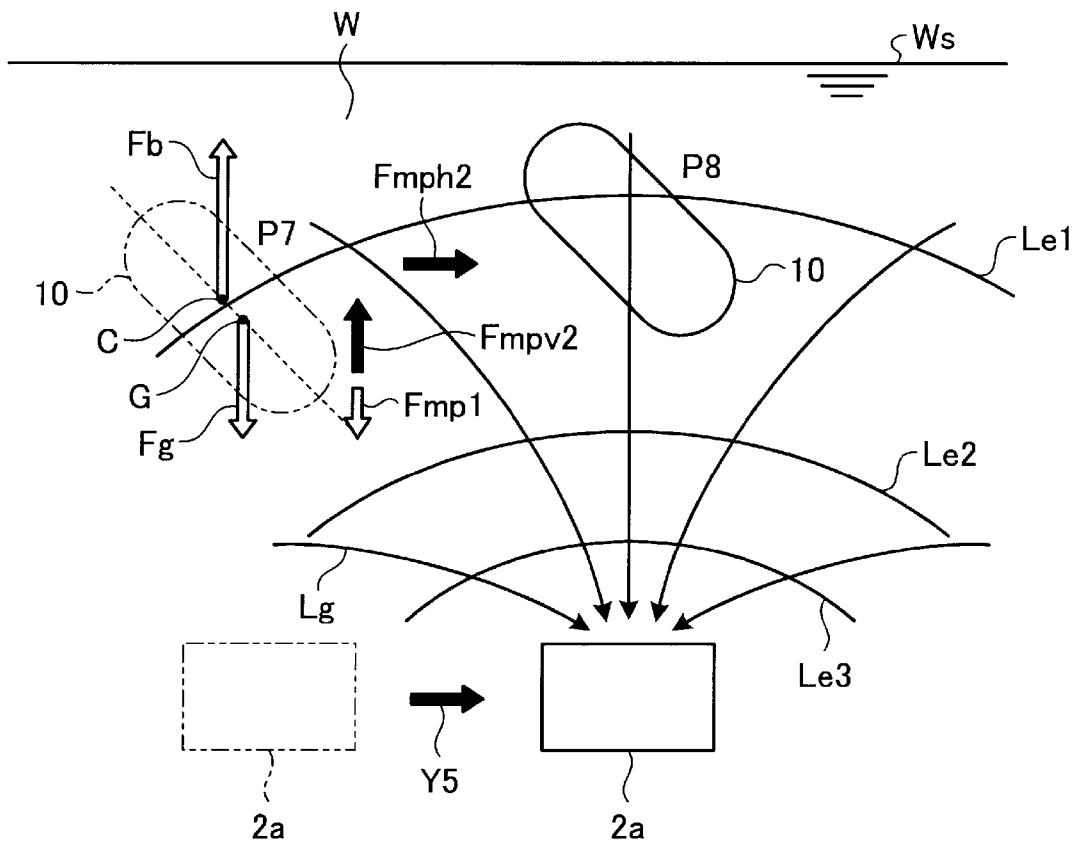
[図42]



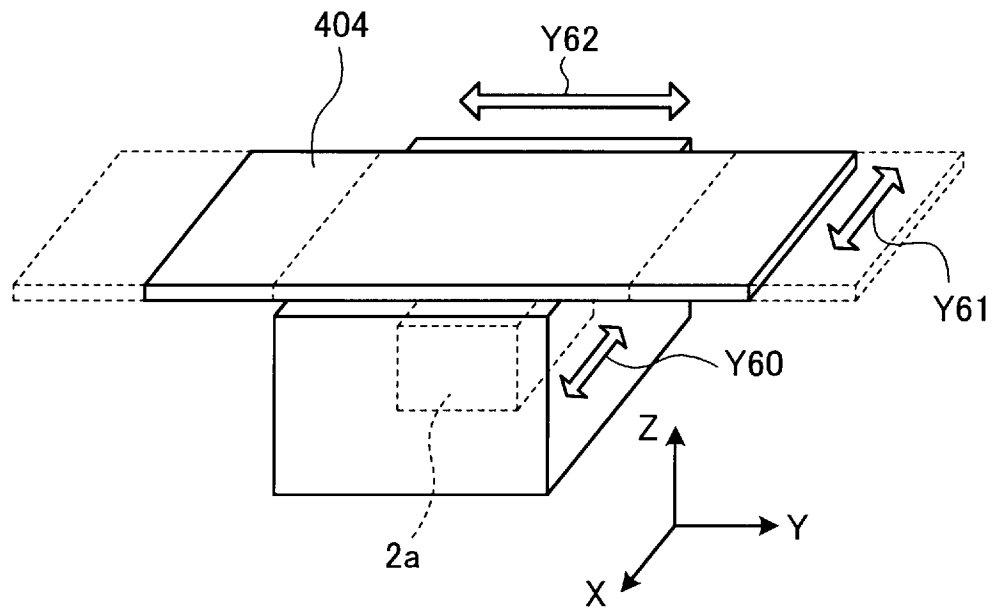
[図43]



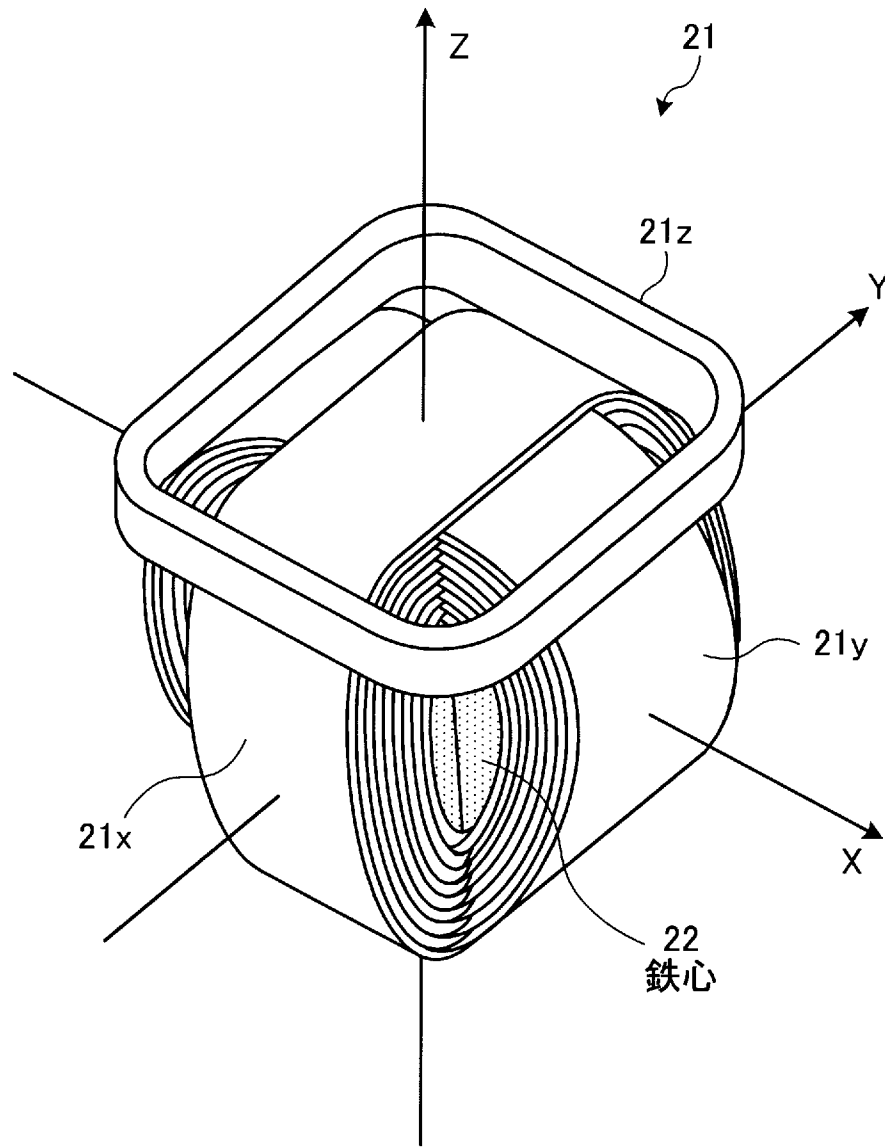
[図44]



[図45]



[図46]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/051755

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00, A61B5/07

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	WO 2007/077896 A1 (Olympus Corp.), 12 July 2007 (12.07.2007), paragraphs [0024], [0025], [0067], [0080]; fig. 8 & US 2008/0294006 A1 & EP 1972255 A1 & WO 2007/074888 A1 & CN 101351141 A	1-4, 7-9 5, 6, 10-12
Y A	WO 2007/77922 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 12 July 2007 (12.07.2007), paragraphs [0297] to [0299]; fig. 20 & US 2007/0221233 A1 & EP 1969989 A1 & KR 10-2008-0075536 A & CN 101351146 A	1-4, 7-9 5, 6, 10-12

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
18 April, 2011 (18.04.11)

Date of mailing of the international search report
10 May, 2011 (10.05.11)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/051755

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

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

- 1. Claims Nos.: 13, 14
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 13, 14 are concerned with method for operating a capsule-type medical treatment device in the human body, and therefore pertain to surgery for the human body. (continued to extra sheet)
- 2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
- 3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

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

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

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

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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/051755

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

Therefore, claims 13, 14 relate to a subject matter on which this International Searching Authority is not required to carry out a search under the provisions of PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv).

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B5/07(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B1/00, A61B5/07

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2011年
日本国実用新案登録公報	1996-2011年
日本国登録実用新案公報	1994-2011年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	WO 2007/077896 A1 (オリンパス株式会社) 2007.07.12, [0024], [0025], [0067], [0080], 図8 & US 2008/0294006 A1 & EP 1972255 A1 & WO 2007/074888 A1 & CN 101351141 A	1-4, 7-9 5, 6, 10-12
Y A	WO 2007/77922 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.07.12, [297]-[299], 図20 & US 2007/0221233 A1 & EP 1969989 A1 & KR 10-2008-0075536 A & CN 101351146 A	1-4, 7-9 5, 6, 10-12

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、一般的な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

18.04.2011

国際調査報告の発送日

10.05.2011

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)

門田 宏

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

4747

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT 17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求項 13, 14 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
請求項 13, 14 は、人体内でカプセル型医療装置を操作する方法であるので、人間を手術する方法に該当する。したがって、PCT 第 17 条(2)(a)(i)及び PCT 規則 39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
2. 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求項 _____ は、従属請求の範囲であって PCT 規則 6.4(a) の第 2 文及び第 3 文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

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

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

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

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