

(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
2016年8月25日(25.08.2016)

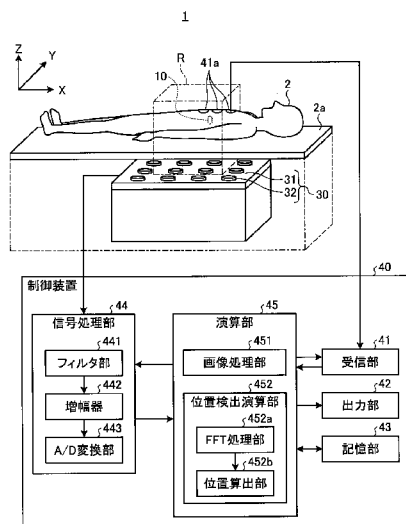


(10) 国際公開番号
WO 2016/132599 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/079886
- (22) 国際出願日: 2015年10月22日(22.10.2015)
- (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 2015-030002 2015年2月18日(18.02.2015) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [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: 千葉 淳(CHIBA, Atsushi); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人酒井国際特許事務所 (SAKAI INTERNATIONAL PATENT OFFICE); 〒1000013 東京都千代田区霞が関3丁目8番1号 虎の門三井ビルディング 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: POSITION DETECTION SYSTEM AND CAPSULE MEDICAL APPARATUS GUIDING SYSTEM

(54) 発明の名称: 位置検出システム及びカプセル型医療装置誘導システム



- 40 Control device
41 Receiving unit
42 Output unit
43 Storage unit
44 Signal processing unit
45 Computation unit
441 Filter unit
442 Amplifier
443 A/D converter
451 Image processing unit
452 Position detection computation unit
452a FFT processing unit
452b Position computation unit

(57) Abstract: Provided is a position detection system for detecting the position and/or the orientation of a magnetic field generation unit for generating a magnetic field. The position detection system is provided with a plurality of detection coils 32 for detecting a magnetic field generated by the magnetic field generation unit, and a computation unit 45 for computing the position and/or the orientation of the magnetic field generation unit on the basis of the magnetic field detected by the coils 32. The detection coils 32 are cylindrical, and the ratio of the length to the diameter of each detection coil 32 is more than 0 and not more than 1.3. This configuration sufficiently and stably reduces detected magnetic field errors of the detection coils in detection of a magnetic field generated by the magnetic field generation unit which is being subjected to position or orientation detection.

(57) 要約: 磁界を発生する磁界発生部の位置と方向とのうちの少なくともいずれかを検出する位置検出システムであって、磁界発生部が発生した磁界を検出する複数の検出コイル32と、複数の検出コイル32が検出した磁界に基づいて、磁界発生部の位置と方向とのうちの少なくともいずれかを算出する演算部45とを備え、各検出コイル32は円筒状をなし、各検出コイル32の直径に対する長さの比が0より大きく1.3以下である。これにより、位置又は方向の検出対象である磁界発生部が発生する磁界に対し、検出コイルにおける検出磁界誤差を十分且つ安定的に低減することができる位置検出システムを提供する。

明 細 書

発明の名称：

位置検出システム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るカプセル型医療装置から発生する磁界を被検体外において検出することによりカプセル型医療装置の位置又は方向を検出する位置検出システム、及びこのカプセル型医療装置を誘導する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、被検体内に導入されて被検体内に関する種々の情報を取得する、或いは、被検体内に薬剤等を投与することを目的とするカプセル型医療装置が開発されている。一例として、被検体の消化管内（管腔内）に導入可能な大きさに形成されたカプセル型内視鏡が知られている。カプセル型内視鏡は、カプセル形状をなす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、被検体に嚥下された後、消化管内を移動しながら撮像を行い、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無線送信する。

[0003] このようなカプセル型医療装置の被検体内における位置や方向を検出するシステムが開発されている。例えば特許文献1には、電力供給を受けて磁界を発生するコイル（以下、磁界発生コイルという）をカプセル型医療装置内に設け、この磁界発生コイルから発生した磁界を被検体外に設けられた複数の磁界検出用コイル（以下、検出コイルという）で検出し、検出した磁界の強度に基づいてカプセル型医療装置の位置検出演算を行う位置検出システムが開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2008-132047号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 従来の位置検出システムにおいては、磁界発生コイル及び検出コイルを大きさのない点と見做し、検出コイルが検出した磁界を、磁界発生コイルが発生した理論的な（即ち、理想的な）磁界分布の一部として扱うことにより位置検出演算を行っている。しかしながら、実際の磁界発生コイル及び検出コイルは大きさを持つため、これらのコイルの大きさや形状に応じて、検出コイルが検出した磁界の強度と理論的な磁界の強度との間に誤差（検出磁界誤差）が生じる。このような誤差を含む磁界の強度に基づいて位置検出演算を行うと、検出磁界誤差に応じてカプセル型医療装置の位置検出誤差が生じてしまう。

[0006] 検出磁界誤差を低減するためには、磁界発生コイル及び検出コイルを極力小さくして、理想的な点に近づければ良い。しかしながら、磁界発生コイルを小さくすると磁界の出力性能が低下してしまい、検出コイルを小さくすると磁界の検出性能が低下してしまう。その結果、磁界の検出信号におけるノイズの影響が相対的に大きくなり、位置検出誤差の時間的なばらつきが大きくなってしまう。従って、コイルを小さくすることにより検出磁界誤差の低減を図るには限界がある。つまり、カプセル型医療装置に対する精度の良い位置検出を実行するためには、コイルを小さくする以外の方法で、検出コイルにおける検出磁界誤差を十分且つ安定的に低減する必要がある。

[0007] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、位置又は方向の検出対象である磁界発生部が発生する磁界に対し、検出コイルにおける検出磁界誤差を十分且つ安定的に低減することができる位置検出システム及びカプセル型医療装置誘導システム提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0008] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る位置検出システムは、磁界を発生する磁界発生部の位置と方向とのうちの少なくともいずれかを検出する位置検出システムであって、前記磁界発生部が発生した磁

界を検出する複数の検出コイルと、前記複数の検出コイルが検出した磁界に基づいて、前記磁界発生部の位置と方向とのうちの少なくともいずれかを算出する演算部と、を備え、前記複数の検出コイルの各々は円筒状をなし、各検出コイルの直径に対する長さの比が0より大きく1.3以下である、ことを特徴とする。

[0009] 上記位置検出システムにおいて、前記各検出コイルの直径に対する長さの比が0.65以上1.15以下である、ことを特徴とする。

[0010] 本発明に係る位置検出システムは、磁界を発生する磁界発生部の位置と方向とのうちの少なくともいずれかを検出する位置検出システムであって、前記磁界発生部が発生した磁界を検出する複数の検出コイルと、前記複数の検出コイルが検出した磁界に基づいて、前記磁界発生部の位置と方向とのうちの少なくともいずれかを算出する演算部と、を備え、前記複数の検出コイルの各々は、式(1)を満たし、式(1)における係数 G_1 、 G_2 、 G_3 は式(2)、(3)、(4)によってそれぞれ与えられる、ことを特徴とする。

[数1]

$$\left| G_1 \times \left(\frac{L_s}{D_s} \right)^2 + G_2 \times \left(\frac{L_s}{D_s} \right) + G_3 \right| \leq 0.2 \quad \cdots (1)$$

$$G_1 = -1.73 \times 10^{-5} \times D_s^2 + 7.36 \times 10^{-3} \times D_s - 4.71 \times 10^{-2} \quad \cdots (2)$$

$$G_2 = 3.74 \times 10^{-5} \times D_s^2 - 1.54 \times 10^{-3} \times D_s + 1.16 \times 10^{-2} \quad \cdots (3)$$

$$G_3 = -8.96 \times 10^{-5} \times D_s^2 - 1.74 \times 10^{-3} \times D_s + 1.30 \times 10^{-2} \quad \cdots (4)$$

[0011] 上記位置検出システムは、前記磁界発生部をさらに備え、前記磁界発生部は、磁界を発生する円筒状をなす磁界発生コイルを含み、前記各検出コイルの直径は、前記磁界発生コイルの直径よりも大きい、ことを特徴とする。

[0012] 上記位置検出システムは、前記磁界発生部を内蔵するカプセル型医療装置をさらに備える、ことを特徴とする。

[0013] 本発明に係るカプセル型医療装置誘導システムは、前記位置検出システムを備え、前記カプセル型医療装置は、さらに磁石を内蔵し、前記磁石に作用

させることにより前記カプセル型医療装置を誘導するための磁界を発生する誘導用磁界発生装置をさらに備える、ことを特徴とする。

発明の効果

[0014] 本発明によれば、磁界発生部が発生した磁界を、直径に対する長さの比が0より大きく1.3以下である複数の検出コイルにより検出するので、各検出コイルにおける検出磁界誤差を十分且つ安定的に低減することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]図1は、本発明の実施の形態1に係る位置検出システムの一構成例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内部構造の一例を示す模式図である。

[図3]図3は、図1に示す検出コイルの形状を示す模式図である。

[図4]図4は、図1に示す磁界検出装置のパネルにおける検出コイルの配置例を示す平面図である。

[図5]図5は、図1に示す磁界検出装置のパネルにおける検出コイルの別の配置例を示す平面図である。

[図6A]図6Aは、検出磁界誤差を求めるシミュレーションの結果 ($D_s = 10\text{ mm}$ 、 $L_s = 30\text{ mm}$) を示す模式図である。

[図6B]図6Bは、検出磁界誤差を求めるシミュレーションの結果 ($D_s = 10\text{ mm}$ 、 $L_s = 25\text{ mm}$) を示す模式図である。

[図6C]図6Cは、検出磁界誤差を求めるシミュレーションの結果 ($D_s = 10\text{ mm}$ 、 $L_s = 20\text{ mm}$) を示す模式図である。

[図6D]図6Dは、検出磁界誤差を求めるシミュレーションの結果 ($D_s = 10\text{ mm}$ 、 $L_s = 15\text{ mm}$) を示す模式図である。

[図6E]図6Eは、検出磁界誤差を求めるシミュレーションの結果 ($D_s = 10\text{ mm}$ 、 $L_s = 10\text{ mm}$) を示す模式図である。

[図6F]図6Fは、検出磁界誤差を求めるシミュレーションの結果 ($D_s = 10$

mm、 $L_s = 5\text{ mm}$) を示す模式図である。

[図7]図7は、検出コイルの直径と長さとの比と、検出磁界誤差との相関を示すグラフである。

[図8]図8は、本発明の実施の形態2に係るカプセル型医療装置誘導システムの一構成例を示す模式図である。

[図9]図9は、図8に示すカプセル型内視鏡の内部構造の一例を示す模式図である。

[図10]図10は、図8に示す誘導用磁界発生装置の一構成例を示す模式図である。

発明を実施するための形態

[0016] 以下に、本発明の実施の形態に係る位置検出システムについて、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、本実施の形態に係る位置検出システムが検出対象とするカプセル型医療装置の一形態として、被検体内に経口にて導入されて被検体内（管腔内）を撮像するカプセル型内視鏡を例示するが、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、被検体内に薬剤等を配送するカプセル型医療装置や、被検体内のPHを測定するPHセンサを備えるカプセル型医療装置など、カプセル型をなす種々の医療装置の位置検出に適用することが可能である。

[0017] また、以下の説明において、各図は本発明の内容を理解でき得る程度に形状、大きさ、及び位置関係を概略的に示してあるに過ぎない。従って、本発明は各図で例示された形状、大きさ、及び位置関係のみに限定されるものではない。なお、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。

[0018] (実施の形態1)

図1は、本発明の実施の形態1に係る位置検出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、本実施の形態1に係る位置検出システム1は、被検体2の管腔内に導入されるカプセル型医療装置の一例として、被

検体 2 内を撮像することにより取得した画像データを無線信号に重畳して送信するカプセル型内視鏡 10 と、被検体 2 が載置されるベッド 2 a の下方に設けられ、カプセル型内視鏡 10 が発生する交番磁界を検出する磁界検出装置 30 と、磁界検出装置 30 により検出された交番磁界に基づいてカプセル型内視鏡 10 の位置とカプセル型内視鏡 10 が向いている方向（姿勢）とのうちの少なくともいずれかを検出する制御装置 40 とを備える。

[0019] 以下においては、ベッド 2 a の上面、即ち、被検体 2 の載置面を X Y 平面（水平面）とし、該 X Y 平面と直交する方向を Z 方向（鉛直方向）とする。

[0020] 図 2 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡 10 の内部構造の一例を示す模式図である。図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 10 は、被検体 2 の管腔内に導入し易い大きさに形成されたカプセル型をなす筐体 100 と、該筐体 100 内に収納され、被検体 2 内を撮像して撮像信号を取得する撮像部 11 と、撮像部 11 を含むカプセル型内視鏡 10 の各部の動作を制御すると共に、撮像部 11 により取得された撮像信号に対して所定の信号処理を施す制御部 12 と、信号処理が施された撮像信号を無線送信する送信部 13 と、当該カプセル型内視鏡 10 の位置検出用の交番磁界を発生する磁界発生部 14 と、カプセル型内視鏡 10 の各部に電力を供給する電源部 15 とを備える。

[0021] 筐体 100 は、被検体 2 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る。筐体 100 は、円筒形状をなす筒状筐体 101 と、ドーム形状をなすドーム状筐体 102、103 とを有し、筒状筐体 101 の両側開口端を、ドーム形状をなすドーム状筐体 102、103 によって塞ぐことによって実現される。筒状筐体 101 は、可視光に対して略不透明な有色の部材によって形成されている。また、ドーム状筐体 102、103 の少なくとも一方（図 2 においては撮像部 11 側であるドーム状筐体 102）は、可視光等の所定波長帯域の光に対して透明な光学部材によって形成されている。なお、図 2 においては、一方のドーム状筐体 102 側にのみ撮像部 11 を 1 つ設けているが、撮像部 11 を 2 つ設けても良く、この場合、ドーム状筐体 103 も透明な光学部材によって形成される。このような筐体 100 は、撮像

部 1 1 と、制御部 1 2 と、送信部 1 3 と、磁界発生部 1 4 と、電源部 1 5 とを液密に内包する。

[0022] 撮像部 1 1 は、LED 等の照明部 1 1 1 と、集光レンズ等の光学系 1 1 2 と、CMOS イメージセンサ又は CCD 等の撮像素子 1 1 3 とを有する。照明部 1 1 1 は、撮像素子 1 1 3 の撮像視野に白色光等の照明光を発光して、ドーム状筐体 1 0 2 越しに撮像視野内の被検体を照明する。光学系 1 1 2 は、この撮像視野からの反射光を撮像素子 1 1 3 の撮像面に集光して結像させる。撮像素子 1 1 3 は、撮像面において受光した撮像視野からの反射光（光信号）を電気信号に変換し、画像信号として出力する。

[0023] 制御部 1 2 は、所定の撮像フレームレートで撮像部 1 1 を動作させると共に、撮像フレームレートと同期して、照明部 1 1 1 を発光させる。また、制御部 1 2 は、撮像部 1 1 が生成した撮像信号に対し、A/D 変換や、その他所定の信号処理を施して画像データを生成する。さらに、制御部 1 2 は、電源部 1 5 から磁界発生部 1 4 に電力を供給させることにより、磁界発生部 1 4 から交番磁界を発生させる。

[0024] 送信部 1 3 は、送信アンテナを備え、制御部 1 2 によって信号処理が施された画像データ及び関連情報を取得して変調処理を施し、送信アンテナを介して外部に順次無線送信する。

[0025] 磁界発生部 1 4 は、共振回路の一部をなし、電流が流れることにより磁界を発生する磁界発生コイル 1 4 1 と、該磁界発生コイル 1 4 1 と共に共振回路を形成するコンデンサ 1 4 2 とを含み、電源部 1 5 からの電力供給を受けて所定の周波数の交番磁界を発生する。磁界発生コイル 1 4 1 は、金属線を一定方向に巻回した円筒状をなすコイルである。

[0026] 電源部 1 5 は、ボタン型電池やキャパシタ等の蓄電部であって、磁気スイッチや光スイッチ等のスイッチ部を有する。電源部 1 5 は、磁気スイッチを有する構成とした場合、外部から印加された磁界によって電源のオンオフ状態を切り替え、オン状態の場合に蓄電部の電力をカプセル型内視鏡 1 0 の各構成部（撮像部 1 1、制御部 1 2、及び送信部 1 3）に適宜供給する。また

、電源部 15 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。

[0027] 再び図 1 を参照すると、磁界検出装置 30 は、平面状のパネル 31 と、該パネル 31 の主面上に配置され、各々がカプセル型内視鏡 10 から発生した交番磁界を受信して検出信号を出力する複数の検出コイル 32 とを有する。

[0028] 図 3 は、各検出コイル 32 の形状を示す模式図である。各検出コイル 32 は、金属線を一定方向に巻回したものであり、図 3 に示すように、全体として円筒状をなしている。以下、円筒状をなす検出コイル 32 の直径（円筒の直径）を D_s 、巻線方向の長さ（円筒の高さ）を L_s とし、直径 D_s に対する長さ L_s の比 L_s/D_s を検出コイル 32 の形状を表すパラメータとして扱う。

[0029] 図 4 及び図 5 は、パネル 31 における検出コイル 32 の配置例を示す平面図である。検出コイル 32 の配置としては、図 4 に示すように、隣接する検出コイル 32 同士の間隔が均一なマトリックス状としても良いし、図 5 に示すように、パネル 31 の中心からの距離に応じて、隣接する検出コイル 32 同士の間隔を広くしても良い。また、検出コイル 32 の向きについては、図 4 に示すように、全ての検出コイル 32 を、回転中心軸 A（図 3 参照）が Z 軸と平行になるように配置しても良いし、検出コイル 32 の位置に応じて、回転中心軸 A が X 軸、Y 軸、Z 軸のいずれかと平行になるように、検出コイル 32 の向きを変えても良い。ここで、検出コイル 32 は、回転中心軸 A と平行な方向における磁界の変化を精度良く検出することができる。そこで、それぞれの回転中心軸 A が X 軸、Y 軸、Z 軸と平行になるように配置された 3 つの検出コイル 32 を 1 単位（コイルセット 33）として配置することにより、当該位置における磁界の変化を 3 次元的に検出することが可能となる。図 5 は、パネル 31 の内周側に、回転中心軸 A が Z 軸と平行になるように複数の検出コイル 32 を配置し、パネル 31 の端部に複数の上記コイルセット 33 を配置した例を示している。

[0030] このような磁界検出装置 30 は、検査中の被検体 2 の近傍に配置される。実施の形態 1 において、磁界検出装置 30 は、ベッド 2a の下方に、パネル

31の主面が水平になるように配置される。

[0031] この磁界検出装置30によりカプセル型内視鏡10の位置又は方向を検出可能な領域が、検出対象領域Rである。この検出対象領域Rは、被検体2内でカプセル型内視鏡10が移動可能な範囲（即ち、観察対象の臓器の範囲）を含む3次元的な閉じた領域であり、磁界検出装置30における複数の検出コイル32の配置や、カプセル型内視鏡10内の磁界発生部14が発生可能な磁界の強度等に応じて予め設定されている。

[0032] 再び図1を参照すると、制御装置40は、カプセル型内視鏡10から送信された無線信号を、受信アンテナ41aを介して受信する受信部41と、当該制御装置40によって処理された種々の情報等を表示装置等に出力して表示させる出力部42と、記憶部43と、各検出コイル32から出力された検出信号に対して種々の信号処理を施して磁界情報を生成する信号処理部44と、受信部41によって受信された画像データに基づく画像生成や、信号処理部44によって生成された磁界情報に基づくカプセル型内視鏡10の位置又は方向の検出等の各種演算処理を行う演算部45を備える。

[0033] カプセル型内視鏡10による検査を行う際、被検体2の体表には、カプセル型内視鏡10から送信された無線信号を受信する複数の受信アンテナ41aが貼り付けられる。受信部41は、これらの受信アンテナ41aのうち、無線信号に対して最も受信強度の高い受信アンテナ41aを選択し、選択した受信アンテナ41aを介して受信した無線信号に対して復調処理等を施すことにより、体内画像の画像データ及び関連情報を取得する。

[0034] 出力部42は、液晶や有機EL等の各種ディスプレイを含み、被検体2の体内画像や、体内画像の撮像時におけるカプセル型内視鏡10の位置や方向に関する情報等を画面表示する。

[0035] 記憶部43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な情報を保存する記憶媒体及び書込読取装置を用いて実現される。記憶部43は、演算部45が制御装置40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や、カプセル型内視鏡10によって撮像された体内画像の画像

データや、被検体 2 内におけるカプセル型内視鏡 10 の位置や方向に関する情報等を記憶する。

[0036] 信号処理部 44 は、磁界検出装置 30 から出力された検出信号の波形を整形するフィルタ部 441 と、増幅器 442 と、検出信号に A/D 変換処理を施す A/D 変換部 443 とを有する。

[0037] 演算部 45 は、例えば CPU (Central Processing Unit) 等を用いて構成され、記憶部 43 からプログラムを読み出し、制御装置 40 を構成する各部に対する指示やデータの転送等を行って制御装置 40 の動作を統括的に制御する。また、演算部 45 は、画像処理部 451 と、位置検出演算部 452 とを備える。

[0038] 画像処理部 451 は、受信部 41 から入力された画像データに対してホワイトバランス処理、デモザイキング、ガンマ変換、平滑化（ノイズ除去等）等の所定の画像処理を施すことにより、表示用の画像データを生成する。

[0039] 位置検出演算部 452 は、信号処理部 44 から出力された検出信号に基づいて、カプセル型内視鏡 10 の位置を表す情報や方向を表す情報（以下、これらをまとめて位置情報という）を取得する。より詳細には、位置検出演算部 452 は、信号処理部 44 から出力された検出データに高速フーリエ変換処理（以下、FFT 処理という）を施すことにより、交番磁界の振幅及び位相等の磁界情報を抽出する FFT 処理部 452a と、FFT 処理部 452a によって抽出された磁界情報に基づいて、カプセル型内視鏡 10 の位置及び方向の少なくともいずれかを算出する位置算出部 452b とを有する。

[0040] 次に、磁界検出装置 30 に配設された検出コイル 32 の形状について説明する。カプセル型内視鏡 10 の位置検出誤差は、磁界発生コイル 141 の位置を磁界発生源とする理論的な磁界（以下、理想磁界という）の分布と、複数の検出コイル 32 によって実際に検出された磁界（以下、検出磁界という）に基づく磁界分布との誤差に起因することが多い。これは、磁界発生コイル 141 及び検出コイル 32 の大きさや形状を考慮せずに、磁界発生コイル 141 及び検出コイル 32 を点と見做した理想条件における磁界分布を用い

て、位置算出部452bが位置や方向を算出しているためである。

[0041] そこで、本発明者は、検出磁界の強度と理想磁界の強度との誤差（検出磁界誤差）を求めるシミュレーションを、次の方法で行った。即ち、検出コイル32の配置面内の1箇所を検出コイル32が配置されているものとし、この検出コイル32の径方向及び長さ方向の中心点（幾何学中心点）を原点（ $X, Y, Z = (0, 0, 0)$ ）とした。そして、検出対象領域内の所定の測定点に磁界発生コイル141を配置した際の検出コイル32が検出する磁界強度を算出した。磁界発生コイル141及び検出コイル32を点（微小点）と見做した場合の磁界強度を理想磁界強度とし、磁界発生コイル141及び検出コイル32の実際の大きさ及び形状を有する場合の磁界強度を検出磁界強度とした。さらに、上記検出磁界強度と理想磁界強度との差分（検出磁界強度－理想磁界強度）から、検出磁界誤差を算出した。

[0042] 理想磁界強度は、各測定点に微小な磁力発生源が存在するものと仮定して磁界分布を算出することにより取得した。

[0043] 一方、検出磁界強度については、次のようにモデルを設定した。検出コイル32については、径方向及び長さ方向の中心点が原点と一致するように位置を設定し、巻回された金属線の螺旋形状は考慮せずに、直径 D_s の円形状の検出コイルが長さ L_s の分だけ集まった集合と見做して、原点における磁界強度を求めた。検出コイル32の向きは、該検出コイル32の回転中心軸が鉛直（ Z 軸と平行、即ち、開口端面が水平）になる向きとした。また、検出コイル32の形状については、直径 D_s を10mm、20mm、30mm、40mmの4種類に設定し、各直径に対し、長さ L_s を5mm～30mmの範囲で変化させた。

[0044] 磁界発生コイル141については、径方向及び長さ方向の中心点が各測定点の座標と一致するように位置を設定し、巻回された金属線の螺旋形状は考慮せずに、直径 D_m の円電流が長さ L_m の分だけ集まった集合と見做して磁界分布を算出した。各測定点における磁界発生コイル141の向きは、該磁界発生コイル141の回転中心軸が鉛直になる向き（即ち、検出コイル32と

同じ向き)、及び回転中心軸がX軸と平行になる向き(即ち、検出コイルの径方向)との2パターンとした。また、磁界発生コイル141の直径 D_m については、上記検出コイル32の直径 D_s のいずれよりも小さいこととした。

[0045] 検出対象領域内に設定する測定点としては、+X方向について0mm~450mmの範囲で50mmピッチ、+Z方向について50~500mmの範囲で50mmピッチとした。なお、-X方向及び±Y方向については、検出コイル32の配置に関して+X方向と対称であるため省略した。

[0046] 図6A~図6Fは、上記シミュレーションの結果を示す模式図であり、検出コイル32の直径 $D_s=10$ mmの場合を示している。検出コイル32の長さ L_s は、図6Aの場合30mm($L_s/D_s=3.0$)、図6Bの場合25mm($L_s/D_s=2.5$)、図6Cの場合20mm($L_s/D_s=2.0$)、図6Dの場合15mm($L_s/D_s=1.5$)、図6Eの場合10mm($L_s/D_s=1.0$)、図6Fの場合5mm($L_s/D_s=0.5$)である。

[0047] 図6A~図6Fに示す各グラフにおいて、横軸は検出コイル32の径方向(X方向)の座標を示し、縦軸は検出コイル32の軸方向(Z方向)の座標を示す。また、グラフ内の各座標における濃度は検出磁界誤差の絶対値を示し、各座標における濃度が濃いほど検出磁界誤差(絶対値)が大きく、濃度が薄いほど検出磁界誤差(絶対値)が小さいことを表す。

[0048] このようなシミュレーションの結果から、本発明者は以下の知見を得た。図6A~図6Fを対比すると、図6Eに示す $L_s/D_s=1.0$ の場合に、検出磁界誤差が良好に抑制されている(濃度の濃い領域が少ない)ことがわかる。つまり、検出コイル32の直径 D_s と長さ L_s が近いほど、検出磁界誤差が小さくなると言える。

[0049] また、測定点が同じ場合(即ち、理想磁界強度が同じ場合)、検出コイル32の直径 D_s が大きいほど、検出磁界強度が小さくなることがわかった。従って、この場合、理想磁界強度との差分はマイナス方向に推移する。一方、測定点が同じ場合(同上)、検出コイルの長さ L_s が長いほど検出磁界強度が大きくなることがわかった。従って、この場合、理想磁界強度との差分はプ

ラス方向に推移する。これらの結果から、本発明者は、検出コイル 32 の直径 D_s と長さ L_s とのバランスを調整することにより検出磁界誤差を低減可能であると考え、検出コイル 32 の最適な形状を求めるべく、さらに検討を重ねた。

[0050] 図 7 は、上記 4 種類の検出コイル 32 ($D_s = 10\text{ mm}$ 、 20 mm 、 30 mm 、 40 mm) に関するシミュレーションの結果をまとめたものであり、検出コイルの直径 D_s と長さ L_s との比 L_s/D_s (横軸) と検出磁界誤差 (縦軸) との相関を示す。

[0051] 図 7 に示すように、検出磁界誤差を $\pm 20\%$ 以内に収める場合には、検出コイル 32 の直径と長さの比 L_s/D_s を 0 より大きく 1.3 以下にすれば良いことがわかる。また、検出磁界誤差を $\pm 10\%$ 以内の収める場合には、直径と長さの比 L_s/D_s を 0.65 以上 1.15 以下にすれば良い。さらに、検出磁界誤差を $\pm 5\%$ 以内にするためには、直径と長さの比 L_s/D_s を 0.8 以上 1.05 以下にすれば良い。ここで、検出磁界誤差が $\pm 20\%$ とは、検出コイル 32 が検出した磁界に基づくカプセル型内視鏡 10 の位置と、実際のカプセル型内視鏡 10 の位置との誤差 (位置検出誤差) が 2 mm 以下となる範囲である。また、検出磁界誤差が $\pm 10\%$ とは、位置検出誤差が 1 mm 以下となる範囲である。

[0052] 本発明者はさらに、上記シミュレーションの結果から、検出コイル 32 の直径 D_s と長さ L_s との比 L_s/D_s によって検出磁界誤差を近似的に算出できることを見出した。次式 (1) は、検出磁界誤差 B を表す近似式である。

[数2]

$$B = \left| G_1 \times \left(\frac{L_s}{D_s} \right)^2 + G_2 \times \left(\frac{L_s}{D_s} \right) + G_3 \right| \quad \cdots (1)$$

[0053] 式 (1) に示す係数 G_1 、 G_2 、 G_3 は、検出コイル 32 の直径 D_s に応じて変化する。次式 (2) ~ (4) は、それぞれ、係数 G_1 、 G_2 、 G_3 を与える近似式である。

[数3]

$$G_1 = -1.73 \times 10^{-5} \times D_s^2 + 7.36 \times 10^{-3} \times D_s - 4.71 \times 10^{-2} \quad \dots(2)$$

$$G_2 = 3.74 \times 10^{-5} \times D_s^2 - 1.54 \times 10^{-3} \times D_s + 1.16 \times 10^{-2} \quad \dots(3)$$

$$G_3 = -8.96 \times 10^{-5} \times D_s^2 - 1.74 \times 10^{-3} \times D_s + 1.30 \times 10^{-2} \quad \dots(4)$$

[0054] 従って、検出磁界誤差Bを所望の値以下とするためには、次式(5)を満たす比 L_s/D_s を求めれば良い。

[数4]

$$\left| G_1 \times \left(\frac{L_s}{D_s} \right)^2 + G_2 \times \left(\frac{L_s}{D_s} \right) + G_3 \right| \leq B \quad \dots(5)$$

[0055] 検出磁界誤差を例えば10%以下にしたい場合、検出コイル32の直径 D_s が決まっているときには、式(5)の右辺を $B=0.1$ としてこれを解くことにより、検出磁界誤差を10%以下にすることができる検出コイル32の長さ L_s を求めることができる。反対に、検出コイル32の長さ L_s が決まっているときには、式(5)の右辺を $B=0.1$ としてこれを解くことにより、検出磁界誤差を10%以下にすることができる検出コイル32の直径 D_s を求めることができる。

[0056] 以上説明したように、本発明の実施の形態1によれば、検出コイル32の直径 D_s と長さ L_s の比 L_s/D_s を0より大きく1.3以下、好ましくは0.65以上1.15以下、さらに好ましくは0.8以上1.05以下とすることにより、検出コイル32の位置における検出磁界誤差を十分且つ安定的に低減することが可能になる。従って、このように設計された検出コイル32を用いることにより、カプセル型内視鏡10に対する精度の良い位置検出を実行することが可能になる。

[0057] (実施の形態2)

次に、本発明の実施の形態2について説明する。図8は、本発明の実施の形態2に係るカプセル型医療装置誘導システムの一構成例を示す模式図である。図8に示すように、本実施の形態2に係るカプセル型医療装置誘導シス

テム3は、カプセル型内視鏡10Aと、磁界検出装置30と、カプセル型内視鏡10Aを誘導するための磁界を発生する誘導用磁界発生装置50と、カプセル型内視鏡10Aの位置又は方向を検出すると共に誘導用磁界発生装置50の動作を制御する制御装置60とを備える。このうち、磁界検出装置30の構成は、実施の形態1と同様である。

[0058] 図9は、カプセル型内視鏡10Aの内部構造の一例を示す模式図である。図9に示すように、カプセル型内視鏡10Aは、図2に示すカプセル型内視鏡10に対して永久磁石16をさらに備える。永久磁石16以外のカプセル型内視鏡10Aの各部の構成及び動作は、実施の形態1と同様である。

[0059] 永久磁石16は、誘導用磁界発生装置50が発生した磁界によるカプセル型内視鏡10Aの磁気誘導を可能にするためのものであり、磁化方向が筐体100の長軸Laに対して傾きを持つように、筐体100の内部に固定配置される。なお、図9においては、永久磁石16の磁化方向を矢印で示している。実施の形態2においては、永久磁石16を、磁化方向が長軸Laに対して直交するように配置している。永久磁石16は、外部から印加された磁界に追従して動作し、この結果、誘導用磁界発生装置50によるカプセル型内視鏡10Aの磁気誘導が実現する。

[0060] 図10は、誘導用磁界発生装置50の一構成例を示す模式図である。図10に示すように、誘導用磁界発生装置50は、被検体2内に導入されたカプセル型内視鏡10Aの位置、鉛直方向に対する長軸Laの傾斜角、及び方位角を、被検体2に対して相対的に変化させるための磁界を発生する。より詳細には、誘導用磁界発生装置50は、誘導用磁界発生部としての体外永久磁石51と、該体外永久磁石51の位置及び姿勢を変化させる磁石駆動部52とを備える。このうち、磁石駆動部52は、平面位置変更部521、鉛直位置変更部522、仰角変更部523、及び旋回角変更部524を有する。

[0061] 体外永久磁石51は、好ましくは、直方体形状を有する棒磁石によって実現され、自身の磁化方向と平行な4つの面の内の1つの面を水平面に投影した領域内にカプセル型内視鏡10Aを拘束する。なお、体外永久磁石51の

代わりに、電流が流れることにより磁界を発生する電磁石を設けても良い。

[0062] 磁石駆動部 5 2 は、後述する誘導用磁界制御部 6 2 から出力される制御信号に従って動作する。具体的には、平面位置変更部 5 2 1 は、体外永久磁石 5 1 を X Y 面内において並進させる。即ち、体外永久磁石 5 1 において磁化された 2 つの磁極の相対位置が確保された状態のままで水平面内に移動を行う。鉛直位置変更部 5 2 2 は、体外永久磁石 5 1 を Z 方向に沿って並進させる。即ち、体外永久磁石 5 1 において磁化された 2 つの磁極の相対位置が確保された状態のままで鉛直方向に沿って移動を行う。仰角変更部 5 2 3 は、体外永久磁石 5 1 の磁化方向を含む鉛直面内において、体外永久磁石 5 1 を回転させることにより、水平面に対する磁化方向の角度を変化させる。旋回角変更部 5 2 4 は、体外永久磁石 5 1 の中心を通る鉛直方向の軸に対して体外永久磁石 5 1 を旋回させる。

[0063] 再び図 8 を参照すると、制御装置 6 0 は、図 1 に示す制御装置 4 0 に対し、操作入力部 6 1 及び誘導用磁界制御部 6 2 をさらに備える。操作入力部 6 1 及び誘導用磁界制御部 6 2 以外の制御装置 6 0 の各部の構成及び動作は、実施の形態 1 と同様である。

[0064] 操作入力部 6 1 は、各種ボタン、スイッチ、キーボード等の入力デバイスや、マウス、タッチパネル等のポインティングデバイスや、ジョイスティック等によって構成され、制御装置 6 0 に対する種々の情報や命令の入力に用いられる。操作入力部 6 1 は、ユーザによる入力操作に応じて、各種情報を演算部 4 5 に入力する。操作入力部 6 1 により入力される情報として、例えば、カプセル型内視鏡 1 0 A をユーザ所望の位置及び姿勢に誘導するための情報（以下、誘導操作情報という）が挙げられる。

[0065] 誘導用磁界制御部 6 2 は、カプセル型内視鏡 1 0 A を誘導するための制御を行う。詳細には、誘導用磁界制御部 6 2 は、操作入力部 6 1 から誘導操作情報が入力された場合に、この誘導操作情報と、位置検出演算部 4 5 2 が算出したカプセル型内視鏡 1 0 A の位置及び方向とに基づき、カプセル型内視鏡 1 0 A がユーザ所望の位置においてユーザ所望の方向を向くように、磁石

駆動部 5 2 の各部の動作を制御する。即ち、体外永久磁石 5 1 の位置、仰角、及び旋回角を変化させることにより、カプセル型内視鏡 1 0 A の位置を含む空間における磁界を変化させてカプセル型内視鏡 1 0 A を誘導する。

[0066] 以上説明した本発明の実施の形態 1、2 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、仕様等に応じて種々変形することが可能であり、さら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

- [0067]
- 1 位置検出システム
 - 2 被検体
 - 2 a ベッド
 - 3 カプセル型医療装置誘導システム
 - 1 0、1 0 A カプセル型内視鏡
 - 1 1 撮像部
 - 1 2 制御部
 - 1 3 送信部
 - 1 4 磁界発生部
 - 1 5 電源部
 - 1 6 永久磁石
 - 3 0 磁界検出装置
 - 3 1 パネル
 - 3 2 検出コイル
 - 3 3 コイルセット
 - 4 0、6 0 制御装置
 - 4 1 受信部
 - 4 2 出力部
 - 4 3 記憶部
 - 4 4 信号処理部

- 4 5 演算部
- 5 0 誘導用磁界発生装置
- 5 1 体外永久磁石
- 5 2 磁石駆動部
- 6 1 操作入力部
- 6 2 誘導用磁界制御部
- 1 0 0 筐体
- 1 0 1 筒状筐体
- 1 0 2、1 0 3 ドーム状筐体
- 1 1 1 照明部
- 1 1 2 光学系
- 1 1 3 撮像素子
- 1 4 1 磁界発生コイル
- 1 4 2 コンデンサ
- 4 4 1 フィルタ部
- 4 4 2 増幅器
- 4 4 3 A／D変換部
- 4 5 1 画像処理部
- 4 5 2 位置検出演算部
- 4 5 2 a F F T処理部
- 4 5 2 b 位置算出部
- 5 2 1 平面位置変更部
- 5 2 2 鉛直位置変更部
- 5 2 3 仰角変更部
- 5 2 4 旋回角変更部

請求の範囲

- [請求項1] 磁界を発生する磁界発生部の位置と方向とのうちの少なくともいずれかを検出する位置検出システムであって、
 前記磁界発生部が発生した磁界を検出する複数の検出コイルと、
 前記複数の検出コイルが検出した磁界に基づいて、前記磁界発生部の位置と方向とのうちの少なくともいずれかを算出する演算部と、
 を備え、
 前記複数の検出コイルの各々は円筒状をなし、各検出コイルの直径に対する長さの比が0より大きく1.3以下である、
 ことを特徴とする位置検出システム。
- [請求項2] 前記各検出コイルの直径に対する長さの比が0.65以上1.15以下である、ことを特徴とする請求項1に記載の位置検出システム。
- [請求項3] 磁界を発生する磁界発生部の位置と方向とのうちの少なくともいずれかを検出する位置検出システムであって、
 前記磁界発生部が発生した磁界を検出する複数の検出コイルと、
 前記複数の検出コイルが検出した磁界に基づいて、前記磁界発生部の位置と方向とのうちの少なくともいずれかを算出する演算部と、
 を備え、
 前記複数の検出コイルの各々は、式(1)を満たし、
 式(1)における係数 G_1 、 G_2 、 G_3 は式(2)、(3)、(4)によってそれぞれ与えられる、
 ことを特徴とする位置検出システム。

[数1]

$$\left| G_1 \times \left(\frac{L_s}{D_s} \right)^2 + G_2 \times \left(\frac{L_s}{D_s} \right) + G_3 \right| \leq 0.2 \quad \cdots (1)$$

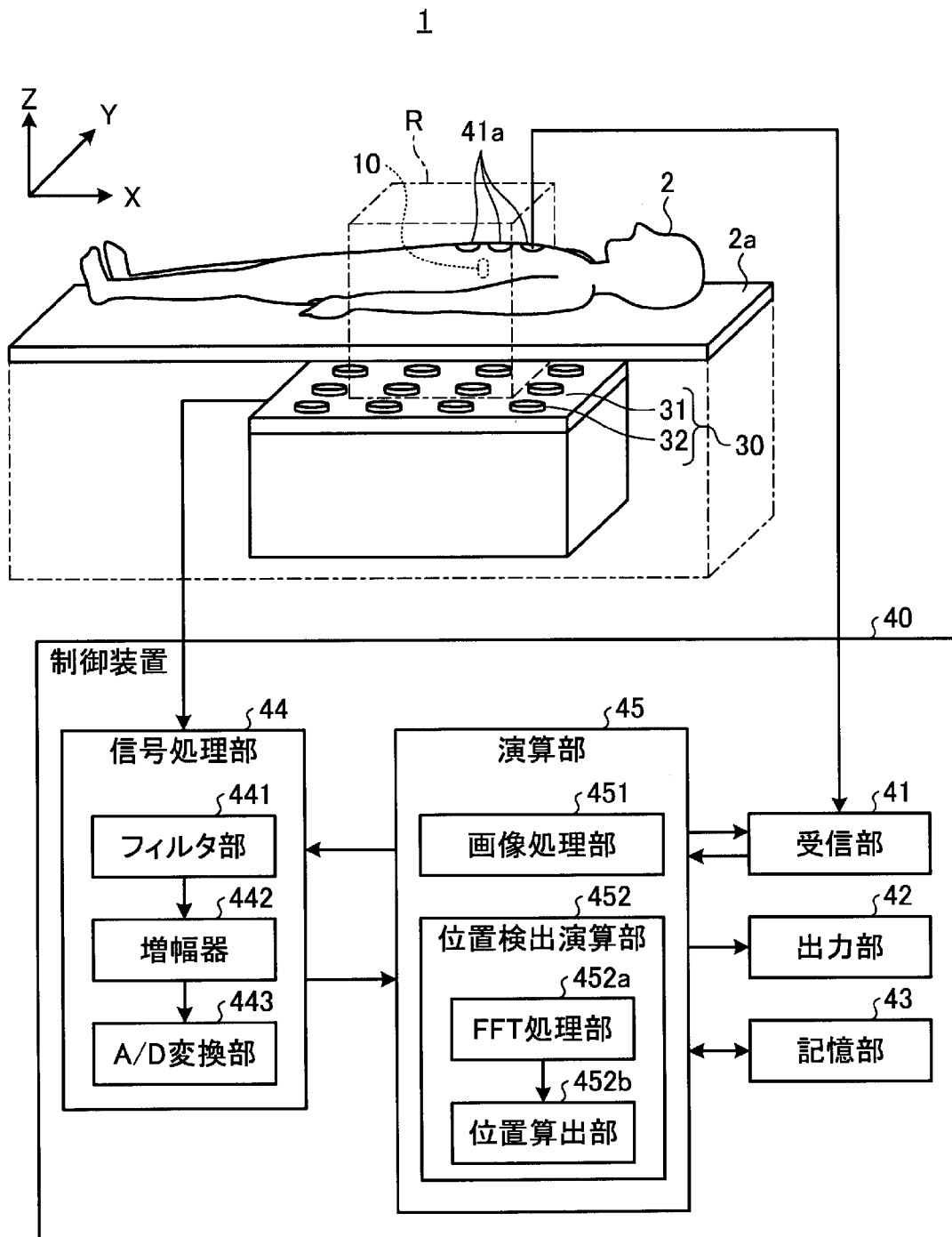
$$G_1 = -1.73 \times 10^{-5} \times D_s^2 + 7.36 \times 10^{-3} \times D_s - 4.71 \times 10^{-2} \quad \cdots (2)$$

$$G_2 = 3.74 \times 10^{-5} \times D_s^2 - 1.54 \times 10^{-3} \times D_s + 1.16 \times 10^{-2} \quad \cdots (3)$$

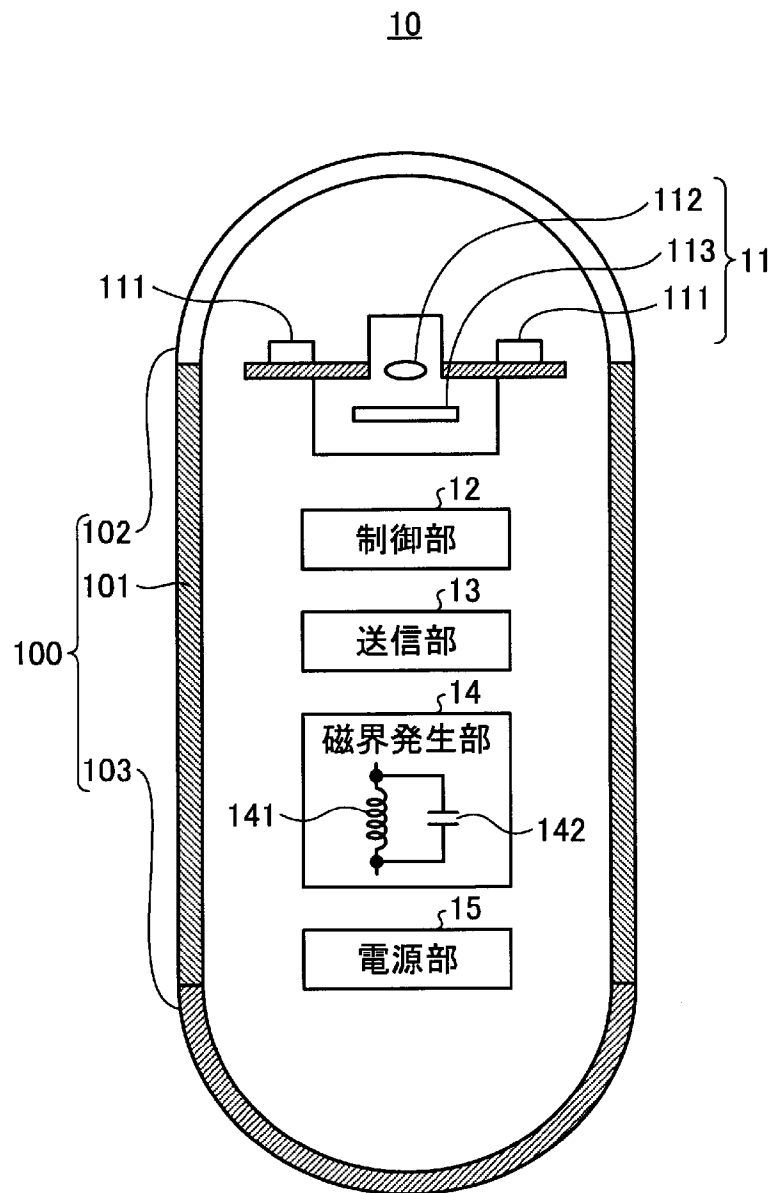
$$G_3 = -8.96 \times 10^{-5} \times D_s^2 - 1.74 \times 10^{-3} \times D_s + 1.30 \times 10^{-2} \quad \cdots (4)$$

- [請求項4] 前記磁界発生部をさらに備え、
 前記磁界発生部は、磁界を発生する円筒状をなす磁界発生コイルを含み、
 前記各検出コイルの直径は、前記磁界発生コイルの直径よりも大きい、ことを特徴とする請求項1～3のいずれか1項に記載の位置検出システム。
- [請求項5] 前記磁界発生部を内蔵するカプセル型医療装置をさらに備える、ことを特徴とする請求項4に記載の位置検出システム。
- [請求項6] 請求項5に記載の位置検出システムを備え、
 前記カプセル型医療装置は、さらに磁石を内蔵し、
 前記磁石に作用させることにより前記カプセル型医療装置を誘導するための磁界を発生する誘導用磁界発生装置をさらに備える、
 ことを特徴とするカプセル型医療装置誘導システム。

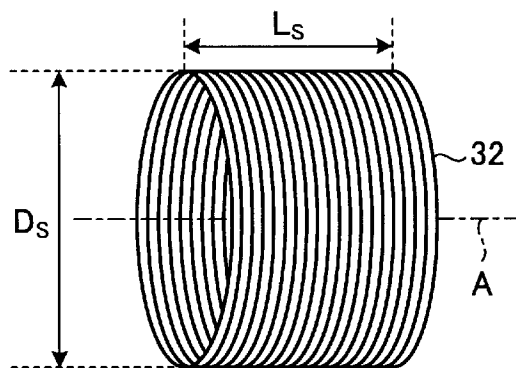
[図1]



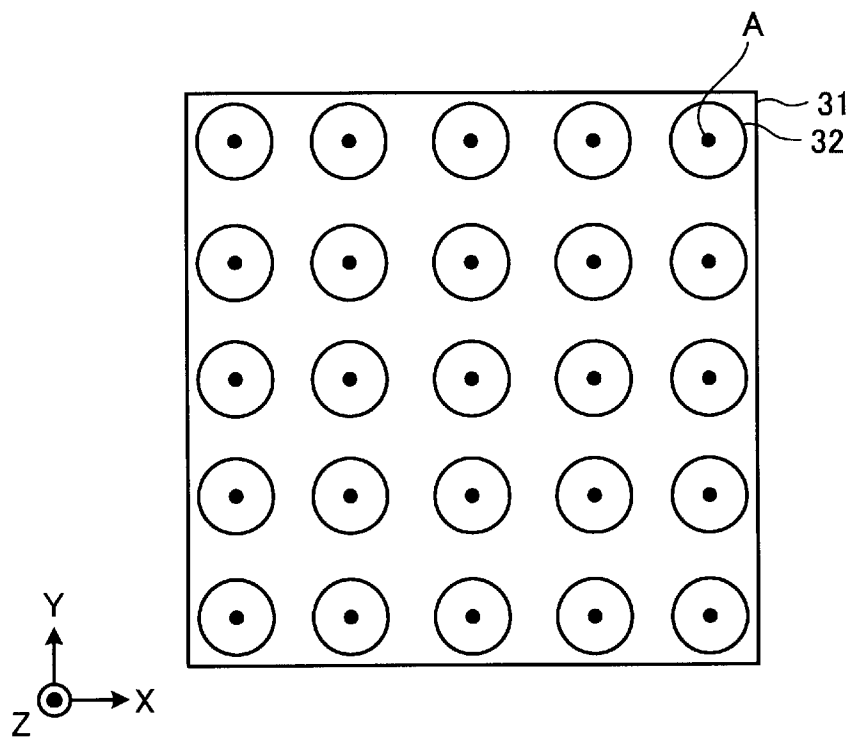
[図2]



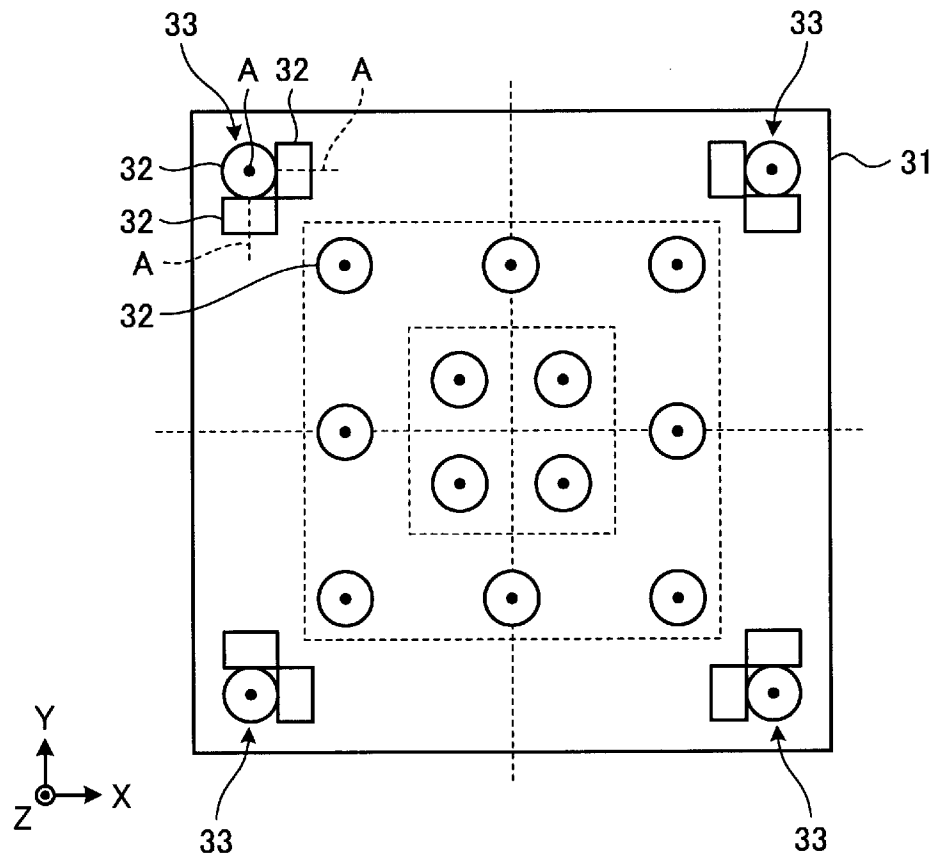
[図3]



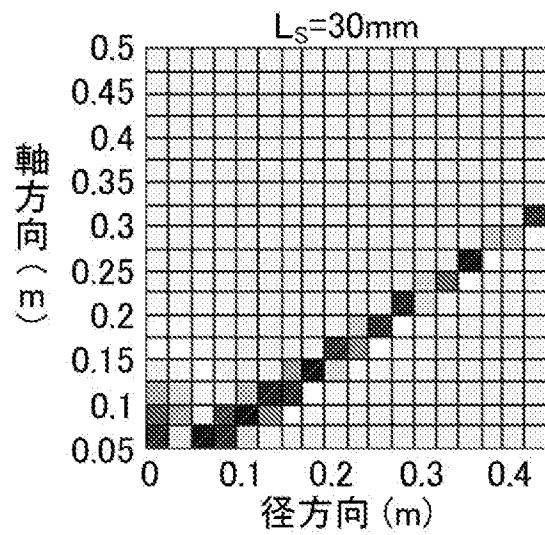
[図4]



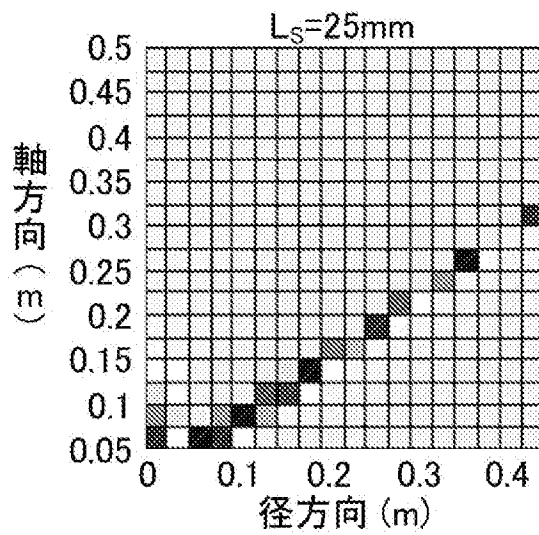
[図5]



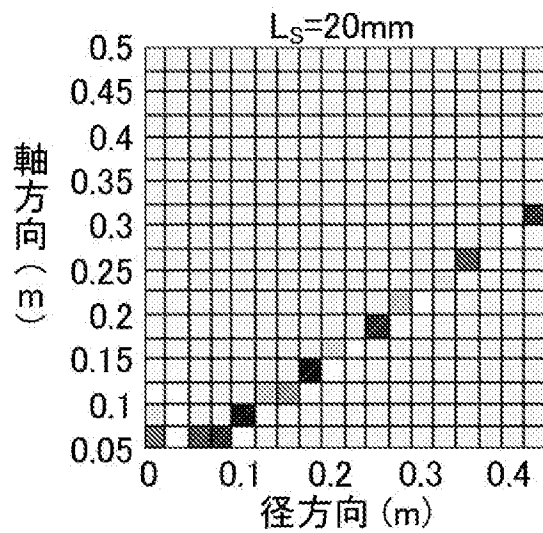
[図6A]



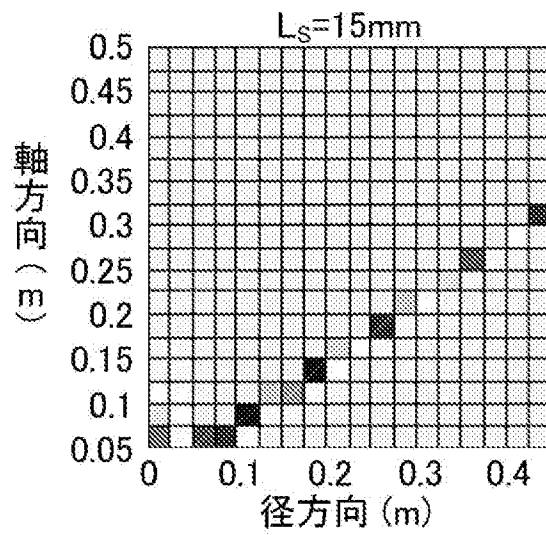
[図6B]



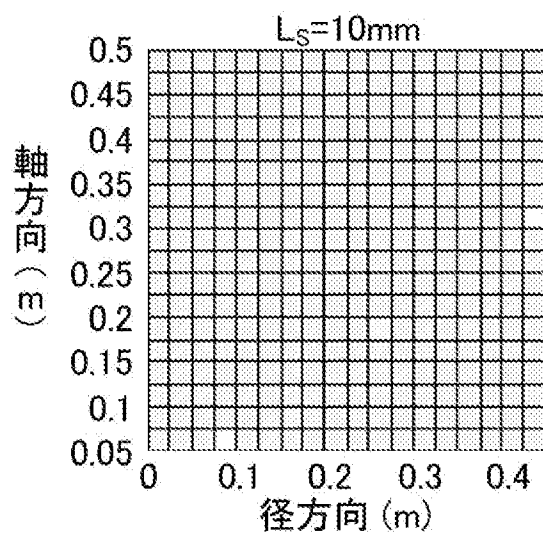
[図6C]



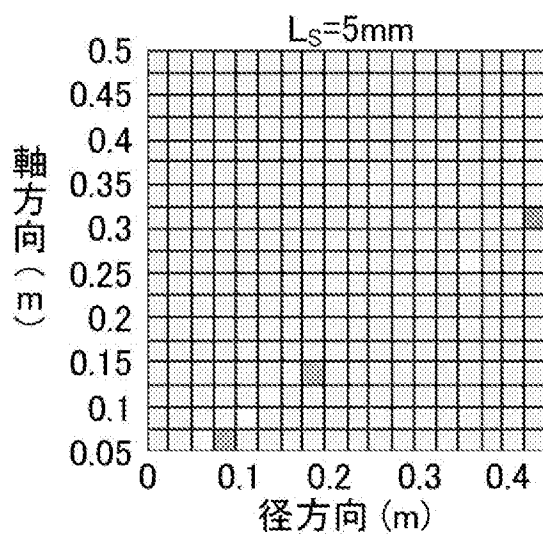
[図6D]



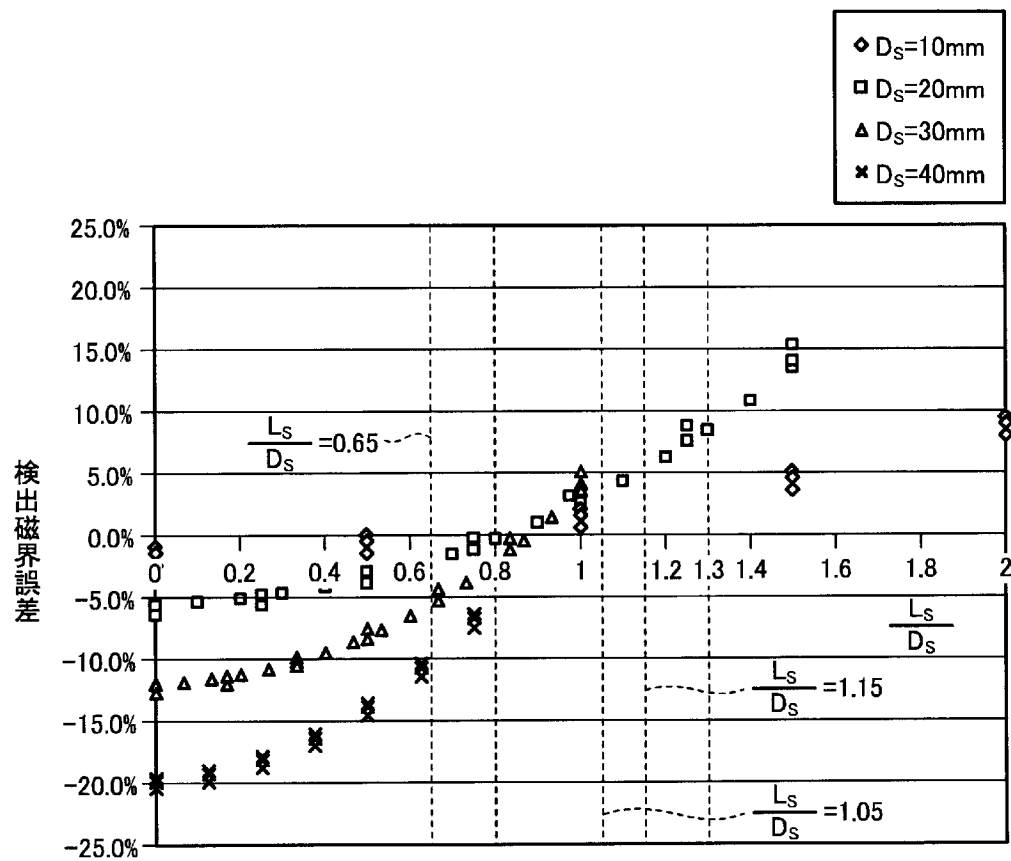
[図6E]



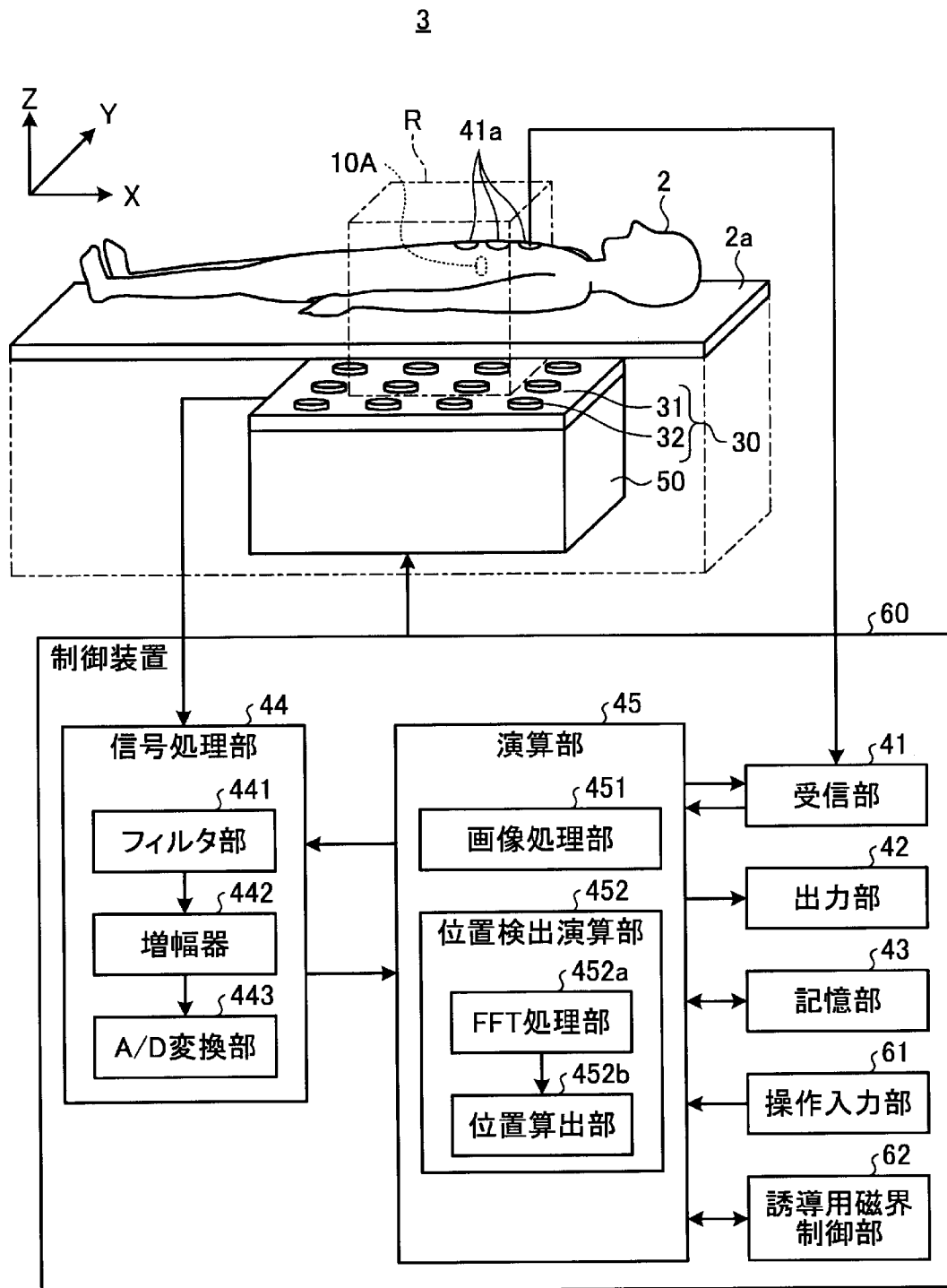
[図6F]



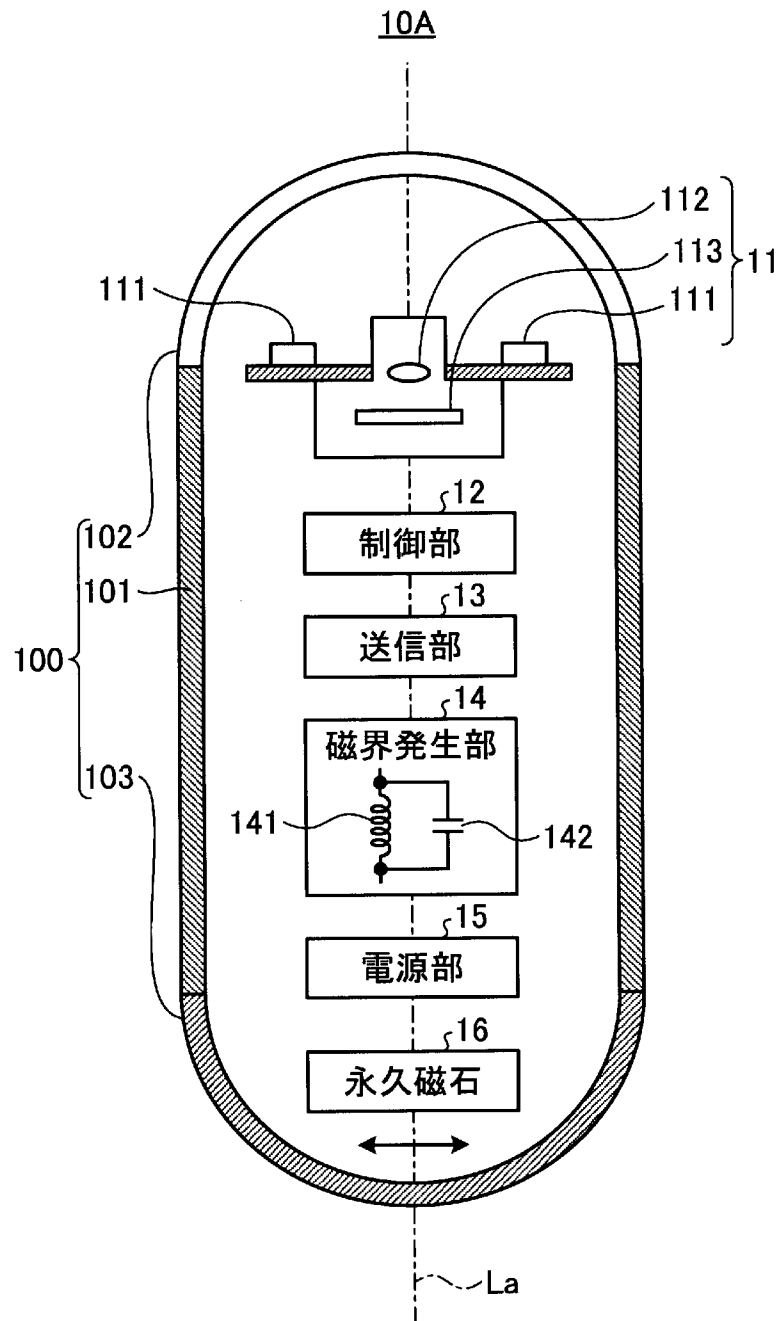
[図7]



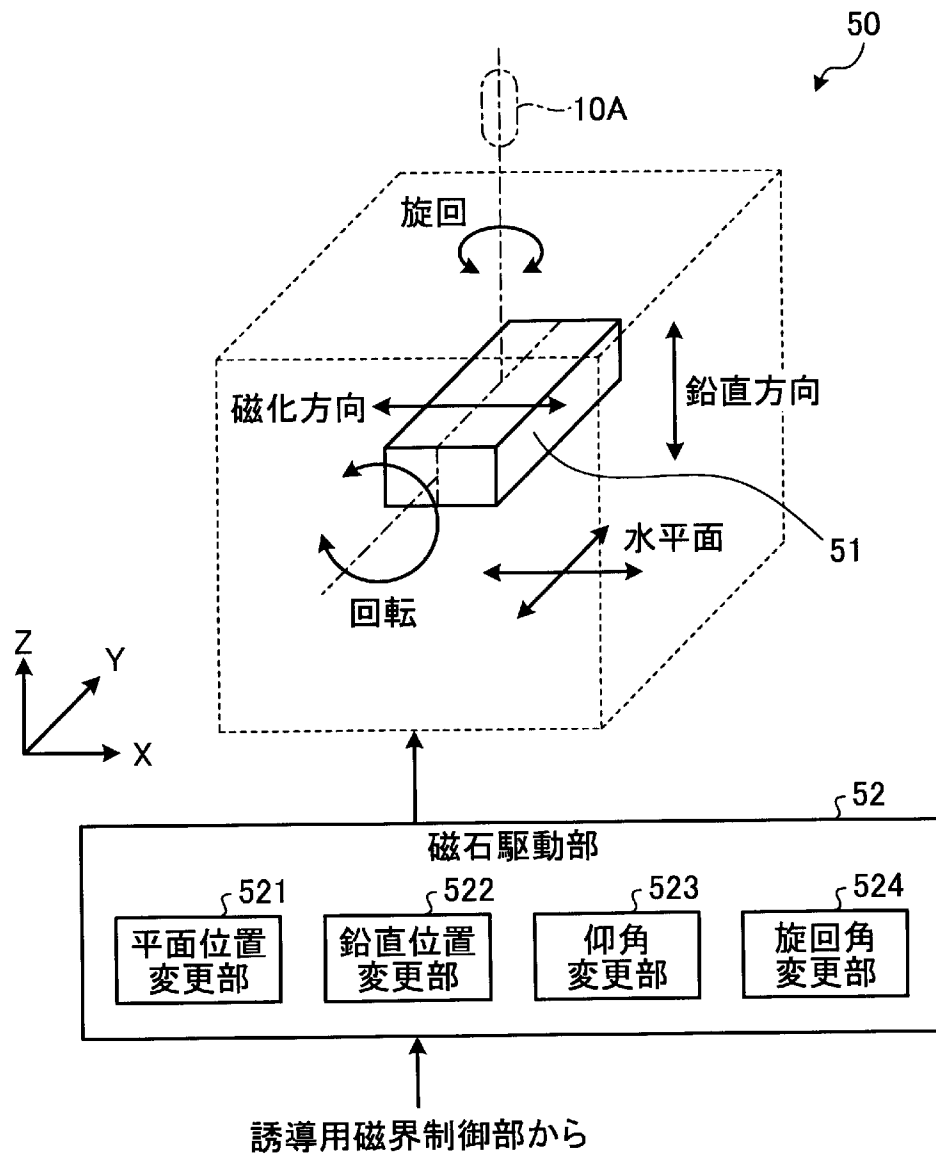
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/079886

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)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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.
X A	JP 2009-039356 A (Olympus Medical Systems Corp., Siemens AG.), 26 February 2009 (26.02.2009), paragraphs [0062] to [0069]; fig. 1 & US 2010/0204566 A1 paragraphs [0033] to [0040]; fig. 1 & WO 2009/019916 A1 & EP 2177148 A1 & CN 101820810 A	1, 2, 4-6 3

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

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
07 January 2016 (07.01.16)

Date of mailing of the international search report
19 January 2016 (19.01.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/079886

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 2005-087726 A (Biosense Webster, Inc.), 07 April 2005 (07.04.2005), paragraph [0042] & US 2005/0027330 A1 paragraph [0068] & EP 1502540 A1 & KR 10-2005-0014753 A & AU 2004203487 A1 & IL 163271 A & AT 489887 T & HK 1070546 A1 & CA 2475917 A1	1-6
A	JP 2005-121573 A (Japan Science and Technology Agency), 12 May 2005 (12.05.2005), paragraph [0058]; fig. 9 (Family: none)	1-6
A	JP 2004-255174 A (Olympus Corp.), 16 September 2004 (16.09.2004), paragraphs [0117] to [0119]; fig. 14, 15 (Family: none)	1-6
A	JP 2005-245963 A (Olympus Corp.), 15 September 2005 (15.09.2005), entire text; all drawings & CN 1929773 A	1-6

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. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

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	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016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
X A	JP 2009-039356 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社、シーメンス アクチエンゲゼルシャフト）2009.02.26, 段落 0062-0069, 第1図 & US 2010/0204566 A1, 段落 0033-0040, Fig.1 & WO 2009/019916 A1 & EP 2177148 A1 & CN 101820810 A	1, 2, 4-6 3

☑ 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

07.01.2016

国際調査報告の発送日

19.01.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

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）

島田 保

2Q

4004

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 2005-087726 A (バイオセンス・ウェブスター・インコーポレイ テッド) 2005.04.07, 段落 0042 & US 2005/0027330 A1, 段落 0068 & EP 1502540 A1 & KR 10-2005-0014753 A & AU 2004203487 A1 & IL 163271 A & AT 489887 T & HK 1070546 A1 & CA 2475917 A1	1-6
A	JP 2005-121573 A (独立行政法人科学技術振興機構) 2005.05.12, 段落 0058, 第 9 図 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 2004-255174 A (オリンパス株式会社) 2004.09.16, 段落 0117-0119, 第 14, 15 図 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 2005-245963 A (オリンパス株式会社) 2005.09.15, 全文、全図 & CN 1929773 A	1-6