

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2005 年 2 月 17 日 (17.02.2005)

PCT

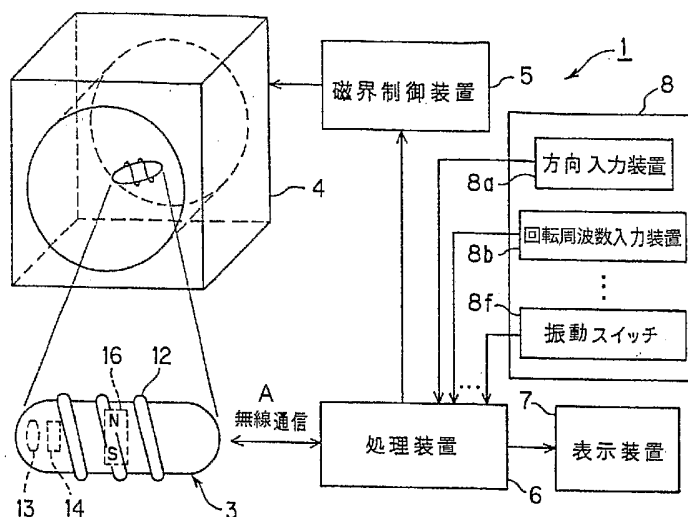
(10) 国際公開番号
WO 2005/013811 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 1/00 (72) 発明者; および
(21) 国際出願番号: PCT/JP2004/011628 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 内山 昭夫 (ICHIYAMA, Akio) [JP/JP]; 〒151-0072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目43番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 河野 宏尚 (KAWANO, Hironao) [JP/JP]. 横井 武司 (YOKOI, Takeshi) [JP/JP]. 荒井 賢一 (ARAI, Kenichi) [JP/JP]. 石山 和志 (ISHIYAMA, Kazushi) [JP/JP]. 仙道 雅彦 (SENDOH, Masahiko) [JP/JP].
(22) 国際出願日: 2004 年 8 月 6 日 (06.08.2004)
(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2003-288273 2003 年 8 月 6 日 (06.08.2003) JP
特願2003-291771 2003 年 8 月 11 日 (11.08.2003) JP
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒151-0072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目43番2号 Tokyo (JP).
(74) 代理人: 伊藤 進 (ITO, Susumu); 〒160-0023 東京都新宿区西新宿七丁目4番4号 武蔵ビル 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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM,

[続葉有]

(54) Title: MEDICAL DEVICE, MEDICAL DEVICE GUIDE SYSTEM, CAPSULE-TYPE MEDICAL DEVICE, AND CAPSULE-TYPE MEDICAL DEVICE GUIDE DEVICE

(54) 発明の名称: 医療装置、医療装置誘導システム、カプセル型医療装置及びカプセル型医療装置誘導装置



(57) Abstract: A capsule (3) as a medical device to be inserted into a body cavity has its longitudinal direction as an insert axis and a magnet (8) magnetized in the direction orthogonal to the insert axis is arranged at the center position of the insert axis. By turning ON a vibration (ON/OFF) switch (8f) of an operation input device (8) for a magnetic field generation device (4) arranged outside the body, the magnetic field generation device (4) generates a vibration magnetic field in the direction parallel to the insert axis of the capsule (3) and a force couple having the function line parallel to the insert axis functions on the capsule (3), so that the capsule (3) swings around the insert axis and advances smoothly along a luminal organ.

- 5...MAGNETIC FIELD CONTROL DEVICE
8a...DIRECTION INPUT DEVICE
8b...ROTATION FREQUENCY INPUT DEVICE
8f...VIBRATION SWITCH
A...RADIO COMMUNICATION
6...PROCESSING DEVICE
7...DISPLAY DEVICE

(57) 要約: 体腔内に挿入される医療装置としてのカプセル3の長手方向を挿入軸としてその中心位置に挿入軸と直交する方向に着磁したマグネット8を配置し、たいがい配置した磁界発生装置4に対して操作入力装置8の振動(ON/OFF)スイッチ8fをONにすることにより、磁界発生装置4はカプセル3の挿入軸と平行な方向の振動磁界を発生し、カプセル3

[続葉有]



DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

- (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, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG,

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

明 細 書

医療装置、医療装置誘導システム、カプセル型医療装置及びカプセル型医療装置誘導装置

技術分野

本発明は、体腔内に挿入される医療装置、医療装置を回転させながら推進させて誘導するのに好適な医療装置誘導システム、カプセル型医療装置及びカプセル型医療装置誘導装置に関する。

背景技術

回転磁界により被検体内を推進させる従来技術として日本国特許公開2001-179700公報及び同特許公開2002-187100号公報がある。これらの従来技術には、回転磁界を発生する磁界発生部と、この回転磁界を受けて回転して推力を得るロボット本体と、ロボット本体の位置を検出する位置検出部と、この位置検出部が検出したロボット本体の位置に基づき、ロボット本体を目的地へ到達させる方向へ向けるべく磁界発生部による回転磁界の向きを変更する磁界変更手段とを備えた移動可能なマイクロマシンの移動制御システムが開示されている。

上述の従来技術では、マイクロマシンが進行する管腔の幅や直径が小さくなっていたり、狭窄していたり、管腔が蛇行している場合においては、マイクロマシンをスムーズに誘導出来ない等の現象が起こることがあった。

また、逆に管腔がマイクロマシンの大きさに比べ大きい場合には、マイクロマシン外周に設けられた螺旋構造部と管腔との接触は少なくなり、思い通りに誘導できないことがあった。

さらに、上述の従来技術は、ドリルで孔を形成しながら進行させるタイプのものであり、体腔内における食道等の管腔臓器内をその管腔に沿って進行させるには適用できない。

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、体腔内に挿入される医療装置

本体を体腔内で誘導する場合、医療装置の通過機能を向上できる医療装置及び医療装置をスムーズに通過させるのに適した誘導を行うことができる、医療装置、医療装置誘導システム、カプセル型医療装置及びカプセル型医療装置誘導装置を提供することを目的とする。

また、本発明は、回転させることにより管腔臓器内に沿って短時間に目的部位側に誘導可能とする医療装置、医療装置誘導システム、カプセル型医療装置及びカプセル型医療装置誘導システムを提供することを目的とする。

さらに、本発明は、屈曲した管腔臓器の場合においても、円滑に推進させることができる医療装置、医療装置誘導システム、カプセル型医療装置及びカプセル型医療装置誘導システムを提供することを目的とする。

発明の開示

本発明の医療装置は、体腔内に導入される挿入部を有する医療装置において、挿入軸と平行な作用線を有する偶力を発生させる偶力発生手段を有する。

また、本発明の医療装置は、略円筒外形を持つ体腔内に挿入される挿入部を有する医療装置と、この医療装置本体の側面に設けられた螺旋状構造部と、この螺旋状構造部を前記医療装置本体の円筒軸周りに回転させる回転駆動手段を有する円筒軸方向に推力を発生させる推力発生機構と、前記円筒軸と平行な作用線を有する偶力を発生させる偶力発生手段と、を備えている。

本発明の医療装置誘導システムは、回転磁界と、この回転磁界の回転平面に垂直な方向の磁界を発生する磁界発生装置と、体腔内に挿入される挿入部を有する医療装置本体と、前記医療装置本体に設けられた推力発生構造部と、前記医療装置本体に設けられ、前記推力発生構造部の推力発生方向と略直交する方向に磁極方向を向けて配置された磁石と、を備えている。

本発明の医療装置誘導システムは、回転磁界を発生する磁界発生装置と、体腔内の挿入される挿入部を有する医療装置本体と、前記医療装置本体に設けられた推力発生構造部と、前記医療装置本体に設けられた医療装置の重心位置を医療装置の挿入軸に対して移動させる重心位置変更機構と、前記医療装置本体に設けられ、前記推力発生構造部の推力発生方向と略直交する方向に磁極方向を向けて配

置された磁石と、前記重心位置変更機構を制御する制御信号を医療装置本体に伝達する伝達手段と、を備えている。

本発明のカプセル型医療装置は、体腔内に挿入される挿入部を有するカプセル型医療装置本体と、前記医療装置本体に設けられた推力発生構造部と、前記医療装置本体に設けられ、前記推力発生構造部の推力発生方向と略直交する方向に磁極方向を向け、前記カプセル医療装置本体の推力発生方向における中心付近に配置された磁石と、を有する。

本発明のカプセル型医療装置は、体腔内に挿入される挿入部を有するカプセル型医療装置本体と、前記医療装置本体に設けられた推力発生構造部と、前記医療装置本体に設けられ、前記推力発生構造部の推力発生方向と略直行する方向に磁極方向を向け、前記カプセル医療装置本体の推力発生方向における端部付近に配置された磁石と、を有する。

さらに、本発明の医療装置は、被検体の管腔臓器内で検査又は処置などの医療行為を行なうものであって、本体が進行方向を対称軸に持つ回転対称体で構成され、本体の進行方向前部又は後部の少なくとも一方は、径が端部の方向に細くなり略球面の端部形状を持つ縮径部により構成され、本体内部に被検体外から印加される電磁場の回転に作用される電磁場応答部を備え、本体外表面に前記電磁場応答部による回転運動を推進力に変換するための螺旋状構造を備え、前記螺旋状構造の端部が本体端部近傍に達するように設置されている。

本発明の医療装置は、被検体の管腔臓器内で検査又は処置などの医療行為を行なうものであって、本体が略円筒形状部分と本体両端における径が端部の方向に細くなり略球面の端部形状を持つ縮径部とで構成され、本体内部に被検体の外から印加される回転磁場に磁氣的に作用される磁石を備え、本体外表面に前記磁石による回転運動を推進力に変換するための螺旋状構造を備え、前記螺旋状構造が前記本体略円筒形状部分と前記縮径部の両方に設置している。

本発明の医療装置誘導システムは、被検体の管腔臓器内で検査又は処置などの医療行為を行なうものであって、本体が進行方向を対称軸に持つ回転対称体で構成され、本体の進行方向前部又は後部の少なくとも一方は、径が端部の方向に細くなり略球面の端部形状を持つ縮径部により構成され、本体内部に被検体外から

印加される電磁場の回転に作用される電磁場応答部を備え、本体外表面に前記電磁場応答部による回転運動を推進力に変換するための螺旋状構造を備え、前記螺旋状構造の端部が本体端部近傍に達するように設置されている医療装置と、前記医療装置に設けられた電磁場応答部に作用する電磁場を発生させる電磁場発生手段と、前記電磁場発生手段による電磁場の向きを制御する電磁場制御手段と、を備え、前記電磁場発生手段が3軸方向に電磁場を発生させ、前記医療装置を管腔臓器内で回転させる。

本発明の医療装置誘導システムは、被検体の管腔臓器内で検査又は処置などの医療行為を行なうものであって、本体が略円筒形状部分と本体両端における径が端部の方向に細くなり略球面の端部形状を持つ縮径部とで構成され、本体内部に被検体の外から印加される回転磁場に磁氣的に作用される磁石を備え、本体外表面に前記磁石による回転運動を推進力に変換するための螺旋状構造を備え、前記螺旋状構造が前記本体略円筒形状部分と前記縮径部の両方に設置している医療装置と、前記医療装置に設けられた電磁場応答部に作用する電磁場を発生させる電磁場発生手段と、前記電磁場発生手段による電磁場の向きを制御する電磁場制御手段とを備え、前記電磁場発生手段が3軸方向に電磁場を発生させ、前記医療装置を管腔臓器内で回転させる。

図面の簡単な説明

図1は、本発明の第1の実施の形態を備えたカプセル型医療装置誘導システムの特に回転磁界発生装置を主体とした概略構成図。

図2は、本発明の第1の実施の形態を備えたカプセル型医療装置誘導システムにおける各部の内部構成を示すブロック図。

図3(A)はカプセル本体の側面図。

図3(B)はカプセル本体の正面図。

図4(A)は操作入力装置の構成を示す説明図。

図4(B)は、図4(A)に示す操作入力装置の操作に対応した情報を表示する画像表示画面を示す図。

図5は、回転磁界を印加する時の回転磁界の変化の様子等を示す説明図。

図 6 (A) 及び図 6 (B) は、振動磁界を印加した場合のカプセル型医療装置が受ける偶力の様子を示す概略図。

図 7 (A) 及び図 7 (B) は、回転磁界と振動磁界の周波数や強度を変化させた場合のカプセル型医療装置の先端が描く軌跡を示す図。

図 8 (A) は、回転磁界の周波数と振動磁界の周波数を等しくした場合等における軌跡を示す図。

図 8 (B) は、回転磁界の周波数に対して振動磁界の周波数を 2 倍にした場合におけるカプセル型医療装置の先端が描く軌跡を示す図。

図 8 (C) は、振動磁界を直流にした場合におけるカプセル型医療装置の先端が描く軌跡を示す図。

図 9 (A)、図 9 (B) 及び図 9 (C) は、サンプルを用いて回転磁界と振動磁界を印加した場合の推進速度の測定結果等を示す図。

図 10 (A)、図 10 (B)、図 10 (C) 及び図 10 (D) は、屈曲した管腔臓器や広い管腔臓器内を推進させる場合の動作説明図。

図 11 は、カプセル型医療装置の中心軸を x' 方向に設定した座標系で回転磁界などを印加する場合の説明図。

図 12 は、カプセル型医療装置の向きを変更する方向入力の指示がされた場合におけるカプセルの向き及び回転磁界の方向の計算の説明図。

図 13 は、カプセル型医療装置の新しい向きを極座標系で示した説明図。

図 14 は、カプセル型医療装置の内部構造の配置図。

図 15 は、図 14 において、マグネットを後端側に配置した変形例の配置図。

図 16 は、図 14 において、マグネットを観察窓側に配置した変形例の配置図。

図 17 は、図 15 の配置の場合に対して振動磁界を印加した場合の動作の説明図。

図 18 (A) 及び図 18 (B) は、マグネットをカプセル型医療装置本体の中心付近と端部付近とにそれぞれ配置した場合における誘導を行った際の運動の違いの説明図。

図 19 (A) 及び図 19 (B) は、本発明の第 2 の実施の形態のカプセル型医療装置及びページャモータ部分を示す図。

図 20 は、本発明の第 3 の実施の形態のカプセル型医療装置を示す断面図。

図 21 (A) は、電磁ソレノイド装置部分の構成を示す図。

図 21 (B) は、片側端部に可撓性チューブを設けたカプセル型内視鏡を示す図。

図 22 は、本発明の第 4 の実施の形態を備えたカプセル型医療装置誘導システムの概略構成図。

図 23 は、図 22 のより詳細な構成を示すブロック図。

図 24 は、磁場発生装置の概略の構成を示す概略構成図。

図 25 は、カプセル型医療装置の外観を示す側面図。

図 26 は、カプセル型医療装置の内部構造を示す断面図。

図 27 は、回転磁界を印加して推進速度を測定するためのシリコンチューブ内にサンプルのカプセルを挿入した水槽を示す側面図。

図 28 は、端部に螺旋状突起を設けた第 1 のサンプルを示す図。

図 29 (A) 及び図 29 (B) は、推進速度の測定結果を示すグラフ図。

図 30 (A) 及び図 30 (B) は、屈曲した管路内を推進させる場合の作用を示す説明図。

図 31 は、第 5 の実施の形態のカプセル型医療装置を示す側面図。

図 32 は、第 1 変形例のカプセル型医療装置を示す側面図。

図 33 は、第 2 変形例のカプセル型医療装置を示す側面図。

図 34 は、第 3 変形例のカプセル型医療装置を示す側面図。

図 35 は、第 4 変形例のカプセル型医療装置の螺旋状突起のピッチを示す概略側面図。

図 36 (A) は、本発明の第 6 の実施の形態のカプセル型医療装置を示す説明図。

図 36 (B) は、図 36 (A) に示すカプセル型医療装置からの取得画像を示す図。

図 37 は、変形例のカプセル型医療装置の構成を一部切り欠いて示す側面図。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)

図1ないし図18は本発明の第1の実施の形態に係り、図1及び図2は第1の実施の形態のカプセル型医療装置誘導システムの全体構成を示し、図3はカプセル本体の側面図及び正面図を示し、図4(A)及び(B)は操作入力装置の構成及びその操作に対応した情報を表示する画像表示画面を示し、図5は回転磁界を印加する時の回転磁界の変化の様子等を示し、図6は振動磁界を印加した場合のカプセル型医療装置が受ける偶力の様子を示し、図7は回転磁界と振動磁界の周波数や強度を変化させた場合のカプセル型医療装置の先端が描く軌跡を示し、図8(A)は、回転磁界の周波数と振動磁界の周波数を等しくした場合等における軌跡を示し、図8(B)は、回転磁界の周波数に対して振動磁界の周波数を2倍にした場合におけるカプセル型医療装置の先端が描く軌跡を示し、図8(C)は、振動磁界を直流にした場合におけるカプセル型医療装置の先端が描く軌跡を示し、図9はサンプルを用いて回転磁界と振動磁界を印加した場合の推進速度の測定結果等を示し、図10は屈曲した管腔臓器や広い管腔臓器内を推進させる場合の動作説明図を示し、図11はカプセル型医療装置の中心軸を x' 方向に設定した座標系で回転磁界などを印加する場合の説明図を示し、図12はカプセル型医療装置の向きを変更する方向入力の指示がされた場合におけるカプセルの向き及び回転磁界の方向の計算の説明図を示し、図13はカプセル型医療装置の新しい向きを絶対座標系で示した説明図を示し、図14はカプセル型医療装置の内部構造の配置図を示し、図15は図14において、マグネットを後端側に配置した変形例の配置図を示し、図16は図14において、マグネットを観察窓側に配置した変形例の配置図を示し、図17は図15の配置の場合に対して振動磁界を印加した場合の動作の説明図を示し、図18はマグネットをカプセル型医療装置本体の中心付近と端部付近とにそれぞれ配置した場合における誘導を行った際の運動の違いを示す。

図1及び図2に示すように、本発明の医療装置誘導システムの第1の実施の形態のカプセル型医療装置誘導システム1は、図示しない患者の体腔内に挿入（導入）され、体腔内を撮像するカプセル型内視鏡として機能するカプセル型医療装

置 3（以下、カプセルと略記）と、患者の周囲、つまり体外に配置され、前記カプセル 3 に回転磁界及び偶力発生用磁界（又は振動磁界）を印加する磁界発生装置 4 と、この磁界発生装置 4 に回転磁界及び偶力発生用磁界（又は振動磁界）を発生させる駆動電流の供給制御を行う磁界制御装置（或いは電源制御装置） 5 と、患者の体外に配置され、カプセル 3 と無線通信を行い画像処理を行うと共に、操作者の操作に応じて磁界制御装置 5 を制御して、カプセル 3 に印加される回転磁界及び偶力発生用磁界（又は振動磁界）の方向や大きさ等を制御する処理を行うパーソナルコンピュータ等で構成される処理装置 6 と、この処理装置 6 に接続され、カプセル 3 により撮像した画像等を表示する表示装置 7 と、処理装置 6 に接続され、術者などの操作者が操作することにより、操作に対応した指示信号を指示入力する操作入力部 8 とを有する。

図 4（A）に示すように、この操作入力部 8 は、体内に挿入されたカプセル 3 を推進させようとする方向の入力指示を行う方向入力装置 8 a、操作に対応した回転周波数の回転磁界の指示信号を発生する回転周波数入力装置 8 b、回転磁界の強度を調整操作する回転磁界の強度調整装置 8 c、振動（或いは偶力発生用）磁界の強度調整装置 8 d、振動（偶力発生用）磁界の周波数調整装置 8 e、方向入力装置 8 a を構成するジョイスティック 9 の例えば頂部に設けられ、振動（或いは偶力発生用）磁界の印加の ON/OFF を行う振動（或いは偶力発生用）ON/OFF スイッチ（振動スイッチと略記） 8 f とを備えている。なお、以下では、振動（偶力発生用）磁界を振動磁界として（殆ど）表記する。

図 3 に示すように、カプセル 3 は略円筒形状ないしはカプセル形状にして体内への挿入部ともなる外装容器 11 の外周面に回転を推力（推進力）に変換する推力発生構造部となる螺旋状突起（或いはスクリュウ部） 12 が螺旋状に設けてある。

この螺旋状突起 12 は、外装容器 11 の外周面に丸みを設けた略半球状等の断面構造にして、体内の内壁面に滑らかに接触するようになっている。

また、この外装容器 11 で密閉された内部には、対物レンズ 13 及びその結像位置に配置された撮像素子 14 とからなる撮像手段を収納している。また、この外装容器 11 内には、撮像を行うために必要となる照明する照明素子 15（図 2

参照)等の他に、カプセル3をより円滑に推進させるのに利用するマグネット(永久磁石)16が収納されている。

図3(A)、図3(B)に示すように、対物レンズ13は、円筒状のカプセル3における挿入軸とも言える中心軸C上にその光軸が一致するようにして、例えば外装容器11における半球状で透明にされた先端カバー11aの内側に配置されており、先端カバー11aの中央部分が図3(B)に示すように観察窓17となる。なお、図3(A)、図3(B)では示していないが、照明素子15は対物レンズ13の周囲に配置されている。

従って、この場合には、対物レンズ13視野方向は対物レンズ13の光軸方向、つまりカプセル3の円筒状の中心軸Cに沿った方向となる。

また、カプセル3内の長手方向の中央付近に配置されたマグネット16は、図3(A)、図3(B)に示すように中心軸Cと直交する方向にN極及びS極が形成されるように配置されている。この場合、マグネット16の中心は、このカプセル3の重心位置に一致するように配置され、外部から磁界を印加した場合にマグネット16に作用する磁気的な力の中心がカプセル3の重心位置となり、磁気的にカプセル3を円滑に推進させやすい構成にしている。

さらに、図3(B)に示すように、マグネット16の着磁の方向、つまり双極子の方向が撮像素子14の特定の配置方向に一致するように配置している。

つまり、撮像素子14により撮像された画像が表示される場合の上方向が、マグネット16のS極からN極に向かう方向に設定されている。

そして、磁界発生装置4により回転磁界をカプセル3に印加することにより、マグネット16を磁気的に回転させ、このマグネット16を内部に固定したカプセル3をマグネット16と共に回転させ、その際カプセル3の外周面に設けた螺旋状突起12は体腔内壁に接触して回転され、カプセル3を推進させることができるようにしている。

また、本実施の形態では図6(A)及び図6(B)にその基本的な機能(作用)の概略を示すように(振動スイッチ8fをONにする操作を行うことにより)、磁界発生装置4によりカプセル3の中心軸C方向に磁界方向が変化する振動磁界(偶力発生用磁界)H_mをカプセル3に印加できるようにして、このカプセル3

に内蔵したマグネット 16 に対して、図 6 (A) 及び図 6 (B) の矢印で示すように中心軸 C と平行で、かつ逆方向に等しい力（つまり偶力）を作用できるようにしていることが特徴となっている。

この場合、偶力はマグネット 16 の両磁極を結ぶ線上で両磁極の各位置において、中心軸 C と平行で、力の大きさが等しく、かつその向きが互いに逆となり、カプセル 3 を回転させるように作用する。

本実施の形態では、外部からの磁界によりマグネット 16 に対して偶力が働くようにしているが、後述する第 2 の実施の形態等で説明するように、カプセル 3 をその長手方向の挿入軸の向きを首振りの振動或いは傾動等させるようにする傾動（揺動）機構或いは重心位置を変更するような擬似的な偶力発生手段の構造にしても良い（偶力を形成する一方に相当するような力を発生或いは作用させるようにしても良い）。

また、本実施の形態では、外部磁界によりマグネット 16 を内蔵したカプセル 3 を制御するようにした場合には、外部磁界の方向からカプセル 3 により撮像された画像の上方向がどの方向であるかを知ることができるようにしている。

カプセル 3 内には、上述した対物レンズ 13、撮像素子 14、照明素子 15、マグネット 16 の他に図 2 に示すように、撮像素子 14 で撮像された信号に対する信号処理を行う信号処理回路 20 と、信号処理回路 20 により生成されたデジタル映像信号を一時記憶するメモリ 21 と、メモリ 21 から読み出した映像信号を高周波信号で変調して無線送信する信号に変換したり、処理装置 6 から送信される制御信号を復調等する無線回路 22 と、信号処理回路 20 等カプセル 3 を制御するカプセル制御回路 23 と、信号処理回路 20 等カプセル 3 内部の電気系に動作の電源を供給する電池 24 とが収納されている。

また、このカプセル 3 と無線通信を行う処理装置 6 は、前記無線回路 22 と無線通信を行う無線回路 25 と、無線回路 25 と接続され、カプセル 3 から送られた画像データに対する画像表示等のデータ処理等を行うデータ処理回路 26 と、データ処理回路 26 や電源制御装置 5 等を制御する制御回路 27 と、前記電源制御装置 5 を介して回転磁界発生装置 4 により発生される回転磁界の状態の情報と方向入力装置 8 a 等による設定の情報を記憶する記憶回路 28 とを有する。

データ処理回路 26 には表示装置 7 が接続され、撮像素子 14 で撮像され、無線回路 22、25 を経てデータ処理回路 26 により処理された画像等が表示される。また、このデータ処理回路 26 はカプセル 3 が回転されながら画像を撮像するので、表示装置 7 に表示される際の画像の向きを一定の方向に補正する処理を行い、術者が見やすい画像を表示できるように画像処理を行う（日本国特許願 2002-105493 号に記載）。

前記制御回路 27 には、操作入力装置 8 を構成する方向入力装置 8a、回転周波数入力装置 8b 等から操作に対応した指示信号が入力され、制御回路 27 は指示信号に対応した制御動作を行う。

また、前記制御回路 27 は、記憶回路 28 と接続され、記憶回路 28 に磁界制御装置 5 を介して磁界発生装置 4 により発生する回転磁界の向き及び磁界の向きの情報を常時記憶するようにしている。そして、その後に、回転磁界の向きや磁界の向きを変化させる操作が行われた場合にも、回転磁界の向きや磁界の向きを連続的に変化させ、円滑に変化させることができるようにしている。なお、記憶回路 28 を、制御回路 27 内部に設けるようにしても良い。

また、前記制御回路 27 と接続された磁界制御装置 5 は、交流電流を発生すると共に、その周波数や位相を制御する 3 個の交流電流発生&制御回路からなる交流電流発生&制御部 31 と、各交流電流をそれぞれ増幅する 3 個のドライバからなるドライバ部 32 とを有し、3 個のドライバの出力電流は磁界発生装置 4 を構成する 3 個の電磁石 33a、33b、33c にそれぞれ供給される。

この場合、電磁石 33a、33b、33c は直交する 3 軸方向の磁界を発生するように配置されている。磁界発生装置 4 の例としては 33a、33b、33c がそれぞれヘルムホルツコイルで、それぞれの磁界発生方向が直交している 3 軸ヘルムホルツコイル等が考えられる。

そして、図 4 (A) に示す操作入力装置 8 を構成する方向入力装置 8a を操作することにより、磁界方向の指示信号を発生したり、回転周波数入力装置 8b を操作することにより操作に対応した回転周波数の回転磁界の指示信号を発生したり、振動 (ON/OFF) スイッチ 8f を操作することにより振動磁界の強度調整装置 8d 等で設定した (交流の或いは周期的な) 振動磁界を発生することにより、

カプセル 3 のマグネット 16 に対して、カプセル 3 の長手方向の中心軸 C の中心点の回りでその中心軸 C 自体を回転させるような偶力を発生させることができるようにしている。この場合、中心軸 C 自体を完全に回転させる前に振動磁界（偶力として作用）の向きを逆方向に変更するように交流ないしは周期的に印加するため、カプセル 3 は傾動或いは振動させられるようになる。

なお、図 4 (A) において、方向入力装置 8 a ではジョイスティック 9 を進行させたいと望む方向に傾動することにより、その方向にカプセル 3 を移動させるように回転磁界を発生させるようになる。

図 5 は、例えば回転磁界の印加時の様子を示しており、カプセル 3 に対して、回転磁界を印加することによりカプセル 3 に内蔵されたマグネット 16 を回転させることができ、この回転によりカプセル 3 を前進或いは後退させることができる。

そして、図 5 に示すようにカプセル 3 の長手方向の中心軸 C の方向（図 5 では y' ）に垂直な回転磁界平面でその回転磁界の極の向きが変化する回転磁界を印加し、カプセル 3 内にその長手方向に垂直な方向に固定されたマグネット 16 と共にカプセル 3 をその長手方向の回りで回転させ、その回転方向に応じて図 3 に示した螺旋状突起 12 により体腔内壁と係合させて前進或いは後退させることができるようにしている。

また、本実施の形態では、図 5 における長手方向の中心軸 C の方向 y' の回りでマグネット 16 を揺動（振動）させるように働く振動磁界（偶力発生用磁界）をカプセル 3 に印加できるようにしている。そして振動磁界印加時には実線で示す状態から例えば点線で示す状態（その中心軸方向を y, z' で示す）に長手方向を変化（振動）させることができる。

これらにより、カプセル 3 はその長手方向の中心軸 C の回りで回転されると共に、その回転の中心軸 C の方向が傾くように偏心される。つまり、回転する独楽の回転トルクが小さくなり、重力の作用で心棒が揺れるような動作（以下この動作をジグリング動作と呼ぶ）を行うような状態にできるようにしている。

このようにして、カプセル 3 をそのカプセル 3 の直径と略同じ程度の管腔内でその管腔の長手方向に沿って進行或いは後退させるような場合には、カプセル 3

をその長手方向の回りで回転させる回転磁界を印加することにより、スムーズに移動させることができる。

これに対して、管腔の曲がっているような部分（図 10（A）参照）で、カプセル 3 が曲がり部分に当たり、単に長手方向の回りで回転させた場合には屈曲している方向にスムーズに移動させにくい場合がある。

そのような場合には、上述のようにカプセル 3 の長手方向の中心軸 C に沿ってその中心の周りで、かつ中心軸 C を回転させるような力が作用するように振動磁界を印加することにより、カプセル 3 をジグリング動作をさせ、ジグリング動作の際の長手方向が管腔の屈曲方向の状態になった場合にその方向にスムーズにカプセル 3 を移動させることができるようにしている（図 10（A）を参照して後述）。

なお、ジョイスティック 9 を傾動させることにより、現在の進行方向から所望とする任意の方向に回転磁界の向きを制御できるように、カプセル 3 の状態或いは回転磁界の状態を常時把握している。本実施の形態では、回転磁界の状態（具体的には、回転磁界の向き及び磁界の向き）を記憶回路 28 に常時記憶するようにしている。

具体的には、図 2 における操作入力部 8 における操作の指示信号は制御回路 27 に入力され、制御回路 27 は指示信号に対応した回転磁界を発生させる制御信号を磁界制御装置 5 に出力すると共に、その回転磁界の向き及び磁界の向きの情報を記憶回路 28 に記憶する。

従って、記憶回路 28 には、回転磁界発生装置 4 により発生される回転磁界及びその回転磁界を形成する周期的に変化する磁界の向きの情報が常時記憶されるようになっている。

なお、記憶回路 28 は制御回路 27 からの回転磁界の向き及び磁界の向きの制御信号に対応する情報を記憶する場合に限定されるものでなく、制御回路 27 から磁界制御装置 5 に出力された制御信号により、磁界制御装置 5 における交流電流発生&制御部 31 及びドライバ部 32 を経て回転磁界発生装置 4 に実際に出力される回転磁界の向き及び磁界の向きを決定する情報を磁界制御装置 5 側から制御回路 27 に送り、記憶回路 28 に記憶するようにしても良い。

また、本実施の形態では回転磁界の印加開始時及び印加停止時や回転磁界の向き（換言するとカプセルの進行方向の向き）等を変更する場合には、カプセル 3 に急激な力が作用することなく円滑に作用するように回転磁界を連続的に変化させるように制御するようにしている。

また、本実施の形態ではカプセル 3 の回転により、撮像素子 1 4 で撮像された画像も回転することになるので、これをそのまま表示装置 7 に表示すると、表示される画像も回転した画像となってしまう、方向入力装置 8 b による所望の向きへの指示操作の操作性が低下するため表示画像の回転を静止させることが望まれる。

そこで、本実施の形態では、特願 2 0 0 2 - 1 0 5 4 9 3 号で説明しているように回転画像を回転が静止した画像に補正する処理をデータ処理回路 2 6 及び制御回路 2 7 で行うようにしている。

なお、磁界の向き情報を元に、画像を回転させ、カプセル 3 の回転をキャンセル表示させるようにしても良い（また、画像の相関処理等を行って、所定の向きの静止画を表示するようにしてもよい）。

そして、図 4（B）に示すように表示装置 7 の表示画面 7 a において、例えば円形の表示エリア 7 b に撮像素子 1 4 で撮像した静止画像を表示すると共に、矢印 7 c により、ジョイスティック 9 の操作方向及び矢印 7 c の大きさを操作量を表す。また、矢印 7 c の表示色により、前進／後進を表すようにしている。

また、表示画面 7 a の例えば下方の隅の回転磁界の周波数表示エリア 7 d に回転磁界の周波数を表示するようにしている。

このような構成による本実施の形態における特徴となっている回転磁界や振動磁界による代表的な作用をまず説明する。

図 6（A）及び図 6（B）は、振動磁界 H_m を印加した様子を示す。図 6（A）では振動磁界 H_m により、カプセル 3 の内部に固定されたマグネット 1 6 を反時計回り方向に回転させる偶力が矢印で示す作用線のように働く。この偶力はカプセル 3 の中心軸 C と平行な方向に作用する。

このように振動磁界 H_m により、カプセル 3 は実線で示す状態から 2 点鎖線で示すような方向に回転させられるような力（偶力）を受ける。

また、図 6 (A) と逆向きの振動磁界 H_m を発生することにより、図 6 (B) に示すようにカプセル 3 の内部に固定されたマグネット 16 を時計回り方向に回転させる偶力が働き、カプセル 3 は実線で示す状態から 2 点鎖線で示すような方向に回転させられる。

また、図 7 (A) は、回転磁界 H_r の周波数 f_r と振動磁界 H_m の周波数 f_m の関係を $f_r < f_m$ として、回転磁界 H_r と振動磁界 H_m とを印加した状態でのカプセル 3 の先端面側から見た場合の (カプセル先端中心位置の) 軌跡 T_r を示す。

また、図 7 (B) は、図 7 (A) において、さらに回転磁界 H_r の強度に対して振動磁界 H_m の強度をその $1/2$ にした状態でのカプセル 3 の軌跡 T_r を示しており、図 7 (A) の場合に対して、回転中心から首振りする角度がその $1/2$ になっている。

また、図 8 (A) は、図 7 (A) において、回転磁界 H_r の周波数 f_r と振動磁界 H_m の周波数 f_m と等しくした状態、つまり $f_r = f_m$ にした状態でのカプセル 3 の軌跡 T_r を示している。

この条件では、一方 (図 8 (A) では左側) に偏心して首振りするような動作状態 (軌跡 T_r) となる。

このため、片側に押し広げたいような場合に有効となる。

また、図 8 (B) は、図 7 (A) において、回転磁界 H_r の周波数 f_r を振動発生用磁界 H_m の周波数 f_m の $1/2$ にした状態、つまり $f_r = f_m/2$ にした状態でのカプセル 3 の軌跡 T_r を示している。

さらに、振動磁界 H_m を周期的に変動させる場合についてのべてきたが、振動磁界 H_m を変動しない磁場 ($f_m = 0$ 、 $H_m \neq 0$) として与えてもよいこの場合、カプセル 3 の軌跡 T_r は、図 8 (C) のように、回転磁界 H_r の周波数 f_r と同じ終期で旋回することになる。

また、本実施の形態では、図 9 (A) に示すように容器 31 内に水 32 を充填し、その底部側にシリコンチューブ 33 内にカプセル 3 を挿入して、体腔内の管路にカプセル 3 を挿入した状態を模擬した状態を設定している。

そして、この容器 3 1 を図 1 に示した回転磁界発生装置 4 内に配置し、この回転磁界発生装置 4 によりシリコンチューブ 3 3 の長手方向（図 9（A）において左右方向）の右側に進行（前進）及び左側に進行（後進）させるような回転磁界を印加すると共に、振動磁界をその周波数を変化させて印加し、カプセル 3 が 2 cm 移動した場合の時間を測定してその移動速度を算出した。

この場合、回転磁界の周波数は 1 Hz、その磁界強度は 100 Oe、振動磁界の強度は 50 Oe、水位 20 cm、カプセル 3 の螺旋状突起 1 2 の形成角度は 45° で 2 条に形成したものを採用した。また、本実施の形態では、シリコンチューブ 4 3 を少し右下がり（つまり、左側が高くなるよう）に傾斜する状態で行った。つまり、右側が前進（下り）、左側が後進（上り）となる。

その測定結果は、後進の場合には図 9（B）となり、前進の場合には図 9（C）のようになった。図 9（B）及び図 9（C）の結果からは回転磁界の周波数よりも振動磁界の周波数を高くした場合、特に後進させて登る方向に移動させる場合に有効となる。

また、本実施の形態の条件では、振動磁界の周波数としては、略 2 ～ 10 Hz が推進速度に有効と考えられるデータとなっている。また、回転磁界の周波数に対しては略 2 ～ 10 倍の振動周波数が推進速度に有効と考えられるデータとなっている。

次に本実施の形態の全体的な作用を説明する。

カプセル 3 により体腔内を検査する場合、患者はこのカプセル 3 を飲み込む。体腔内に挿入されたカプセル 3 は食道等を通過する際に、照明素子 1 5 で照明し、撮像素子 1 4 で撮像した画像を無線回路 2 2 を経て体外の処理装置 6 に無線で送る。

処理装置 6 は無線回路 2 5 で受信し、復調された画像データをデータ処理回路 2 6 内部などに設けた（ハードディスク等の）画像記憶デバイスに蓄積すると共

に、表示用の処理を行い、表示装置 7 に出力してカプセル 3 により順次撮像された画像を表示する。

表示装置 7 に表示される画像から術者はカプセル 3 が現在の体腔内における概略の位置を推測することができる。例えば食道を撮像している状態であると判断し、検査対象とする部位が例えば小腸等のより深部側である場合には、途中の部位をより速やかに進行させた方が良く、この場合には磁界発生装置 4 で発生する回転磁界の向き（法線方向の向き）を患者の身長に沿った下側となるように初期設定を行う。なお、この場合におけるカプセル 3 に設けた螺旋状突起 1 2 は撮像素子 1 4 で撮像する視野方向を前側として例えば右ネジ状に形成されているとする。

回転磁界を発生させるべく、例えば、方向入力装置 8 a 等を最初に操作した場合には、記憶回路 2 8 にはその直前の回転磁界の状態に対応する情報が記憶されていないので、制御回路 2 7 は設定回路 2 9 を起動して初期設定の設定画面を表示装置 7 等に表示し、初期設定で発生する回転磁界の向きを術者に選択設定できるようにする。そして、術者は最初に回転磁界を発生する向きを患者の身長に沿った下側に発生する指示操作を行うことにより、回転磁界の初期発生情報が記憶回路 2 8 に記憶される。

また、設定回路 2 9 により、回転磁界の大きさ（振幅）を予め設定し、この値以上の回転磁界を発生しないように設定することもできる。この設定回路 2 9 による設定情報は記憶回路 2 8 に記憶される。

そして、図 4（A）に示す操作入力装置 8 のジョイスティック 9 及び操作レバー 8 b を傾動するような操作を行うことにより、患者の身長に沿った下側が回転磁界の向きとなるように回転磁界が発生するように制御回路 2 7 は記憶回路 2 8 に記憶された情報を読み出して制御する。つまり、記憶回路 2 8 から読み出した情報に基づいて磁界制御装置 5 を介して回転磁界発生装置 4 により前記回転磁界を発生させる。

このようにして、体外から回転磁界を印加することにより、体腔内に挿入されたカプセル 3 に内蔵されたマグネット 1 6 に磁気トルクを作用させ、カプセル 3 を回転させ、その際カプセル 3 の外周面に設けた螺旋状突起 1 2 を体腔内の内壁

に接触させた状態でネジを回転させるようにして速やかに推進させることができる。

また、記憶回路 28 には回転磁界の状態（回転磁界の向き及び磁界の向き）の情報が常時記憶され、回転磁界の印加を停止した状態での回転磁界の状態の情報も記憶される。

そして、次に再度回転磁界を印加する操作が行われた場合には、記憶回路 28 に記憶された情報により、回転磁界を停止した場合と同様の回転磁界を発生する。

このようにして、カプセル 3 を体腔内の管路に沿って推進させることができるが、例えば図 10（A）に示すように比較的狭い管腔 41 内において、より狭くなった屈曲部 42 が存在して屈曲している場合には、単に回転磁界のみでは屈曲部 42 に沿って効率良く進行させるにくくなる場合がある。

このような場合には、図 7（A）等にしたように回転磁界と共に振動磁界を印加してカプセル 3 にはさらに偶力を作用させることにより、カプセル 3 をその長手方向の軸の回りで首振りのなジグリング動作をさせることができる。

その首振りのな作用により図 10（A）の点線で示すように屈曲部 42 の管腔部分を押し広げると共に、屈曲部 42 の屈曲方向を向いた状態の時にその方向に推進させることができる。

また、図 10（B）は、カプセル 3 の外径よりも広い管腔 41 を効率的に推進させる場合の作用を示す。

図 10（B）に示すように、カプセル 3 の外径よりも広い管腔 41 内においてカプセル 3 を推進させようとした場合、単にカプセル 3 に回転磁界を印加しただけでは、図 10（C）或いは図 10（D）のようにカプセル 3 の外周面（に設けた螺旋状突起 12）は管腔 41 内面との係合部分（引っかかり部分）が少ないため、空回りし易く進行速度が遅くなり易い。

なお、図 10（D）は図 10（C）における矢視 A から見た様子を示し、単に回転させた場合にその姿勢の変化が少なく、空回りして進行させる機能が低下する。

このような場合には、図 7（A）等にしたように、回転磁界と共に振動磁界

も印加することにより、図 10 (B) に示すようにカプセル 3 を首振りの運動をさせて、首振りの動作状態におけるカプセル 3 の実効的な外径を大きくすると共に、進行方向も周期的等に変化させるようにして、広い管腔 41 の場合にもその内壁との係合部分を拡大して、効率良く推進させることができる。

また、図 10 (B) のように、首振り動作（ジグリング動作）させることにより、カプセル 3 の外径よりも大きな内径の管腔 41 部分を安定してカプセル 3 を効率良く推進させることができると共に、ジグリング動作により、撮像範囲を実質的に広くして管腔 41 内壁をより広範囲に撮像することもできる。

さらに、上述したように本実施の形態では、図 4 (B) に示すようにジョイスティック 9 の操作方向等を矢印 7c で表示し、撮像した画像においてカプセル 3 をどの方向に進行させるかの指示を行えるようにしている。そして、この指示方向に対応して、その方向にカプセル 3 を進行させるような回転磁界を磁界発生装置 4 は発生する。

この場合の回転磁界の発生方向を算出する処理を制御回路 27 が行い、磁界制御回路 5 を介して回転磁界発生装置 4 は指示方向に対応する回転磁界を発生する。

この場合の回転磁界の発生の動作を以下に詳細に説明する。

ここで、以下のように入力される時間 t に依存する回転磁界強度、振動磁界強度等を $H_r(t)$ 、 $H_m(t)$ 等で表す。

回転磁界強度： $H_r(t)$ → 8c により設定される

振動磁界強度： $H_m(t)$ → 8d により設定される

回転磁界の周波数： $f_r(t)$ → 8b により設定される

振動磁界の周波数： $f_m(t)$ → 8e により設定される

サンプリング周期： T_s → システムが磁界強度を切り換えたり、ジョイスティック等の入力量の読み込み時間間隔

現在の回転の位相： $\beta(t)$

現在の偶力の位相： $\alpha(t)$

向きの変更量を決めるパラメータ： C

$V_{y'}(t)$: 時間 t におけるジョイスティック 8 a の y' 方向の入力量

$V_{z'}(t)$: 時間 t におけるジョイスティック 8 a の z' 方向の入力量

図 1 1 はカプセル 3 の中心軸方向を x' に設定した座標系 (x' 、 y' 、 z') を示す。この座標系 (x' 、 y' 、 z') においては、カプセル 3 の中心軸方向を x' に設定しているため、カプセル 3 をその中心軸 x' の方向に進行させ、また中心軸 x' 方向に振動磁界を印加した状態での磁界は以下ようになる。

$$H_{x'}(t+T_s) = H_m(t) \cos(\alpha(t) + 2\pi T_s f_m(t))$$

$$H_{y'}(t+T_s) = H_r(t) \cos(\beta(t) + 2\pi T_s f_r(t))$$

$$H_{z'}(t+T_s) = H_r(t) \sin(\beta(t) + 2\pi T_s f_r(t))$$

$H_{y'}$ 、 $H_{z'}$ が回転磁界であり、 $H_{x'}$ が振動磁界に相当する。

ここで、三角関数内の現在の位相を以下のように表し、以下ではこれを利用する。

$$\alpha(t+T_s) = \alpha(t) + 2\pi T_s f_m(t)$$

$$\beta(t+T_s) = \beta(t) + 2\pi T_s f_r(t)$$

図 1 2 はカプセル 3 の方向指示が入力された場合のカプセル 3 の新しい向きの計算の説明図を示す。

図 1 2 に示す状態において、矢印で示すように (中心軸方向が x' の) カプセル 3 に対して、その進行方向を変更するカプセル指示方向 (y' 軸と角 γ なす角度方向) がされたとする。

この場合、カプセル指示方向と直交する回転中心軸 p で座標系を回転させたときの新しい x' 軸の方向が回転磁界の方向となる。

この回転計算は、

(1) x' 軸を中心に $-\gamma$ の回転 (図 1 2 の (1) の矢印)

(2) z' 軸を中心に δ の回転 (図 1 2 の (2) の矢印)

(3) x' 軸を中心に γ の回転 (図 1 2 の (3) の矢印)

で実現される。

ここでは δ は、ジョイスティック 9 の入力量 $V_{y'}(t)$ 、 $V_{z'}(t)$

$$V(t) = ((V_{y'}(t))^2 + (V_{z'}(t))^2)^{1/2}$$

$$\delta(t) = C \times V(t)$$

$$\gamma = \sin^{-1}(V_{z'}(t)/V(t))$$

よって回転中心軸 p まわりに $\delta(t)$ 回転される変換行列は、(1)、(2)、(3) の操作に対応する回転行列 $R_{\gamma}^{x'}$ 、 $R_{\delta(t)}^{z'}$ 、 $R_{-\gamma}^{x'}$ を用いて、

$$R_{\delta(t)}^p = R_{\gamma}^{x'} R_{\delta(t)}^{z'} R_{-\gamma}^{x'}$$

となる。

ここで、

式1

$$R_{\gamma(t)}^{x'} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \gamma & -\sin \gamma \\ 0 & \sin \gamma & \cos \gamma \end{pmatrix}$$

$$R_{\delta(t)}^{z'} = \begin{pmatrix} \cos \delta(t) & -\sin \delta(t) & 0 \\ \sin \delta(t) & \cos \delta(t) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$R_{-\gamma(t)}^{x'} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \gamma & \sin \gamma \\ 0 & -\sin \gamma & \cos \gamma \end{pmatrix}$$

となり各軸周りでの回転行列である。

よって新しく付加する磁界は、これらの回転行列を用いることにより、

式2

$$\begin{pmatrix} H_{x'}(t+Ts) \\ H_{y'}(t+Ts) \\ H_{z'}(t+Ts) \end{pmatrix} = R_{\gamma(t)}^{x'} R_{\delta(t)}^{z'} R_{-\gamma(t)}^{x'} \begin{pmatrix} H_{x'}(t+Ts) |_{V(t)=0} \\ H_{y'}(t+Ts) |_{V(t)=0} \\ H_{z'}(t+Ts) |_{V(t)=0} \end{pmatrix}$$

となる。但し $H_{x'}(t+Ts) |_{V(t)=0}$, $H_{y'}(t+Ts) |_{V(t)=0}$, $H_{z'}(t+Ts)$

s) | $v(t)=0$ は $V(t)=0$ とした場合の $t+T_s$ における x' y' z' 方向それぞれの磁界である。

一方で、3軸ヘルムホルツコイルにより発生している磁界は時刻 t において、
 $(H_x(t) \ H_y(t) \ H_z(t))$
 となる。

また、カプセル3の向きを $\phi(t)$, $\theta(t)$ を用いて表すと図13のようになる。
 また、磁界側も x' 、 y' 、 z' からこの x 、 y 、 z 座標系に変換すると、時刻 $t+T_s$ において

式3

$$\begin{pmatrix} H_x(t+T_s) \\ H_y(t+T_s) \\ H_z(t+T_s) \end{pmatrix} = R_{\phi(t)}^z R_{\theta(t)}^y \begin{pmatrix} H_{x'}(t+T_s) \\ H_{y'}(t+T_s) \\ H_{z'}(t+T_s) \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} H_x(t+T_s) \\ H_y(t+T_s) \\ H_z(t+T_s) \end{pmatrix} = R_{\phi(t)}^z R_{\theta(t)}^y R_{\gamma(t)}^{x'} R_{\delta(t)}^{z'} R_{\gamma(t)}^{x'} \begin{pmatrix} H_{x'}(t+T_s) \\ H_{y'}(t+T_s) \\ H_{z'}(t+T_s) \end{pmatrix}$$

となる。ここで、式3における $R_{\phi(t)}^z$ 、 $R_{\theta(t)}^y$ は図13の z 軸の回りの角 $\phi(t)$ 、 y 軸の回りの角 $\theta(t)$ の回転操作に対応する回転行列を示す。

これらの演算を繰り返すことにより外から発生させる磁界を算出できる。

一般にコイルによる磁界は、

$$H = I \cdot N$$

H : 磁界 N : 係数 I : 電流

で表されるから、電流 I 、つまり

$$I = H / N$$

制御すればよい。

3軸ヘルムホルツコイルの係数 N をそれぞれ N_x 、 N_y 、 N_z とすると、コイ

ルに流す電流 $I_x(t)$, $I_y(t)$, $I_z(t)$ は、

式 4

$$\begin{pmatrix} I_x(t) \\ I_y(t) \\ I_z(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} H_x(t)/N_x \\ N_y(t)/N_y \\ H_z(t)/N_z \end{pmatrix}$$

で表せる。

カプセルの向きの情報に関しては、

(1) 位置方向検出手段がある場合には、位置検出手段による検出結果により $\theta(t)$ 、 $\phi(t)$ を使用する。この時の位置方向手段（センサ）としては、NDI 社製 AURORA 等を使用することができる。

(2) 位置検出がない場合には、

$\theta(0)$ 、 $\phi(0)$ （初期値）を入力して行う。

その後のカプセル 3 の向き、 $X(t)$ 、 $Y(t)$ 、 $Z(t)$ を求めると

式 5

$$\begin{pmatrix} X(t+Ts) \\ Y(t+Ts) \\ Z(t+Ts) \end{pmatrix} = R_{\phi(t)}^z R_{\theta(t)}^y R_{\gamma(t)}^{x'} R_{\delta(t)}^z R_{-\gamma(t)}^{x'} \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

をカプセル 3 の向きとして規定すれば良い。

また、図 3 に示したカプセル（医療装置）3 は、この医療装置本体となるその中心部にマグネット 16 が配置されている。図 14 はカプセル 3 の内部配置図を示す。

観察窓端部には、（対物レンズ枠 51）に取り付けられた対物レンズ 13、照明素子 15、撮像素子 14 が配置されている。さらに、信号処理回路 20（ここではメモリ 21 は内蔵されている）、無線回路 22 が配置され、その奥にマグネット 16 が配置されている。マグネット 16 をはさみ観察窓側の反対側には電池

24と、スイッチ回路71が配置されている。各ユニットは配線手段としてのフレキシブル基板56で配線されており先に説明したような動作を実現するカプセル型医療装置3を構成している。このように配置することにより、マグネット16をカプセル型医療装置3本体の中心部分に配置することができる。また、この配置ではマグネット16の位置はカプセル型医療装置3の重心位置に近い。

これにより、外部から磁界を加えることにより発生するカプセル型医療装置3本体の回転駆動力等はカプセル型医療装置3本体の重心付近で発生する。

このため、カプセル型医療装置3を安定したコントロールをすることができる。

ただし、以下のような場合においては、カプセル型医療装置の中心付近にマグネット16を配置しない方が、コントロール性がある場合がある。

図15は、図14に対してマグネット16と、電池24、スイッチ回路71の配置を入れ替えマグネット16を観察窓側と反対側の端部に配置した変形例のカプセル3'である。

この構成においては、大腸等の比較的広い管腔の内部を誘導する際に有利になる。

図18(B)に示した動作をさせる場合、図3または図14に示したようにマグネット16をカプセル3の中心近傍に配置すると、振動磁界を加えるとカプセル3本体は、図6(A)、図6(B)に示すように振動する。

これに対し、図15のようにマグネット16を配置した場合、振動磁界を加えると、図17に示すようにカプセル本体の観察窓側の端部の振幅が大きくなるように振動する。このように動作させることができるため、より大きな管腔内でも管腔内壁とカプセル3'の係合する部分を確保(増大)することができる。

従って、より大きな管腔でもカプセル3'を誘導することができる効果を有することになる。

また、図16においては、マグネット16を中空構造にし、対物レンズ枠51に挿通されて固定されている。このような構造にすることで、マグネット16をカプセル3"の観察窓側の端部近傍に配置することができる。

図16のカプセル3"を誘導(向きを変える動作)を行った場合の運動の違い

を図 3、図 14 のカプセル 3 と比較して説明する。

図 18 (A) に示すように、図 3 または図 14 のカプセル 3 ではこのカプセル 3 の中心付近 (マグネット 16 の位置) を中心に向きを変える動作を行う。管腔の走行が急に曲がっていた場合には、管腔に沿って回転は半径が確保しにくい場合が存在し、この場合誘導性が低下する場合がある。

これに対して図 16 のカプセル 3'' では以下のように作用する。

つまり、図 18 (B) に示されるようにカプセル 3'' の観察窓近傍を中心にカプセル 3'' が向きを変えるため、回転半径が確保しやすい。

従って、カプセル 3'' の誘導性を向上させることができる効果を有する。

以上説明した本実施の形態によれば、カプセル 3 等を通したい管腔が、カプセル 3 等の外径より広いような場合や、狭くなっていたり、折れ曲っていたりした場合においても、カプセル 3 等を円滑に通過できる様になり、短い時間でカプセル 3 等を目的部位側に誘導することができる。

また、従来例に比べ高速に管腔内をカプセル 3 等を移動させることができるため、短い時間でカプセル 3 等を目的部位側に誘導することができる。

(第 2 の実施の形態)

次に、図 19 を参照して本発明の第 2 の実施の形態を説明する。図 19 は本発明の第 2 の実施の形態のカプセル 3 B を示す。図 19 (A) はカプセル 3 B の内部構成を示し、図 19 (B) は後端側から見たページャモータ 57 部分を示す。

第 1 の実施の形態では、カプセル 3 にはマグネット 16 を内蔵し、外部からの回転磁界と共に、回転磁界と直交する方向の振動磁界が印加されることにより、カプセル 3 は受動的にカプセル 3 の中心軸 C を傾けるような偶力が作用するようにしていたが、本実施の形態ではカプセル 3 B に能動的にカプセル 3 B の中心軸 C を傾けるような傾動力ないしは振動力が作用するようにしたものである。

図 19 に示すカプセル 3 B は、図 3 (A) のカプセル 3 と同様に、カプセル状の外装容器 11 における外周面には螺旋状突起 12 が設けてある。また外装容器 11 の先端側は透明部材で形成された観察窓 17 が設けられている。

この観察窓 17 に対向する内側には対物レンズ 13 が取り付けられた円筒状のレンズ枠 51 が配置され、その結像位置には撮像素子 14 を取り付けた撮像素子

基板 5 2 が配置され、レンズ枠 5 1 の周囲に照明素子 1 5 が配置されている。

撮像素子基板 5 2 に隣接して信号処理や制御を行う制御基板 5 3 と無線回路 2 2 等の機能を備えた通信基板 5 4 が配置され、通信基板 5 4 にはアンテナ 5 5 が接続されている。また、照明素子 1 5、撮像素子基板 5 2 等はフレキシブル基板 5 6 により電氣的に接続されている。

また、このカプセル 3 B の長手方向の中心軸 C 上でその中心位置にはこの中心軸 C と直交する方向が長手方向となるようにしてマグネット 1 6 が配置され、図示しない接着剤等で固定されている。

また、このマグネット 1 6 に隣接して電池 2 4 が収納され、フレキシブル基板 5 6 と図示しないスイッチを介して接続されている。さらにこの電池 2 4 に隣接するカプセル 3 B の後端部付近の収納部には、このカプセル 3 B を中心軸 C の方向から偏心或いは首振りの振動させるためのページャモータ 5 7 が収納され、フレキシブル基板 5 6 を介して制御基板 5 3 等と接続されている。

このページャモータ 5 7 は例えば超音波モータ 5 8 とこの超音波モータ 5 8 に設けた重り 5 9 とにより構成されている。

図 1 9 (B) に示すように超音波モータ 5 8 の回転軸 5 8 a には略円錐ないしは扇形状の重り 5 9 が取り付けられてあり、超音波モータ 5 8 のロータ側の回転と共に、重り 5 9 が回転し、この重り 5 9 の位置により重心位置が変化する重心位置変更機構が形成されることにより重り 5 9 の回転と共にカプセル 3 B は首振り運動（振動）する。

また、カプセル 3 B は、第 1 の実施の形態で説明したのと同様に、体外の処理装置 6 と通信を行う通信手段を有している。

第 1 の実施の形態では、操作入力装置 8 の振動スイッチ 8 f を ON する操作した場合には、処理装置 6 内の制御回路 2 7 は磁界発生装置 4 を制御して振動磁界を発生させるようにしていたが、本実施の形態では制御回路 2 7 はその指示信号を無線回路 2 5 を介してカプセル 3 B 側に送信する。

そして、カプセル 3 B は、その指示信号を受け取り、その命令を解読すると、カプセル制御回路 2 3（図 2 参照、図 1 9 では制御基板 5 3）はページャモータ 5 7 を動作させるようにしている。また、振動スイッチ 8 f を OFF にする操作

を行うと、カプセル 3 B はページャモータ 5 7 の動作を停止させるようにする。
なお、回転磁界に関しては第 1 の実施の形態と同様の作用となる。

このような構成による本実施の形態の動作を説明する。

本実施の形態において、カプセル 3 B を回転させる場合の操作は、第 1 の実施の形態と同様である。そして、例えば屈曲した管腔臓器内をより円滑に推進させようと望む場合には図 2 に示したように操作入力装置 8 に設けられた振動スイッチ 8 f を押す。すると、制御回路 2 7 を通して無線回路 2 5 に振動 ON の情報が伝達される。

振動 ON の情報は、無線通信にてカプセル 3 B に伝達される。カプセル 3 B のカプセル制御回路 2 3 は、この信号を受けページャモータ 5 7 の回転を ON する。

これにより、カプセル 3 B は能動的に擬似的な偶力（つまり、偶力を形成するその一方の力に相当した力）によりカプセル 3 B をその中心軸 C を傾ける或いは揺動させるような力（擬似偶力）を発生し、カプセル 3 B を振動ないしは首振りの動作をさせることができる。回転磁界を付加し推進力を得る方法は、第 1 の実施の形態と同様である。

なお、ページャモータ 5 7 の回転数を指示する信号は、無線通信で設定すれば、振動の周波数を変更することができる。

本実施の形態によれば、外部から振動磁界を印加しないでも簡単な操作でカプセル 3 B を振動ないしは首振りの動作をさせることができる。

また、カプセル 3 B に回転磁界を印加しない状態でも、カプセル 3 B に設けた螺旋状突起 4 3 B により体内の管腔臓器の蠕動運動で回転させながらカプセル 3 B を推進させるようにしても良く、従って回転磁界を発生させる磁界発生装置 4 を用いない小規模のシステム構成の場合でも、本実施の形態によれば振動させることができ、円滑に屈曲した部位の通過等が可能となる。

（第 3 の実施の形態）

次に、本発明の第 3 の実施の形態を図 2 0 から図 2 1 （B）を参照して説明する。図 2 0 は本発明の第 3 の実施の形態のカプセル 3 C を示し、図 2 1 （A）は電磁ソレノイド装置部分を示し、図 2 1 （B）は片側端部に可撓性チューブを設けたカプセル型内視鏡を示す。

図 20 に示すカプセル 3 C は図 19 (A) のカプセル 3 B において、ページャモータ 5 7 の代わりに重り 6 6 を電磁的に移動する電磁ソレノイド装置 6 4 を内蔵したものである。

図 20 に示すように電池 2 4 に隣接するカプセル 3 C の後端部付近の収納部には、このカプセル 3 C を中心軸 C の方向と直交する方向に着磁可能とする電磁ソレノイド 6 1 等を内蔵し、外部からの磁界に影響を受けないように覆う磁気シールド枠体 6 2 と、電磁ソレノイド 6 1 を駆動する発振器 6 3 とからなる電磁ソレノイド装置 6 4 が収納されている。

そして、図 19 で説明したのと同様に、外部の操作入力装置 8 の振動スイッチ 8 f の操作による振動 ON/OFF 信号がカプセル 3 C に送られると、その信号を受信して制御基板 5 3 のカプセル制御回路 2 3 は ON/OFF 信号を復調して発振器 6 3 に送り、発振器 6 3 を発振させる。この発振器 6 3 は、直流から数十 Hz 程度の周波数範囲で電磁ソレノイド 6 1 を駆動させる電流を発生する。

なお、発振器 6 3 の発振周波数の駆動条件は、予めプリセットしておいてもよいし、ON/OFF 信号のほかに周波数信号を入力できる構成にし、外部からコントロールできる様にしてもよい。

上記発振器 6 3 の出力信号が駆動信号として電磁ソレノイド 6 1 に通電されると、電磁ソレノイド 6 1 は着磁する（磁界を発生する）。

そして、電磁ソレノイド 6 1 の着磁の方向に応じて、ガイド部材 6 5 により移動可能に保持された例えばマグネットで構成された重り 6 6 を、ガイド部材 6 5 の一端（図 20 及び図 21 (A) では上方）に付勢するバネ 6 7 の弾性力に抗して重り 6 6 をガイド部材 6 5 の軸方向に往復移動させることができるようにしている。この重り 6 6 の往復移動と共に、カプセル 3 C はガイド部材 6 5 の軸方向に振動させられるようになる。

図 21 (A) は、電磁ソレノイド装置 6 4 部分のより詳細な構造を拡大して示す。電磁ソレノイド 6 1 とこの電磁ソレノイド 6 1 に平行に配置したガイド部材 6 5 とはそれぞれ抑え部材 6 8 a、6 8 b で連結して固定されている。

ガイド部材 6 5 には、ガイド部材 6 5 を通す孔を設けた重り 6 6 がこのガイド部材 6 5 の軸方向に移動自在に取り付けられ、さらにその下方側に配置したコイ

ル状のバネ 6 7 により重り 6 6 を上方に付勢している。

なお、抑え部材 6 8 b 側にはストッパ 6 9 が設けてあり、重り 6 6 はこのストッパ 6 9 によって所定位置よりさらに下方へ移動することが規制されるようにしている。

また、本実施の形態では、抑え部材 6 8 a は非磁性体、抑え部材 6 8 b は磁性体で形成している。なお、電磁ソレノイド 6 1 は、カプセル 3 C 内のカプセル制御回路によりコントロールされる。

また、電磁ソレノイド 6 1 の動作のコントロールを体外の処置装置 6 の操作入力装置 9 により行うことができる。

図 1 9 の場合と同様に操作入力装置 8 からの操作入力による信号は、無線回路 2 5 を通してカプセル 3 C に伝達され、カプセル制御回路 2 3 に伝達される。この信号に基づき電磁ソレノイド 6 1 をカプセル制御回路 2 3 がコントロールする。

電磁ソレノイド 6 1 に交流の駆動信号で通電するとその着磁方向が変化することにより、マグネットで形成された重り 6 6 が上下方向に往復移動する。

このため、カプセル 3 C の重心がずれ、カプセル 3 C を長手方向の軸を回転させる（或いは傾動させる）力が働くことになる。

これにより、カプセル 3 C の推進が困難な場合等に、通過性を向上させることができる。

なお、電磁ソレノイド 6 1 を発振器 6 3 の出力で交流的に駆動する代わりに通電の ON/OFF を繰り返すようにしても良い。この場合には重り 6 6 としてはマグネットで形成しなくても磁性体で形成することができる。つまり、ON 時には下方に移動させ、OFF 時にはバネ 6 7 の弾性力で上方に移動（復帰）させる動作が繰り返される。

つまり、発振器 6 3 の出力で駆動するのと同様に周期的に首振りさせる力を発生することができる。この場合の効果は、ページャモータ 5 7 の場合とほぼ同様である。

また、本実施の形態では、重り 6 6 を電磁ソレノイド 6 1 で移動させる構造としたが、例えば超音波リニアモータを、カプセル型医療装置の挿入軸方向に垂直

になるように配置して、超音波リニアモータの駆動部に重りを付ける構成にしてもよい。

また、実施の形態では、全てカプセル内視鏡について述べてきたが、いずれの実施の形態においてもカプセル内視鏡に限ったことではなく、例えば図 2 1 (B) に示すように、カプセル内視鏡の片側端部に回転摺動部を設け、カテーテル状のガイドを設けた構成にしても同様の効果が得られる。また、内視鏡の内部に上記に示したいずれかの振動手段を設け、内視鏡先端を振動させるように構成してもかまわない。

(第 4 の実施の形態)

図 2 2 ないし図 3 0 は本発明の第 4 の実施の形態に係り、図 2 2 は本発明の第 4 の実施の形態を備えたカプセル医療装置誘導システムの概略の構成を示す全体構成図、図 2 3 は図 2 1 のより詳細な構成を示すブロック図、図 2 4 は磁場発生装置の概略の構成を示す概略構成図、図 2 5 はカプセル型医療装置の外観を示す側面図、図 2 6 は図 2 5 の内部構成を示す断面図、図 2 7 は回転磁場を印加して推進速度を測定するためにシリコンチューブ内にサンプルのカプセルを挿入した水槽を示す側面図、図 2 8 は端部に螺旋状突起を設けて測定に用いたサンプルを示す図、図 2 9 は推進速度の測定結果を示す図、図 3 0 は屈曲した管路内を推進させる場合の作用の説明図である。

図 2 2、図 2 3 及び図 2 4 に示すようにカプセル型医療装置誘導システム（以下、カプセル誘導システムと略記）101 は、（図 1 に示す）患者 102 の体腔内に挿入され、体腔内を検査するためのカプセル形状のカプセル型医療装置（以下、単にカプセルと略記）103 と、この患者 102 の外部に配置され、カプセル 103 と電波を送受信して、このカプセル 103 の動作を制御したり、カプセル 3 から送信される情報を受信するパソコン等で構成されるカプセル制御装置（以下、単に制御装置と略記）104 と、カプセル 103 に印加する回転磁場の方向等を制御してカプセル 103 を推進させたい方向に誘導する磁場発生装置（図 2 2 では模式的に示す）105 及びこの磁場発生装置 5 に回転する磁場（より広義には電磁場）を発生させるための交流電源を供給する交流電源装置 106

と、を有している。

図 2 3 に示すように、磁場発生装置 1 0 5 は、例えば 3 つの電磁石 1 0 5 a, 1 0 5 b, 1 0 5 c で形成され、交流電源装置 1 0 6 から供給する交流電源を制御することにより、3 軸方向に回転磁場を発生できるようにしている。なお、図 2 4 では、磁場発生装置 1 0 5 を 3 軸方向に形成した（中空の立方体形状の）3 軸ヘルムホルツコイルで模式的に示している。

図 2 3 に示すように、患者 1 0 2 の周囲に回転磁場を発生する磁場発生装置 1 0 5 を配置し、交流電源装置 1 0 6 を制御装置 1 0 4 側から制御し、患者 1 0 2 の体腔管路内に挿入されたカプセル 1 0 3 の内部に配置した磁場に応答して力が作用する（磁場応答部としての）マグネット 1 0 8 に対してカプセル 3 を推進させる方向に回転磁場を印加することにより、カプセル 1 0 3 を円滑にかつ効率良く推進（誘導）させることができるようにしている。

この磁場発生装置 1 0 5 による回転磁場の方向は制御装置 4 に接続された操作入力装置 9 を操作することにより、制御できるようになっている。

図 2 2 に示すように、制御装置 1 0 4 は、カプセル 1 0 3 及び磁場発生装置 1 0 5（の交流電源 1 0 7）を制御する機能を備えたパソコン本体 1 1 1 と、このパソコン本体 1 1 1 に接続され、コマンド、データ等の入力を行うキーボード 1 1 2 と、パソコン本体 1 1 1 に接続され、画像等を表示する表示手段としてのモニタ 1 1 3 と、パソコン本体 1 1 1 に接続され、カプセル 1 0 3 を制御する制御信号の発信及びカプセル 1 0 3 からの信号を受信する体外アンテナ 1 1 4 と、パソコン本体 1 1 1 に接続され、回転磁場の方向等を入力操作する操作入力装置 1 0 9 とを有する。

前記制御装置 1 0 4 は、図 2 3 に示すように CPU 1 1 5 を内蔵しており、CPU 1 1 5 はカプセル 1 0 3 及び磁場発生装置 1 0 5 を制御する制御信号をキーボード 1 1 2 及び操作入力装置 1 0 9 からの入力或いはパソコン本体 1 1 1 内のハードディスク 1 1 6（図 2 3 参照）等に格納された制御プログラムに基づいて生成する。

磁場発生装置 1 0 5 を制御する制御信号は、パソコン本体 1 1 1 から接続ケーブルを介して交流電源装置 1 0 6 へ伝達される。そして、その制御信号に基づい

て、回転磁場を発生する。その回転磁場によりカプセル103は、磁場発生装置105で発生された回転磁場により内部のマグネット108に対して磁氣的に作用し、カプセル103を回転させることで、後述の推力発生構造部により推進するための動力を得られるように構成されている。

一方、カプセル103を制御する制御信号は、パソコン本体111内の発振回路を経て所定の周波数の搬送波で変調され、体外アンテナ114から電波として発振されるようになっている。

そして、カプセル103は、後述のアンテナ127で電波を受信し、制御信号が復調され、各構成回路等へ出力するようになっている。

また、制御装置104は、カプセル103の無線アンテナ127から送信される映像信号等の情報（データ）信号を体外アンテナ114で受信して、モニタ113上に表示するようになっている。

図23に示すように、カプセル103内には、光学像を結ぶ対物光学系121と、その結像位置に配置される撮像素子122と、対物光学系121の周囲に配置された照明素子123と、マグネット108の他に、撮像素子122で撮像された信号に対する信号処理を行う信号処理回路124と、信号処理回路124により生成されたデジタル映像信号を一時記憶するメモリ125と、メモリ125から読み出した映像信号を高周波信号で変調して無線送信する信号に変換したり、制御装置104から送信される制御信号を復調等する無線回路126と、体外アンテナ114と電波の送受信を行うアンテナ127と、信号処理回路124等カプセル103を制御するカプセル制御回路128と、信号処理回路124等カプセル103内部の電気系に動作の電源を供給する電池129とが収納されている。

また、このカプセル103と無線通信を行う制御装置104を構成するパソコン本体111は、体外アンテナ114に接続され、（カプセル103側の）無線回路126と無線通信を行う無線回路131と、無線回路131と接続され、カプセル103から送られた画像データに対する画像表示等のデータ処理等を行うデータ処理回路132と、データ処理回路132や交流電源装置106等を制御する制御手段としてのCPU115と、プログラムやデータ等を格納するハード

ディスク 116 とを有し、CPU 115 には回転磁場の方向を設定する操作をする操作入力装置 109 やコマンド及びデータ入力を行うキーボード 112 と接続されている。

データ処理回路 132 には、モニタ 113 が接続され、撮像素子 122 で撮像され、無線回路 126、131 を経てデータ処理回路 132 により処理された画像等が表示される。また、このデータ処理回路 132 はカプセル 103 が回転されながら画像を撮像するので、モニタ 113 に表示される際の画像の向きを一定の方向に補正する処理を行い、術者が見やすい画像を表示できるように画像処理を行う。

図 25 はカプセル 103 の外形を示し、図 26 はその内部構造を示す。

これらの図 25、図 26 に示すように、カプセル 103 は、例えば、半球形状の透明な先端カバー 139 と、この先端カバー 139 が気密に接続される円筒形状の本体外装部材 140 とにより気密に覆われ、内部が密閉された略円筒状のカプセル本体 141 が形成される。なお、この本体外装部材 140 の後端は、略半球形状にされている。このカプセル本体 141 は図 26 に示すように進行方向ともなる長手方向の中心軸 C の回りで回転させた回転対称な外形をしている。

また、この回転対称なカプセル本体 141 の外表面には、回転運動を推進力に変換する推進発生用の螺旋状構造体を設けている。この螺旋状構造体は、カプセル本体 141 の円筒状の外周面（ベース面）141a から螺旋状に突出して、体腔内壁に接触して回転運動を推進力に変換する螺旋状突起部 143 を設けている。また、隣接する螺旋状突起部 143 の間には、体腔内のガスや体液等の流体が前後に連通可能な螺旋溝が形成されるようにしている。

このカプセル本体 141 内部には、上述した対物レンズ 121、照明素子 123 等の内蔵物が収納配置されている。

具体的には、カプセル本体 141 内における先端カバー 139 内側の中央部には、対物レンズ 121 が円筒状レンズ枠 144 に取り付けられた状態で配置され、この対物レンズ 121 の結像位置に撮像素子 122 を実装した撮像素子基板 145 が配置され、レンズ枠 144 の周囲には複数の照明素子 123 が配置されている。

撮像素子基板 1 4 5 に隣接して信号処理と制御を行う制御基板 1 4 6 と無線回路 1 2 6 等の機能を備えた通信基板 1 4 7 とが積層したように配置され、通信基板 1 4 7 にはアンテナ 1 2 7 が接続されている。また、照明素子 1 2 3、撮像素子基板 1 4 5 等は、フレキシブル基板 1 4 8 により電氣的に接続されている。

また、このカプセル 1 0 3 の長手方向の中心軸 C 上でその長さのほぼ中心位置にはこの中心軸 C と直交する方向が長手方向となるようにしてマグネット 1 0 8 が配置され、図示しない接着剤等で固定されている。

また、このマグネット 1 0 8 に隣接して電池 1 2 9 が収納され、フレキシブル基板 1 4 8 とスイッチ回路 1 4 9 を介して接続されている。

前記マグネット 1 0 8 がカプセル本体 1 4 1 の中心軸 C 上の中心位置で、中心軸 C に対して直角方向に磁化方向を有して配置することにより、このカプセル 1 0 3 は、磁場発生装置 5 で発生される回転磁場がマグネット 1 0 8 に作用し、このマグネット 1 0 8 が受ける回転力によりカプセル 1 0 3 が回転するようになっている。

尚、ここで使用するマグネット（磁石） 1 0 8 は、ネオジウム磁石、サマリウムコバルト磁石、フェライト磁石、鉄・クロム・コバルト磁石、プラチナ磁石、アルニコ（AlNiCo）磁石などの永久磁石である。

ネオジウム磁石、サマリウムコバルト磁石などの希土類系磁石は、磁力が強く、カプセルに内蔵する磁石を小さくできるメリットがある。一方、フェライト磁石は、安価であるというメリットがある。更に、プラチナ磁石は、耐腐食性が優れている。

また、本実施の形態では、図 2 5 に示すようにカプセル本体 1 4 1 の外表面に形成した螺旋状突起部 1 4 3 は、その先端側は円筒外周面を経て半球形状に縮径にされる側まで延出され、その端部 1 4 3 a は半球形状に縮径にされた途中部分、具体的には対物レンズ 1 2 1 による視野角内に入らない位置に形成されている。また、この螺旋状突起部 1 4 3 の後端 1 4 3 b は半球状に縮径となる境界付近まで延出されている。なお、図 2 5 に示す例では螺旋状突起部 1 4 3 は、一方の螺旋状突起部 1 4 3 の中間位置にさらに螺旋状突起部 1 4 3 を設けて二重（2 条）に形成されている。

このように本実施の形態では、カプセル 103 の外表面に螺旋状突起部 143 を設けると共に、その一方の端部 143 a は縮径部の端部付近に達する位置にまで形成されている。つまり、この螺旋状突起部 143 はカプセル本体 141 の円筒外周面部分にも形成されているが、さらに一方の端部 143 a は円筒の半径よりも縮径にされた例えば球面状部分にまで延出され、視野角内に入らない境界位置に至るように形成されていることが特徴となっている。

このようにカプセル本体 141 の端部付近にまで螺旋状突起部 143 を設けることにより、以下で説明するように推進機能を向上している。

図 27 はこのようにカプセル本体 141 の端部付近にまで螺旋状突起部 143 を設けたものを用いて推進速度を測定するための水槽を示す。この水槽内には、(本実施例のカプセル 103 の外形構造を有する) サンプル (第 1 のサンプルとする) が管腔臓器を模擬するシリコンチューブ内に挿入した状態で挿入して、上から水を入れてチューブに水圧をかけた状態 (例えば水位は 20 cm) にし、外部から回転磁場を印加して例えば 2 cm 移動させてその推進速度を測定した。

また、第 1 のサンプルにおける螺旋状突起を円筒面部分のみにした比較用となるサンプル (第 2 のサンプルとする) でも同じ条件で推進速度を測定した。

図 28 は第 1 のサンプルの外形を示す。なお、第 2 のサンプルは図 28 に示す第 1 のサンプルにおいて、円筒部分のみに螺旋状突起を設けたものである。

これらのサンプルを用いて得た測定結果を図 29 (A)、図 29 (B) に示す。図 29 (A)、図 29 (B) に示す測定結果は 10 回行い、その平均値をプロット下ものである。また、回転磁界の周波数は 0.5 Hz、1 Hz、5 Hz で行った。

また、推進速度が周波数に比例すると仮定し、最小 2 乗法にて直線近似した線を引いて示している。

図 29 (A) と図 29 (B) とは、同じ実験結果を周波数、速度のスケールを変えて示している。なお、丸で示すデータは先端には螺旋状突起が設けてないサンプル (図 29 中では簡単化して先端なしと略記) で得たものであり、三角で示すデータは先端にも螺旋状突起を設けたものである。また、図 29 (A) では 5 Hz までの周波数、速度の場合で示し、図 29 (B) は 1 Hz までの測定結果を

拡大して示している。

これらの測定データから端部まで螺旋状突起が設けている方が端部付近には螺旋状突起を設けない場合よりも、略1.4倍ほど推進速度が大きいといえる。これは端部の螺旋状突起が推進力に寄与していることを表しているといえる。

また、本実施の形態のカプセル103による他の特徴的な作用を図30(A)、図30(B)を参照して説明する。

図30(A)、図30(B)に示すように、例えば屈曲する管腔臓器155内においてその屈曲した方向に推進させようとした場合、図30(B)に示すように円筒部分のみに螺旋状突起部が設けてあるカプセル103'の場合には、回転させても、螺旋状突起部が管腔臓器の内壁面の襞等の凹凸部と係合しにくく、円滑に推進させにくい。

このような状態においても、本実施の形態では、図30(A)に示すように、さらに縮径となった端部付近にまで螺旋状突起部143が形成されているので、回転させた場合にその端部付近にまで形成されている螺旋状突起部143により管腔臓器の内壁面の凹凸部と係合させて、カプセル103をより円滑に推進させることができる。

このように本実施の形態では、縮径になる端部付近にも螺旋状構造体、より具体的には螺旋状突起143を設けて、そのカプセル3を回転駆動することにより、推進力を向上でき、目的部位側に短時間で到達させるようにすることができるようにすると共に、屈曲した管路の場合にも端部付近に形成した螺旋状突起43により、より円滑に屈曲した管路に沿って推進させることもできるようにしていることが特徴となっている。

次に、螺旋状突起部143を設けたカプセル誘導システム101による動作を以下に説明する。

図22に示すように、患者102の例えば十二指腸151側或いは小腸側等の体腔管路内を観察する必要がある場合、操作者は、カプセル103を口腔152から患者102に飲み込ませる。

尚、このとき、操作者は、患者102に飲み込ませる直前に予め、カプセル103のスイッチ回路149をオンにし、電池129の電力が照明素子123等伝

達されるようにする。これと同時に、操作者は、磁場発生装置 105 を起動（オン）し、この磁場発生装置 105 により発生する回転磁場により体腔管路内においてカプセル 103 が目的部位側に到達し易いよう磁氣的に制御する。

上述したようにカプセル 103 は、磁場発生装置 105 により発生される回転磁場にマグネット 108 が作用すると、このマグネット 108 が受ける作用によりカプセル本体 141 が回転する。そして、カプセル 103 は、カプセル本体 141 が、体腔内壁と接触したとき、この体腔内壁の粘膜と螺旋状突起部 143 との間の摩擦力が大きな推進力に変換されて進退動する。また、カプセル 103 は、回転磁場の回転に伴い、マグネット 108 の回転平面と回転磁場の回転平面とが一致するようにカプセル本体 141 が回転しながら進行方向（向き）が変更される。

このとき、カプセル 103 は、カプセル本体 141 が管腔、管路内をスムーズに目的部位側に向けて推進させることができる。

カプセル 103 が患者 102 に飲み込まれることにより、口腔 152 から食道 153 を通過し、胃 154 内部へ到達する。

そして、胃 154 内部を観察する必要がある場合には、操作者は、制御装置 104 の例えばキーボード 112 から観察開始のコマンドに対応するキー入力を行う。すると、このキー入力による制御信号は、制御装置 104 の体外アンテナ 114 を経て電波で放射されてカプセル 103 側に送信される。

カプセル 103 は、アンテナ 127 で受信した信号により、動作開始の信号を検出し、照明素子 123、撮像素子 122、信号処理回路 124 等が駆動状態となる。

照明素子 123 は、対物レンズ 121 の視野方向に照明光を出射し、照明された部分の視野範囲の光学像が対物レンズ 121 の結像位置に配置された撮像素子 122 に結像されて光電変換され、信号処理回路 124 により A/D 変換されてデジタル信号処理された後、圧縮処理がされメモリ 125 に格納された後、無線回路 126 で変調され、アンテナ 127 から電波で放射される。

この電波は、制御装置 104 の体外アンテナ 114 で受信され、パソコン本体 111 内の無線回路 131 で復調され、さらに A/D 変換されてデータ処理回路

132によりデジタルの映像信号に変換され、データ処理回路132のメモリやハードディスク116に格納されると共に、所定の速度で読み出されモニタ113に撮像素子122で撮像された光学画像がカラー表示される。

操作者は、この画像を観察することにより、患者102の胃154内部等を観察することができる。この観察画像を見ながら、操作入力装置109のジョイスティックなどの操作手段を用いて、胃154内全域の観察が行えるように外部磁力のかけ方を容易にコントロールできる。

さらに胃154内の観察が終了した後、カプセル103に対して磁場発生装置105で発生される回転磁場の向きを制御することにより、磁氣的に誘導して胃154から十二指腸151側に移動させることができる。そして、十二指腸151においてもその管腔の向きに進行させるように回転磁場の向きを制御することにより円滑にカプセル103を推進させることができる。

また、小腸のように屈曲した管路内を進行させる場合においても図30(A)で説明したように螺旋状突起143がカプセル本体141の球面状の端部付近にまで形成してあるので、カプセル103を屈曲した管路内でも円滑に進行させることができる。

このように本実施の形態によれば、円滑にカプセル103を推進させることができるので、検査に要する時間を短縮でき、かつ術者及び患者の負担や疲労等を軽減できる。

また、本実施の形態のカプセル103は、無駄な動きがない分、磁場誘導効率が良くなり、カプセル本体141内のマグネット108及び体外の電磁石105a～105cを小型化できるという効果もある。

(第5の実施の形態)

次に、本発明の第5の実施の形態を図31を参照して説明する。図31は、本発明の第5実施の形態のカプセル103Bを示す。このカプセル103Bは、第4実施の形態のカプセル103が螺旋状突起部143の後端143bをカプセル本体103の後端に至る手前の位置としていたのを、より後方側に延出してカプセル本体141の端部近傍に形成している。

その他の構成は、第4の実施の形態のカプセル103と同様である。

本実施の形態の作用及び効果としては、後方側に移動させる場合にも、効率良く移動させることができると共に、屈曲した後方側に移動させる場合にも円滑に移動させることができる。

図32は、第1変形例のカプセル103Cを示す。図31に示すカプセル103Bの外形が略半球形状であったのに対して、このカプセル103Cは葉巻形状のように先端から後端までが滑らかに外径が変化している。

本カプセル103Cは、先端から後端までが滑らかに外径が変化しているので挿入性が良い作用及び効果を有する。

図33は、第2変形例のカプセル103Dを示す。図33に示すカプセル3Dはそのカプセル本体141の外形が、中央部の円筒部の両端がテーパ状（円錐形状）に縮径にしたテーパ部161が形成されている。そして、先端側及び後端側はカットしたように平面状にしている。

先端カバー側及び後端部側がテーパ状に縮径にされているので、挿入性が良い。また、カットしたような形状にしているので、小型化が可能となる。

図34は、第3変形例のカプセル103Eを示す。図34に示すカプセル103Eは図33のカプセル103Dにおいて、先端部及び後端部が平面状にする代わりに略球面状に丸くしたものである。

つまり、このカプセル103Eはカプセル本体141の外形が、中央部の円筒部の両端がテーパ状（円錐形状）に縮径にしたテーパ部161が形成されている。そして、先端側及び後端側の端部は略球面状にしている。

本変形例は、先端カバー側及び後端部側がテーパ状に縮径にされているので、挿入性が良い。

図35は、第4変形例のカプセル103Fを示す。図35に示すカプセル103Fではカプセル本体141の外表面に形成された螺旋状突起143が例えば中央部の最も外径が大きい部分での螺旋状に突起143が形成されるピッチbが、これよりも先端側や後端側での外径が小さくなる部分に形成されている突起143のピッチa及びcと同じピッチ、つまり $a = b = c$ に設定している。

このようにカプセル103Fの外表面に形成した螺旋状突起143のピッチを一定に形成したことにより、カプセル103Fが回転して管腔臓器の内壁面の凹

凸と係合して押し出される場合、管腔臓器の内壁面の凹凸は略一定であると考えられるので、効率良くカプセル103を推進させることができる。

また、ピッチが一定であるため、加工時に旋盤の回転に対して送り量を一定とすることにより簡単に加工ができ、低コストで製造ができる。また、径の細い部分での1回転の送り量と、径の太い部分での1回転での送り量が同じになるためのカプセル103F全体で効率よく推力を発生させることができる。

また、以下のような第5変形例のようにしても良い。

前述の各カプセル103B等は、後部に線やチューブの無い無索型であるが、このカプセル103B等の後端部（先端カバー39の逆側）に可撓性チューブを回転自在に取り付けた有索型のカプセル型医療装置にしても良い。

この場合、螺旋状構造体による推進とチューブによる押し引きを組み合わせることによって、より効果的にカプセル型医療装置を推進或いは後退させることができるという効果がある。

（第6の実施の形態）

次に図36（A）、図36（B）を参照して本発明の第6の実施の形態を説明する。図36（A）は、本実施の形態のカプセル103Gを示し、図36（B）はこのカプセル103Gによる得られる取得画像例を示す。

図36（A）に示すカプセル103Gは、例えば図31のカプセル103Bにおいて、螺旋状突起143内にその長手方向に沿って中空部162を設けた中空構造にして、その先端側の端部143aで開口する開口端162aにすると共に、その端部143aを視野角の内側となる位置まで延出し、この端部143aを図36（B）に示すように（取得画像により）観察できるようにしている。

また、このカプセル103Gでは、カプセル本体141の内部に中空部を設けて薬剤163を貯蔵可能とする収納部164を形成し、この収納部164と螺旋状突起143の中空部162とを結ぶチューブ165の間に送出駆動（放出駆動）或いは吸引駆動するマイクロポンプ166を設けて収納部164に貯蔵された薬剤163を螺旋状突起143の中空部162を経て先端の開口端162aから放出して、患部等に対して薬剤投与による治療の処置を行うことができるようにしている。

また、上記マイクロポンプ166は、逆回転させることにより、開口端162aから体液等の体内物質を吸引して収納部164に収納することもできるようにしている。例えば、最初は患部等において、収納部164に貯蔵された薬剤163を開口端162aから放出し、その後マイクロポンプ165を逆回転させることにより体液等の体内物質を収納部164に収納し、カプセル103Gを体内から排出させた後、収納部164の体内物質をカプセル103Gから取り出して詳しく検査することもできるようにしている。

本実施の形態によれば、螺旋状構造体としての螺旋状突起143を薬剤163の放出にも利用するようにしているので、螺旋状構造体を推進にも薬剤163の放出にも利用でき、小型で体腔内の撮像を行う機能と治療のための薬剤放出機能とを備えたカプセル103Gを実現できる。

また、さらに体腔内の体液その他の体腔内物質の採取も行う機能を備えたカプセル103Gも実現できる。

また、螺旋状突起143の端部143aを視野角の内側となる位置まで延出することにより、より推進力を向上させることができると共に、端部143aに設けた開口端162aから薬剤163を放出したり、体内物質を吸引する場合にその動作を取得画像により確認することができる。

なお、図36のカプセル103Gを薬剤163の放出にのみ利用したり、体内の物質の吸引採取にのみ利用しても良い。

前述の螺旋状突起143の中空部開口端162aに圧力センサ、pHセンサ、温度センサ、血液センサ等の各種センサを設け、センサの配線の中空部162に沿わせて配置しても良い。センサは複数ある螺旋状突起143毎に異なる種類のセンサを設けても良いし、同じ種類のセンサでも良い。この場合、薬剤163の放出或いは体液の採取と同時に、センサで計測している部位、位置を画像で確認できるため、より便利である。

図37は、変形例のカプセル103Hを示す。このカプセル103Hは図36(A)のカプセル103Gにおいて、カプセル103内部の収納部164は設けず、カプセル103H内部に設けたマイクロポンプ166をチューブ165を介して2重に設けた2つの螺旋状突起143の中空部162に接続している。

そして、マイクロポンプ 166 を例えば時計回り方向に回転させると、マイクロポンプ 166 は図 37 中で上側から下側に吸引を行う動作となり、図 37 中において断面で示す螺旋状突起 143 の中空部 62 に体液等を吸引して貯蔵することができる。

また、マイクロポンプ 166 を逆向きに回転させることにより、他方の螺旋状突起 143 の中空部 162 に体液等を吸引して貯蔵することができる。

つまり、本変形例では、2重に設けた螺旋状突起 143 の中空部 162 に、例えば異なる部位でそれぞれ体液等の体内物質、検査しようとする物質を吸引して採取することができる。本変形例は図 36 のカプセル 103H とほぼ同様の効果を有する。

なお、カプセル 103 等に内蔵した電磁場応答部となるマグネット 108 の代わりに、鉄等の強磁性体或いは磁性体で形成しても良い。また、磁場でなく、電場を印加し、カプセル 103 等には荷電体或いは誘電体を内蔵するようにしても良い。

なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせて構成される実施の形態等も本発明に属する。

本発明においては、広い範囲において異なる実施形態が、発明の精神及び範囲を逸脱することなく、本発明に基づいて、構成できることは明白である。本発明は、添付のクレームによって限定される以外は、その特定の実施態様によって制約されない。

産業上の利用可能性

以上説明したように、本発明による医療装置、医療装置誘導システム、カプセル型医療装置及びカプセル型医療装置誘導装置によれば、体腔内に挿入される医療装置本体を体腔内で誘導する場合に、体腔内通過機能を向上でき、また医療装置を回転させることにより管腔臓器内に沿って短時間に目的部位側に誘導可能であり、体腔内の観察及び各種治療処置などに用いるのに有用である。

関連出願のクロスリファレンス

本出願は、２００３年８月１１日に日本国に出願された特願２００３－２９１
７７１号、及び２００３年８月６日に日本国に出願された特願２００３－２８８
２７３号を優先権主張の基礎として出願するものである。上記の内容は、本願の
明細書、請求の範囲、図面に引用されたものである。

請求の範囲

1. 体腔内に導入される挿入部を有する医療装置において、挿入軸と平行な作用線を有する偶力を発生させる偶力発生手段を有することを特徴とする医療装置。
2. 前記偶力発生手段で発生する偶力は、周期的変化をすることを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。
3. 前記挿入軸を中心軸として、前記作用線が回転することを特徴とする偶力発生手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。
4. 前記挿入軸方向に推進力を発生させる推力発生部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。
5. 体腔内に挿入される挿入部を有する医療装置において、
略円筒外形を持つ体腔内に挿入される挿入部を有する医療装置と、
前記医療装置本体の側面に設けられた螺旋状構造部と、
前記螺旋状構造部を医療装置本体の円筒軸周りに回転させる回転駆動手段を有する円筒軸方向に推力を発生させる推力発生機構と、
前記円筒軸と平行な作用線を有する偶力を発生させる偶力発生手段と、
を備えたことを特徴とする医療装置。
6. 前記偶力発生手段で発生する偶力が周期的変化をすることを特徴とする請求項 5 に記載の医療装置。
7. 前記医療装置の内部に、前記推力発生機構の推力発生方向と垂直に磁極の向きが配置された磁石が配置されていることを特徴とする請求項 5 に記載の医療装置。
8. 体腔内に医療装置を誘導する医療装置誘導システムにおいて、
回転磁界と、
回転磁界の回転平面に垂直な方向の磁界を発生する磁界発生装置と、
体腔内に挿入される挿入部を有する医療装置本体と、
前記医療装置本体に設けられた推力発生構造部と、
前記医療装置本体に設けられ、前記推力発生構造部の推力発生方向と略直交する方向に磁極方向を向けて配置された磁石と、

を有することを特徴とする医療装置誘導システム。

9. 前記推力発生構造部が、前記医療装置本体の外周に設けられた螺旋構造部であることを特徴とする請求項8に記載の医療装置誘導システム。

10. 前記回転磁界の回転平面に垂直な方向の磁界が交流磁界であることを特徴とする請求項8に記載の医療装置誘導システム。

11. 前記磁界発生装置をコントロールする磁界制御手段を有することを特徴とする請求項8に記載の医療装置誘導システム。

12. 前記磁界制御手段が、前記回転磁界の回転平面に垂直な方向の磁界の有無を切り替える機能を有することを特徴とする請求項11に記載の医療装置誘導システム。

13. 前記磁界制御手段が、前記回転磁界の回転平面に垂直な方向の磁界の強度を可変にする機能を有することを特徴とする請求項11に記載の医療装置誘導システム。

14. 前記磁界制御手段が、前記回転磁界の回転平面に垂直な方向の磁界の周波数を可変にする機能を有することを特徴とする請求項11に記載の医療装置誘導システム。

15. 前記回転磁界の回転平面に垂直な方向の磁界が交流磁界であり、前記交流磁界の周波数が2 Hz以上10 Hz以下であることを特徴とする請求項10に記載の医療装置誘導システム。

16. 前記回転磁界の回転周波数に対し、回転磁界の回転平面に垂直な方向の交流磁界の周波数が高いことを特徴とする請求項10に記載の医療装置誘導システム。

17. 前記回転磁界の回転周波数に対し、回転磁界の回転平面に垂直な方向の交流磁界の周波数が2倍～10倍の周波数であることを特徴とする請求項10に記載の医療装置誘導システム。

18. 前記回転磁界の磁場強度に対し、回転磁界の回転平面に垂直な方向の磁界の磁場強度が、小さいことを特徴とする請求項8に記載の医療装置誘導システム。

19. 体腔内に導入される挿入部を有する医療装置において、挿入軸の向きを周期的に変化させる振動発生手段を有することを特徴とする医療装置。

20. 前記振動発生手段が、重心位置変更機構である請求項19に記載の医療装置。

21. 偶力を発生させる手段が、医療装置の重心位置を医療装置の挿入軸に対して移動させる重心位置変更機構であることを特徴とする請求項1に記載の医療装置。

22. 前記重心位置変更機構が、ページャモータであることを特徴とする請求項20に記載の医療装置。

23. 前記重心位置変更機構が、リニア駆動機構と、おもりで構成されていることを特徴とした請求項20に記載の医療装置。

24. 体腔内に医療装置を誘導する医療装置誘導システムにおいて、
回転磁界を発生する磁界発生装置と、
体腔内の挿入される挿入部を有する医療装置本体と、
前記医療装置本体に設けられた推力発生構造部と、
前記医療装置本体に設けられた医療装置の重心位置を医療装置の挿入軸に対して移動させる重心位置変更機構と、
前記医療装置本体に設けられ、前記推力発生構造部の推力発生方向と略直交する方向に磁極方向を向けて配置された磁石と、
前記重心位置変更機構を制御する制御信号を医療装置本体に伝達する伝達手段と、
を有することを特徴とする医療装置誘導システム。

25. 前記重心位置変更機構が、ページャモータであることを特徴とする請求項24に記載の医療装置誘導システム。

26. 前記重心位置変更機構が、リニア駆動機構と、おもりで構成されていることを特徴とする請求項24に記載の医療装置誘導システム。

27. 前記回転磁界発生装置、前記重心位置変更機構の少なくともいずれか一方を制御する制御手段が、医療装置と別体に設けられていることを特徴とする請求項24に記載の医療装置誘導システム。

28. 前記制御手段が、前記重心位置変更機構動作の有無を切り替える機能を有することを特徴とする請求項27に記載の医療装置誘導システム。

29. 前記制御手段が、前記重心位置変更機構の動作周波数を可変にする機能を有することを特徴とする請求項27に記載の医療装置誘導システム。

30. 前記重心位置変更機構の動作周波数が2 Hz以上10 Hz以下であることを特徴とする請求項24に記載の医療装置誘導システム。

31. 前記回転磁界発生装置で発生される回転磁界の周波数より、前記重心位置変更機構の動作周波数が高いことを特徴とする請求項24に記載の医療装置誘導システム。

32. 前記回転磁界発生装置で発生される回転磁界の周波数に対して、前記重心位置変更機構の動作周波数が2倍～10倍の周波数であることを特徴とする請求項31に記載の医療装置誘導システム。

33. 体腔内に挿入されるカプセル型医療装置において、

体腔内に挿入される挿入部を有するカプセル型医療装置本体と、

前記医療装置本体に設けられた推力発生構造部と、

前記医療装置本体に設けられ、前記推力発生構造部の推力発生方向と略直交する方向に磁極方向を向け、前記カプセル医療装置本体の推力発生方向における中心付近に配置された磁石と、

を有することを特徴とするカプセル型医療装置。

34. 体腔内に挿入されるカプセル型医療装置において、

体腔内に挿入される挿入部を有するカプセル型医療装置本体と、

前記医療装置本体に設けられた推力発生構造部と、

前記医療装置本体に設けられ、前記推力発生構造部の推力発生方向と略直交する方向に磁極方向を向け、前記カプセル医療装置本体の推力発生方向における端部付近に配置された磁石と、

を有することを特徴とするカプセル型医療装置。

35. 前記医療装置本体に、体腔内の画像を取得する撮像システムを有し、前記撮像システムが前記カプセル型医療装置本体の推力発生方向の一端の端部付近に設けられており、前記磁石が前記撮像システム近傍に配置されていることを特徴とする請求項34に記載のカプセル型医療装置。

36. 前記医療装置本体に、体腔内の画像を取得する撮像システムを有し、前記

撮像システムが前記カプセル型医療装置本体の推力発生方向の一端の端部付近に設けられており、前記磁石が前記撮像システムと反対側の端部近傍に配置されていることを特徴とする請求項 3 4 に記載のカプセル型医療装置。

37. 回転磁界を発生する磁界発生装置と、回転磁界の回転平面に垂直な方向の磁界を発生させる磁界発生手段と、を備えて、請求項 3 3 から請求項 3 6 に記載のカプセル型医療装置を誘導することを特徴とするカプセル型医療装置誘導システム。

38. 被検体の管腔臓器内で検査又は処置などの医療行為を行なう医療装置において、

本体が進行方向を対称軸に持つ回転対称体で構成され、本体の進行方向前部又は後部の少なくとも一方は、径が端部の方向に細くなり略球面の端部形状を持つ縮径部により構成され、本体内部に被検体外から印加される電磁場の回転に作用される電磁場応答部を備え、本体外表面に前記電磁場応答部による回転運動を推進力に変換するための螺旋状構造を備え、前記螺旋状構造の端部が本体端部近傍に達するように設置されていることを特徴とする医療装置。

39. 被検体の管腔臓器内で検査又は処置などの医療行為を行なう医療装置において、

本体が略円筒形状部分と本体両端における径が端部の方向に細くなり略球面の端部形状を持つ縮径部とで構成され、本体内部に被検体の外から印加される回転磁場に磁氣的に作用される磁石を備え、本体外表面に前記磁石による回転運動を推進力に変換するための螺旋状構造を備え、前記螺旋状構造が前記本体略円筒形状部分と前記縮径部の両方に設置したことを特徴とする医療装置。

40. 前記螺旋状構造のピッチが本体の形状によらず等しいことを特徴とする請求項 3 8 に記載の医療装置。

41. 前記医療装置の内部に少なくとも一つの撮像素子と、前記撮像素子に外部から取り入れられた光を集光するためのレンズ系と、前記本体の少なくとも一端に前記縮径部として、前記レンズ系に光を取り入れるための光透過部材とを具備し、前記螺旋状構造が前記撮像素子の撮像範囲外の前記光透過部材上に設置されたことを特徴とする請求項 3 8 に記載の医療装置。

４２．前記電磁場応答部が、磁性体又は磁石であることを特徴とする請求項３８に記載の医療装置。

４３．前記電磁場応答部が、誘電体であることを特徴とする請求項３８に記載の医療装置。

４４．前記螺旋状構造のピッチが本体の形状によらず等しいことを特徴とする請求項３９に記載の医療装置。

４５．前記医療装置の内部に少なくとも一つの撮像素子と、前記撮像素子に外部から取り入れられた光を集光するためのレンズ系と、前記本体の少なくとも一端に前記縮径部として、前記レンズ系に光を取り入れるための光透過部材とを具備し、前記螺旋状構造が前記撮像素子の撮像範囲外の前記光透過部材上に設置されたことを特徴とする請求項３９に記載の医療装置。

４６．前記医療装置の前記略円筒形状部分と前記縮径部の接続部分において、前記螺旋状構造が滑らかに接続することを特徴とする請求項３９に記載の医療装置。

４７．前記医療装置の前記螺旋状構造が、複数の螺旋から構成されていることを特徴とする請求項３８に記載の医療装置。

４８．前記医療装置の前記螺旋状構造が、複数の螺旋から構成されていることを特徴とする請求項３９に記載の医療装置。

４９．前記医療装置において、前記縮径部がテーパ形状であることを特徴とする請求項３８に記載の医療装置。

５０．前記医療装置において、前記縮径部がテーパ形状であることを特徴とする請求項３９に記載の医療装置。

５１．前記螺旋状構造が中空部分を有することを特徴とする請求項３８に記載の医療装置。

５２．前記螺旋状構造が中空部分を有することを特徴とする請求項３９に記載の医療装置。

５３．前記医療装置の内部に少なくとも薬剤を貯蔵する貯蔵手段と、前記貯蔵手段に貯蔵される薬剤と、前記薬剤を放出する放出手段とを具備し、中空構造とした前記螺旋状構造内を通過して前記放出手段によって放出された薬剤が、前記螺旋

状構造端部から放出されることを特徴とする請求項 5 1 に記載の医療装置。

5 4. 前記医療装置の内部に少なくとも薬剤を貯蔵する貯蔵手段と、前記貯蔵手段に貯蔵される薬剤と、前記薬剤を放出する放出手段とを具備し、中空構造とした前記螺旋状構造内を通して前記放出手段によって放出された薬剤が、前記螺旋状構造端部から放出されることを特徴とする請求項 5 2 に記載の医療装置。

5 5. 前記医療装置の内部に少なくとも体内物質の吸入手段と、吸入物質を貯蔵する貯蔵手段とを具備し、中空構造とした前記螺旋状構造の端部を体内物質の吸入口としたことを特徴とする請求項 5 1 に記載の医療装置。

5 6. 前記医療装置の内部に少なくとも体内物質の吸入手段と、吸入物質を貯蔵する貯蔵手段とを具備し、中空構造とした前記螺旋状構造の端部を体内物質の吸入口としたことを特徴とする請求項 5 2 に記載の医療装置。

5 7. 前記医療装置の内部に少なくとも一つの撮像素子と、前記撮像素子に外部から取り入れられた光を集光するためのレンズ系と、前記本体の少なくとも一端に前記縮径部として、前記レンズ系に光を取り入れるための光透過部材とを具備し、前記螺旋状構造が前記撮像素子の撮像範囲内の前記光透過部材上にも設置されたことを特徴とする請求項 3 8 に記載の医療装置。

5 8. 前記医療装置の内部に少なくとも一つの撮像素子と、前記撮像素子に外部から取り入れられた光を集光するためのレンズ系と、前記本体の少なくとも一端に前記縮径部として、前記レンズ系に光を取り入れるための光透過部材とを具備し、前記螺旋状構造が前記撮像素子の撮像範囲内の前記光透過部材上にも設置されたことを特徴とする請求項 3 9 に記載の医療装置。

5 9. 請求項 3 8 に記載の医療装置と、前記医療装置に設けられた電磁場応答部に作用する電磁場を発生させる電磁場発生手段と、前記電磁場発生手段による電磁場の向きを制御する電磁場制御手段とを備え、

前記電磁場発生手段が 3 軸方向に電磁場を発生させ、前記医療装置を管腔臓器内で回転させることを特徴とする医療装置誘導システム。

6 0. 請求項 3 9 に記載の医療装置と、前記医療装置に設けられた電磁場応答部に作用する電磁場を発生させる電磁場発生手段と、前記電磁場発生手段による電磁場の向きを制御する電磁場制御手段とを備え、

前記電磁場発生手段が３軸方向に電磁場を発生させ、前記医療装置を管腔臓器内で回転させることを特徴とする医療装置誘導システム。

６１．前記医療装置が、飲み込み型のカプセル型医療装置であることを特徴とする請求項３８に記載の医療装置。

６２．前記医療装置が、飲み込み型のカプセル型医療装置であることを特徴とする請求項３９に記載の医療装置。

６３．前記医療装置が、カプセル型医療装置に可撓性チューブを取り付けた医療装置であることを特徴とする請求項３８に記載の医療装置。

６４．前記医療装置が、カプセル型医療装置に可撓性チューブを取り付けた医療装置であることを特徴とする請求項３９に記載の医療装置。

図 1

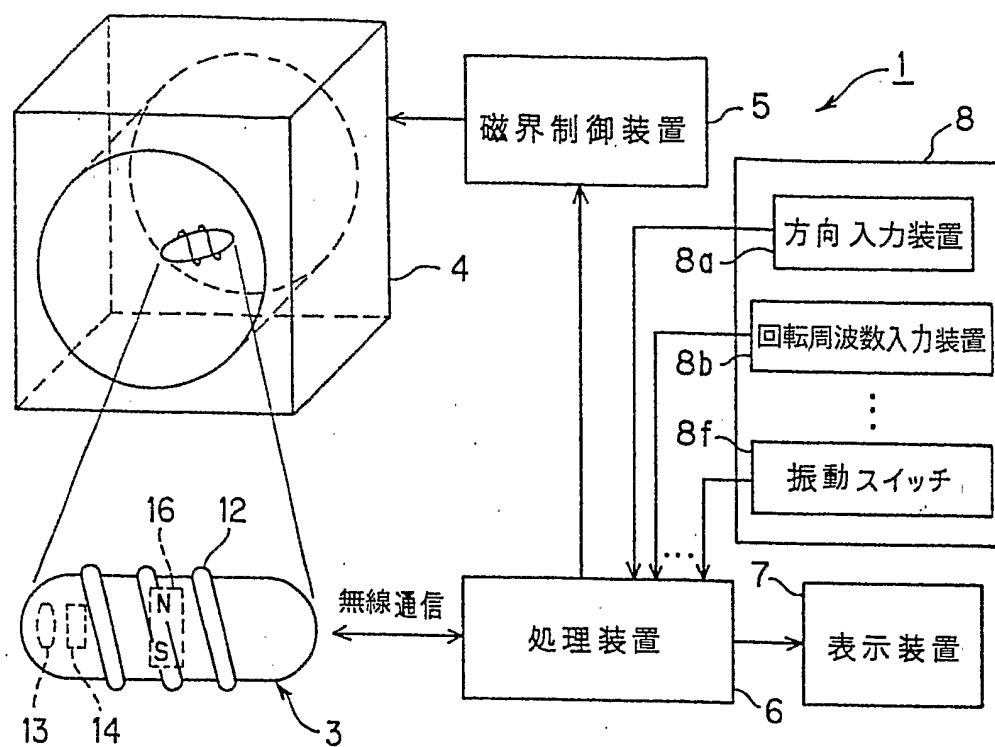


図 5

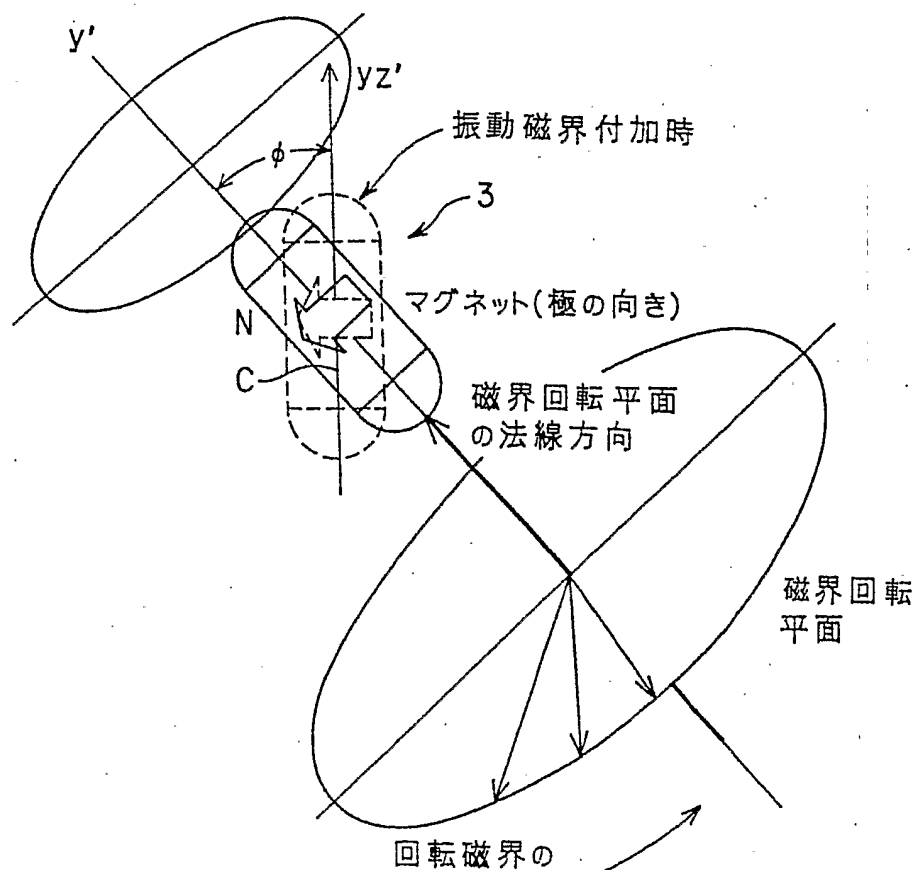


図 2

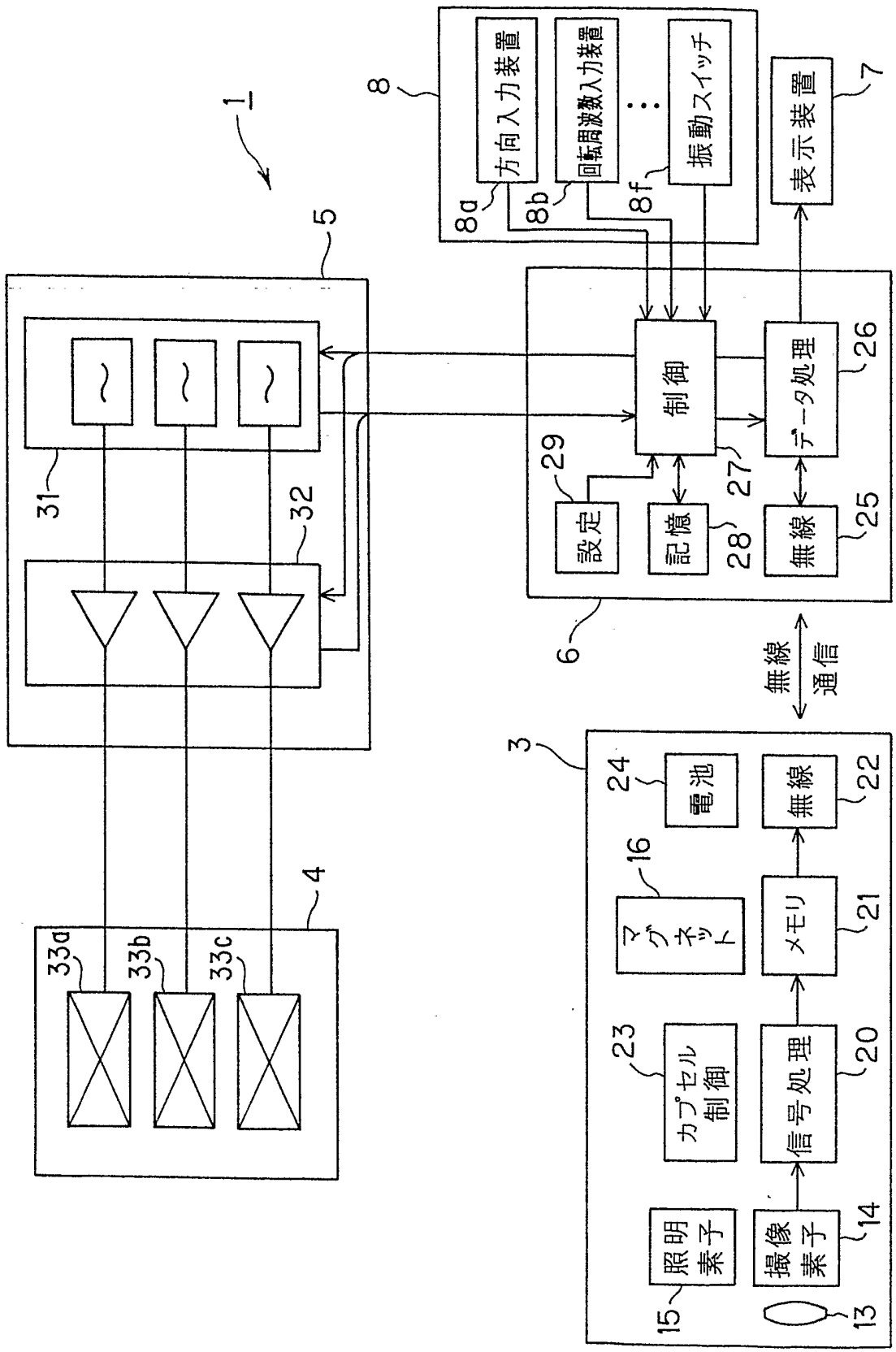


図 3(A)

図 3(B)

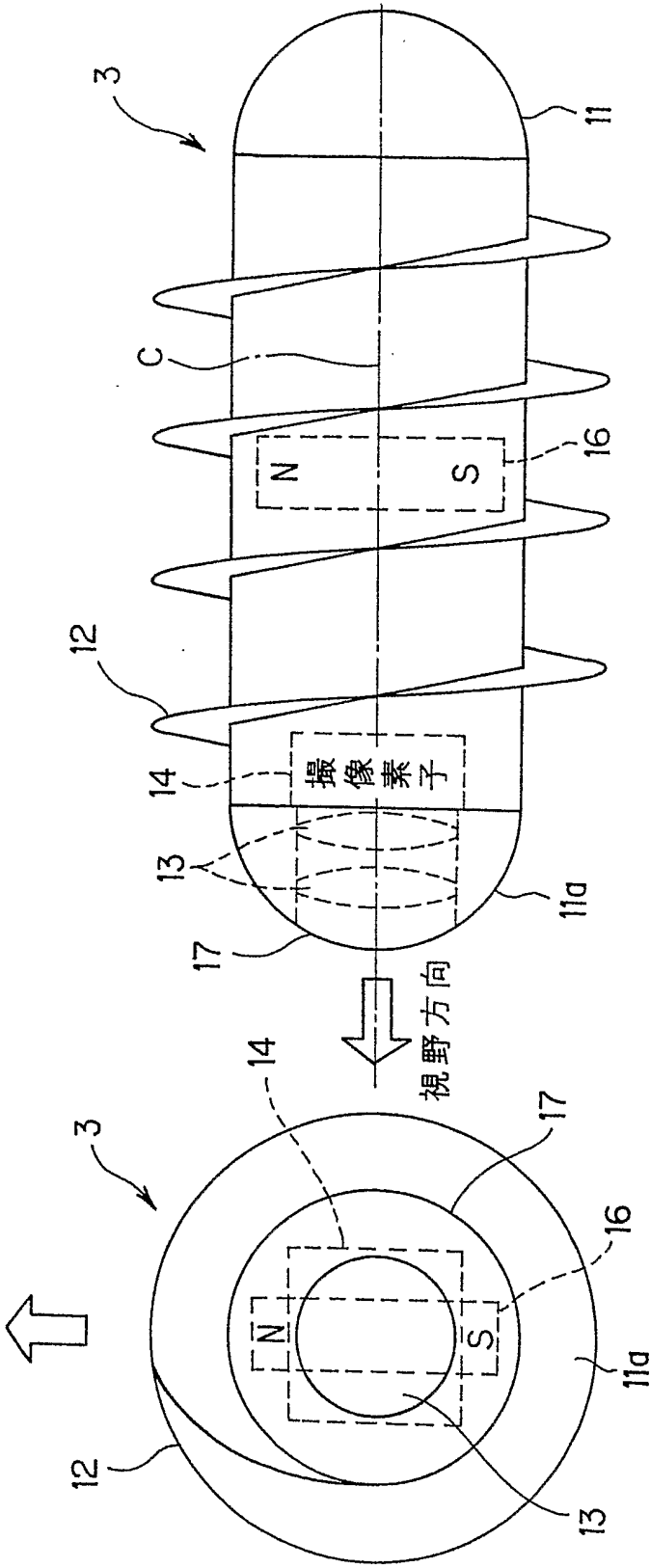


図 4 (A)

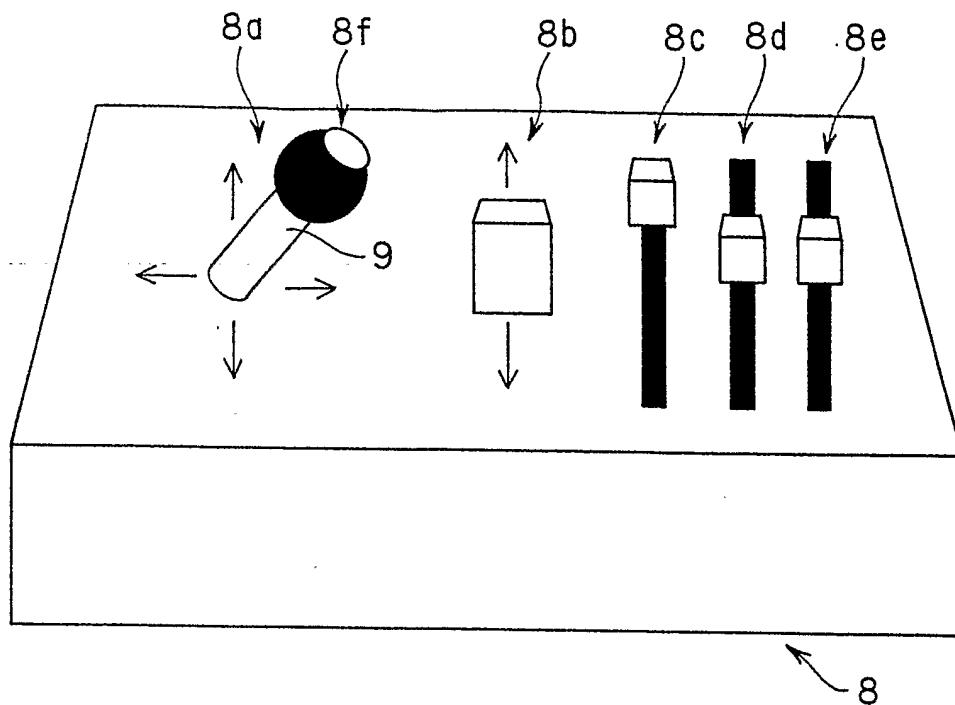


図 4 (B)

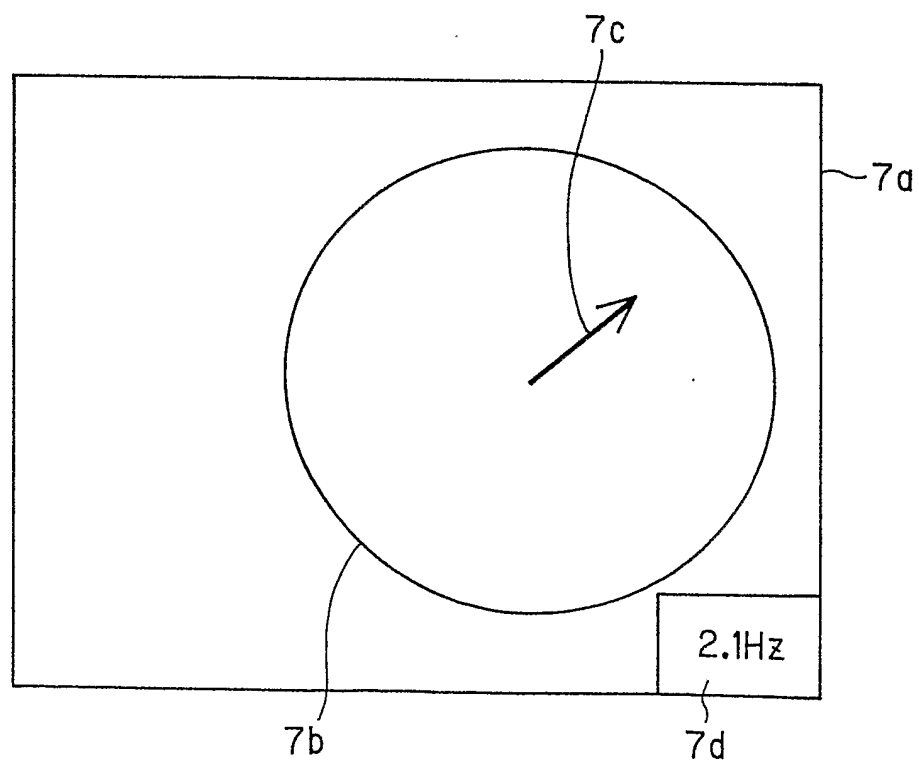


図 6 (A)

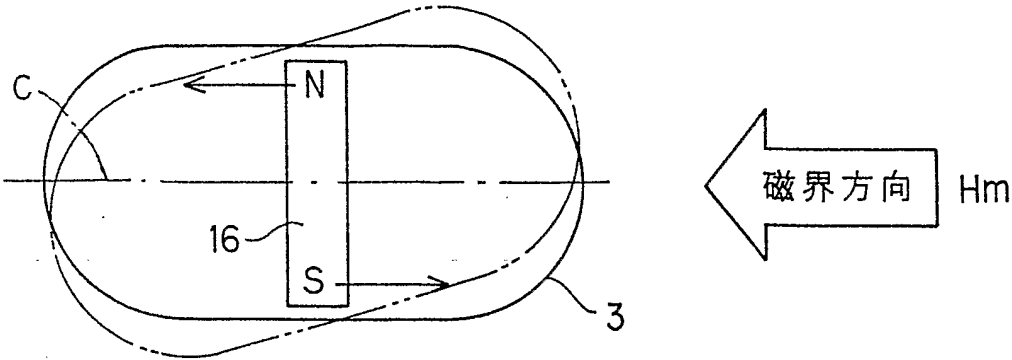


図 6 (B)

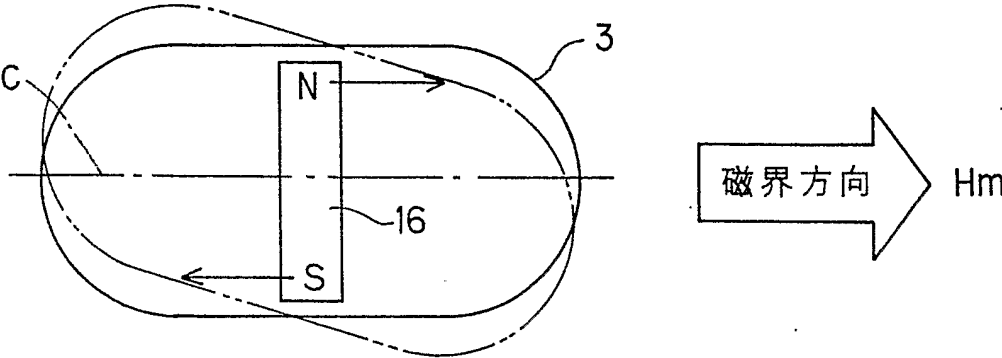


図 7 (A)

$f_r < f_m$

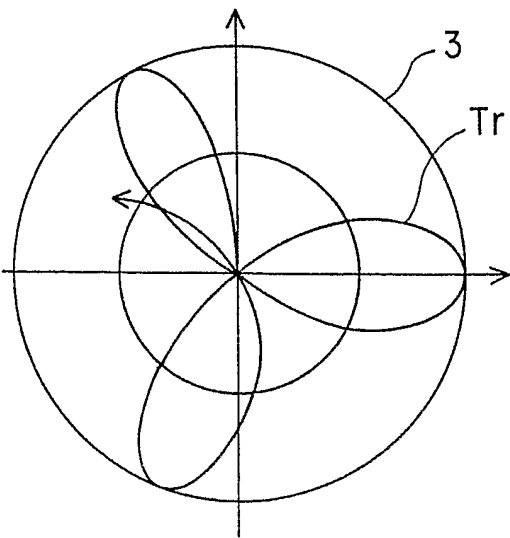


図 7 (B)

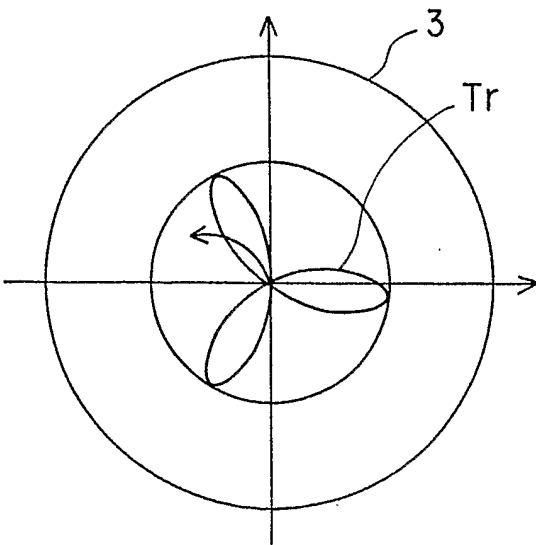


図 8 (A)

$$f_r = f_m$$

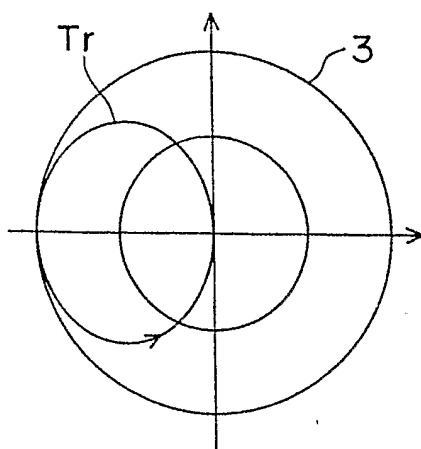


図 8 (B)

$$f_r = f_m / 2$$

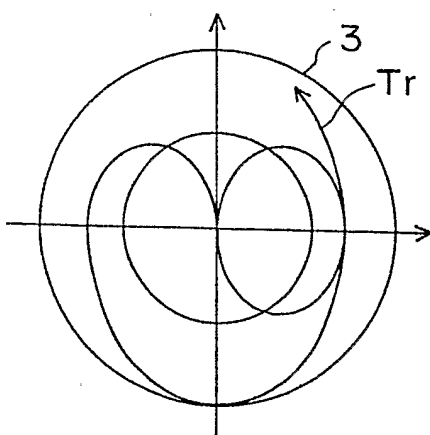
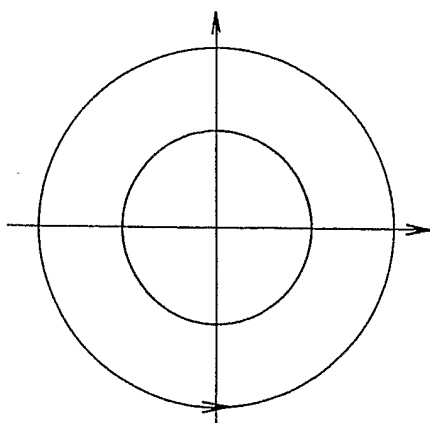


図 8 (C)



条件

回転周波数 1Hz
回転磁場強度 100Oe
振動磁場強度 500e
水位 20cm
らせん 45° 2条

振動周波数を変化させたときに
2cm進む時間を測定

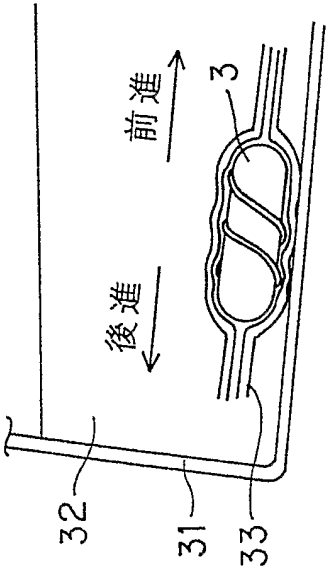
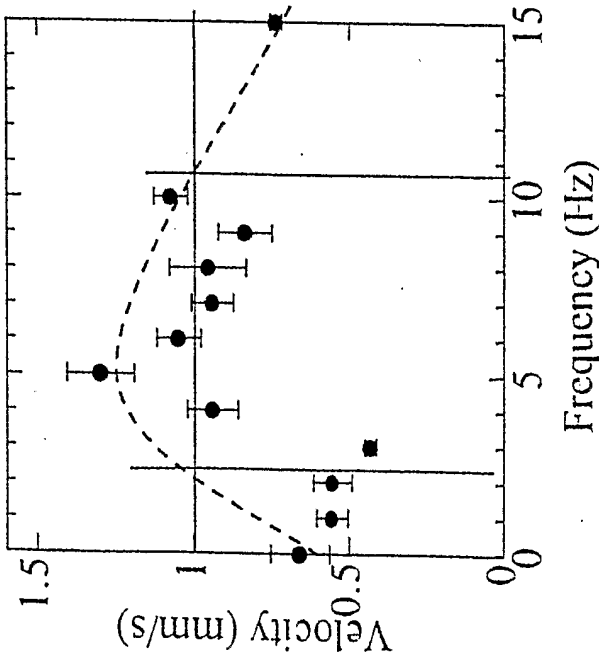


図 9(A)

後進(上り) 図 9(B)



前進(下り) 図 9(C)

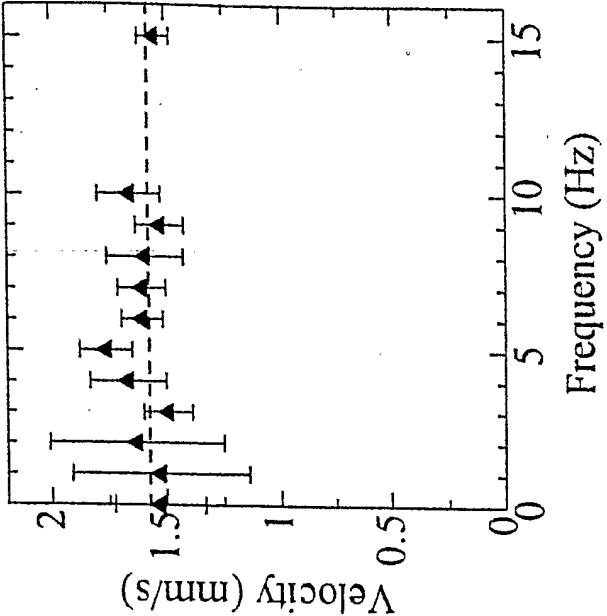


図 10(A)

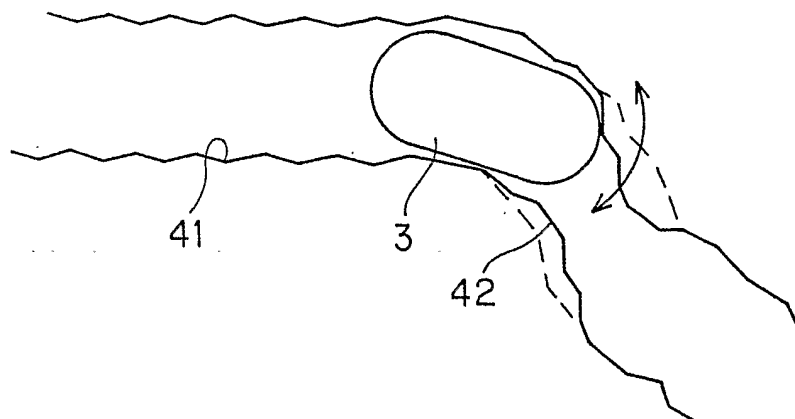


図 10(B)

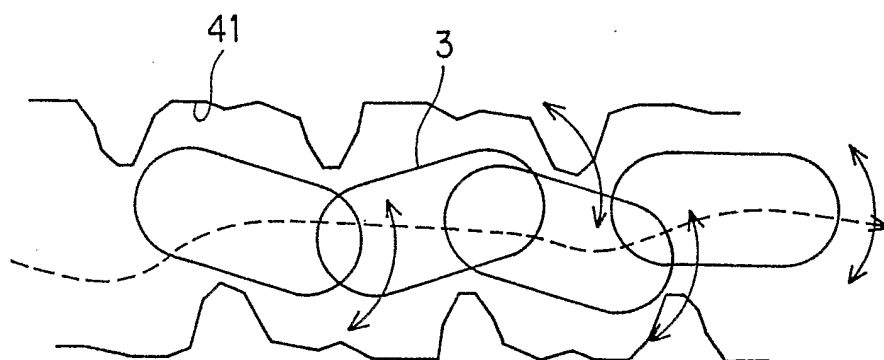


図 10(C)

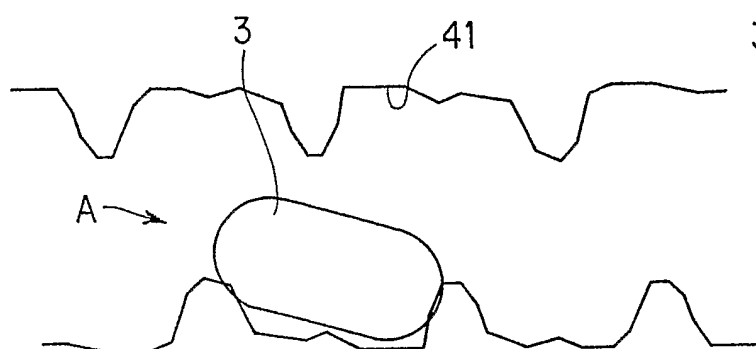


図 10(D)

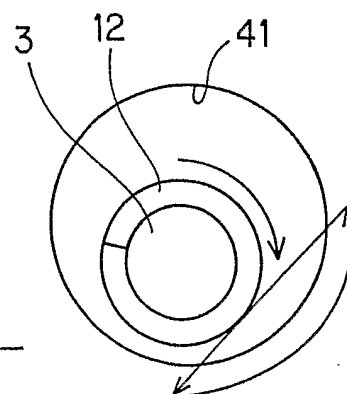


図 11

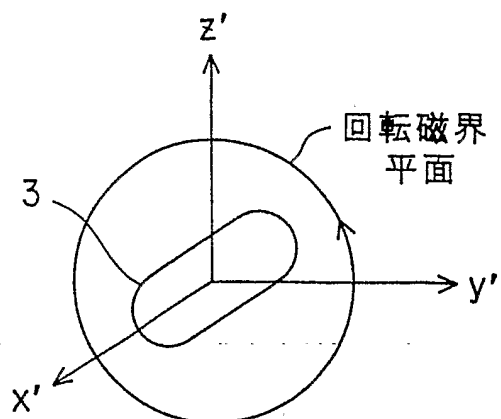


図 12

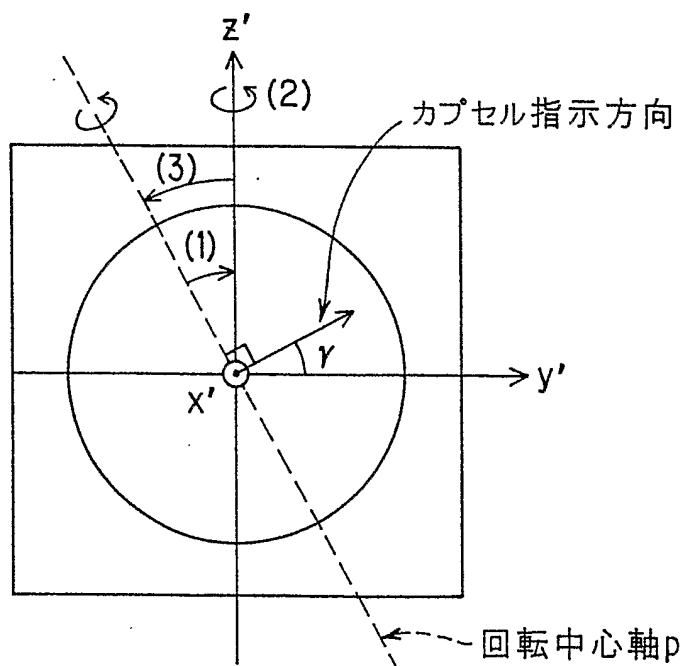


図 13

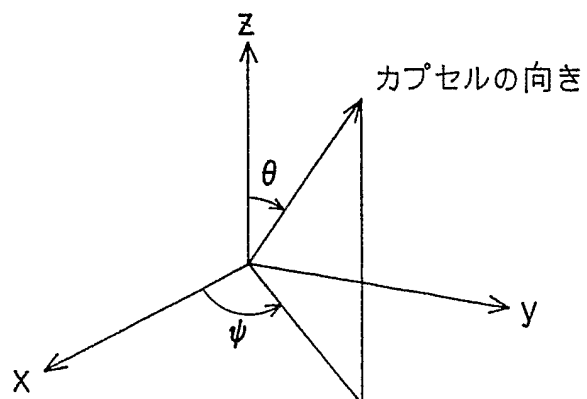


図 14

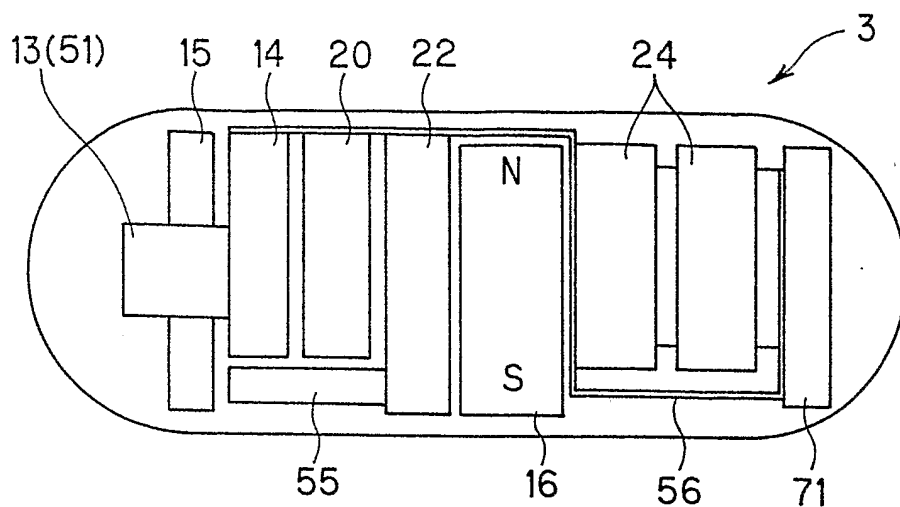


図 15

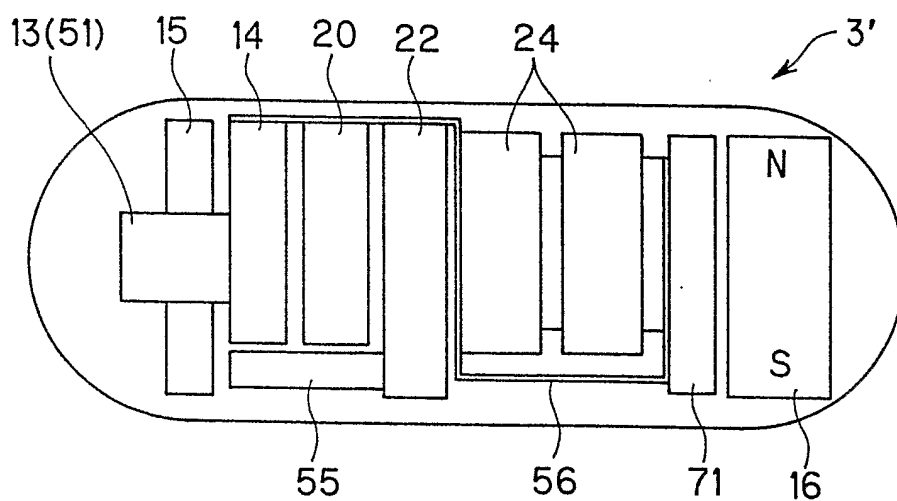


図 16

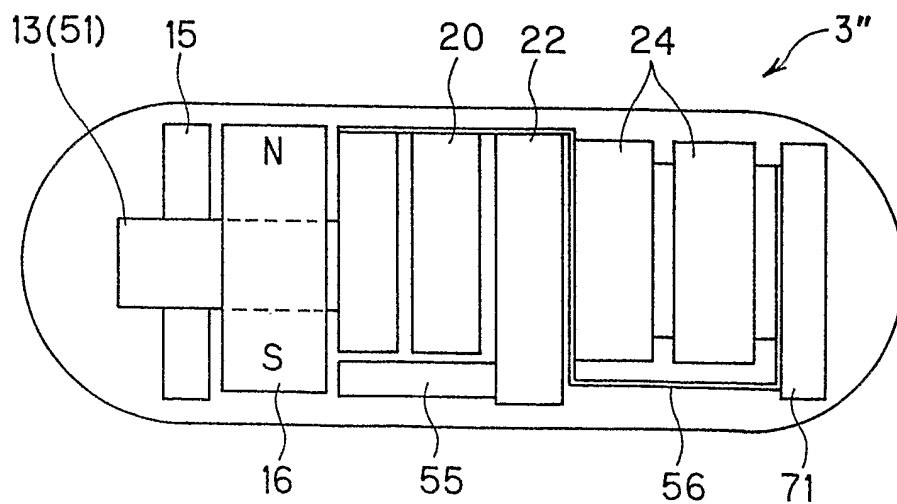


図 17

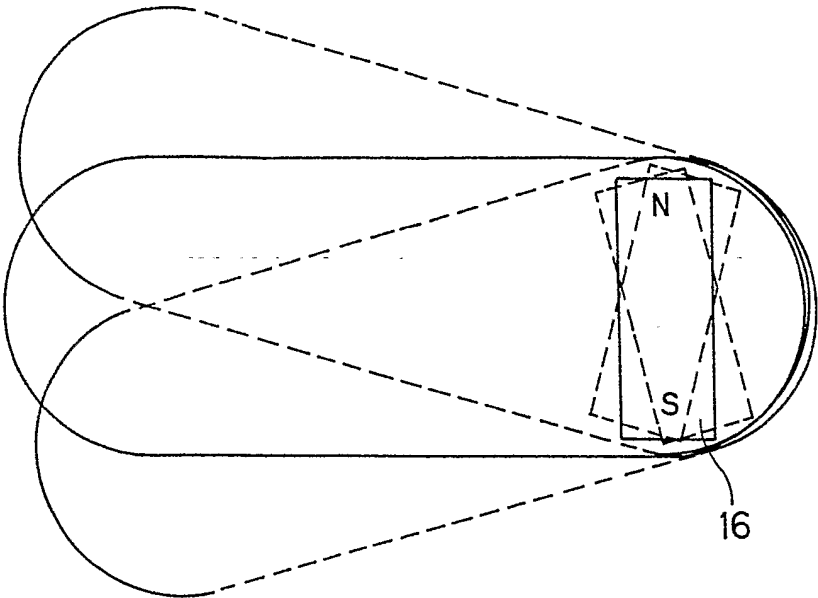


図 18(A)

図 18(B)

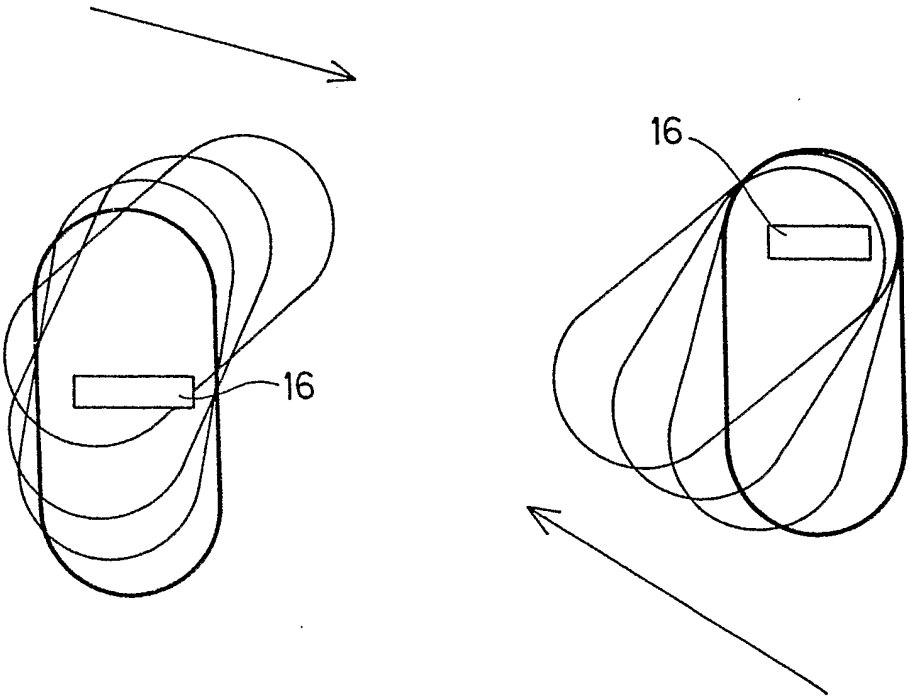


図 19(A)

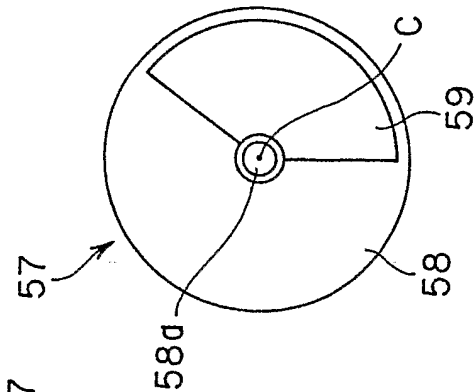


図 19(B)

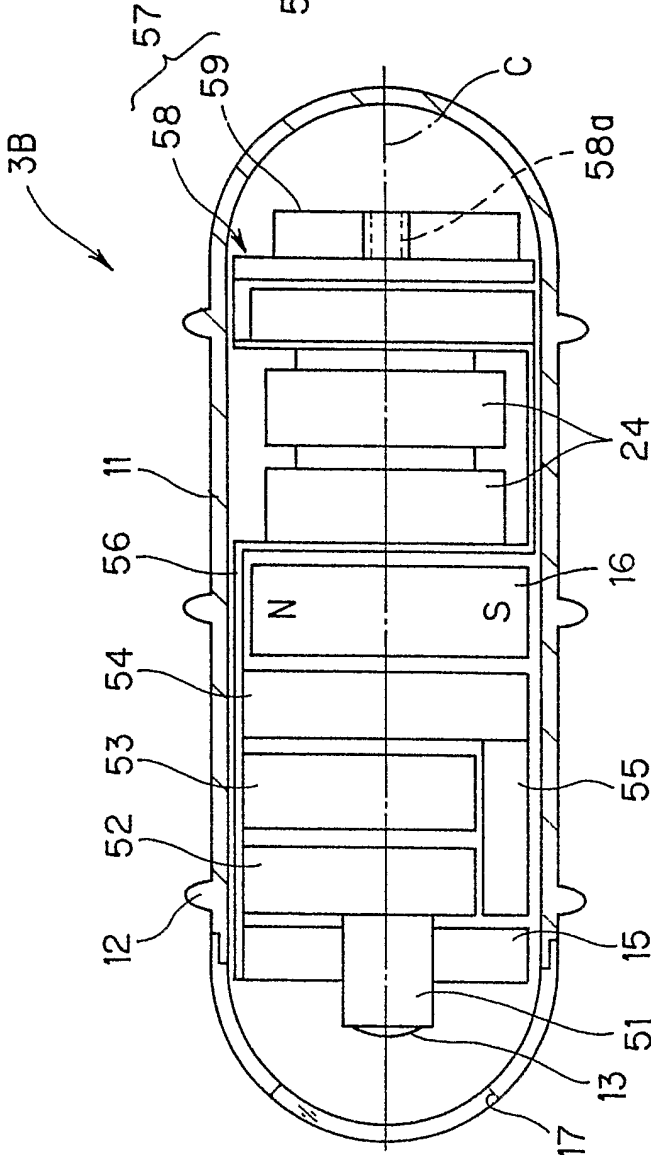


図 20

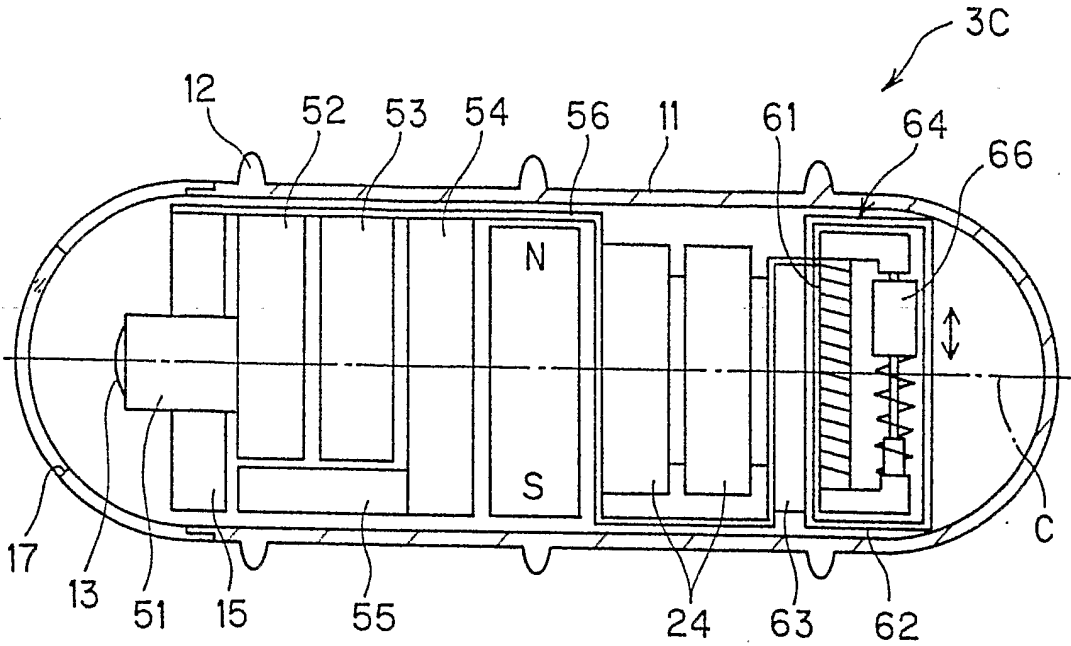


図 21(A)

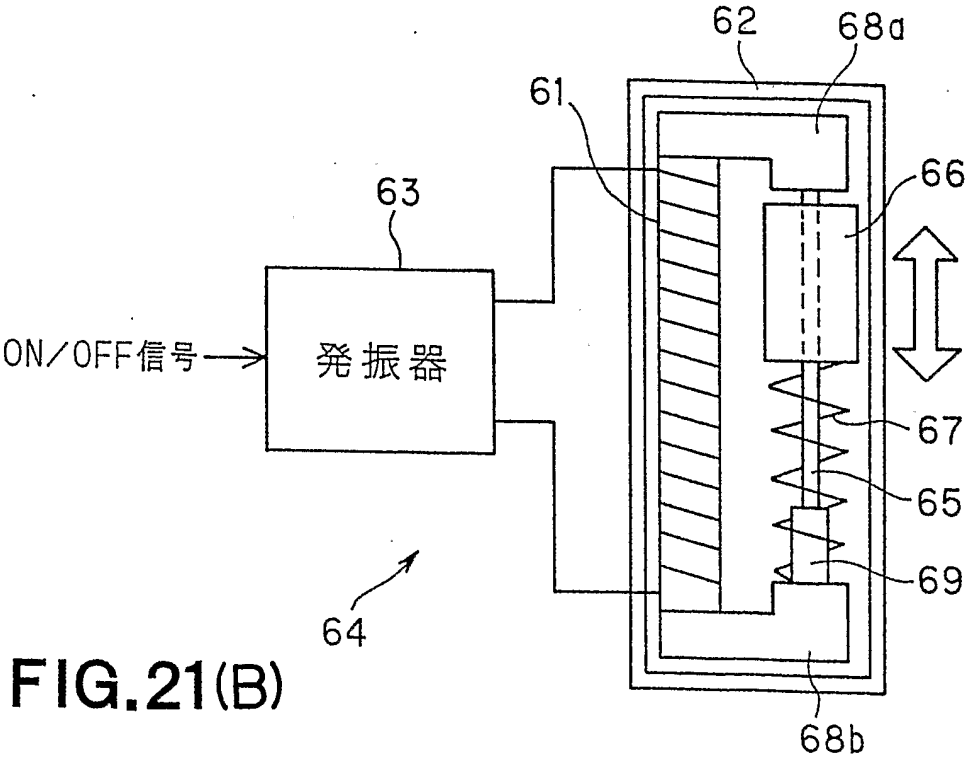


FIG.21(B)

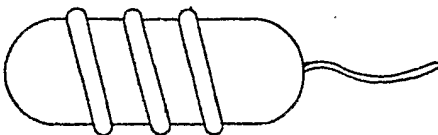


図 22

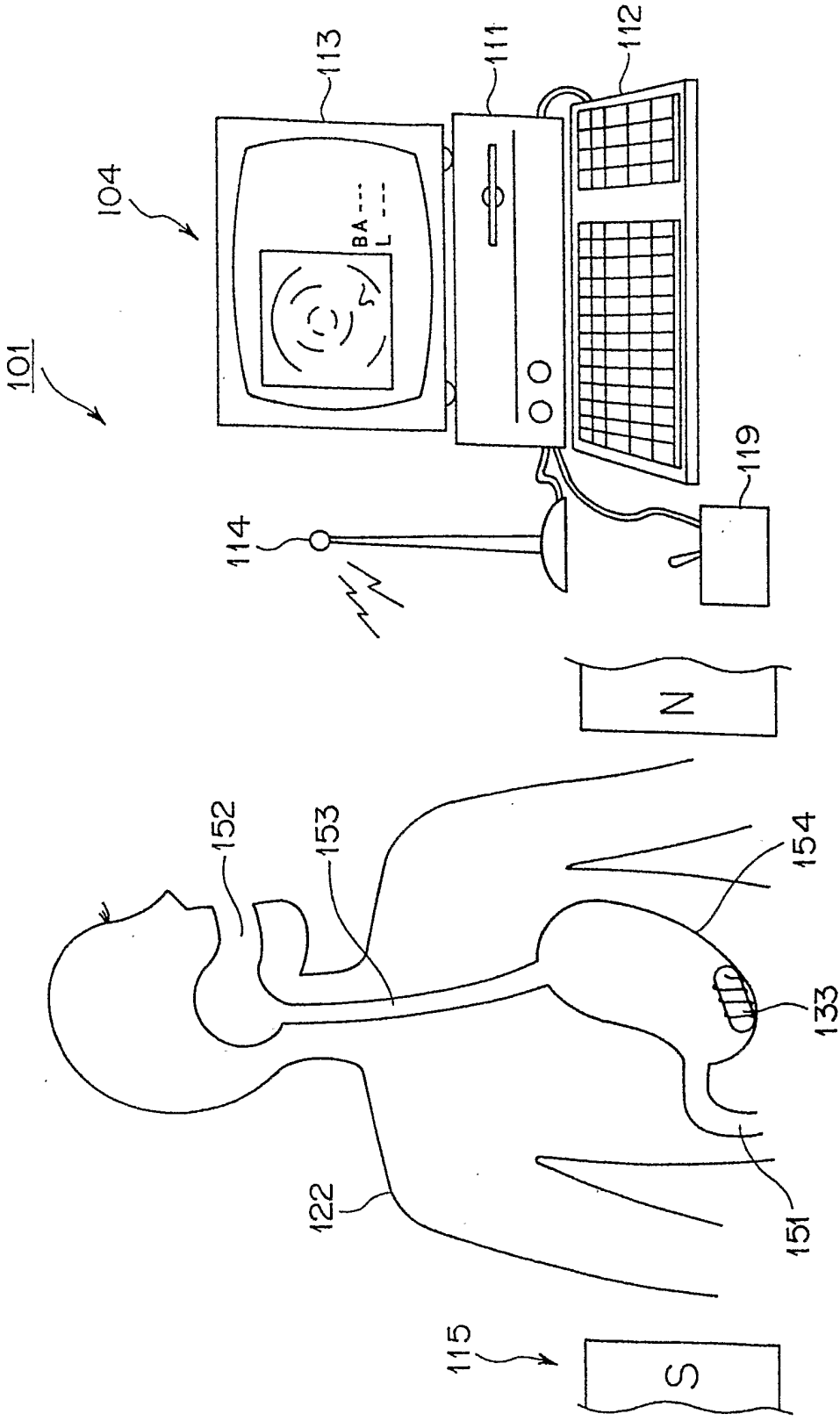


図 23

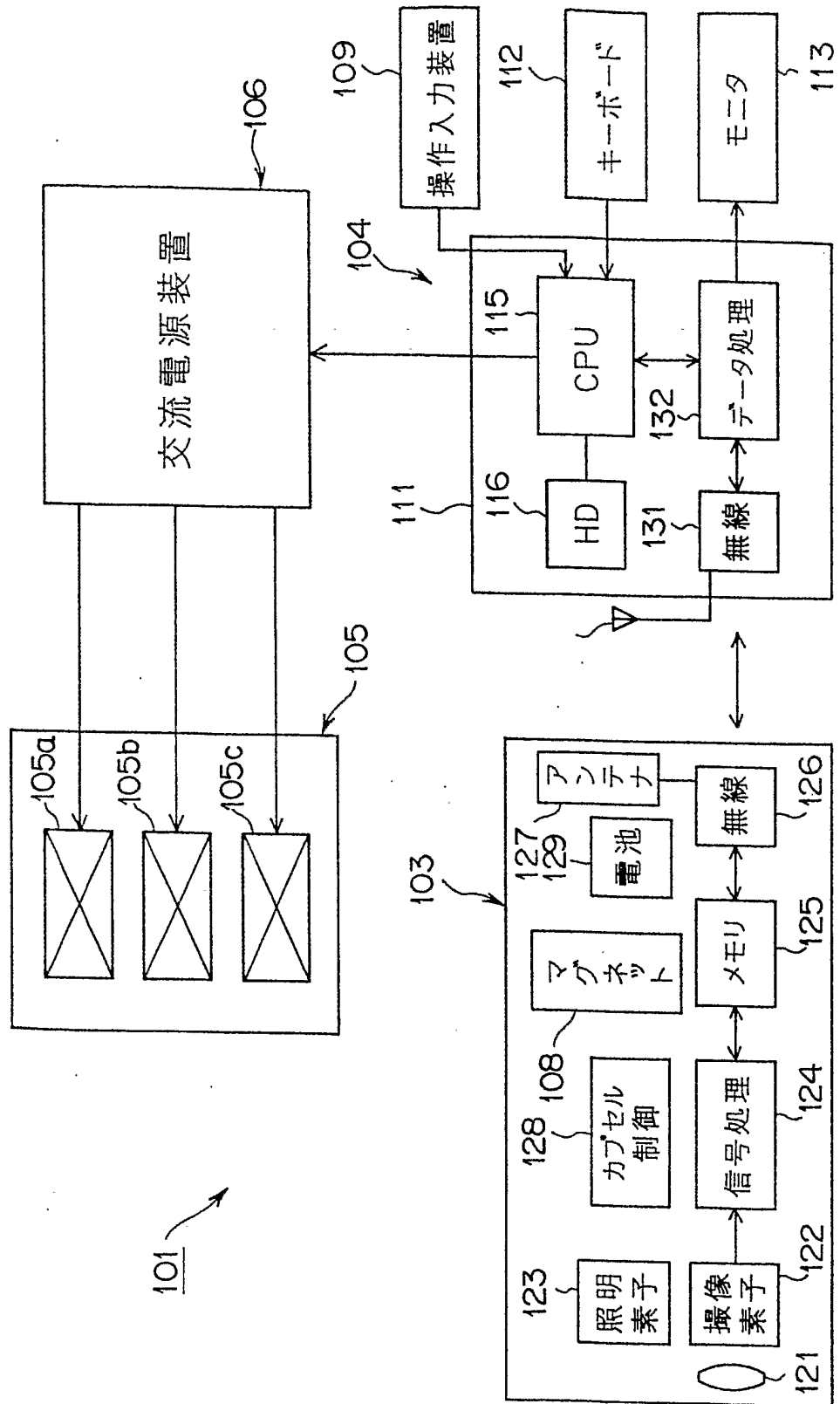


図 24

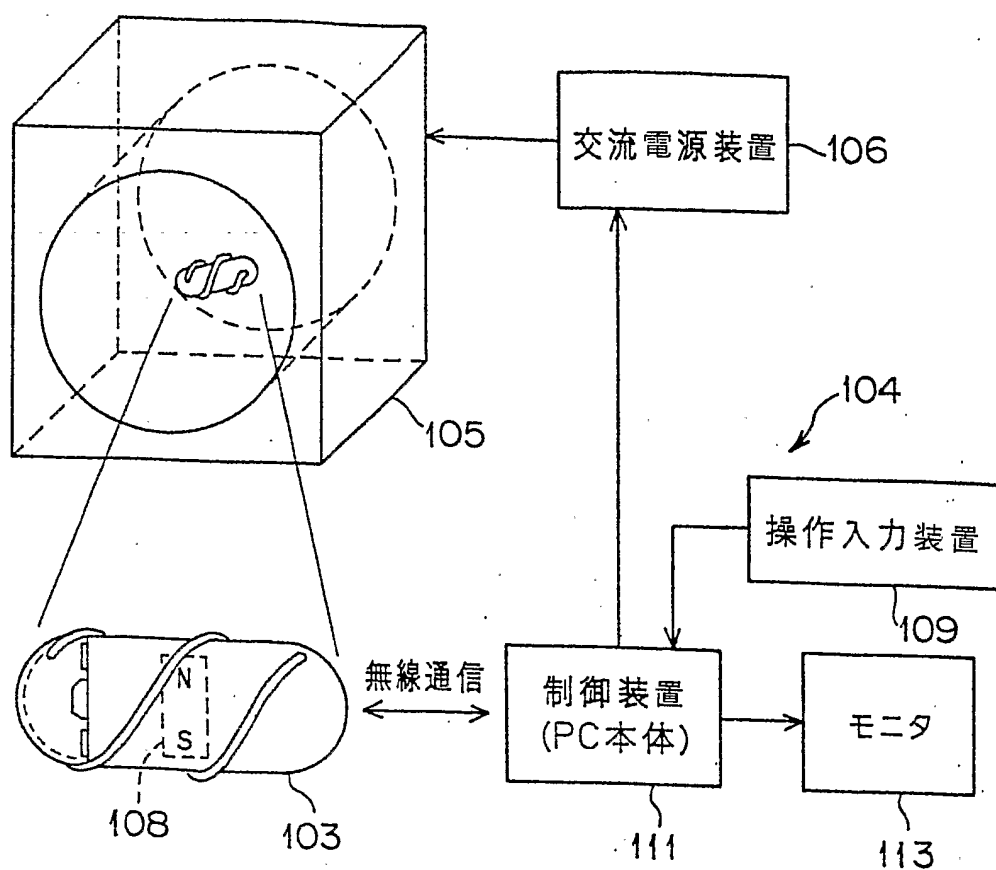


図 25

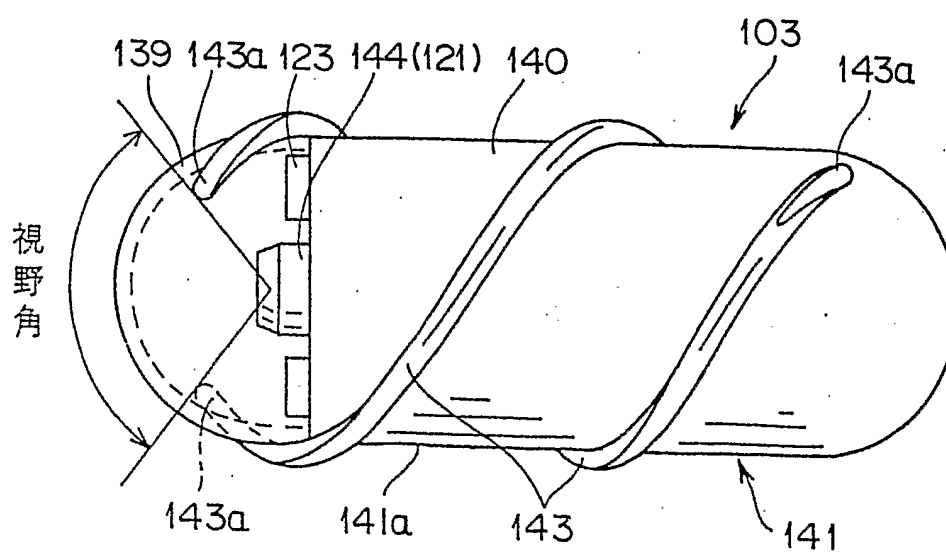


図 26

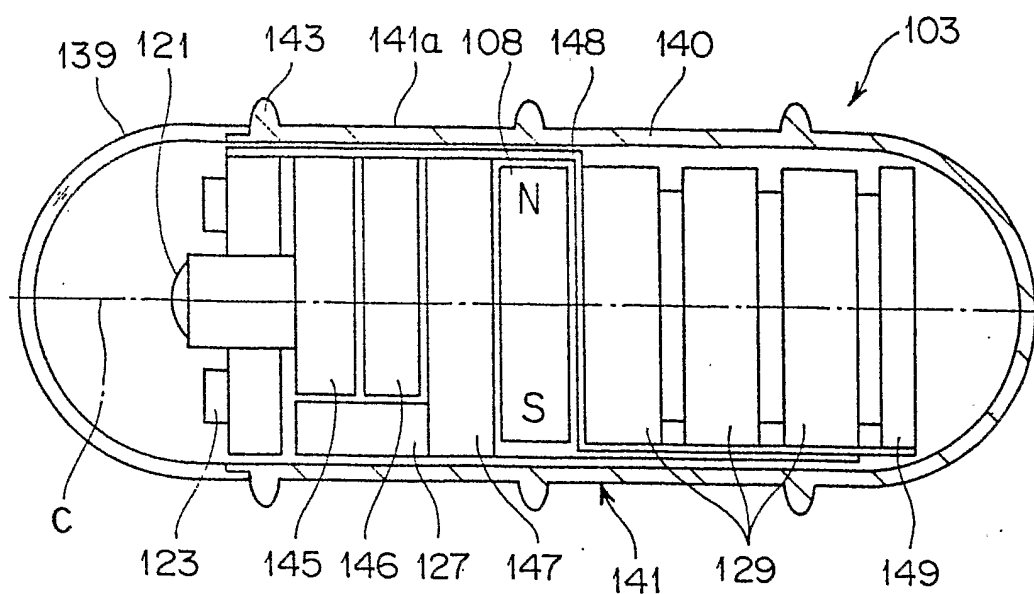


図 27

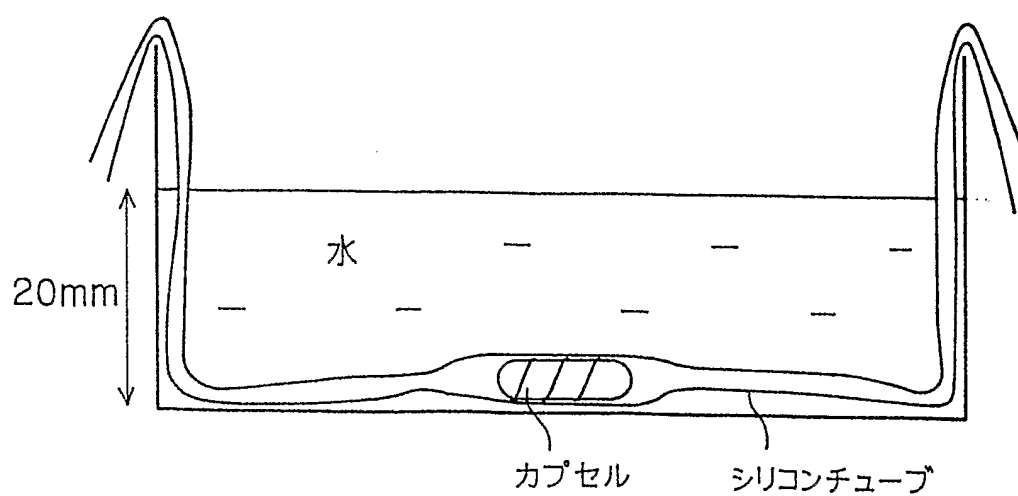


図 28

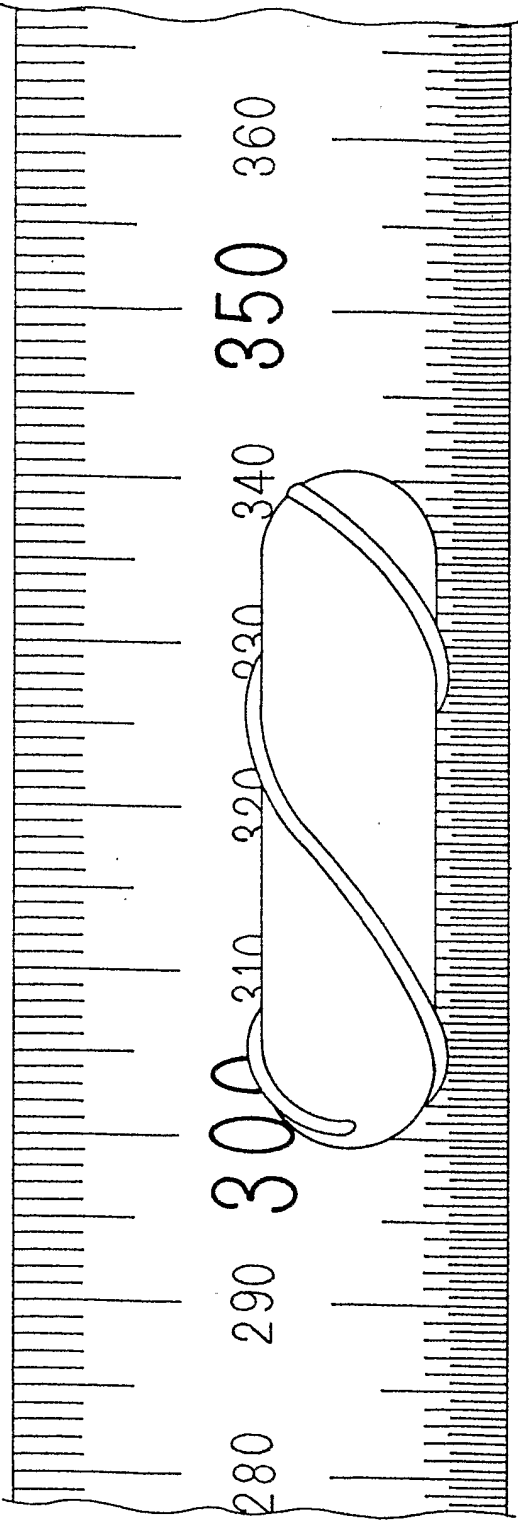


図 29(A)

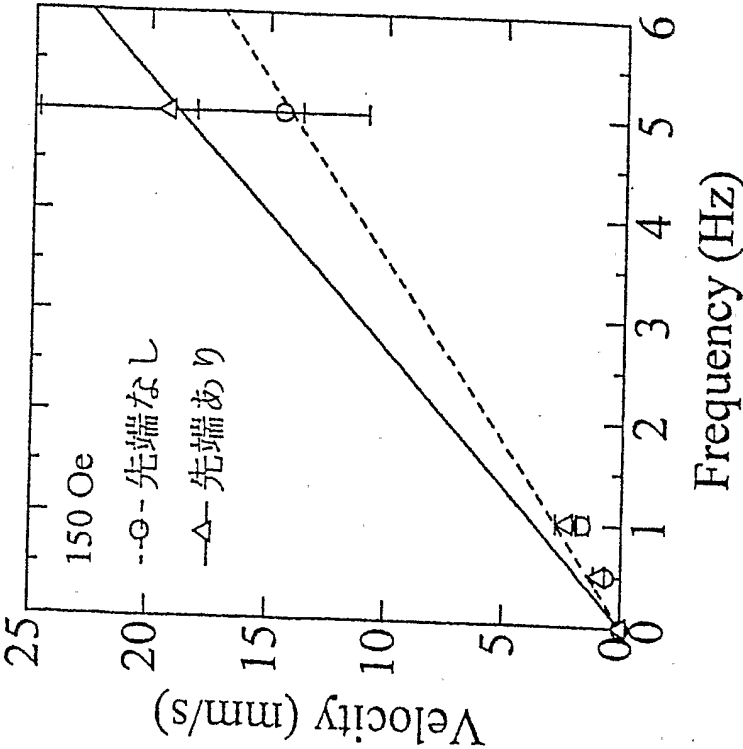
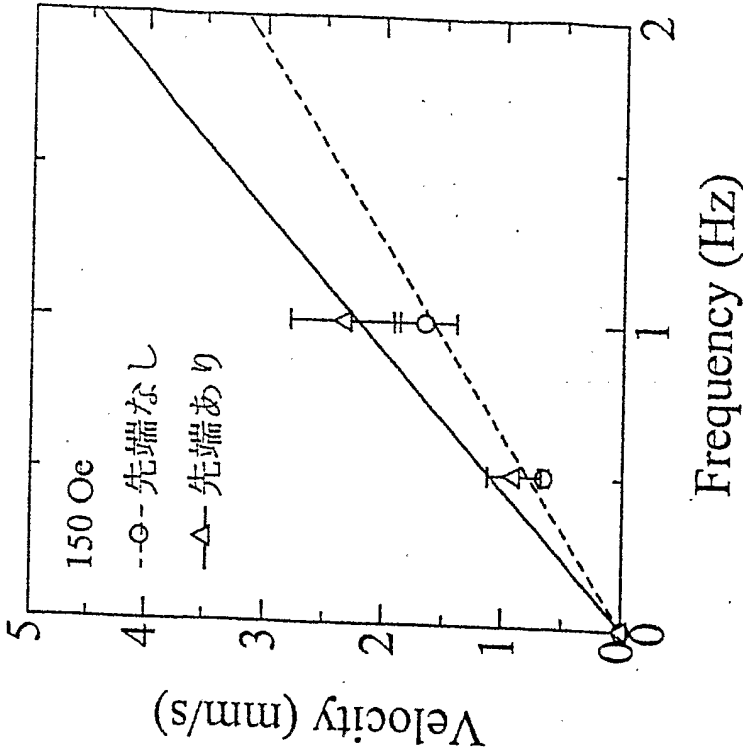
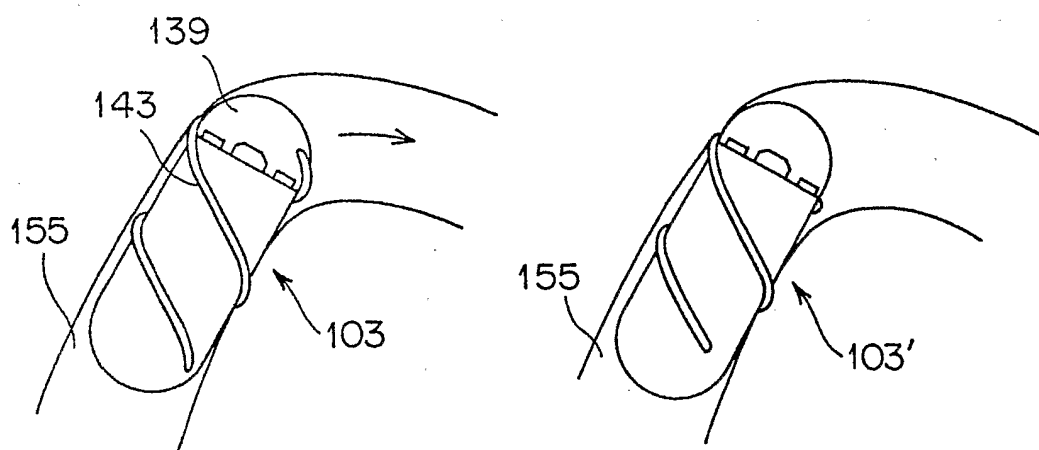


図 29(B)



30(A)

☒ 30(B)



31

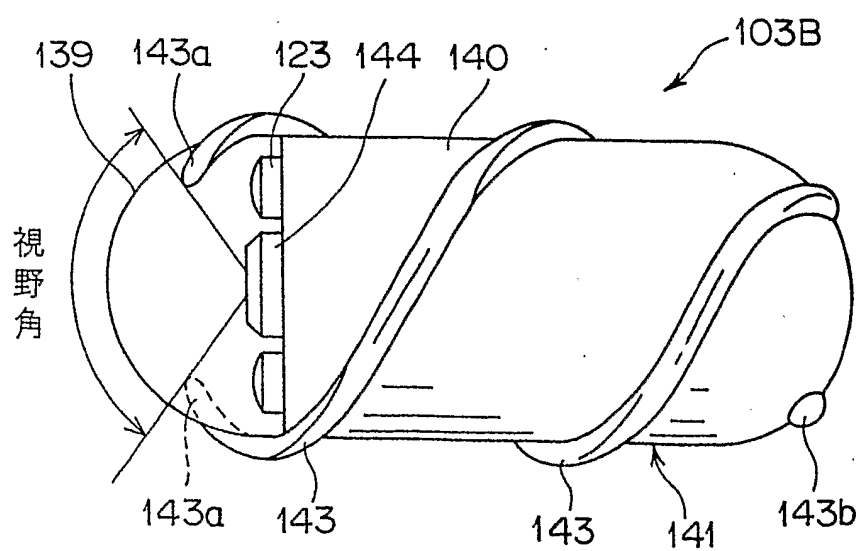


図 32

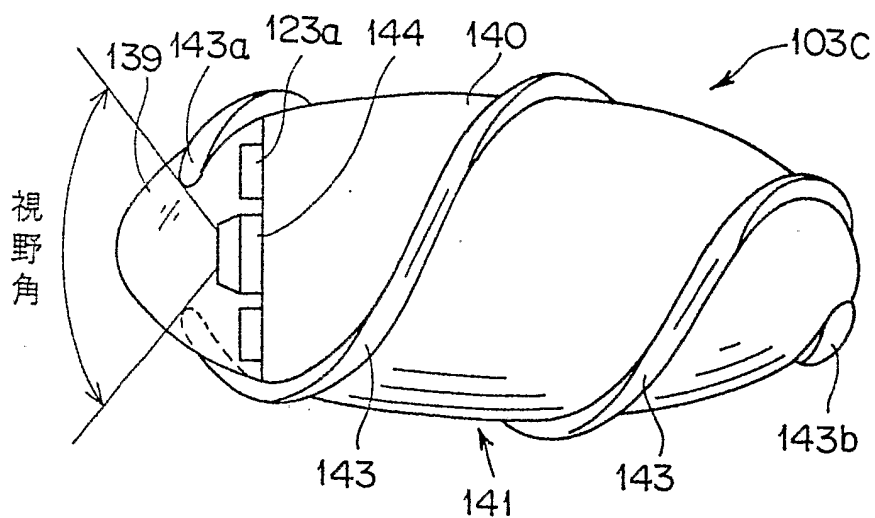


図 33

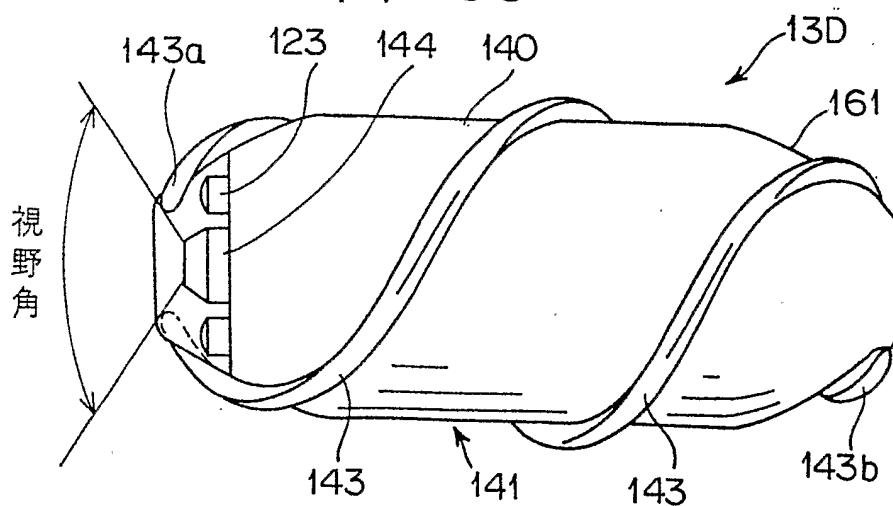


図 34

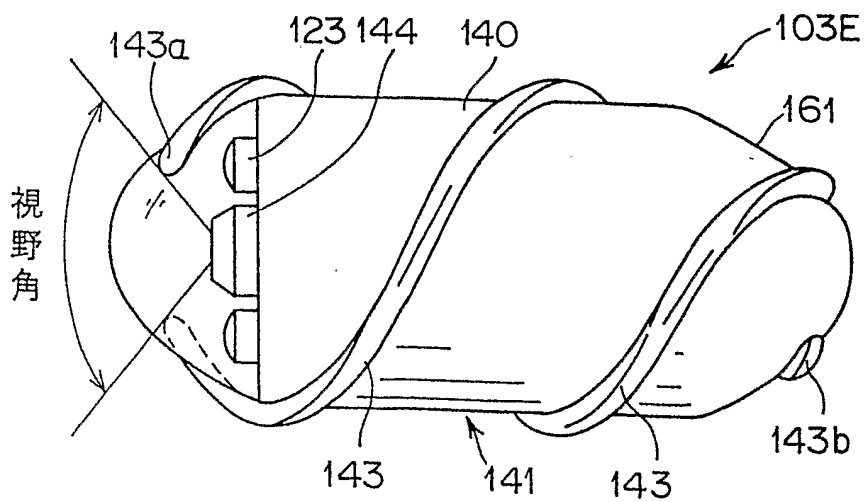


図 35

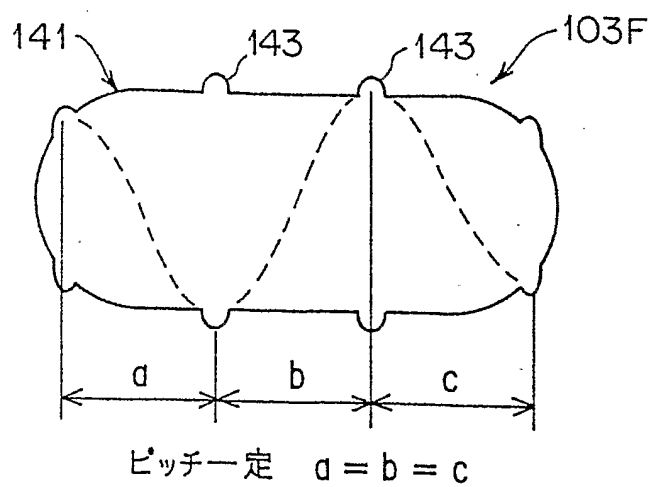


図 36(A)

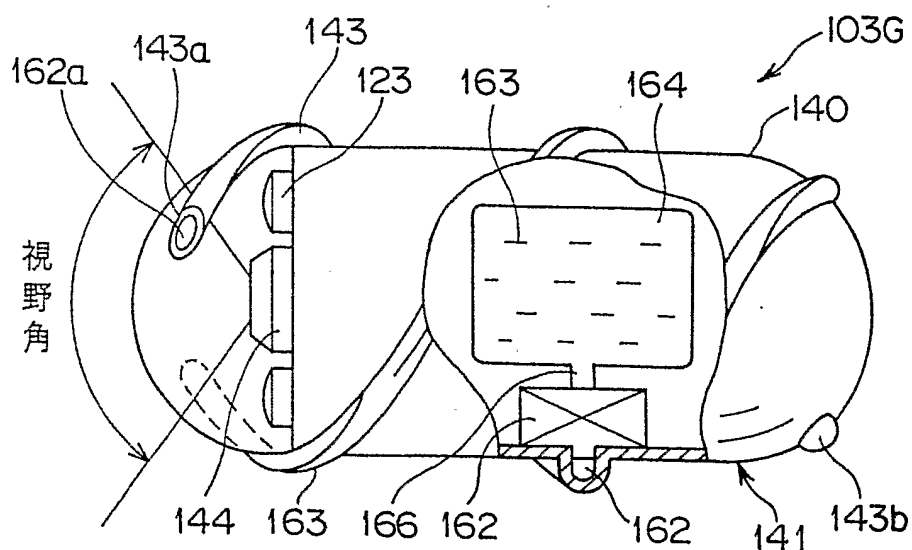


図 36(B)

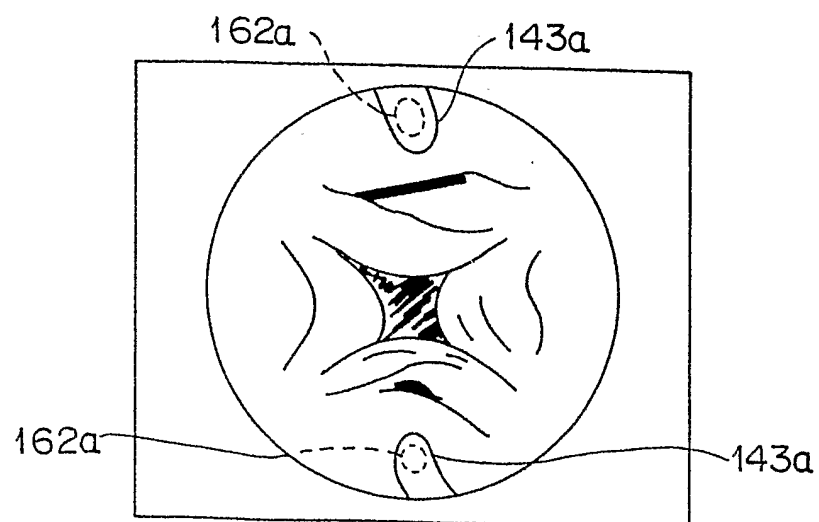
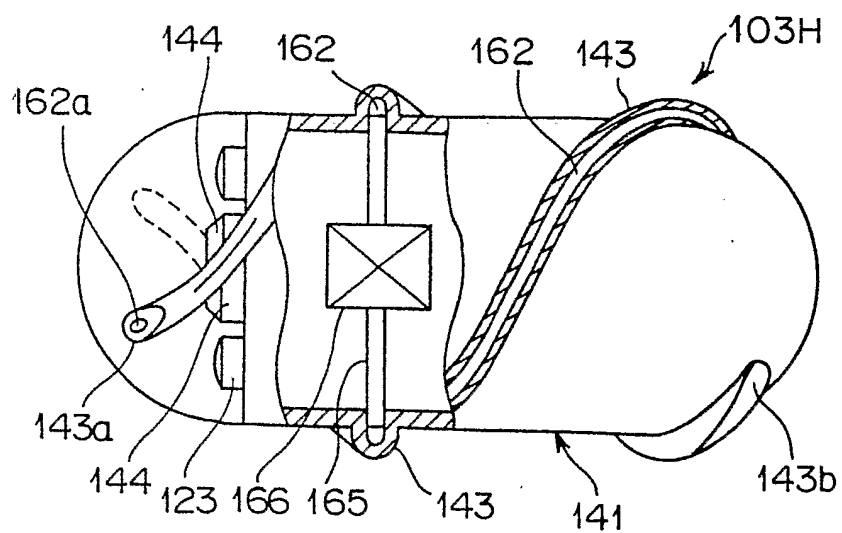


図 37



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/011628

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B1/00

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)

Int.Cl⁷ A61B1/00-1/32

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

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	JP 2001-179700 A (Kabushiki Kaisha Tohoku Techno Achi), 03 July, 2001 (03.07.01), Full text; Figs. 1 to 10	1-18, 33, 34, 37-40, 42, 44, 46-50, 59-62
Y	Full text; Figs. 1 to 10	35, 36, 41, 45, 51-58
A	Full text; Figs. 1 to 10 (Family: none)	21, 24-32, 43
Y	JP 2003-38424 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 12 February, 2003 (12.02.03), Full text; Figs. 1 to 17 & US 2003/0020810 A1	35, 36, 41, 45, 51, 52, 57, 58

☒ 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
03 September, 2004 (03.09.04)

Date of mailing of the international search report
21 September, 2004 (21.09.04)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/011628

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 4-8343 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 13 January, 1992 (13.01.92), Full text; Figs. 1 to 29 & US 5681260 A	35, 36, 41, 45, 51, 52, 57, 58
Y	JP 2002-556 A (Tomohiro NONOMURA), 08 January, 2002 (08.01.02), Full text; Figs. 1 to 20 (Family: none)	53-56
Y	JP 6-63045 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 08 March, 1994 (08.03.94), Full text; Figs. 1 to 26 (Family: none)	63, 64

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/011628

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.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☒ Claims Nos.: 19, 20, 22, 23
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:
Claim 19 has a description of "vibration generation means for cyclically changing the direction of the insert axis". However, this description identifies an object by its function and the ranges of inventions of claims 19, 20, 22, 23 are unclear.
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 an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
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.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B1/00

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. Cl⁷ A61B1/00-1/32

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	1971-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004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 請求の範囲の番号
X	JP 2001-179700 A (株式会社東北テクノアーチ) 2001.07.03 全文、第1-10図	1-18, 33, 34, 37-40, 42, 44, 46-50, 59-62
Y	全文、第1-10図	35, 36, 41, 45, 51-58
A	全文、第1-10図 (ファミリーなし)	21, 24-32, 43

☒ C欄の続きにも文献が列举されている。☐ 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

03.09.2004

国際調査報告の発送日

21.9.2004

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)

安田 明央

2W

9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

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 請求の範囲の番号
Y	JP 2003-38424 A (オリンパス光学工業株式会社) 2003.02.12 全文、第1-17図 & US 2003/0020810 A1	35, 36, 41, 45, 51, 52, 57, 58
Y	JP 4-8343 A (オリンパス光学工業株式会社) 1992.01.13 全文、第1-29図 & US 5681260 A	35, 36, 41, 45, 51, 52, 57, 58
Y	JP 2002-556 A (野々村友祐) 2002.01.08 全文、第1-20図 (ファミリーなし)	53-56
Y	JP 6-63045 A (オリンパス光学工業株式会社) 1994.03.08 全文、第1-26図 (ファミリーなし)	63, 64

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 (PCT17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. ☐ 請求の範囲 _____ 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、
2. ☒ 請求の範囲 19, 20, 22, 23 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、
請求の範囲19には、「挿入軸の向きを周期的に変化させる振動発生手段」という記載があるが、前記記載は機能・作用により物を特定する表現であるために、請求の範囲19, 20, 22, 23に係る発明の範囲が不明確である。
3. ☐ 請求の範囲 _____ 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ころ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の範囲について作成した。
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の範囲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の範囲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の範囲について作成した。

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なかった。