

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4091036号
(P4091036)

(45) 発行日 平成20年5月28日(2008.5.28)

(24) 登録日 平成20年3月7日(2008.3.7)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 F

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

請求項の数 4 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2004-316929 (P2004-316929)
 (22) 出願日 平成16年10月29日(2004.10.29)
 (65) 公開番号 特開2006-129883 (P2006-129883A)
 (43) 公開日 平成18年5月25日(2006.5.25)
 審査請求日 平成16年10月29日(2004.10.29)
 (31) 優先権主張番号 特願2003-377487 (P2003-377487)
 (32) 優先日 平成15年11月6日(2003.11.6)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)
 (31) 優先権主張番号 特願2004-291679 (P2004-291679)
 (32) 優先日 平成16年10月4日(2004.10.4)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 谷口 優子
 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
 審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体腔内移動体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に導入される体腔内移動体において、

前記体腔内の生体情報を取得する、超音波を送受波する超音波振動子部を備え、体内に導入可能なカプセル本体と、

前記超音波振動子部を正逆自在に回転させるための回動軸を備え、前記カプセル本体を前記回動軸に対する垂直な面で切断したときに形成される断面の重心位置を断面形成可能な範囲で連続させた第1の線と、前記回動軸を延長させてなる第2の線とが、当該カプセル本体において全部重複しないように前記カプセル本体に配置された回動駆動部と、

を具備したことを特徴とする体腔内移動体。

10

【請求項 2】

体腔内に導入される体腔内移動体において、

前記体腔内の光学像を撮像する撮像部を備え、体内に導入可能なカプセル本体と、

前記撮像部を正逆自在に回転させるための回動軸を備え、前記カプセル本体を前記回動軸に対する垂直な面で切断したときに形成される断面の重心位置を断面形成可能な範囲で連続させた第1の線と、前記回動軸を延長させてなる第2の線とが、当該カプセル本体において全部重複しないように前記カプセル本体に配置された回動駆動部と、

を具備したことを特徴とする体腔内移動体。

【請求項 3】

前記第1の線が直線であることを特徴とする請求項1または2に記載の体腔内移動体。

20

【請求項 4】

前記第 1 の線と前記第 2 の線とが略平行であることを特徴とする請求項 3 に記載の体腔内移動体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内に導入される体腔内移動体に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、体腔内に導入される体腔内移動体としてカプセル型医療装置は、使用される状況
10 になって来ている。

【0003】

このカプセル型医療装置は、内視鏡における細長な挿入部を必要とせず、被験者が飲み
込み易いように形成されている。

このような従来のカプセル型医療装置としては、例えば、特開平 9 - 1 3 5 8 3 2 号公
報に記載されているようなカプセル型超音波内視鏡が提案されている。

【0004】

上記特開平 9 - 1 3 5 8 3 2 号公報に記載のカプセル型超音波内視鏡は、生体組織に対
して超音波パルスを送受波して得たエコー情報を元に超音波断層画像（以下、超音波画像
）を得るようになっていている。このため、上記従来のカプセル型超音波内視鏡は、通常
20 の超音波内視鏡による細長な挿入部の挿入困難な部位において、カプセル型超音波内視鏡を
通過させて超音波画像を取得可能である。

【0005】

従来のカプセル型超音波内視鏡は、筐体であるカプセル外装に被回転体である超音波振
動子部及び、この超音波振動子部を回転、正逆自在に回転させる駆動部を内蔵している。
従来のカプセル型超音波内視鏡は、上記超音波振動子部を上記駆動部により回転させるこ
とによって、例えばカプセル外装の長手中心軸に対して垂直な放射方向（ラジアル方向）
に超音波パルスを送受波するように構成されている。

【特許文献 1】特開平 9 - 1 3 5 8 3 2 号公報

【発明の開示】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記従来のカプセル型超音波内視鏡は、カプセル外装の長手中心軸と駆動部の駆動軸と
が一致している。このため、上記従来のカプセル型超音波内視鏡は、上記駆動部を駆動し
て上記超音波振動子部を回転させると、カプセル外装の長手中心軸に対して慣性力が発生
してしまい、カプセル本体が回転してしまう虞れが生じる。

【0007】

このため、上記従来のカプセル型超音波内視鏡は、カプセル外装の長手中心軸に対して
超音波振動子部の回転方向とは逆方向に回転して上記慣性力を相殺するためのカウンター
バランス等の機構を設けて、カプセル本体が回転しないように構成している。
40

【0008】

しかしながら、上記カウンターバランス等の機構を設けた従来のカプセル型超音波内視
鏡は、カプセル外装が大きくなり、飲み難くなってしまう。

【0009】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、小型で飲み込み易くした上で、回転駆動
部を駆動して被回転体が回転してもカプセル本体が回転することを防止可能とした体腔内
移動体を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明による第 1 の体腔内移動体は、体腔内に導入される体腔内移動体において、前記
50

体腔内の生体情報を取得する、超音波を送受波する超音波振動子部を備え、体内に導入可能なカプセル本体と、前記超音波振動子部を正逆自在に回転させるための回転軸を備え、前記カプセル本体を前記回転軸に対する垂直な面で切断したときに形成される断面の重心位置を断面形成可能な範囲で連続させた第１の線と、前記回転軸を延長させてなる第２の線とが、当該カプセル本体において全部重複しないように前記カプセル本体に配置された回転駆動部と、を具備したことを特徴とする。

【００１１】

本発明による第２の体腔内移動体は、体腔内に導入される体腔内移動体において、前記体腔内の光学像を撮像する撮像部を備え、体内に導入可能なカプセル本体と、前記撮像部を正逆自在に回転させるための回転軸を備え、前記カプセル本体を前記回転軸に対する垂直な面で切断したときに形成される断面の重心位置を断面形成可能な範囲で連続させた第１の線と、前記回転軸を延長させてなる第２の線とが、当該カプセル本体において全部重複しないように前記カプセル本体に配置された回転駆動部と、を具備したことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【００１２】

本発明の体腔内移動体は、小型で飲み込み易くした上で、回転駆動部を駆動して被回転体が回転してもカプセル本体が回転することを防止できるという効果を有する。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１３】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

20

【００１４】

尚、本実施の形態は体腔内移動体であるが、まず、本実施の形態を説明するに先立って、本発明を説明する上で必要な参考例について説明する。

図１ないし図５は本発明の第１参考例に係わり、図１は第１参考例のカプセル型超音波内視鏡を示す構成図、図２は図１のカプセル型超音波内視鏡のＡ－Ａ断面図、図３は剛体の回転中心が重心の場合、摩擦抗力のみ作用する概念図、図４は剛体の回転中心が重心にない場合、圧力抗力が作用する概念図、図５は図１の変形例を示すカプセル型超音波内視鏡の構成図である。

【００１５】

30

図１に示すように第１参考例の体腔内移動体としてのカプセル型超音波内視鏡１は、略管状のベース部１０に対し、端部を半球状に形成した本体カバー１１及び振動子カバー１２がカプセル外装として一体的に構成されている。即ち、ベース部１０を骨格として本体カバー１１、振動子カバー１２を筐体としてカプセル本体としてのカプセル型超音波内視鏡１を形成している。

【００１６】

前記ベース部１０の一端部側には、前記本体カバー１１が水密に固定配置され、他端部側には前記振動子カバー１２が水密に固定配置されている。前記ベース部１０の中央部には、中央部太径孔１０ａ及び中央部細径孔１０ｂを備えた中央貫通孔が形成されている。

40

前記中央部細径孔１０ｂには、Ｏリング１３が配置されている。このＯリング１３は、振動子シャフト１４の外周面及びこの中央部細径孔１０ｂの内周面に密着して液密を確保するとともに、前記振動子シャフト１４を軸支している。そして、前記振動子カバー１２と前記ベース部１０と、前記Ｏリング１３とで形成される内部空間には、例えば流動パラフィン、水、カルボキシメチルセルロース水溶液等の超音波伝達媒体１５が封止されている。

【００１７】

一方、前記中央部太径孔１０ａには、回転駆動部１７が設けられている。この回転駆動部１７は、生体情報を取得する情報取得部としての被回転体である超音波振動子部１６を回転させるようになっている。尚、情報取得部としては、回転駆動部１７により回転され

50

る図示しない撮像部等設けてもよい。

【 0 0 1 8 】

前記回動駆動部 1 7 は、スリップリング 1 8 と、エンコーダ 1 9 と、駆動モータ 2 0 とを有して構成されている。そして、前記振動子シャフト 1 4 は、前記スリップリング 1 8 に設けられた例えば、ボールベアリングによって回転可能に支持されており、前記駆動モータ 2 0 の駆動軸である回動軸 2 0 a と前記振動子シャフト 1 4 とは機械的に一体に構成されている。

【 0 0 1 9 】

前記振動子シャフト 1 4 の先端部には、前記超音波振動子部 1 6 が設けられている。前記超音波振動子部 1 6 は、超音波振動子 1 6 a と、この超音波振動子 1 6 a を保持する振動子保持部材 1 6 b とを有して構成されている。

10

【 0 0 2 0 】

また、前記ベース部 1 0 には、電源部 2 1 と回路基板 2 2 とが設けられている。

前記回路基板 2 2 には、図示しない駆動モータ回転制御回路や、送受信回路、信号処理回路、無線送信回路等が設けられている。

【 0 0 2 1 】

前記駆動モータ回転制御回路は、前記電源部 2 1 から供給される電力によって前記駆動モータ 2 0 の回転制御を行うようになっている。前記送受信回路は、前記スリップリング 1 8 を介して前記超音波振動子 1 6 a に超音波パルスの送受波を行わせるようになっている。前記信号処理回路は、前記送受信回路からの受信信号を処理するようになっている。前記無線送信回路は、前記信号処理回路により処理されたエコー信号に所定の信号処理を施して前記超音波観測装置に無線送信するようになっている。

20

【 0 0 2 2 】

尚、前記超音波振動子 1 6 a の図示しない入出力用のケーブルは、回転型信号伝達手段であるスリップリング 1 8 の図示しないリング部、金属ブラシを経てスリップリング 1 8 の出力側のケーブルと電氣的に導通している。

【 0 0 2 3 】

ここで、第 1 参考例では、前記回転駆動部 1 7 (駆動モータ 2 0) の回動軸 2 0 a に対して垂直な面で前記カプセル型超音波内視鏡 1 を切断して形成される断面を一定の質量分布とした場合に算出される重心位置を、カプセル型超音波内視鏡 1 の切断可能な範囲即ち、筐体 (本体カバー 1 1 、振動子カバー 1 2) 内で連続させた線、即ち、回動軸 2 0 a に対する垂直な面で切断した場合のカプセル重心線 3 1 (第 1 の線) と、前記回動駆動部 1 7 の回動軸 2 0 a を延長させた軸線、即ち、回動駆動部 1 7 の中心軸 3 2 (第 2 の線) とが同一の線として重ならないように前記回動駆動部 1 7 を配置して構成している。

30

【 0 0 2 4 】

具体的には、カプセル型超音波内視鏡 1 は、前記回転駆動部 1 7 を前記カプセル重心線 3 1 に対して傾かせて配置することで、前記回動駆動部 1 7 の回動軸 2 0 a 、つまり中心軸 3 2 が前記カプセル重心線 3 1 に対して所定角度傾く位置となるように配置している。

このため、図 2 に示すようにカプセル型超音波内視鏡 1 は、前記カプセル重心線 3 1 と前記回動駆動部 1 7 の中心軸 3 2 とが少なくとも一部で重複しない、即ち異なる位置となる。尚、図 1 に示すように前記カプセル重心線 3 1 は、先端側において前記超音波振動子 1 6 側に曲がり、且つ後端側において前記回動駆動部 1 7 側に曲がるような曲線を形成している。尚、前記カプセル重心線 3 1 と、前記回動駆動部 1 7 の中心軸 3 2 との軸間の距離は、約 1 0 mm 未満である。

40

【 0 0 2 5 】

ここで、一般に固定軸をもった剛体の運動方程式は、

$$I \alpha = N$$

I : 慣性モーメント

α : 角加速度

50

N：外力のモーメント
である。

【 0 0 2 6 】

よって、ある一定のモーメントが加わった場合を考えると、剛体の慣性モーメントが大きければ大きいほど、剛体は動きづらいことになる。

【 0 0 2 7 】

一方、重心から h だけ離れた平行な軸の周りの慣性モーメントは、重心を通る軸の周りの慣性モーメントを I_G とすると、

$$I = I_G + M h^2$$

M：剛体の質量

よって、重心からより離れた位置に回転中心が存在していれば、より慣性モーメントが大きくなる。即ち、剛体は、回転しづらくなる。

【 0 0 2 8 】

上記は剛体が真空中に置かれた場合であるが、実際には流体が存在するので物体表面に作用する流体抵抗を考慮する必要がある。

断面が円形の場合、重心軸周りの回転では、物体表面と流体との摩擦抗力のみが作用する。一方、重心軸を離れた場合の回転では、物体がすりこぎ状の回転をするので、摩擦抗力に加えて圧力抗力が作用する。

【 0 0 2 9 】

一般に、圧力抗力は、摩擦抗力に比べて大きい。また、回転中心が重心から離れるほど、圧力抗力が大きくなるので、より物体の回転負荷が大きくなっていく。ここからも重心からより離れた位置に回転中心が存在していれば、物体は回転しづらくなることが分る。

図 3 に示すように剛体 4 1 a の回転中心が重心の場合、摩擦抗力のみ作用して物体は、回転し易い。

一方、図 4 に示すように剛体 4 1 b の回転中心が重心にない場合、圧力抗力が作用して物体は、回転しづらくなる。

【 0 0 3 0 】

これにより、カプセル型超音波内視鏡 1 は、前記回転駆動部 1 7 が駆動して超音波振動子部 1 6 が回転した際にモーメントを受けたとき、この回転軸即ち、前記回転駆動部 1 7 の中心軸 3 2 とカプセル外形の重心を結ぶ軸、即ち、前記カプセル重心線 3 1 との距離が大きければ大きいほど回転しづらくなる。

【 0 0 3 1 】

従って、カプセル型超音波内視鏡 1 は、前記回転駆動部 1 7 を駆動して前記超音波振動子部 1 6 が回転した際に、前記カプセル重心線 3 1 に対して慣性力が発生せず、回転することを防止可能である。

【 0 0 3 2 】

尚、第 1 参考例では、上述したように前記回転駆動部 1 7 の回転軸 2 0 a が前記筐体（本体カバー 1 1 及び振動子カバー 1 2）の長手中心軸に対して斜め方向に所定角度傾いている。このため、カプセル型超音波内視鏡 1 は、前記超音波振動子 1 6 a が前記筐体の長手中心軸に対して垂直方向から所定角度傾いたラジアル方向に超音波パルスを送受波して、前記筐体の長手中心軸に対して垂直方向から所定角度傾いた向きの超音波画像を得られるようになっている。

【 0 0 3 3 】

このように構成されているカプセル型超音波内視鏡 1 は、被験者により飲み込まれて超音波観測が行われる。

カプセル型超音波内視鏡 1 は、電源部 2 1 を電力供給状態にすると、前記回路基板 2 2 上の駆動モータ回転制御回路から駆動信号が出力されて前記回転駆動部 1 7 の回転軸 2 0 a が回転状態になる。すると、カプセル型超音波内視鏡 1 は、前記振動子シャフト 1 4 が回転して超音波振動子部 1 6 が回転状態になる。

【 0 0 3 4 】

ここで、カプセル型超音波内視鏡 1 は、上述したように前記回動駆動部 1 7 の回動軸 2 0 a が前記筐体（本体カバー 1 1 及び振動子カバー 1 2 ）の長手中心軸に対して斜め方向に所定角度傾く位置となっているので、前記カプセル重心線 3 1 と前記回動駆動部 1 7 の中心軸 3 2 とが少なくとも一部で重複しない、即ち異なる位置となる。

【 0 0 3 5 】

従って、カプセル型超音波内視鏡 1 は、前記回動駆動部 1 7 を駆動して前記超音波振動子部 1 6 が回転した際に、上述したように摩擦抗力の作用により回転しづらくなり、前記カプセル重心線 3 1 に対して慣性力が発生せず、回転しない。

【 0 0 3 6 】

そして、回路基板 2 2 上の送受信回路からは、超音波振動子 1 6 a に振動子駆動信号が出力される。この振動子駆動信号は、スリップリング 1 8 等を介して超音波振動子 1 6 a に供給される。すると、超音波振動子 1 6 a は、生体組織に対して超音波パルスを送受波してラジアル走査を行い、生体組織からのエコー信号を得る。

【 0 0 3 7 】

超音波振動子 1 6 a から得られたエコー信号は、スリップリング 1 8 等を介して送受信回路に伝達され、信号処理回路に伝達される。信号処理回路は、受信したエコー信号から超音波信号を生成し、無線送信回路を介して超音波観測装置に超音波信号を送信する。超音波観測装置は、カプセル型超音波内視鏡 1 から得られたエコー信号を信号処理し、超音波画像データを構築して図示しないモニタに表示させる。

【 0 0 3 8 】

この結果、第 1 参考例のカプセル型超音波内視鏡 1 は、小型で飲み込み易くした上で、回動駆動部 1 7 を駆動して超音波振動子部 1 6 が回転してもベース部 1 0 が回転することを防止できる。

尚、図面上ではカプセル重心線 3 1 （第 1 の線）と中心軸 3 2 （第 2 の線）とが 2 次元的关系として記載されているが、無論、カプセル重心線 3 1 （第 1 の線）と中心軸 3 2 （第 2 の線）とが 3 次元的位置関係であってもよい。もちろん、これらカプセル重心線 3 1 （第 1 の線）と中心軸 3 2 （第 2 の線）とがねじれの位置にあってもよい。この場合、回動駆動部 1 7 の回転によってカプセル型超音波内視鏡 1 がさらに回転しにくくなる。

【 0 0 3 9 】

尚、上記カプセル型超音波内視鏡 1 は、上述したように前記回動駆動部 1 7 の回動軸 2 0 a が前記筐体（本体カバー 1 1 及び振動子カバー 1 2 ）の長手中心軸に対して斜め方向に所定角度傾いているので、得られる超音波画像も長手中心軸に対して垂直方向から所定角度傾いている。

【 0 0 4 0 】

そこで、図 5 に示すようにフレキシブルカップリングを用いて、前記筐体（本体カバー 1 1 及び振動子カバー 1 2 ）の長手中心軸と垂直な向きの超音波画像を得るように構成してもよい。

図 5 に示すようにカプセル型超音波内視鏡 1 B は、振動子シャフト 1 4 にフレキシブルカップリング 3 3 を接続して前記超音波振動子部 1 6 を前記筐体（本体カバー 1 1 及び振動子カバー 1 2 ）の長手中心軸に対して平行方向となるように構成している。

【 0 0 4 1 】

これにより、カプセル型超音波内視鏡 1 B は、前記超音波振動子 1 6 a が前記筐体（本体カバー 1 1 及び振動子カバー 1 2 ）の長手中心軸に対して垂直方向であるラジアル方向に超音波パルスを送受波して、長手中心軸と垂直な向きの超音波画像を得ることができる。尚、図 5 のフレキシブルカップリングは、ギヤ、フレキシブルシャフト（可撓性のシャフト）等でも良い。

【 0 0 4 2 】

図 6 は本発明の第 2 参考例に係わるカプセル型超音波内視鏡を示す構成図である。

上記第 1 参考例は、前記回動駆動部 1 7 を前記筐体（本体カバー 1 1 及び振動子カバー

10

20

30

40

50

12)の長手中心軸に対して傾かせて配置することで、前記回転駆動部17の回転軸20aが前記筐体の長手中心軸に対して所定角度傾く位置となるように構成しているが、ラジアル走査面において、超音波振動子部16から振動子カバー12までの距離が遠い下半周部分では、振動子カバー12から出射される超音波パルスの減衰量が大きくなってしまふ。そこで、第2参考例は、ラジアル走査面において、超音波振動子16aの回転中心から振動子カバー12までの距離が一定(等距離)となるように構成する。それ以外の構成は上記第1参考例と同様であるので説明を省略し、同一構成には同じ符号を付して説明する。

【0043】

即ち、図6に示すように第2参考例のカプセル型超音波内視鏡1Cは、ラジアル走査面において、超音波振動子16aの回転中心からの距離が一定(等距離)となるように振動子カバー12Cが略だるま形状に形成されている。

10

【0044】

尚、カプセル型超音波内視鏡1Cは、上記第1参考例で説明したのと同様に前記回転駆動部17の回転軸20aが前記筐体(本体カバー11及び振動子カバー12C)の長手中心軸に対して斜め方向に所定角度傾く位置となっている。このため、カプセル型超音波内視鏡1Cは、カプセル重心線31Cと前記回転駆動部17の中心軸32とが少なくとも一部で重複しない、即ち異なる位置となるように構成されている。

尚、前記カプセル重心線31Cは、超音波振動子16が下側に配置されることで前記カプセル重心線31と比べて先端側において、早く下がり若干上がるような曲線を形成している。

20

【0045】

従って、カプセル型超音波内視鏡1Cは、前記回転駆動部17を駆動して前記超音波振動子部16が回転した際に、上述したように摩擦抗力の作用により回転しづらくなり、前記カプセル重心線31Cに対して慣性力が発生せず、回転しない。

【0046】

更に、カプセル型超音波内視鏡1Cは、振動子シャフト14にフレキシブルカップリング33を接続して前記超音波振動子部16を前記筐体(本体カバー11及び振動子カバー12C)の長手中心軸に対して平行方向となるように構成している。それ以外の構成は、上記第1参考例と同様であるので説明を省略する。

30

【0047】

このように構成されているカプセル型超音波内視鏡1Cは、被験者により飲み込まれて上記第1参考例で説明したのと同様に超音波観測が行われる。

カプセル型超音波内視鏡1Cは、電源部21を電力供給状態にすると、前記回路基板22上の駆動モータ回転制御回路から駆動信号が出力されて前記回転駆動部17の回転軸20aが回転状態になる。すると、カプセル型超音波内視鏡1Cは、前記振動子シャフト14が回転して超音波振動子部16が回転状態になる。

【0048】

そして、回路基板22上の送受信回路からは、超音波振動子16aに振動子駆動信号が出力される。この振動子駆動信号は、スリップリング18等を介して超音波振動子16aに供給される。すると、超音波振動子16aは、生体組織に対して超音波パルスを送受信してラジアル走査を行い、生体組織からのエコー信号を得る。

40

【0049】

ここで、カプセル型超音波内視鏡1Cは、上述したようにラジアル走査面において、超音波振動子16aの回転中心からの距離が一定(等距離)となるように振動子カバー12Cが形成されている。このため、カプセル型超音波内視鏡1Cは、超音波振動子16aによる超音波パルスの減衰量が超音波振動子16aの向きによらず一定となる。

【0050】

超音波振動子16aから得られたエコー信号は、スリップリング18等を介して送受信回路に伝達され、信号処理回路に伝達される。信号処理回路は、受信したエコー信号から

50

超音波信号を生成し、無線送信回路を介して超音波観測装置に超音波信号を送信する。超音波観測装置は、カプセル型超音波内視鏡 1 から得られたエコー信号を信号処理し、超音波画像データを構築して図示しないモニタに表示させる。

【0051】

従って、カプセル型超音波内視鏡 1 C は、ラジアル走査面において、超音波パルスの減衰量が超音波振動子 16 a の向きによらず一定となり、生体組織からのエコー信号を得ることができる。

この結果、第 2 参考例のカプセル型超音波内視鏡 1 C は、上記第 1 参考例と同様な効果を得ることに加え、超音波振動子 16 a による超音波パルスの減衰量が超音波振動子 16 a の向きによらず一定となり、良好な超音波画像を得ることができる。

10

【0052】

図 7 は本発明の第 3 参考例に係わり、図 7 は第 1 参考例のカプセル型超音波内視鏡を示す構成図である。

上記第 1、第 2 参考例は、前記回動駆動部 17 の回動軸 20 a が前記筐体の長手中心軸に対して斜め方向に所定角度傾く位置となるように構成しているが、第 3 参考例は、前記回動駆動部 17 を前記筐体の長手中心軸に対して偏芯させて配置することで、前記回動駆動部 17 の回動軸 20 a が前記筐体の長手中心軸に対して偏心する位置となるように構成する。それ以外の構成は上記第 1 参考例と同様であるので説明を省略し、同一構成には同じ符号を付して説明する。

【0053】

20

即ち、図 7 に示すように第 3 参考例のカプセル型超音波内視鏡 1 D は、回動駆動部 17 の回動軸 20 a が前記筐体（本体カバー 11 及び振動子カバー 12 D）の長手中心軸に対して偏心する位置となるように構成されている。

具体的には、カプセル型超音波内視鏡 1 D は、前記回動駆動部 17 を前記筐体（本体カバー 11 及び振動子カバー 12 D）の長手中心軸に対して偏芯させて配置することで、この回動駆動部 17 の回動軸 20 a が前記筐体（本体カバー 11 及び振動子カバー 12 D）の長手中心軸に対して偏芯するように構成されている。

【0054】

このため、カプセル型超音波内視鏡 1 D は、駆動部 17 の回動軸 20 a が前記筐体（本体カバー 11 及び振動子カバー 12 D）の長手中心軸に対して偏芯しているので、カプセル重心線 31 D と回動駆動部 17 の中心軸 32 D とが少なくとも一部で重複しない、即ち異なる位置となる。

30

【0055】

尚、前記カプセル重心線 31 D は、回動駆動部 17 が前記筐体（本体カバー 11 及び振動子カバー 12 D）の長手中心軸に対して平行に配置され、且つ、この回動軸 20 a が前記筐体（本体カバー 11 及び振動子カバー 12 D）の長手中心軸に対して平行に配置され更に振動子カバー 12 D が略 R 型形状に形成されることで、先端側及び後端側において形成される直線が曲線で繋がったように形成されている。

【0056】

従って、カプセル型超音波内視鏡 1 D は、前記回動駆動部 17 を駆動して前記超音波振動子部 16 が回転した際に、上述したように摩擦抗力の作用により回転しづらくなり、前記カプセル重心線 31 D に対して慣性力が発生せず、回転しない。

40

【0057】

また、カプセル型超音波内視鏡 1 D は、前記超音波振動子部 16 が前記ベース部 10 の長手中心軸と平行となることにより、このベース部 10 の長手中心軸に対して垂直方向であるラジアル方向に超音波パルスを送受波できる。

【0058】

更に、カプセル型超音波内視鏡 1 D は、ラジアル走査面において、超音波振動子 16 a の回転中心からの距離が一定（等距離）となるように振動子カバー 12 D が略 R 型形状に形成されている。尚、それ以外の構成は上記第 1 参考例と同様であるので説明を省略する

50

。

【 0 0 5 9 】

このように構成されているカプセル型超音波内視鏡 1 D は、被験者により飲み込まれて上記第 1 参考例で説明したのと同様に超音波観測が行われる。

カプセル型超音波内視鏡 1 D は、電源部 2 1 を電力供給状態にすると、前記回路基板 2 2 上の駆動モータ回転制御回路から駆動信号が出力されて前記回動駆動部 1 7 の回動軸 2 0 a が回転状態になる。すると、カプセル型超音波内視鏡 1 D は、前記振動子シャフト 1 4 が回転して超音波振動子部 1 6 が回転状態になる。

【 0 0 6 0 】

ここで、カプセル型超音波内視鏡 1 D は、上述したように前記回動駆動部 1 7 の回動軸 2 0 a が前記筐体（本体カバー 1 1 及び振動子カバー 1 2 D）の長手中心軸に対して偏芯しているので、前記カプセル重心線 3 1 D と前記回動駆動部 1 7 の中心軸 3 2 D とが少なくとも一部で重複しない、即ち異なる位置となる。

【 0 0 6 1 】

従って、カプセル型超音波内視鏡 1 D は、前記回動駆動部 1 7 を駆動して前記超音波振動子部 1 6 が回転した際に、上述したように摩擦抗力の作用により回転しづらくなり、前記カプセル重心線 3 1 D に対して慣性力が発生せず、回転しない。

【 0 0 6 2 】

そして、回路基板 2 2 上の送受信回路からは、超音波振動子 1 6 a に振動子駆動信号が出力される。この振動子駆動信号は、スリップリング 1 8 等を介して超音波振動子 1 6 a に供給される。すると、超音波振動子 1 6 a は、生体組織に対して超音波パルスを送受波してラジアル走査を行い、生体組織からのエコー信号を得る。

【 0 0 6 3 】

ここで、カプセル型超音波内視鏡 1 D は、上述したように前記超音波振動子部 1 6 が前記ベース部 1 0 の長手中心軸と平行となる。このため、カプセル型超音波内視鏡 1 D は、前記超音波振動子 1 6 a が前記筐体（本体カバー 1 1 及び振動子カバー 1 2 D）の長手中心軸に対して垂直方向であるラジアル方向に超音波パルスを送受波できる。

【 0 0 6 4 】

更に、カプセル型超音波内視鏡 1 D は、上述したようにラジアル走査面において、超音波振動子 1 6 a の回転中心からの距離が一定（等距離）となるように振動子カバー 1 2 D が形成されている。このため、カプセル型超音波内視鏡 1 D は、超音波振動子 1 6 a による超音波パルスの減衰量が超音波振動子 1 6 a の向きによらず一定となる。

【 0 0 6 5 】

従って、カプセル型超音波内視鏡 1 D は、上述したようにラジアル走査面において、超音波振動子 1 6 a による超音波パルスの減衰量が超音波振動子 1 6 a の向きによらず一定となり、生体組織からのエコー信号を得ることができる。

【 0 0 6 6 】

超音波振動子 1 6 a から得られたエコー信号は、スリップリング 1 8 等を介して送受信回路に伝達され、信号処理回路に伝達される。信号処理回路は、受信したエコー信号から超音波信号を生成し、無線送信回路を介して超音波観測装置に超音波信号を送信する。超音波観測装置は、カプセル型超音波内視鏡 1 から得られたエコー信号を信号処理し、超音波画像データを構築して図示しないモニタに表示させる。

【 0 0 6 7 】

この結果、カプセル型超音波内視鏡 1 D は、上記第 2 参考例と同様な効果を得ることに加え、フレキシブルカップリング 3 3 を用いずとも前記超音波振動子 1 6 a が前記筐体（本体カバー 1 1 及び振動子カバー 1 2 D）の長手中心軸に対して垂直方向であるラジアル方向に超音波パルスを送受波して、長手中心軸と垂直な向きの超音波画像を得ることができる。

【 0 0 6 8 】

更に、カプセル型超音波内視鏡 1 D は、駆動モータ 2 0 を斜めでなく偏芯させて長手軸

10

20

30

40

50

方向に平行に配置しているので、上記第 1 , 第 2 参考例よりもベース部 1 0 の内部空間を有効に利用でき、回路基板 2 2 や電源部 2 1 を自在に配置 (レイアウト) し易いという利点がある。

【 0 0 6 9 】

尚、前記カプセル重心線 3 1 D は、先端側及び後端側において形成される直線が曲線で繋がったように形成されている。

【 0 0 7 0 】

次に、本発明における一実施形態について説明する。

図 8 は、本発明における一実施形態であるカプセル型超音波内視鏡を示す構成図である。

本実施形態においては、図 8 に示すようにカプセル重心線が回動駆動部 1 7 の中心軸に対して平行した直線にて形成される。

図 8 に示すようにカプセル型超音波内視鏡 1 E は、上述した第 1 参考例と同様な略円筒状の筐体形状に形成されている。これにより、カプセル型超音波内視鏡 1 E は、振動子カバー 1 2 の上部側に超音波伝達媒体 1 5 が充填されることで、前記カプセル重心線 3 1 E が回動駆動部 1 7 の中心軸 3 2 E に対して平行した直線にて形成されるようになる。

【 0 0 7 1 】

従って、本実施形態のカプセル型超音波内視鏡 1 E は、上記カプセル型超音波内視 1 D と同様に駆動モータ 2 0 を斜めでなく偏芯させて長手軸方向に平行に配置しているので、上記第 1 , 第 2 参考例よりもベース部 1 0 の内部空間を有効に利用でき、回路基板 2 2 や電源部 2 1 を自在に配置 (レイアウト) し易いという利点の他に、振動子カバー 1 2 D のように略 R 形状ではなく先端から後端まで一定径であるので加工し易いという利点がある。

【 0 0 7 2 】

また、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【 0 0 7 3 】

[付記]

1 . 被回転体を備え、体内に導入可能なカプセル本体と、

前記被回転体を正逆自在に回転させるための回動軸を備え、前記カプセル本体を前記回動軸に対する垂直な面で切断したときに形成される断面の重心位置を断面形成可能な範囲で連続させた第 1 の線と、前記回動軸を延長させてなる第 2 の線とが、同一の線として重ならないように前記カプセル本体に配置された回動駆動部と、
を具備したことを特徴とする体腔内移動体。

【 0 0 7 4 】

2 . 付記 1 の体腔内移動体であって、

前記被回転体は、生体情報を取得する情報取得部である。

3 . 付記 2 の体腔内移動体であって、

前記情報取得部は、超音波を送受波する超音波振動子部である。

4 . 付記 3 の体腔内移動体であって、

前記第 1 の線と、前記第 2 の線とが全部重複しない。

【 0 0 7 5 】

5 . 付記 3 の体腔内移動体であって、

前記第 1 の線が直線である。

6 . 付記 5 の体腔内移動体であって、

前記第 1 の線と前記第 2 の線とが平行でない。

7 . 付記 3 の体腔内移動体であって、

前記第 1 の線は、直線及び曲線の組合せから形成される。

【 0 0 7 6 】

8 . 付記 5 の体腔内移動体であって、

前記第 1 の線と前記第 2 の線とが略平行である。

9 . 付記 7 の体腔内移動体であって、

前記第 1 の線は、少なくとも 2 以上の直線を有し、これら直線のうちの少なくとも 1 つが前記第 2 の線と重複する。

10 . 付記 2 の体腔内移動体であって、

前記情報取得部は、光学像を撮像する撮像部である。

【 0 0 7 7 】

11 . 付記 8 の体腔内移動体であって、

前記第 1 の線と前記第 2 の線との間の距離が約 10 mm 未満である。

12 . 付記 3 の体腔内移動体であって、

前記回動駆動部は、前記第 1 の線と前記第 2 の線とが斜度を有するように前記カプセル本体に配置される。

13 . 付記 3 の体腔内移動体であって、

前記回動駆動部は、前記第 1 の線に対して、前記第 2 の線が偏芯するように前記カプセル本体に配置される。

【 0 0 7 8 】

14 . 被回転体を備え、体内に導入可能なカプセル本体と、

前記被回転体を正逆自在に回転させるための回動軸を備え、前記カプセル本体を前記回動軸に対する垂直な面で切断したときに形成される断面の重心位置を断面形成可能な範囲で連続させた第 1 の線と、前記回動軸を延長させてなる第 2 の線とが、同一の線として重ならないように前記カプセル本体に配置された回動駆動部と、

を具備したことを特徴とするカプセル型超音波内視鏡。

【 0 0 7 9 】

15 . 付記 14 のカプセル型超音波内視鏡であって、

前記被回転体は、生体情報を取得する情報取得部である。

16 . 付記 15 のカプセル型超音波内視鏡であって、

前記情報取得部は、超音波を送受波する超音波振動子部である。

17 . 付記 16 のカプセル型超音波内視鏡であって、

前記第 1 の線と、前記第 2 の線とが全部重複しない。

【 0 0 8 0 】

18 . 付記 16 のカプセル型超音波内視鏡であって、

前記第 1 の線が直線である。

19 . 付記 18 のカプセル型超音波内視鏡であって、

前記第 1 の線と前記第 2 の線とが平行でない。

20 . 付記 16 のカプセル型超音波内視鏡であって、

前記第 1 の線は、直線及び曲線の組合せから形成される。

【 0 0 8 1 】

21 . 付記 18 のカプセル型超音波内視鏡であって、

前記第 1 の線と前記第 2 の線とが略平行である。

22 . 付記 20 のカプセル型超音波内視鏡であって、

前記第 1 の線は、少なくとも 2 以上の直線を有し、これら直線のうちの少なくとも 1 つが前記第 2 の線と重複する。

23 . 付記 15 のカプセル型超音波内視鏡であって、

前記情報取得部は、光学像を撮像する撮像部である。

【 0 0 8 2 】

24 . 付記 21 のカプセル型超音波内視鏡であって、

前記第 1 の線と前記第 2 の線との間の距離が約 10 mm 未満である。

25 . 付記 16 のカプセル型超音波内視鏡であって、

前記回動駆動部は、前記第 1 の線と前記第 2 の線とが斜度を有するように前記カプセル本体に配置される。

10

20

30

40

50

26. 付記16の体腔内移動体であって、

前記回動駆動部は、前記第1の線に対して、前記第2の線が偏芯するように前記カプセル本体に配置される。

【0083】

27. 超音波振動を発生可能な超音波振動子と、

前記超音波振動子を備え、体内に導入可能なカプセル本体と、

前記超音波振動子を回動させるための回動軸を備え、前記カプセル本体を前記回動軸に対する垂直な面で切断したときに形成される断面の重心位置を断面形成可能な範囲で連続させた第1の線と、前記回動軸を延長させてなる第2の線とが、同一の線として重ならないように前記カプセル本体に配置された回動駆動部と、

を具備したことを特徴とするカプセル型超音波内視鏡。

【0084】

28. 付記27のカプセル型超音波内視鏡であって、

前記回動駆動部は、前記第1の線と前記第2の線とが斜度を有するように前記カプセル本体に配置される。

29. 付記27のカプセル型超音波内視鏡であって、

前記回動駆動部は、前記第1の線に対して、前記第2の線が偏芯するように前記カプセル本体に配置される。

【産業上の利用可能性】

【0085】

本発明の体腔内移動体は、小型で飲み込み易くした上で、回動駆動部を駆動して被回転体が回転してもカプセル本体が回転することを防止可能としたことにより、医療分野に適している。

【図面の簡単な説明】

【0086】

【図1】本発明に係る第1参考例のカプセル型超音波内視鏡を示す構成図である。

【図2】図1のカプセル型超音波内視鏡のA-A断面図である。

【図3】剛体の回転中心が重心の場合、摩擦抗力のみ作用する概念図である。

【図4】剛体の回転中心が重心にない場合、圧力抗力が作用する概念図である。

【図5】図1の変形例を示すカプセル型超音波内視鏡の構成図である。

【図6】本発明に係る第2参考例のカプセル型超音波内視鏡を示す構成図である。

【図7】本発明に係る第3参考例のカプセル型超音波内視鏡を示す構成図である。

【図8】本発明における一実施形態を示すカプセル型超音波内視鏡の構成図である。

【符号の説明】

【0087】

1 カプセル型超音波内視鏡

10 ベース部

11 本体カバー

12 振動子カバー

14 振動子シャフト

16 超音波振動子部

16a 超音波振動子

16b 振動子保持部材

17 回動駆動部

18 スリップリング

19 エンコーダ

20 駆動モータ

20a 回動軸

31 カプセル重心線

32 回動駆動部の中心軸

10

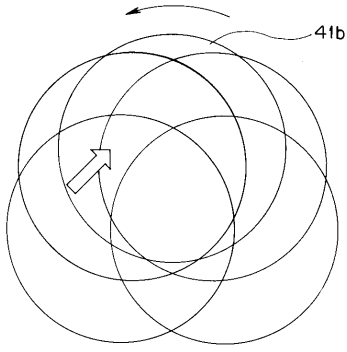
20

30

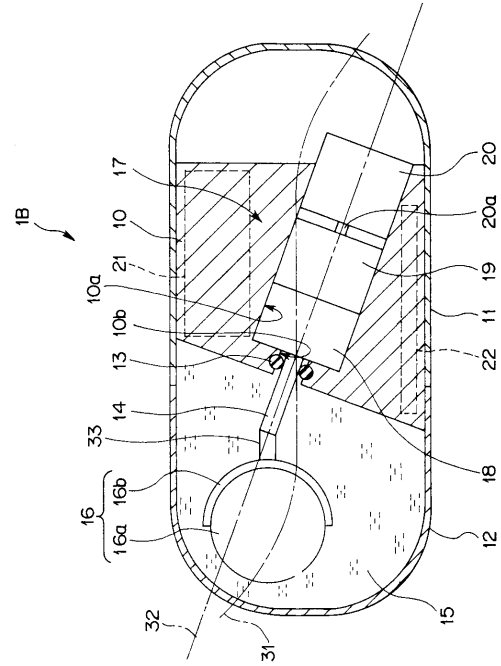
40

50

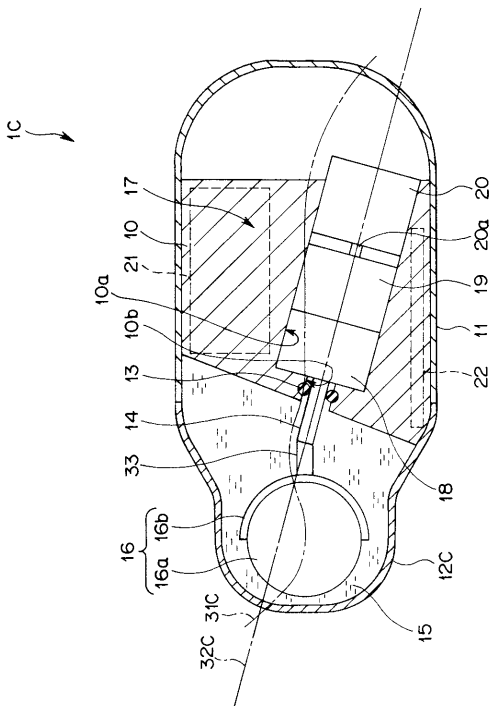
【図 4】



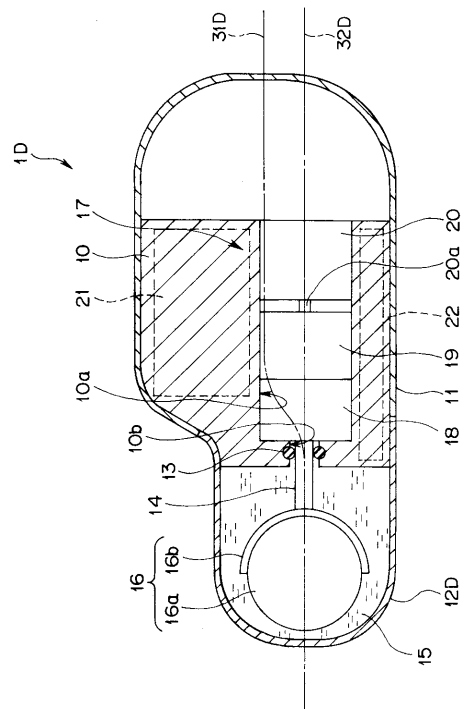
【図 5】



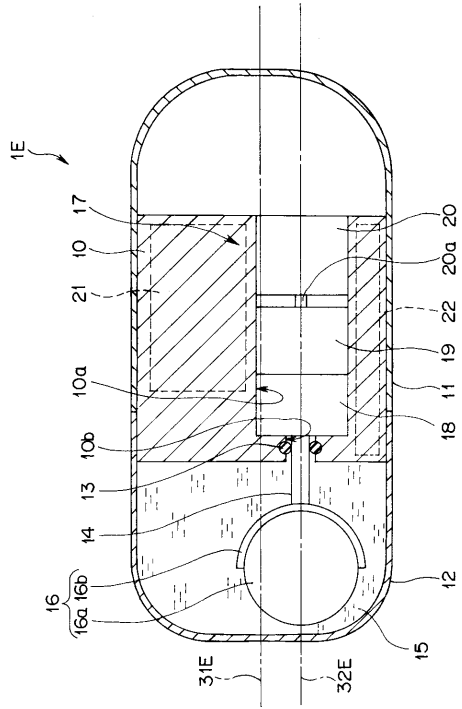
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2002 - 306491 (J P , A)
特開2003 - 210395 (J P , A)
特開2003 - 265405 (J P , A)
特開2004 - 222998 (J P , A)
特開2004 - 261357 (J P , A)
特開2005 - 111273 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 1 2

A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	体腔移动体		
公开(公告)号	JP4091036B2	公开(公告)日	2008-05-28
申请号	JP2004316929	申请日	2004-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	谷口 優子		
发明人	谷口 優子		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4461 A61B8/565		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/00.320.B A61B1/00.C A61B1/00.530 A61B1/00.610 A61B1/00.710 A61B1/05 A61B8/14 A61J3/07.A		
F-TERM分类号	4C047/NN19 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/JJ06 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/UU06 4C061/WW16 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/FF17 4C161/JJ06 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/UU06 4C161/WW16 4C601/BB02 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/GA12 4C601/GD04		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2003377487 2003-11-06 JP 2004291679 2004-10-04 JP		
其他公开文献	JP2006129883A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了实现体腔内的移动体，即使在旋转体通过驱动旋转驱动单元旋转之后也能够防止胶囊主体的旋转，使其容易以小尺寸吞咽。作为体腔移动体的胶囊型超声波内窥镜1具有胶囊体，该胶囊体具有作为旋转体的超声波换能器部16，能够被导入体内，具有超声波换能器部16的胶囊体。用于使胶囊主体可逆地旋转的旋转轴20a和沿着与旋转轴20a垂直的平面切割胶囊主体时形成的截面的重心位置在能够形成截面的范围内连续作为线的胶囊重心线31和作为从枢轴20a延伸的第二线的枢转驱动单元17的中心轴线32不作为相同线彼此重叠和旋转驱动单元17。点域1

