

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5237945号
(P5237945)

(45) 発行日 平成25年7月17日 (2013. 7. 17)

(24) 登録日 平成25年4月5日 (2013. 4. 5)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 5/07 (2006. 01)

A 6 1 B 5/07

請求項の数 20 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2009-522469 (P2009-522469)
 (86) (22) 出願日 平成19年12月28日 (2007. 12. 28)
 (65) 公表番号 特表2010-514461 (P2010-514461A)
 (43) 公表日 平成22年5月6日 (2010. 5. 6)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2007/075429
 (87) 国際公開番号 W02008/082005
 (87) 国際公開日 平成20年7月10日 (2008. 7. 10)
 審査請求日 平成22年10月5日 (2010. 10. 5)
 (31) 優先権主張番号 11/646, 964
 (32) 優先日 平成18年12月28日 (2006. 12. 28)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 11/653, 168
 (32) 優先日 平成19年1月12日 (2007. 1. 12)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (72) 発明者 河野 宏尚
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 高橋 正樹
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 片山 美穂
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型医療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

長軸を有するカプセル型筐体の一端が凸形状部を有し、

当該カプセル型筐体が体腔内に存在する液体中にあるときの浮力中心と重力中心とを結ぶ直線上に存在し、浮力中心に働く浮力によって発生する浮力モーメントと重力中心に働く重力によって発生する重力モーメントとが釣り合う点を通り、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線が少なくとも一つ存在するように前記凸形状部が構成され、

前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線と前記凸形状部との交点において、前記体腔内の壁面と点接触することを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 2】

長軸を有するカプセル型筐体の一端が凸形状部を有し、

当該カプセル型筐体が体腔内に存在する液体中にあるときの浮力中心と重力中心とを結ぶ直線上に存在し、浮力中心に働く浮力によって発生する浮力モーメントと重力中心に働く重力によって発生する重力モーメントとが釣り合う点を通り、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線が少なくとも一つ存在するように前記凸形状部が構成され、

前記浮力に比して前記重力が大きい場合、前記モーメントが釣り合う点と前記重力中心との間の距離に比して前記モーメントが釣り合う点と前記浮力中心との間の距離が大きく、前記凸形状部は前記モーメントが釣り合う点の鉛直下方向で前記体腔内壁に接触することを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 3】

10

20

長軸を有するカプセル型筐体の一端が凸形状部を有し、

当該カプセル型筐体が体腔内に存在する液体中にあるときの浮力中心と重力中心とを結ぶ直線上に存在し、浮力中心に働く浮力によって発生する浮力モーメントと重力中心に働く重力によって発生する重力モーメントとが釣り合う点を通り、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線が少なくとも一つ存在するように前記凸形状部が構成され、

前記浮力に比して前記重力が小さい場合、前記モーメントが釣り合う点と前記重力中心との間の距離に比して前記モーメントが釣り合う点と前記浮力中心との間の距離が小さく、前記凸形状部は前記モーメントが釣り合う点の鉛直上方向で前記体腔内の壁面に接触することを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 4】

長軸を有するカプセル型筐体の一端が凸形状部を有し、

当該カプセル型筐体が体腔内に存在する液体中にあるときの浮力中心と重力中心とを結ぶ直線上に存在し、浮力中心に働く浮力によって発生する浮力モーメントと重力中心に働く重力によって発生する重力モーメントとが釣り合う点を通り、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線が少なくとも一つ存在するように前記凸形状部が構成され、

前記モーメントが釣り合う点は、前記モーメントが釣り合う点と前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線と前記凸形状部との交点と前記浮力中心とを含む平面内での前記凸形状部の前記交点での曲率の中心と前記交点との間または、前記交点が前記モーメントが釣り合う点と前記曲率の中心との間に存在することを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 5】

長軸を有するカプセル型筐体の一端が凸形状部を有し、

当該カプセル型筐体が体腔内に存在する液体中にあるときの浮力中心と重力中心とを結ぶ直線上に存在し、浮力中心に働く浮力によって発生する浮力モーメントと重力中心に働く重力によって発生する重力モーメントとが釣り合う点を通り、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線が少なくとも一つ存在するように前記凸形状部が構成され、

前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線と前記長軸との間の鋭角は、80度以下であることを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 6】

長軸を有するカプセル型筐体の一端が凸形状部を有し、

当該カプセル型筐体が体腔内に存在する液体中にあるときの浮力中心と重力中心とを結ぶ直線上に存在し、浮力中心に働く浮力によって発生する浮力モーメントと重力中心に働く重力によって発生する重力モーメントとが釣り合う点を通り、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線が少なくとも一つ存在するように前記凸形状部が構成され、

前記体腔内を流れる前記流体に対する抵抗をもつ流体抵抗部をさらに備え、

前記流体抵抗部は、前記長軸を中心に回転運動を生じさせるフィンであって、前記長軸を中心に偏心回転運動を生じさせることを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 7】

前記カプセル型筐体の一端側に設けられた前記流体抵抗部による回転量と他端側に設けられた前記流体抵抗部による回転量とが異なることを特徴とする請求項 6 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 8】

長軸を有するカプセル型筐体の一端が凸形状部を有し、

当該カプセル型筐体が体腔内に存在する液体中にあるときの浮力中心と重力中心とを結ぶ直線上に存在し、浮力中心に働く浮力によって発生する浮力モーメントと重力中心に働く重力によって発生する重力モーメントとが釣り合う点を通り、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線が少なくとも一つ存在するように前記凸形状部が構成され、

前記体腔内を流れる前記流体に対する抵抗をもつ流体抵抗部をさらに備え、

前記カプセル型筐体が、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線と前記凸形状部との交点を有した第一の筐体部と、前記流体抵抗部を有した第二の筐体部とからなり、

10

20

30

40

50

前記第一の筐体部と前記第二の筐体部とが弾性部材によって結合され、前記流体抵抗部が受けたエネルギーを前記弾性部材に蓄積し、この蓄積エネルギーを用いて前記カプセル型筐体を前記体腔内の壁面から離隔させることを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 9】

長軸を有するカプセル型筐体の一端が凸形状部を有し、
当該カプセル型筐体が体腔内に存在する液体中にあるときの浮力中心と重力中心とを結ぶ直線上に存在し、浮力中心に働く浮力によって発生する浮力モーメントと重力中心に働く重力によって発生する重力モーメントとが釣り合う点を通り、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線が少なくとも一つ存在するように前記凸形状部が構成され、

前記カプセル型筐体は、前記凸形状部の他端側に体腔内画像を撮像する撮像系を備え、
前記重力中心は、前記カプセル型筐体の長軸から偏心した位置に設けられ、
前記撮像系の撮像軸が、前記長軸と前記重力中心とを含む平面に垂直な直線を中心に前記長軸に対して傾けて設けられたことを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 10】

前記カプセル型筐体の表面に設けられ前記液体の流れを整流する整流部を備えたことを特徴とする請求項 9 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 11】

前記カプセル型筐体の表面に設けられ前記液体の流れを受けて当該カプセル型医療装置を前記長軸まわりに回転させる流体抵抗部を備えたことを特徴とする請求項 9 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 12】

前記カプセル型筐体内に前記長軸に略垂直方向の磁性を有する磁性体を備え、
外部から印加される回転磁界によって、前記カプセル型筐体が前記長軸まわりに回転することを特徴とする請求項 9 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 13】

長軸を有するカプセル型筐体の一端が凸形状部を有し、
当該カプセル型筐体が体腔内に存在する液体中にあるときの浮力中心と重力中心とを結ぶ直線上に存在し、浮力中心に働く浮力によって発生する浮力モーメントと重力中心に働く重力によって発生する重力モーメントとが釣り合う点を通り、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線が少なくとも一つ存在するように前記凸形状部が構成され、

前記凸形状部は平坦部を有し、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線と前記凸形状部との交点が前記平坦部に存在することを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 14】

長軸を有するカプセル型筐体の一端が凸形状部を有し、
当該カプセル型筐体が体腔内に存在する液体中にあるときの浮力中心と重力中心とを結ぶ直線上に存在し、浮力中心に働く浮力によって発生する浮力モーメントと重力中心に働く重力によって発生する重力モーメントとが釣り合う点を通り、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線が少なくとも一つ存在するように前記凸形状部が構成され、

前記凸形状部は円錐台面部を有し、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線と前記凸形状部との交点が前記円錐台面部に存在することを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 15】

長軸を有するカプセル型筐体の一端が凸形状部を有し、
当該カプセル型筐体が体腔内に存在する液体中にあるときの浮力中心と重力中心とを結ぶ直線上に存在し、浮力中心に働く浮力によって発生する浮力モーメントと重力中心に働く重力によって発生する重力モーメントとが釣り合う点を通り、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線が少なくとも一つ存在するように前記凸形状部が構成され、

前記カプセル型筐体は中心軸が前記長軸と平行な略円筒形状の胴体部を有し、
前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線と前記凸形状部との交点での前記凸形状部の曲率半径が前記略円筒形状の半径よりも大きいことを特徴とするカプセル型医療装

10

20

30

40

50

置。

【請求項 1 6】

前記凸形状部が前記円筒形状に連結される略楕円球状の凸形状であり、

前記凸形状部の曲率半径が前記長軸方向の端部に向けて徐々に大きくなることを特徴とする請求項 1 5 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 1 7】

前記凸形状部が前記円筒形状に連結される略楕円球状の凸形状であり、

前記凸形状部の曲率半径が前記長軸方向の端部に向けて徐々に小さくなることを特徴とする請求項 1 5 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 1 8】

体腔内に導入されて使用されるカプセル型医療装置であって、

略円筒状の胴体を有したカプセル型筐体の一端の外周に凸形状をなした点接触部を備え

、
当該カプセル型医療装置が体腔内に導入された液体内で体腔内壁面に前記点接触部で点接触状態となる所望の姿勢をとるように、当該カプセル型筐体の浮力中心と重力中心とを通る直線と前記点接触部と通る鉛直線との交点を中心とした浮力中心のモーメントと重力中心のモーメントとが釣り合っていることを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 1 9】

前記交点が前記点接触部と前記点接触部の曲率の中心との間、または、前記点接触部が前記交点と前記点接触部の曲率の中心との間に存在することを特徴とする請求項 1 8 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 2 0】

前記点接触部を通る鉛直線と前記長軸との間の鋭角は、80度以下であることを特徴とする請求項 1 8 に記載のカプセル型医療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、たとえば被検体内に導入された液体内で該液体の流れに沿いかつ安定した姿勢で移動することが可能で、たとえば被検体内画像を取得することなどの観察や医療行為を行うことができるカプセル型医療装置およびそれをを用いた体腔内観察方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の分野では、撮像機能と無線通信機能とが装備されたカプセル型内視鏡が登場している。このカプセル型内視鏡は、観察（検査）のために被検体（人体）である被検者の口から飲み込まれた後、被検者の生体から自然排出されるまでの観察期間、たとえば食道、胃、小腸、大腸などの臓器の内部（体腔内）をその蠕動運動に伴って移動し、撮像機能を用いて順次撮像する構成を有する。

【0003】

ここで、カプセル型内視鏡の比重を周りの液体と同じ、あるいは水と同じ約1として、カプセル型内視鏡を液体とともに飲み込んで液体に浮揚させることで、カプセル型内視鏡を体腔内で大腸まで速く進めるようにした大腸観察に適した技術が特許文献1に開示されている。また、カプセル型内視鏡が体腔壁面にくっつくと、近いところしか観察できなくなってしまうのに対して、特許文献1によれば、カプセル型内視鏡を液体に浮揚させて観察するようにしているので、観察視野を確保し、漏れなく観察できる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】国際公開第02/95351号

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】**【0005】**

しかしながら、従来のカプセル型内視鏡では、浮揚した場合、液体の流れに沿って移動や停止を行うことができないとともに、その姿勢も安定せず、所望の観察や医療行為を行うことができないという問題点があった。

【0006】

また、従来のカプセル型内視鏡が大腸などの広い管腔内を移動する場合、カプセル型内視鏡は、管腔内壁面近傍を移動し、撮像機能によって撮像された画像は狭い一部の管腔内壁面近傍領域のみである場合が多く、所望の画像を安定して得ることができないという問題点があった。

10

【0007】

本発明は、被検体内に導入された液体の流れに沿って移動や浮上や停止を行うことができるとともに、所望の姿勢を安定してとることができるカプセル型医療装置およびそれを用いた体腔内観察方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】**【0008】**

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明の一態様にかかるカプセル型医療装置は、長軸を有するカプセル型筐体の一端が凸形状部を有し、当該カプセル型筐体が体腔内に存在する液体中にあるときの浮力中心と重力中心とを結ぶ直線上に存在し、浮力中心に働く浮力によって発生する浮力モーメントと重力中心に働く重力によって発生する重力モーメントとが釣り合う点を通り、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線が少なくとも一つ存在するように前記凸形状部が構成されている。

20

【0009】

なお、このカプセル型医療装置において、当該カプセル型医療装置の比重は、前記流体の比重の近傍値であっても良い。

【0010】

また、このカプセル型医療装置において、前記浮力に比して前記重力が大きい場合、前記モーメントが釣り合う点と前記重力中心との間の距離に比して前記モーメントが釣り合う点と前記浮力中心との間の距離が大きくても良く、前記凸形状部が前記モーメントが釣り合う点の鉛直下方向で前記体腔内壁に接触しても良い。

30

【0011】

また、このカプセル型医療装置において、前記浮力に比して前記重力が小さい場合、前記モーメントが釣り合う点と前記重力中心との間の距離に比して前記モーメントが釣り合う点と前記浮力中心との間の距離が小さくても良く、前記凸形状部が前記モーメントが釣り合う点の鉛直上方向で前記体腔内壁面に接触しても良い。

【0012】

また、このカプセル型医療装置において、前記モーメントが釣り合う点が、前記モーメントが釣り合う点と前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線と前記凸形状部との交点と前記浮力中心とを含む平面内での前記凸形状部の前記交点での曲率の中心と前記交点との間または、前記交点が前記モーメントが釣り合う点と前記曲率の中心との間に存在しても良い。

40

【0013】

また、このカプセル型医療装置において、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線と前記長軸との間の鋭角は、80度以下であっても良い。

【0014】

また、このカプセル型医療装置は、前記体腔内を流れる前記流体に対する抵抗をもつ流体抵抗部をさらに備えても良い。

【0015】

また、このカプセル型医療装置において、前記体腔内が大腸内であっても良い。

【0016】

50

また、このカプセル型医療装置において、前記流体抵抗部は、前記カプセル型筐体表面に設けられ、前記流体の流れを受けて前記体腔内壁面から離れる方向に力を生成する羽根であっても良い。

【 0 0 1 7 】

また、このカプセル型医療装置において、前記流体抵抗部は、前記長軸を中心に回転運動を生じさせる羽根であっても良い。

【 0 0 1 8 】

また、このカプセル型医療装置において、前記流体抵抗部は、前記長軸を中心に偏心回転運動を生じさせる偏心回転部であっても良い。

【 0 0 1 9 】

また、このカプセル型医療装置において、前記偏心回転部は、前記カプセル型筐体の一端側に設けられた流体抵抗部による回転量と他端側に設けられた流体抵抗部による回転量とが異なっても良い。

【 0 0 2 0 】

また、このカプセル型医療装置において、前記カプセル型筐体が、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線と前記凸形状部との交点を有した第一の筐体部と、前記流体抵抗部を有した第二の筐体部とからなっても良い。なお、前記第一の筐体部と前記第二の筐体部とは弾性部材によって結合され、前記流体抵抗部が受けたエネルギーを前記弾性部材に蓄積し、この蓄積エネルギーを用いて前記カプセル型医療装置を前記体腔内壁面から離隔させる。

【 0 0 2 1 】

また、このカプセル型医療装置において、前記カプセル型筐体は、前記長軸方向の両端がドーム形状をなして覆われていても良い。

【 0 0 2 2 】

また、このカプセル型医療装置において、前記カプセル型筐体は、前記凸形状部の他端側に体腔内画像を撮像する撮像系を備えていても良い。

【 0 0 2 3 】

また、このカプセル型医療装置において、前記重力中心は、前記カプセル型筐体の長軸から偏心した位置に設けられていても良く、前記撮像系の撮像軸が、前記長軸と前記重力中心とを含む平面に垂直な直線を中心に前記長軸に対して傾けて設けられていても良い。

【 0 0 2 4 】

また、このカプセル型医療装置は、前記カプセル型筐体の表面に設けられ前記液体の流れを整流する整流部をさらに備えていても良い。

【 0 0 2 5 】

また、このカプセル型医療装置は、前記カプセル型筐体の表面に設けられ前記液体の流れを受けて当該カプセル型医療装置を前記長軸まわりに回転させる流体抵抗部をさらに備えていても良い。

【 0 0 2 6 】

また、このカプセル型医療装置は、前記カプセル型筐体内に前記長軸に略垂直方向の磁性を有する磁性体をさらに備えていても良く、外部から印加される回転磁界によって、前記カプセル型筐体は前記長軸まわりに回転しても良い。

【 0 0 2 7 】

また、このカプセル型医療装置において、前記凸形状部は平坦部を有していても良く、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線と前記凸形状部との交点が前記平坦部に存在していても良い。

【 0 0 2 8 】

また、このカプセル型医療装置において、前記凸形状部は円錐台面部を有していても良く、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線と前記凸形状部との交点は前記円錐台面部に存在していても良い。

【 0 0 2 9 】

10

20

30

40

50

また、このカプセル型医療装置において、前記カプセル型筐体は中心軸が前記長軸と平行な略円筒形状の胴体部を有していても良く、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線と前記凸形状部との交点での前記凸形状部の曲率半径は前記略円筒形状の半径よりも大きくても良い。

【0030】

また、このカプセル型医療装置において、前記凸形状部が前記円筒形状に連結される略楕円球状の凸形状であっても良く、前記凸形状部の曲率半径が前記長軸方向の端部に向けて徐々に大きくなっても良い。

【0031】

また、このカプセル型医療装置において、前記凸形状部が前記円筒形状に連結される略楕円球状の凸形状であっても良く、前記凸形状部の曲率半径が前記長軸方向の端部に向けて徐々に小さくなっても良い。

【0032】

また、このカプセル型医療装置において、前記凸形状部の外表面に対して垂直に交わる直線と前記凸形状部との交点において、前記カプセル型医療装置と前記体腔内壁面とが点接触しても良い。

【0033】

本発明の別の態様にかかるカプセル型医療装置は、略円筒状の胴体を有したカプセル型筐体の一端の外周に凸形状をなした点接触部を備え、当該カプセル型医療装置が体腔内に導入された液体内で体腔内壁面に前記点接触部で点接触状態となる所望の姿勢をとるように、当該カプセル型筐体の浮力中心と重力中心とを通る直線と前記点接触部と通る鉛直線との交点を中心とした浮力中心のモーメントと重力中心のモーメントとが釣り合っている。

【0034】

なお、このカプセル型医療装置において、前記交点が前記点接触部と前記点接触部の曲率の中心との間、または、前記点接触部が前記交点と前記点接触部の曲率の中心との間に存在していても良い。

【0035】

また、このカプセル型医療装置において、前記点接触部を通る鉛直線と前記長軸との間の鋭角は、80度以下であっても良い。

【0036】

また、このカプセル型医療装置は、前記カプセル型医療装置を振動させる振動部をさらに備えていても良い。

【0037】

また、このカプセル型医療装置において、前記振動部は、モータまたは磁石であっても良い。

【0038】

また、このカプセル型医療装置は、外部物体と接触していることをセンシングする接触認識部をさらに備えていても良い。

【0039】

本発明のさらに別の態様にかかる体腔内観察方法は、カプセル型医療装置を撮取するステップと、前記カプセル型医療装置と略同比重の液体を撮取するステップと、前記液体に流速を生成させるステップと、前記カプセル型医療装置が前記液体に浮遊した状態で体腔内を撮影するステップと、を含む。

【0040】

なお、この体腔内観察方法において、前記流速を生成させるステップが、用手圧迫、下剤摂取、体位変換の内の少なくとも一つを含んでいても良い。

【0041】

また、この体腔内観察方法において、前記撮影するステップが、前記カプセル型医療装置を体腔断面内で流速が略最大のところに浮遊させるステップを含んでいても良い。

【 0 0 4 2 】

また、この体腔内観察方法において、前記撮影するステップが、前記カプセル型医療装置の撮影の向きを前記液体の流れに整流させるステップを含んでいても良い。

【 0 0 4 3 】

また、この体腔内観察方法において、前記撮影するステップが、前記カプセル型医療装置が体腔壁面と接触していることを検知するステップと、前記検知結果に応じて撮影を行なうステップと、を含んでいても良い。

【 0 0 4 4 】

また、この体腔内観察方法において、前記撮影するステップが、前記カプセル型医療装置が体腔壁面と接触していることを検知するステップと、前記検知結果に応じて前記カプセル型医療装置を振動させるステップと、前記振動が行われている間以外に撮影を行うステップと、を含んでいても良い。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 5 】

【図 1】図 1 は、この発明の実施の形態 1 であるカプセル型内視鏡の概要構成を示す図である。

【図 2】図 2 は、図 1 に示したカプセル型内視鏡が斜め姿勢をとる安定条件を説明する説明図である。

【図 3】図 3 は、図 1 に示したカプセル型内視鏡の大腸内における移動状態を示す説明図である。

【図 4】図 4 は、鉛直上方の体腔内壁面に点接触するカプセル型内視鏡が斜め姿勢をとる安定条件を説明する説明図である。

【図 5】図 5 は、図 2 に示したカプセル型内視鏡をさらに安定化させる曲率半径の大きさを説明する説明図である。

【図 6】図 6 は、図 4 に示したカプセル型内視鏡をさらに安定化させる曲率半径の大きさを説明する説明図である。

【図 7】図 7 は、カプセル型内視鏡の安定化を妨げる曲率半径の大きさを説明する説明図である。

【図 8】図 8 は、カプセル型内視鏡の点接触部の一例を示す図である。

【図 9】図 9 は、カプセル型内視鏡の点接触部の一例を示す図である。

【図 10】図 10 は、カプセル型内視鏡の点接触部の一例を示す図である。

【図 11】図 11 は、カプセル型内視鏡の点接触部の一例を示す図である。

【図 12】図 12 は、カプセル型内視鏡のカプセル型筐体の一例を示す図である。

【図 13】図 13 は、カプセル型内視鏡のカプセル型筐体の一例を示す図である。

【図 14】図 14 は、カプセル型内視鏡のカプセル型筐体の一例を示す図である。

【図 15】図 15 は、カプセル型内視鏡のカプセル型筐体の一例を示す図である。

【図 16】図 16 は、カプセル型内視鏡のカプセル型筐体の一例を示す図である。

【図 17】図 17 は、この発明の実施の形態 2 であるカプセル型内視鏡の概要構成を示す図である。

【図 18】図 18 は、図 1 に示したカプセル型内視鏡の構成を示すブロック図である。

【図 19】図 19 は、図 18 に示したシステムコントロール回路の構成を示す回路図である。

【図 20】図 20 は、この発明の実施の形態 2 の第 1 変形例であるカプセル型内視鏡の概要構成を示す図である。

【図 21】図 21 は、この発明の実施の形態 2 の第 2 変形例であるカプセル型内視鏡の概要構成を示す図である。

【図 22】図 22 は、この発明の実施の形態 3 であるカプセル型内視鏡の概要構成を示す図である。

【図 23】図 23 は、この発明の実施の形態 3 の第 1 変形例であるカプセル型内視鏡の概要構成を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 2 4】図 2 4 は、図 2 2 に示したカプセル型内視鏡に整流用のフィンを設けたカプセル型内視鏡の構成を示す図である。

【図 2 5】図 2 5 は、図 2 3 に示したカプセル型内視鏡に整流用のフィンを設けたカプセル型内視鏡の構成を示す図である。

【図 2 6】図 2 6 は、図 2 2 に示したカプセル型内視鏡に回転用のフィンを設けたカプセル型内視鏡の構成を示す図である。

【図 2 7 A】図 2 7 A は、この発明の実施の形態 4 であるカプセル型内視鏡の概要構成を示す図である。

【図 2 7 B】図 2 7 B は、図 2 7 A に示したカプセル型内視鏡の撮像光学系が、カプセル型筐体の両端に配設されたカプセル内視鏡の第 1 変形例を示す図である。

10

【図 2 8】図 2 8 は、図 2 7 A および図 2 7 B に示したカプセル型内視鏡の管腔内における動きを模式的に示した図である。

【図 2 9】図 2 9 は、図 2 7 A および図 2 7 B に示したカプセル型内視鏡に撮像される所望の体腔内画像の一例を示す図である。

【図 3 0】図 3 0 は、カプセル型内視鏡に貫通孔による整流部を設けた第 2 変形例を示す図である。

【図 3 1】図 3 1 は、カプセル型内視鏡にフィンによる整流部を設けた第 3 変形例を示す図である。

【図 3 2】図 3 2 は、カプセル型内視鏡に溝による整流部を設けた第 4 変形例を示す図である。

20

【図 3 3】図 3 3 は、カプセル型内視鏡に貫通孔による回転部を設けた第 5 変形例を示す図である。

【図 3 4】図 3 4 は、カプセル型内視鏡にフィンによる回転部を設けた第 6 変形例を示す図である。

【図 3 5】図 3 5 は、カプセル型内視鏡に溝による回転部を設けた第 7 変形例を示す図である。

【図 3 6】図 3 6 は、カプセル型内視鏡にフィン状の切り欠きによる回転部を設けた第 8 変形例を示す図である。

【図 3 7】図 3 7 は、カプセル型内視鏡を偏心運動させる偏心回転部を設けた第 9 変形例を示す図である。

30

【図 3 8 A】図 3 8 A は、貫通孔、フィン、溝、切り欠きの断面形状の変形例を示す図である。

【図 3 8 B】図 3 8 B は、貫通孔、フィン、溝、切り欠きの断面形状の変形例を示す図である。

【図 3 8 C】図 3 8 C は、貫通孔、フィン、溝、切り欠きの断面形状の変形例を示す図である。

【図 3 8 D】図 3 8 D は、貫通孔、フィン、溝、切り欠きの断面形状の変形例を示す図である。

【図 3 8 E】図 3 8 E は、貫通孔、フィン、溝、切り欠きの断面形状の変形例を示す図である。

40

【図 3 8 F】図 3 8 F は、貫通孔、フィン、溝、切り欠きの断面形状の変形例を示す図である。

【図 3 8 G】図 3 8 G は、貫通孔、フィン、溝、切り欠きの断面形状の変形例を示す図である。

【図 3 8 H】図 3 8 H は、貫通孔、フィン、溝、切り欠きの断面形状の変形例を示す図である。

【図 3 8 I】図 3 8 I は、貫通孔、フィン、溝、切り欠きの断面形状の変形例を示す図である。

【図 3 9】図 3 9 は、カプセル型内視鏡に振動部を設けた第 1 0 変形例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 4 6 】

以下に、図面を参照して、本発明に係るカプセル型医療装置および体腔内観察方法の実施の形態を詳細に説明する。なお、この実施の形態では、カプセル型医療装置の一例として少なくとも撮像機能を有するカプセル型内視鏡について説明する。本発明は、実施の形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で種々の変更実施が可能である。

【 0 0 4 7 】

(実施の形態 1)

図 1 は、本発明に係るカプセル型医療装置の実施の形態であるカプセル型内視鏡の概要構成を示す図である。カプセル型内視鏡 1 は、被検体 2 の体腔内に導入可能なカプセル型筐体 3 と、このカプセル型筐体 3 内に配設されて前端方向の撮像が可能な撮像光学系 4 と、カプセル型筐体 3 内に配設された制御基板や回路構成部品や送信アンテナなどの回路系部 5 と、電池 (バッテリ) 6 とを備える。

10

【 0 0 4 8 】

カプセル型筐体 3 は、被検体 2 の口腔から体内に飲み込み可能な大きさのものであり、略半球状で透明性或いは透光性を有する先端カバー 3 a と、可視光が不透過な有色材質からなる有底筒形状の胴部カバー 3 b とを弾性的に嵌合させることで、内部を液密に封止する外装ケースを形成している。

【 0 0 4 9 】

ここで、本発明のカプセル型内視鏡 1 は、被写体、例えば大腸の内壁を被検体内画像として取得するものであり、カプセル型筐体 3 は、その内蔵物を含めた比重が液体 7 に比べてやや大きくて液体 7 中に沈んだ状態で、かつ胴部カバー 3 b の凸部 1 p と鉛直下部の体腔内壁面 2 a とが点 P p で点接触状態となるように設定されている。その結果、カプセル型筐体 3 は、その長軸方向が水平方向に対して所望の斜め姿勢あるいは鉛直姿勢となる。液体 7 は、被検体 2 の口腔から飲用可能であって、カプセル型内視鏡 1 の撮像光学系 4 の波長に対して透明な液体であり、本実施の形態では、一例として比重が 1 に近い飲用水や洗腸剤が用いられている。なお、本実施の形態では、液体 7 の比重は 1 以上であってもよい。

20

【 0 0 5 0 】

電池 6 は、カプセル型内視鏡 1 の内蔵物中では重量物であり、カプセル型筐体 3 内のほぼ中央部分に配設されるが、重量物であるが故に、その位置を変化させることによって重量バランスを主としてとることができる。

30

【 0 0 5 1 】

撮像光学系 4 は、撮像部 4 1 と照明部 4 2 とからなる。撮像部 4 1 は、照明部 4 2 の照明光による被写体からの反射光を受光して被写体の画像を被検体内画像として撮像する C C D や C - M O S イメージャなどの撮像素子 4 1 a と、この撮像素子 4 1 a に被写体の光像を結像させる結像レンズ 4 1 b とをカプセル型筐体 3 の軸心上に備え、被写体の画像を被検体内画像として取得する。

【 0 0 5 2 】

照明部 4 2 は、撮像部 4 1 の撮像視野 E を照明するためのものであり、被写体の撮像部位を先端カバー 3 a 部分を介して照明するための照明光を出射する複数個の光源、例えば L E D によって実現される。複数の L E D は、撮像部 4 1 の光軸中心に対して撮像部 4 1 周りに配設され、撮像視野 E の全域を網羅するように配置されている。

40

【 0 0 5 3 】

撮像部 4 1 はカプセル型内視鏡筐体 3 の内壁に接触しない側に設けられている。こうすることで、広い空間を有する腸管内において、より広い視野を得ることができる。

【 0 0 5 4 】

ここで、図 2 を参照して、カプセル型内視鏡 1 が鉛直下部の体腔内壁面 2 a に点接触状態で斜め姿勢を安定してとる条件について説明する。

【 0 0 5 5 】

50

図 2 において、 P_m は、カプセル型内視鏡 1 の重心であり、 P_v はカプセル型内視鏡 1 の浮力中心（体積の中心）である。この時、 P_m と P_v を含む直線を l_{vm} とする。さらに、浮力中心に作用する浮力によって発生する浮力モーメントと重力中心に作用する重力モーメントが釣り合う l_{vm} 上の点を P_f とする。つまり、 Mg を重力、 $V\rho$ を浮力とすると、距離 $P_f P_v \times$ 浮力 $V\rho =$ 距離 $P_f P_m \times$ 重力 Mg が成り立つ。この時、カプセル型内視鏡 1 が体腔内壁面 2 a まで沈む必要があるため、重力 Mg が浮力 $V\rho$ に比して大きいことが必要である。従って、距離 $P_f P_m$ が距離 $P_f P_v$ に比して短いことになる。

【 0 0 5 6 】

ここで、カプセル型内視鏡 1 が P_f を通る任意の直線 l がのうちカプセル型内視鏡 1 の凸部 l_p と垂直に交わる直線を有し、その時の直線と凸部 l_p との交点を点 P_p とする。この
10
ような点 P_p を有するカプセル型内視鏡 1 は、点 P_p で体腔内壁面 2 a と点接触した状態で姿勢を維持することができる。さらに、点 P_p と点 P_f とを結ぶ直線と直線 l_{vm} とのなす鋭角を θ とすると、カプセルの長軸が水平面と $90^\circ - \theta$ の角度で斜めの姿勢を維持することになる。尚、本実施例では、カプセル型内視鏡 1 の長軸と直線 l_{vm} が一致しているが、これに限らず、後述する実施例 3 の様に長軸と直線 l_{vm} が一致しない場合でも同様の原理が成立する。

【 0 0 5 7 】

また、点 P_p と点 P_f とを結ぶ直線上には、点 P_p における表面の P_v, P_f, P_p を含む平面内の曲率の中心位置 P_c が存在する。したがって、点 P_p と点 P_c との間の距離は、曲率
20
半径となる。

【 0 0 5 8 】

ここで図示しないが、カプセル型内視鏡 1 に発生する浮力によるモーメントが、重力によるモーメントよりも十分に大きい場合は、直線 l_{vm} が鉛直になる角度でカプセル型内視鏡 1 の姿勢が安定する（浮力によるモーメントと重力によるモーメントが釣り合う）。この時、 P_f を中心としたモーメントは、浮力によるモーメントも重力によるモーメントも
0 になる。

【 0 0 5 9 】

カプセル型内視鏡 1 が体腔内壁面 2 a に対してこのような斜め姿勢あるいは鉛直姿勢を安定して維持できると、図 3 に示すように、液体 7 の流れに対する流体抵抗が大きくなり、しかもカプセル型内視鏡 1 が体腔内壁面 2 a に点接触状態であるので、液体
30
7 の流れに沿って移動しやすくなる。また、カプセルが浮き上がり易くなるため、管腔の中心で画像を取得することができるため観察性が向上する。この場合、カプセル型内視鏡 1 は、ほぼ斜め姿勢あるいは鉛直姿勢を安定して維持しているため、体腔内の壁面全体あるいは所望の壁面を安定して得ることができる。なお、カプセル型内視鏡 1 が水平姿勢となり、体腔内壁面 2 a に対して線接触状態となると、液体 7 の流れに対する流体抵抗を十分に得ることができず、カプセル型内視鏡 1 の移動性、浮上性が低下する。特に、大腸のような管腔径が大きい体腔内では、液体 7 の流れは、管腔中心側が速く、管壁側が遅いため、カプセル型内視鏡 1 が線接触状態であると、移動性、浮上性が低下することになる。

【 0 0 6 0 】

ここで、図 2 に示したカプセル型内視鏡 1 は、鉛直下方の体腔内壁面 2 a に点接触する
40
ものであったが、図 4 に示す様にカプセル型内視鏡 1 が鉛直上方の体腔内壁面 2 b に点接触するようにしてもよい。

【 0 0 6 1 】

この場合におけるカプセル型内視鏡 1 の安定条件が、図 2 に示したカプセル型内視鏡 1 と異なるのは、まず、カプセル型内視鏡 1 の重力 Mg が浮力 $V\rho$ に比して小さいことである。そして、モーメントの釣り合いから、距離 $P_f P_m$ が距離 $P_f P_v$ に比して長いことになる。さらに、カプセル型内視鏡 1 に発生する重力によるモーメントが、浮力によるモーメントよりも十分に大きい場合は、直線 l_{vm} が鉛直になる角度でカプセル型内視鏡 1 の姿勢が安定する（浮力によるモーメントと重力によるモーメントが釣り合う）。この時、 P_f
50
を中心としたモーメントは、浮力によるモーメントも重力によるモーメントも 0 になる。

【 0 0 6 2 】

ところで、上述した図 2 あるいは図 4 に示したカプセル型内視鏡 1 は、それぞれ体腔内壁面 2 a , 2 b に点接触状態を維持できるが、P f が P p と P c の間もしくは P p が P f と P c の間に位置することで、一層安定して斜め姿勢あるいは鉛直姿勢を維持することができる。

【 0 0 6 3 】

図 5 は、図 2 に示したカプセル型内視鏡の点接触部近傍を示しており、上述した重力と浮力とのモーメントが釣り合った状態において、外乱 (- Δ θ , + Δ θ) が加わった場合でも、P f が P p と P c の間もしくは P p が P f と P c の間に位置することで、起きあがりこぼし的に姿勢を安定化することができる。

10

【 0 0 6 4 】

図 5 において、- Δ θ の変位があった場合、すなわち、カプセル型内視鏡 1 の直線 l v m が鉛直方向に変化する場合、モーメント変位 α (鉛直方向に向くモーメント - 水平方向に向くモーメント) は、直線 l v m 上の長さ変位 l - Δ θ が生じ、

$$\begin{aligned}\alpha &= (P v P f + l - \Delta \theta) \times V \rho - (P m P f + l - \Delta \theta) \times M g \\ &= l - \Delta \theta \times (V \rho - M g) \\ &< 0\end{aligned}$$

となる。したがって、鋭角 θ が増加する方向、すなわち水平方向に向くモーメントが発生することになり、- Δ θ の変位を打ち消す、換言すれば、元に戻す復元力が生じることになる。

20

【 0 0 6 5 】

同様にして、+ Δ θ の変位 (水平方向への変位) があった場合、モーメント変位 α は、

$$\begin{aligned}\alpha &= (P v P f - l + \Delta \theta) \times V \rho - (P m P f - l + \Delta \theta) \times M g \\ &= l + \Delta \theta \times (M g - V \rho) \\ &> 0\end{aligned}$$

となり、この場合も、+ Δ θ の変位を打ち消す、すなわち元に戻す復元力が生じることになる。したがって、- Δ θ , + Δ θ のいずれの外乱が生じた場合であっても、元に戻す復元力が生じ、カプセル型内視鏡 1 の斜め姿勢を一層安定して維持することができる。

【 0 0 6 6 】

また、図 4 に示したカプセル内視鏡 1 のように、鉛直上方の体腔内壁面 2 b に点接触する場合も同様である。すなわち、図 6 において、- Δ θ の変位 (鉛直方向への変位) があった場合、モーメント変位 α は、

30

$$\begin{aligned}\alpha &= (P v P f + l - \Delta \theta) \times M g - (P m P f + l - \Delta \theta) \times V \rho \\ &= l - \Delta \theta \times (M g - V \rho) \\ &< 0\end{aligned}$$

となる。したがって、鋭角 θ が増加する方向、すなわち水平方向に向くモーメントが発生することになり、- Δ θ の変位を打ち消す、換言すれば、元に戻す復元力が生じることになる。

【 0 0 6 7 】

同様にして、+ Δ θ の変位 (水平方向への変位) があった場合、モーメント変位 α は、

40

$$\begin{aligned}\alpha &= (P v P f - l + \Delta \theta) \times M g - (P m P f - l + \Delta \theta) \times V \rho \\ &= l + \Delta \theta \times (V \rho - M g) \\ &> 0\end{aligned}$$

となり、この場合も、+ Δ θ の変位を打ち消す、すなわち元に戻す復元力が生じることになる。したがって、カプセル型内視鏡 1 が鉛直上方の体腔内壁面 2 b に点接触する場合に - Δ θ , + Δ θ のいずれの外乱が生じた場合であっても、元に戻す復元力が生じ、カプセル型内視鏡 1 の斜め姿勢を一層安定して維持することができる。

【 0 0 6 8 】

なお、図 7 に示すように、P c が P f と P p の間に位置する場合、モーメント変位 α は、l - Δ θ , l + Δ θ の符号 (方向) が反転するため、外乱が生じた場合に、外乱を増幅さ

50

せる方向に力が作用することになる。

【0069】

尚、曲率半径 $PpPc$ が大きいほど、 Pf が位置できる範囲が大きくなる。また、 $\Delta\theta$ の外乱に対して安定する条件を Pf 、 Pp 、 Pc が満たす場合、曲率半径 $PpPc$ が大きいほど外乱発生時の $l - \Delta\theta$ 、 $l + \Delta\theta$ の値が大きくなるため、モーメント変位 α の値が大きくなる。つまり、外乱発生時にカプセル型内視鏡 1 の姿勢を元に戻そうとする復元力が大きくなるので、カプセル型内視鏡 1 はより安定する。

【0070】

ここで、上述したカプセル型内視鏡 1 は、胴体カバー 3 b が略半球状であったため、体腔内壁面 2 a、2 b に点接触することができた。本発明の実施の形態 1 では、カプセル型内視鏡 1 が斜め姿勢あるいは鉛直姿勢をとる場合に、体腔内壁面 2 a、2 b に対してすくなくとも点接触が可能な凸部が形成されていればよい。

【0071】

さらに、点 Pp と点 Pf とを結ぶ直線とカプセル型内視鏡 1 の長軸中心線との成す角の鋭角が 80° 以下であることが望ましい。この時、カプセル型内視鏡 1 の長軸方向が水平方向に対して 10° 以上の角度をもって斜めの姿勢になる。これによってカプセル型内視鏡 1 が流体抵抗を受けやすくなる。

【0072】

図 8 は、カプセル型内視鏡 1 の外形の変形例を示し、胴体カバー 3 b 側の曲率半径を先端カバー 3 a 側の曲率半径に比して大きくしている。この結果、図 8 に示したカプセル型内視鏡では、点接触領域 E 1 が、大きな曲率半径となり、斜め姿勢あるいは鉛直姿勢を安定して得ることができる。さらに、点接触領域 E 1 の曲率半径が、胴体カバーの半径よりも大きくすることが望ましい。

【0073】

図 9 に示したカプセル型内視鏡では、胴体カバー 3 b となりうる略半球形状または略楕円球状の胴体側の曲率半径を胴体部分の径よりも大きくし、この曲率半径を大きくした部分が点接触領域 E 2 となるようにしている。さらに、点接触領域 E 2 の曲率半径が、胴体カバーの半径よりも大きくすることが望ましい。

【0074】

また、図 10 に示したカプセル型内視鏡では、胴体カバー 3 b となりうる略半球形状または略楕円球状の先端部分の曲率半径を胴体部分の径よりも大きくし、この曲率半径を大きくした部分が点接触領域 E 3 となるようにしている。なお、このカプセル型内視鏡は、鉛直姿勢となるものに適している。

【0075】

さらに、図 11 に示したカプセル型内視鏡では、胴体部分の径を超えた略半球状となる胴体カバー 3 b を形成し、大きな曲率半径が得られる点接触領域 E 4 が得られるようにしている。

【0076】

また、この実施の形態 1 では、図 12 および図 13 に示すように、胴体部分に突起 11 あるいは溝 12 が形成されていてもよい。カプセル型内視鏡 1 と体腔内壁面 2 a、2 b との点接触に影響を与えないからである。

【0077】

さらに、図 14 に示すように、胴体部分および先端カバー 3 a の一部に D カットなどが施されていてもよいし、図 15 に示すように、長軸方向の一側面に D カットなどが施されていてもよい。いずれの場合も、点接触領域が形成されており、D カットなどが施されたことによって点接触に影響を与えないからである。

【0078】

また、上述した実施の形態 1 では、いずれも点接触部が略半球状であったが、これに限らず、図 16 に示すように円柱のカプセル型内視鏡とし、両端面 15 a、15 b の周縁部を点接触領域 E 5 としてもよい。なお、この場合、点接触領域 E 5 の曲率半径を大きくす

10

20

30

40

50

るために、滑らかな面取りを行ってもよい。

【 0 0 7 9 】

この実施の形態 1 では、カプセル型内視鏡を斜め姿勢あるいは鉛直姿勢とすることによって、体腔内を流れる液体の流れによる流体抵抗を大きくすることができ、しかもカプセル型内視鏡と体腔内壁面とを点接触させて接触抵抗を小さくしているので、液体の流れに沿ってカプセル型内視鏡をスムーズに移動させることができる。特に、体腔内中心付近における液体の流れの速い部分による流体抵抗を得やすくなり、移動が容易となる。また、カプセル型内視鏡が移動あるいは停止する場合に、カプセル型内視鏡自体が安定した姿勢を保つことができるため、所望の被検体内画像を安定して得ることができる。また、カプセルが浮き上がり易くなるため、管腔の中心で画像を取得することができるため観察性が向上する。

10

【 0 0 8 0 】

なお、カプセル型内視鏡 1 は、図 1 8 のブロック図に示すように、たとえば被検体の体腔内における被検部位を照射するための照明手段としての発光素子 (L E D) 1 2 0 と、 L E D 1 2 0 の駆動状態を制御する第 1 の駆動手段としての L E D 駆動回路 1 2 1 と、 L E D 1 2 0 によって照射された領域からの反射光である体腔内の画像 (被検体内情報) を撮像する取得手段として例えば C C D や C - M O S イメージャなどの撮像素子 (これ以降 C C D とする) 1 2 2 と、 C C D 1 2 2 の駆動状態を制御する第 1 の駆動手段としての C C D 駆動回路 1 2 3 と、この撮像された画像信号を R F 信号に変調する R F 送信ユニット 1 2 4 と、 R F 送信ユニット 1 2 4 から出力された R F 信号を無線送信する無線送信手段としての送信アンテナ部 1 2 5 とを備えている。

20

【 0 0 8 1 】

また、カプセル型内視鏡 1 は、これら L E D 駆動回路 1 2 1、C C D 駆動回路 1 2 3 および R F 送信ユニット 1 2 4 の動作を制御するシステムコントロール回路 1 2 6 を備えることにより、このカプセル型内視鏡 1 が被検体内に導入されている間、 L E D 1 2 0 によって照射された被検部位の画像データを C C D 1 2 2 によって取得するように動作している。

【 0 0 8 2 】

この取得された画像データは、さらに R F 送信ユニット 1 2 4 によって R F 信号に変換され、送信アンテナ部 1 2 5 を介して被検体の外部に送信されている。

30

【 0 0 8 3 】

また、カプセル型内視鏡 1 は、図示しない被検体外部の通信装置から送信された無線信号を受信可能に構成された無線受信手段としての受信アンテナ部 1 2 7 と、この受信アンテナ部 1 2 7 で受信された信号から所定の入力レベル (たとえば受信強度レベル) のコントロール信号を検出するコントロール信号検出回路 1 2 8 と、システムコントロール回路 1 2 6 およびコントロール信号検出回路 1 2 8 に電力を供給する電池 1 2 9 を備えている。

【 0 0 8 4 】

コントロール信号検出回路 1 2 8 は、コントロール信号の内容を検出し、必要に応じて L E D 駆動回路 1 2 1、C C D 駆動回路 1 2 3 およびシステムコントロール回路 1 2 6 に対してコントロール信号を出力している。システムコントロール回路 1 2 6 は、電池 1 2 9 から供給される駆動電力を他の構成要素 (機能実行手段) に対して分配する機能を有している。

40

【 0 0 8 5 】

また、図 1 9 は、システムコントロール回路 1 2 6 の回路構成を示す回路図である。図 1 9 において、電池 1 2 9 は、1 個以上からなる (この実施の形態 1 では 2 個) たとえば酸化銀などのボタン型電池 1 2 9 a , 1 2 9 b から構成される。

【 0 0 8 6 】

このシステムコントロール回路 1 2 6 は、ソース端子が電池 1 2 9 に接続される F E T (電界効果トランジスタ) 1 2 6 a と、 F E T 1 2 6 a のドレイン端子に接続されるダイ

50

オード 1 2 6 b と、ダイオード 1 2 6 b の出力端子に接続される N O T 回路 1 2 6 c と、N O T 回路 1 2 6 c からの出力によってリセット (R) されるとともに、F E T 1 2 6 a のゲート端子に出力 (Q) を行うフリップフロップ 1 2 6 d とを備える。

【 0 0 8 7 】

ダイオード 1 2 6 b の出力は、カプセル内機能実行回路 1 3 0 に接続され、フリップフロップ 1 2 6 d は、外部磁場を検出するリードスイッチからの入力によってセット (S) される。

【 0 0 8 8 】

なお、この実施の形態 1 では、F E T などのトランジスタの代わりに、たとえばスイッチ素子を用いることも可能である。また、この実施の形態 1 では、カプセル型内視鏡 1 内に備わる撮像機能、照明機能および無線機能 (一部) を有するものを総称して、所定の機能を実行する機能実行手段としている。具体的には、システムコントロール回路 1 2 6 、受信アンテナ部 1 2 7 およびコントロール信号検出回路 1 2 8 を除いたものは、所定の機能を実行する機能実行手段であり、以下では必要に応じてカプセル内機能実行回路 1 3 0 と総称する。

【 0 0 8 9 】

また、システムコントロール回路 1 2 6 は、N O T 回路 1 2 6 c の出力が入力 (C K) するフリップフロップ 1 2 6 e と、ボタン型電池 1 2 9 a , 1 2 9 b に接続可能な抵抗 1 2 6 g と、スイッチ素子 1 2 6 i とを備える。

【 0 0 9 0 】

これらスイッチ素子 1 2 6 i は、ボタン型電池 1 2 9 a , 1 2 9 b から駆動電力がカプセル内機能実行回路 1 3 0 に供給されている間はオフ状態になり、駆動電力がカプセル内機能実行回路 1 3 0 に供給されなくなると、オン状態に切り替わるように、N O T 回路 1 2 6 c およびフリップフロップ 1 2 6 e によって動作制御されている。

【 0 0 9 1 】

すなわち、スイッチ素子 1 2 6 i は、フリップフロップ 1 2 6 e からの出力 (Q) によって、オン状態に切り替わり、ボタン型電池 1 2 9 a , 1 2 9 b と、抵抗 1 2 6 g を接続させて、ボタン型電池 1 2 9 a , 1 2 9 b に蓄積された電力をそれぞれ消尽させる。

【 0 0 9 2 】

ここで、図 1 9 の回路図を用いて、カプセル型内視鏡 1 の動作を説明する。図 1 9 において、たとえば、被検体内への導入前のカプセル型内視鏡 1 は、内部に外部磁場によってオン・オフする図示しないリードスイッチを備え、この外部磁場を供給する永久磁石を含むパッケージに収容された状態で保管されている。この状態では、カプセル型内視鏡 1 は駆動しない。

【 0 0 9 3 】

そして、飲み込み時に、このカプセル型内視鏡 1 がパッケージから取り出されると、パッケージの永久磁石から離隔してカプセル型内視鏡 1 が磁力の影響を受けなくなり、このリードスイッチからの入力によってフリップフロップ 1 2 6 d がセット (S) される。フリップフロップ 1 2 6 d は、セットされると、F E T 1 2 6 a のゲート端子に出力 (Q) を行い、この出力 (Q) によって F E T 1 2 6 a のソース・ドレイン端子間に電流が流れ、ダイオード 1 2 6 b を介してカプセル内機能実行回路 1 3 0 にボタン型電池 1 2 9 a , 1 2 9 b からの電力が供給される。

【 0 0 9 4 】

ここで、ボタン型電池 1 2 9 a , 1 2 9 b から供給される電圧を A、F E T 1 2 6 a とダイオードで消費される電圧を B、C とすると、カプセル内機能実行回路 1 3 0 に供給される電圧は、 $A - (B + C) = X$ となる。さらに、N O T 回路 1 2 6 c には、閾値として中間電位 Y が設定されており、電圧 X がこの中間電位 Y より大きい、すなわち (電圧 X) $> (\text{中間電位 Y})$ の場合には、N O T 回路 1 2 6 c から出力されず、スイッチ素子 1 2 6 i はオフ状態となる。

【 0 0 9 5 】

10

20

30

40

50

また、この電圧Xがこの中間電位Y以下、すなわち（電圧X）（中間電位Y）になると、NOT回路126cからの出力によって、フリップフロップ126dがリセットされ、かつNOT回路126cからの出力がフリップフロップ126eに入力する。そして、フリップフロップ126dがリセットされると、ソース・ドレイン端子間に電流が流れなくなり、カプセル内機能実行回路130には駆動電力が供給されなくなる。

【0096】

さらに、NOT回路126cからの出力が入力すると、フリップフロップ126eは、出力(Q)を行なって、スイッチ素子126iをオン状態に切り替える。

【0097】

この切り替え動作によって、ボタン型電池129a, 129bと抵抗126gとが接続され、抵抗126gによってボタン型電池129a, 129bに蓄積された電力を消尽させることができる。

【0098】

（実施の形態2）

つぎに、この発明の実施の形態2について説明する。上述した実施の形態1では、カプセル型内視鏡自体によって液体の流れによる流体抵抗を大きくしてカプセル型内視鏡の移動性、浮上性を容易にしていたが、この実施の形態2では、さらに流体抵抗を大きくできる機能をカプセル型内視鏡に設けるようにしている。

【0099】

図19は、この発明の実施の形態2であるカプセル型内視鏡の概要構成を示す図である。図19に示したカプセル型内視鏡は、鉛直下方の体腔内壁面2aに点接触し、かつ長軸方向が鉛直方向に向いた鉛直姿勢をとるようにしている。このカプセル型内視鏡には、胴体部分の周囲に、液体7の流れを受けて、カプセル型内視鏡の長軸中心に回転させるフィン21が設けられている。

【0100】

このカプセル型内視鏡は、液体の流れを受けてカプセル型内視鏡全体として流体抵抗を大きくしているとともに、フィン21によって流体抵抗を得て、カプセル型内視鏡を体腔内壁面2aから離隔する揚力を発生するようにしている。これによって、カプセル型内視鏡は、一層、液体の流れを受けて移動しやすくなる。

【0101】

また、図20は、この発明の実施の形態2の変形例であるカプセル型内視鏡の概要構成を示す図である。図20に示したカプセル型内視鏡は、点接触部を有した一部筐体3cと先端カバー側である筐体本体3dとに分離され、一部筐体3cと筐体本体3dとが弾性部材としてのバネ部材22によって結合されている。また、このカプセル型内視鏡は、図19に示したカプセル型内視鏡と同様に鉛直姿勢をとるようにしている。

【0102】

このカプセル型内視鏡は、カプセル型内視鏡全体が流体抵抗を受けるとともに、筐体本体3dが、流体抵抗によって、たとえば鉛直下方方向に移動し、バネ部材22の圧縮にエネルギーが蓄積され、その後バネ部材22の伸長による反発力によって筐体本体3dが鉛直上方に移動し、この際の慣性力によって一部筐体3cが鉛直上方に移動することによって、点接触状態が解放され、カプセル型内視鏡の移動性、浮上性が向上する。

【0103】

図21は、上述した図19および図20に示した構成を組み合わせたものである。ただし、フィン23は、鉛直上方への揚力を発生するのではなく、鉛直下方に力を発生する。このため、バネ部材22の圧縮を一層高めることができ、カプセル型内視鏡の点接触状態の解放が一層容易になる。

【0104】

この実施の形態2では、カプセル型内視鏡自体が受ける流体抵抗に加えて、さらに流体抵抗を増して点接触状態を解放するようにしているので、カプセル型内視鏡が流体の流れに沿って一層移動性、浮上性が向上する。

【 0 1 0 5 】

(実施の形態 3)

つぎに、この発明の実施の形態 3 について説明する。上述した実施の形態 1 , 2 では、カプセル型内視鏡を体腔内壁面と点接触状態を維持しつつ斜め姿勢あるいは鉛直姿勢を保つようにしていたが、この実施の形態 3 では、この安定した斜め姿勢を利用して管腔軸方向の安定した体腔内画像を得るようにしている。

【 0 1 0 6 】

図 2 2 は、この発明の実施の形態 3 であるカプセル型内視鏡の概要構成を示す図である。このカプセル型内視鏡は、重心 P_{ma} が、長軸中心線 $1c$ から偏心した位置に設けられ、さらに、このカプセル型内視鏡は、先端カバー側に設けられた撮像部 5 1 a と照明部 5 1 b とを有した撮像光学系の光軸 $1a$ が、カプセル型内視鏡の長軸中心線 $1c$ に対して斜めになるように設けられている。尚、光軸 $1a$ は長軸と重心を含む平面に垂直な直線を中心に長軸に対して重心の偏心方向に傾いた状態で設けられている。

【 0 1 0 7 】

このカプセル型内視鏡は、常に長軸中心線 $1c$ から重心 P_{ma} が偏心した方向が鉛直下向きになる姿勢で斜め姿勢となる。したがって、撮像光学系の光軸 $1a$ は、鉛直下方の体腔内壁面 2 a から常に周囲に対してほぼ同じ角度で向けられる。さらに、このカプセル型内視鏡は、実施の形態 1 と同様にカプセル型内視鏡全体が流体抵抗を受けやすいため、流体の流れ方向、すなわち下流方向に向けられることになる。この結果、このカプセル型内視鏡は、常に、ほぼ同じ角度でしかも流体の下流方向の体腔内画像を得ることができるとともに、長軸回りに回転することがないため、取得された体腔内画像の判別がしやすくなる。さらに、図示しないが、光軸 $1a$ の長軸中心線に対する傾き方向が、偏心方向と逆方向の場合、体腔が鉛直方向に走行する状況において、同様の効果が得られる。

【 0 1 0 8 】

図 2 2 に示したカプセル型内視鏡では、カプセル型内視鏡と体腔内壁面 2 a とが点接触する構成であったが、図 2 3 に示すように、この点接触を面接触としてもよい。ただし、カプセル型内視鏡の姿勢は斜め姿勢をとる。すなわち、このカプセル型内視鏡は、胴体カバー側の一部に平坦領域 $E 1 0$ を設けている。その他の構成は、図 2 2 に示したカプセル型内視鏡の構成と同じである。ただし、平坦領域 $E 1 0$ が設けられる部分は、重心 P_{ma} が長軸中心線 $1c$ から偏心した方向に設けられる。この図 2 3 に示したカプセル型内視鏡では、平坦領域 $E 1 0$ と体腔内壁面 2 a とが面接触をするため、斜め姿勢が安定化し、所望の体腔内画像を安定して取得することができる。

【 0 1 0 9 】

また、図示しないが、カプセル型内視鏡の胴体カバー一部が円錐台面部分を有し、その母線部が腸壁と線接触するようにしても同様の効果が得られ、所望の体腔内画像を安定して取得することができる。また、腸壁とカプセル型内視鏡が線接触状態となると共に、カプセル型内視鏡が斜めの姿勢になるため、点接触状態と同様に、カプセル型内視鏡 1 が流体抵抗を受けやすくなる。

【 0 1 1 0 】

また、図 2 4 および図 2 5 に示すように、図 2 2 および図 2 3 に示したカプセル型内視鏡の外表面に、流体 7 の流れを整流するフィン 6 1 , 6 2 をそれぞれ設けるようにしてもよい。フィン 6 1 , 6 2 は、カプセル型内視鏡が斜め姿勢をとった場合に、流体 7 の流れ方向に沿って流れを整流し、斜め姿勢の保持を確実にすることができる。

【 0 1 1 1 】

さらに、図 2 6 に示すようなフィン 7 1 を設け、流体 7 の流れを受けてカプセル型内視鏡を、長軸中心線まわりに回転させるようにしてもよい。このカプセル型内視鏡の長軸中心線まわりの回転によって、光軸 $1a$ が回転し、実質的な撮像範囲の立体角 Ω が拡大し、広い領域の体腔内画像を取得することができる。

【 0 1 1 2 】

なお、図 2 6 に示すように、長軸中心線に直交する磁石 7 2 を設け、外部から回転磁界

10

20

30

40

50

を印加して、カプセル型内視鏡を回転させるようにしてもよい。

【0113】

この実施の形態3では、カプセル型内視鏡の斜め姿勢をとった場合に長軸中心線まわりに回転しないように重心を偏心させているので、撮像光学系の光軸を長軸中心線に対して傾けて設定することが可能となり、所望方向の体腔内画像を安定して得ることができる。

【0114】

なお、上述した実施の形態1～3では、カプセル型内視鏡の比重を液体の比重よりもやや大きく、あるいはやや小さくすることとして説明したが、これに限定はされない。カプセル型内視鏡の比重と液体の比重との関係は、カプセル型内視鏡の受ける流体抵抗や壁面との摩擦などの接触状態などを加味し、カプセル型内視鏡が移動しやすくなるように設定すればよい。

10

【0115】

また、カプセル型内視鏡に限らず、超音波検査装置を備え、被検体内で超音波画像を取得する超音波カプセルや、被検体内の特定物質、PH、圧力を検出するセンサを備えたセンサカプセル等のカプセル型医療装置においても同様の効果が得られる。ここで、超音波カプセルにおいては、体腔内での流れによって浮き易いため、体腔内の中心で超音波画像を得ることができ観察性が向上する。

【0116】

(実施の形態4)

図27Aは、本発明に係るカプセル型医療装置の実施の形態であるカプセル型内視鏡の概要構成を示す図である。カプセル型内視鏡1aは、被検体2の体腔内に導入可能なカプセル型筐体3と、このカプセル型筐体3内に配設されて前端方向の撮像が可能な撮像光学系4aと、カプセル型筐体3内に配設された制御基板や回路構成部品や送信アンテナなどの回路系部5と、電池(バッテリー)6とを備える。

20

【0117】

カプセル型筐体3は、被検体2の口腔から体内に飲み込み可能な大きさのものであり、略半球状で透明性或いは透光性を有する先端カバー3aと、可視光が不透過な有色材質からなる有底筒形状の胴部カバー3bとを弾性的に嵌合させることで、内部を液密に封止する外装ケースを形成している。

【0118】

30

ここで、本発明のカプセル型内視鏡1aは、被写体、例えば大腸の内壁を被検体内画像として取得するものであり、カプセル型筐体3は、その内蔵物を含めた比重が液体7とほぼ同じであり、重心Gがほぼ体積中心に位置している。その結果、カプセル型内視鏡1aは、液体7中においてその姿勢および位置が不安定な状態となる。液体7は、被検体2の口腔から飲用可能であって、カプセル型内視鏡1aの撮像光学系4aの波長に対して透明な液体であり、本実施の形態では、一例として比重が1に近い飲用水や洗腸剤が用いられている。なお、本実施の形態では、液体7の比重は1以上であってもよい。

【0119】

電池6は、カプセル型内視鏡1aの内蔵物中では重量物であり、カプセル型筐体3内のほぼ中央部分に配設されるが、重量物であるが故に、その位置を変化させることによって重量バランスを主としてとることができる。

40

【0120】

撮像光学系4aは、撮像部41と照明部42とからなる。撮像部41は、照明部42の照明光による被写体からの反射光を受光して被写体の画像を被検体内画像として撮像するCCDやC-MOSイメージャなどの撮像素子41aと、この撮像素子41aに被写体の光像を結像させる結像レンズ41bとをカプセル型筐体3の軸心上に備え、被写体の画像を被検体内画像として取得する。

【0121】

照明部42は、撮像部41の撮像視野Eを照明するためのものであり、被写体の撮像部位を先端カバー3a部分を介して照明するための照明光を出射する複数個の光源、例えば

50

LEDによって実現される。複数のLEDは、撮像部41の光軸中心に対して撮像部41周りに配設され、撮像視野Eの全域を網羅するように配置されている。

【0122】

なお、本実施の形態では、カプセル型内視鏡1aの長軸中心線 L_1 と撮像光学系の光軸 L_2 とが一致している。

【0123】

上述したように、このカプセル型内視鏡1aは、液体7内において、その姿勢および位置が不安定な状態である。この結果、逆に、カプセル型内視鏡1aは、液体7の流れの影響を受けやすく、動きやすくなる。

【0124】

図27Bは、本発明に係るカプセル型医療装置の実施の形態であるカプセル型内視鏡において、撮像光学系4aが、カプセル型筐体3の両端に配設されている構成を示す図である。本実施の形態では、カプセル型内視鏡1bの長軸中心線 L_1 と撮像光学系4aの光軸 L_{2a} と撮像光学系4bの光軸 L_{2b} とが一致している。

【0125】

図28に示すように、たとえば大腸の管腔内では、液体7の流れは、管腔中心軸 L_0 近傍では速く、管腔壁面近傍では遅く、壁面近傍に位置したカプセル型内視鏡31は、液体7の流れを受けにくくなるが、このカプセル型内視鏡31は、比重がほぼ液体7と同じで重心Gがほぼ体積中心であるために不安定な状態であるから、液体7の遅い流れにも影響を受けやすく、容易に移動することができる。液体7の流れは、重力、蠕動運動、分節運動等による受動的に発生する流れであってもよいし、用手圧迫、下剤摂取、体位変換等による能動的に発生させた流れであってもよい。

【0126】

カプセル型内視鏡31が液体7の流れの影響を受けて管腔壁面から離れると、管腔中心軸 L_0 近傍と管腔壁面近傍との流速差によって、カプセル型内視鏡31は、流れに沿いつつ、管腔中心軸 L_0 側に寄ってくる。管腔中心軸 L_0 近傍に寄ったカプセル型内視鏡31は、上述したように、長軸方向に延びる略円筒状をなし、両端が略半球状であるため、長軸中心線 L_1 が管腔中心軸 L_0 に沿った姿勢となって移動する。いわば、カプセル型内視鏡31が管腔内でセンタリングされ、光軸 L_2 も管腔中心軸 L_0 に沿った方向に向く。カプセル型内視鏡31は、この管腔中心軸 L_0 近傍における液体7の流速が速いところでは、その姿勢および位置が安定した状態となる。

【0127】

この結果、カプセル型内視鏡31は、管腔中心軸 L_0 に沿った方向、すなわち流体7の上流側方向あるいは下流側方向から管腔壁面を一望できる所望の管腔内画像を安定して得ることができる。この管腔内画像は、図29に示すように、管腔中心軸 L_0 が、取得された管腔内画像の中心に位置する。

【0128】

なお、管腔中心軸 L_0 と管腔壁面近傍との流速差がなくなると、図28に示すようにカプセル型内視鏡31は、管腔中心軸 L_0 近傍から外れ、不安定な状態となる。

【0129】

ここで、上述したカプセル型内視鏡1a, 1b, 31は、カプセル型筐体自体の形状が細長い形状を有していたため、流体7の流速が速い管腔中心軸 L_0 近傍で安定していたが、さらにこの安定度を増すため、図30に示すような、カプセル型筐体3の長軸方向に沿った複数の貫通孔11を設け、流体7を整流するようにしてもよい。この貫通孔11による流体7の整流によって、カプセル型内視鏡1は、流体7の流れの方向と長軸方向とが一致するようになり、結果的に安定して光軸 L_2 が管腔中心軸 L_0 に一致することになる。

【0130】

同様にして、図31に示すように、カプセル型内視鏡1の長軸方向に沿った複数のフィン12をカプセル型筐体3の外表面に設け、流体7を整流してカプセル型内視鏡1の姿勢を安定化するようにしてもよい。

【 0 1 3 1 】

また、図 3 2 に示すように、カプセル型内視鏡 1 a の長軸方向に沿った複数の溝 1 3 を設けて整流するようにしてもよい。

【 0 1 3 2 】

図 3 0 および図 3 1 に示したカプセル型内視鏡では、流体 7 の流れを整流するフィン 1 2 などの整流部を設けるようにしていたが、カプセル型内視鏡を長軸まわりに回転させることによってカプセル型内視鏡 1 a の姿勢を安定化するようにしてもよい。

【 0 1 3 3 】

図 3 3 に示したカプセル型内視鏡では、カプセル型筐体の表面近傍に複数の貫通孔 1 4 を設け、貫通孔 1 4 が長軸まわりに螺旋状となるようにする。これによって、カプセル型内視鏡は、貫通孔 1 4 を通過する流体 7 による流体抵抗を受け、カプセル型内視鏡は、長軸まわりに回転することになる。この回転運動によって、カプセル型内視鏡は、長軸が流体に沿った位置関係を安定して得ることができる。

10

【 0 1 3 4 】

また、図 3 3 に示した貫通孔 1 4 に替えて、フィン 1 5、溝 1 6、フィン形状の欠き溝 1 7 を設けるようにしてもよい。いずれも、カプセル型内視鏡を長軸まわりに回転させることによって、カプセル型内視鏡の姿勢を安定化させることができる。

【 0 1 3 5 】

上述した実施の形態では、カプセル型内視鏡の姿勢を安定化させるために、整流部を設けたり、回転させたりしていたが、これに限らず、カプセル型内視鏡の姿勢を大まかに安定させつつ、強制的にカプセル型内視鏡の長軸方向を小刻みに変化させるようにしてもよい。

20

【 0 1 3 6 】

たとえば、図 3 7 に示すように流体 7 の流体抵抗を受ける複数のフィン 1 8 a と複数のフィン 1 8 b とを、それぞれ異なる端部周縁に設け、フィン 1 8 a が受ける流体抵抗とフィン 1 8 b が受ける流体抵抗とを異ならせ、各端部における回転力を異ならせることによって、長軸中心線 L_1 を中心に偏心した運動をさせるようにしてもよい。この偏心運動を行うことによって、管腔内を実質的にさらに広角に撮像することができる。

【 0 1 3 7 】

図 3 8 A ~ 図 3 8 I は、図 3 0 ~ 図 3 7 に示す、貫通穴、フィン、溝、切り欠きの断面形状の変形例を示す。それぞれの断面形状は、ここに示す形状もしくはこれらを組合せた形状をとることが可能である。

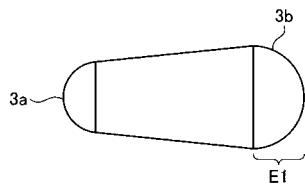
30

【 0 1 3 8 】

図 3 9 は、上述したカプセル型内視鏡内に、偏心モータなどによって実現される振動部 1 9 とこの振動部 1 9 の振動制御を行う制御部 5 a とカプセル型内視鏡が体腔組織との接触状態をセンシングする接触認識部 2 0 とを設けた変形例を示す。このカプセル型内視鏡では撮像時以外の時期に、カプセル型内視鏡 1 a 全体を振動させ、管腔内壁面から離隔しやすいようにする。また、振動部 1 9 に替えて磁石を設けてもよい。この場合、制御部 5 a を削除し、外部から振動磁界を印加することによって磁石を振動させ、これによってカプセル型内視鏡自体を振動させるようにしてもよい。ただし、この磁石の振動も、撮像時以外の時期に行うように制御することが好ましい。たとえば、接触認識部 2 0 によってカプセル内視鏡が体腔壁と接触していることを検知している時に振動部 1 9 を振動させる。この振動によりカプセル型内視鏡が体腔壁から離隔し、接触認識部 2 0 がカプセル内視鏡が体腔壁と接触していないことを検知した場合に振動部 1 9 の振動を止めて、撮影を行なうようにする。このようにすることで、より安定した画像を取得可能となる。

40

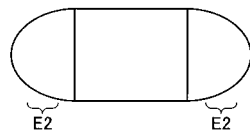
【図 8】



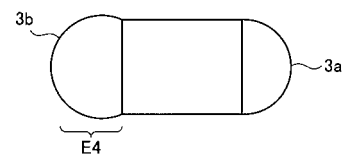
【図 10】



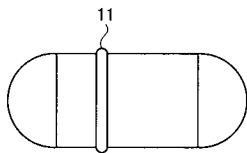
【図 9】



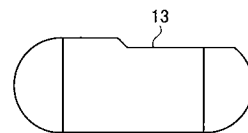
【図 11】



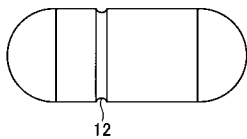
【図 12】



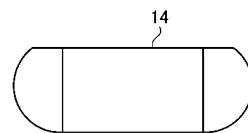
【図 14】



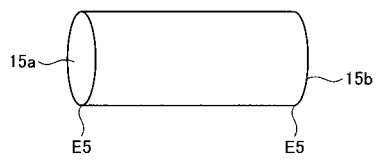
【図 13】



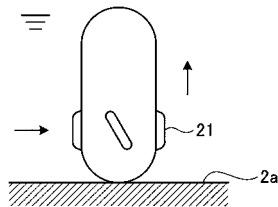
【図 15】



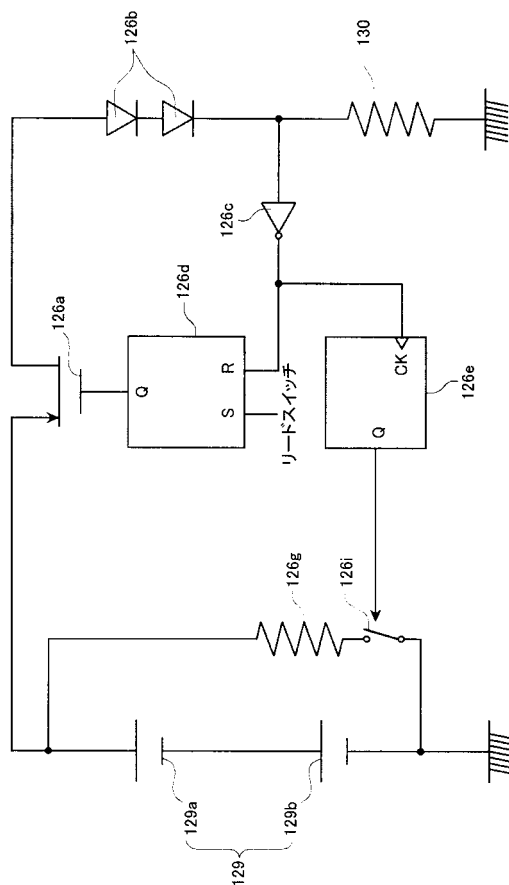
【図 16】



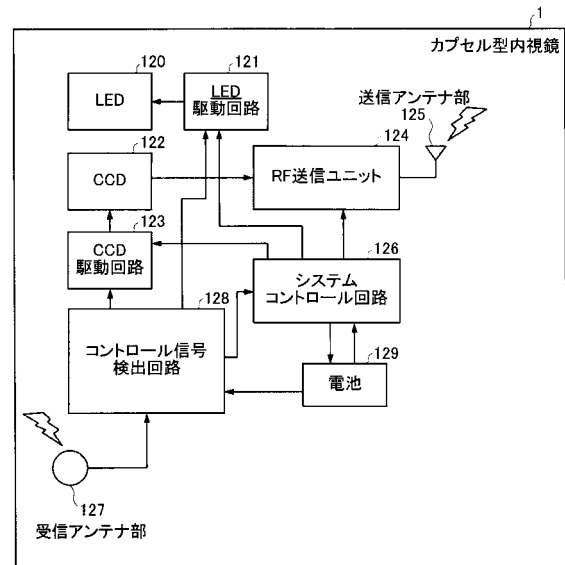
【図 17】



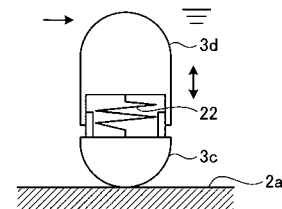
【図 19】



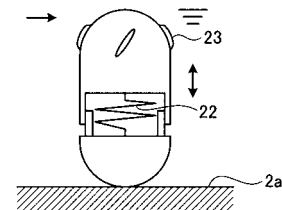
【図 18】



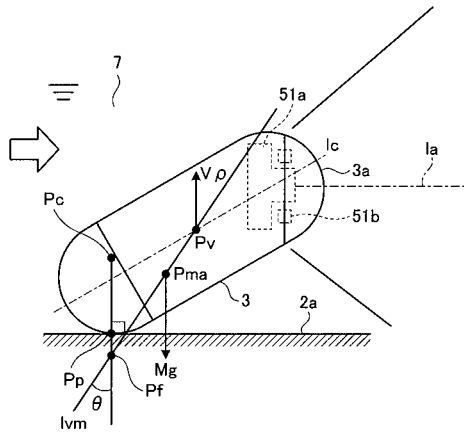
【図 20】



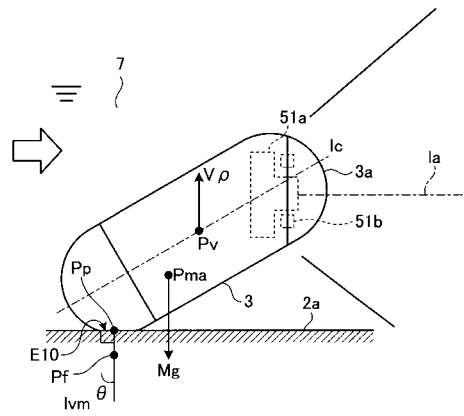
【図 21】



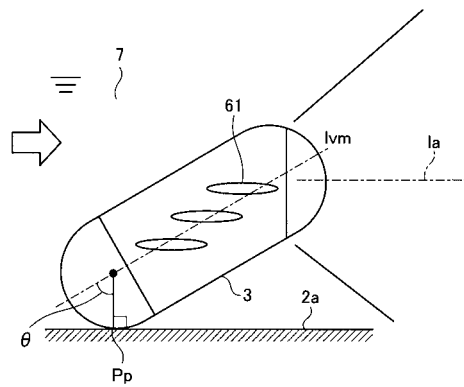
【図 2 2】



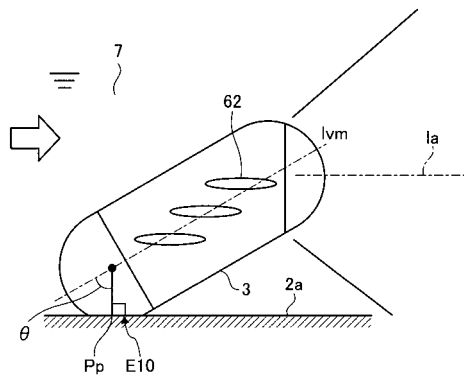
【図 2 3】



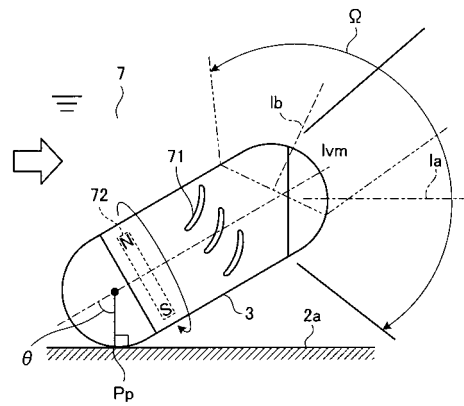
【図 2 4】



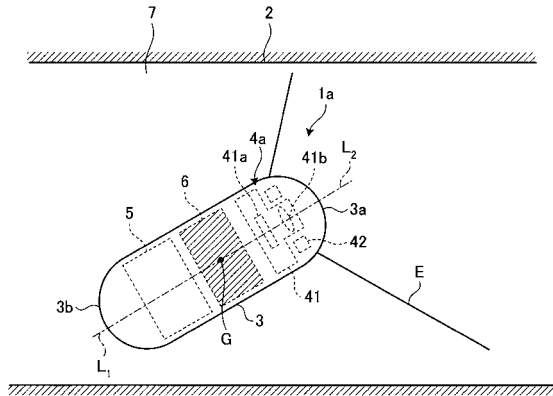
【図 2 5】



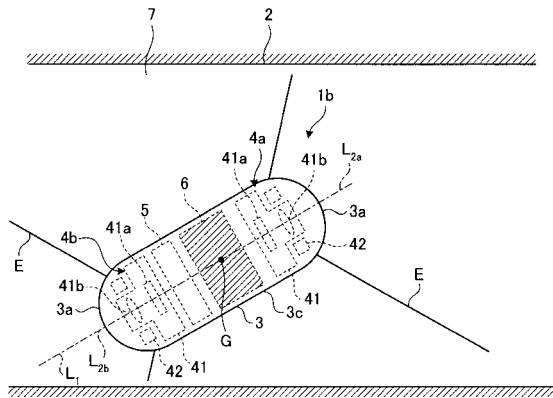
【図 2 6】



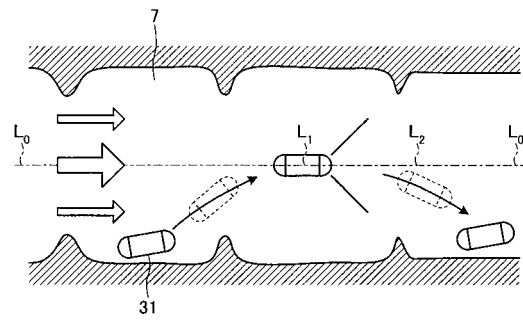
【図 27 A】



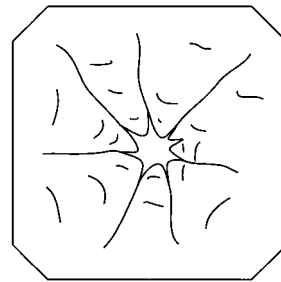
【図 27 B】



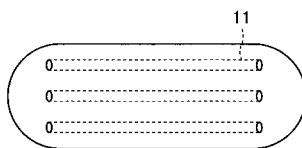
【図 28】



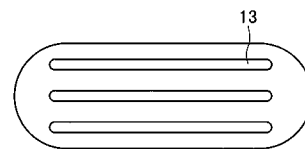
【図 29】



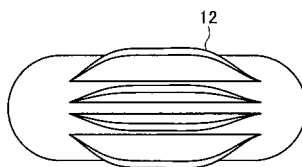
【図 30】



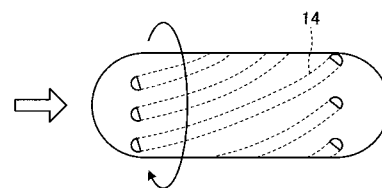
【図 32】



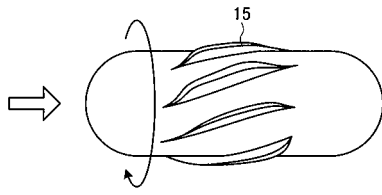
【図 31】



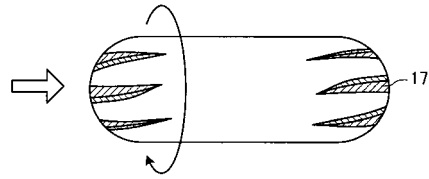
【図 33】



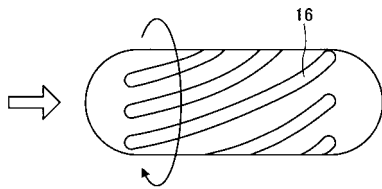
【図 3 4】



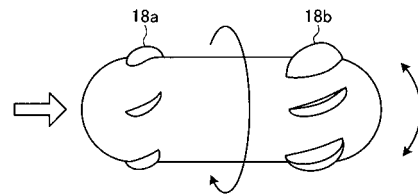
【図 3 6】



【図 3 5】



【図 3 7】



【図 3 8 A】



【図 3 8 I】

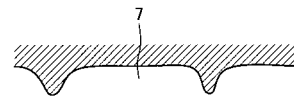


【図 3 8 B】



【図 3 9】

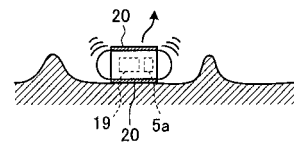
【図 3 8 C】



【図 3 8 D】



【図 3 8 E】



【図 3 8 F】



【図 3 8 G】



【図 3 8 H】



フロントページの続き

- (72)発明者 瀧澤 寛伸
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 瀬川 英建
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 伊藤 秀雄
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 国際公開第2005/060348(WO, A1)
特開2003-038424(JP, A)
特開2005-334331(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | | | |
|--------|--------|---|--------|
| A 61 B | 1 / 00 | - | 1 / 32 |
| A 61 B | 5 / 07 | | |

专利名称(译)	胶囊医疗器械		
公开(公告)号	JP5237945B2	公开(公告)日	2013-07-17
申请号	JP2009522469	申请日	2007-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	河野宏尚 高橋正樹 片山美穂 瀧澤寛伸 瀬川英建 伊藤秀雄		
发明人	河野 宏尚 高橋 正樹 片山 美穂 瀧澤 寛伸 瀬川 英建 伊藤 秀雄		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B1/041 A61B34/73		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07		
代理人(译)	酒井宏明		
审查员(译)	伊藤商事		
优先权	11/646964 2006-12-28 US 11/653168 2007-01-12 US		
其他公开文献	JP2010514461A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

胶囊医疗设备包括胶囊壳体 (3) , 胶囊壳体 (3) 在一端具有在长轴上的突出部分。当胶囊壳体在体腔中的液体 (7) 中时, 突出部分在连接浮力中心 (P_v) 和重心 (P_m) 的直线 (l_{vm}) 上, 并且突出部分形成为使得至少存在一条直线, 该直线通过一个点 (P_f) , 在该点处由浮力作用在浮力中心 (P_v) 上产生的浮力矩和由重力作用在重心 (P_m) 上产生的重力力矩平衡并且相交垂直于突出部分的外表面。倾斜的姿势允许胶囊壳体接收抵抗液体 (7) 的大的流体阻力。另外, 由于胶囊型内窥镜 (1) 与内壁面 (2a) 处于点接触状态, 因此胶囊型内窥镜 (1) 能够容易地沿着液体 (7) 的流动而移动。

