

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-73887

(P2004-73887A)

(43) 公開日 平成16年3月11日(2004.3.11)

(51) Int. Cl.⁷
A61B 1/00

F I
A61B 1/00 320B

テーマコード(参考)
4C061

審査請求 有 請求項の数 1 O L (全 11 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2003-382792(P2003-382792)</p> <p>(22) 出願日 平成15年11月12日(2003.11.12)</p> <p>(62) 分割の表示 特願平6-89627の分割</p> <p>原出願日 平成6年4月27日(1994.4.27)</p>	<p>(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号</p> <p>(74) 代理人 100058479 弁理士 鈴江 武彦</p> <p>(74) 代理人 100091351 弁理士 河野 哲</p> <p>(74) 代理人 100084618 弁理士 村松 貞男</p> <p>(74) 代理人 100100952 弁理士 風間 鉄也</p> <p>(72) 発明者 竹端 榮 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内</p>
---	--

最終頁に続く

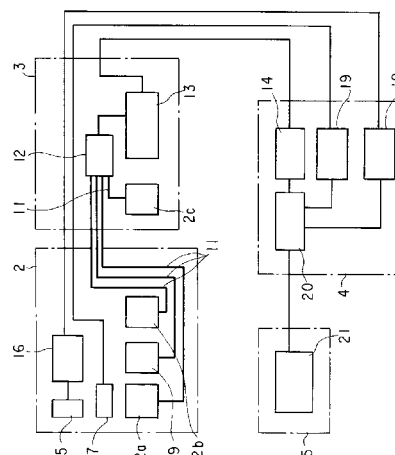
(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 検査中は患者の口、鼻等は何ら拘束されず患者の負担を軽減できるカプセル内視鏡を提供することにある。

【解決手段】 体腔内に挿入され、体内の観察を行うカプセル内視鏡であって、体内を照明するための照明ランプ17と、前記体内を観察するための固体撮像素子15と、前記固体撮像素子15で得られた信号を映像信号とする映像信号合成回路18と、前記映像信号合成回路18により得られた映像信号を体内から体外へ送信し、体外から制御信号を受信して前記照明ランプ17の点滅や前記固定撮像素子15の駆動制御が可能に設けられたテレメトリー回路20とを備えたことを特徴とする。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に挿入され、体内の観察を行うカプセル内視鏡であって、
体内を照明するための照明ランプと、
前記体内を観察するための固体撮像素子と、
前記固体撮像素子で得られた信号を映像信号とする映像信号合成回路と、
前記映像信号合成回路により得られた映像信号を体内から体外へ送信し、体外から制御信号を受信して前記照明ランプの点滅や前記固定撮像素子の駆動制御が可能に設けられたテレメトリー回路と
を備えたことを特徴とするカプセル内視鏡。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、小腸や大腸等の体腔内に挿入され、体内の観察・診断を行うカプセル内視鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、小腸内を検査する内視鏡としてゾンデ式スコープが知られている。ゾンデ式スコープは、スコープ先端に設けたバルーン内に注水することにより膨張させ、小腸の蠕動運動により、バルーンを前進させスコープを挿入するものである。しかしながら、小腸ゾンデ式スコープは、小腸の蠕動運動に依存しているため、進行速度が遅く検査時間が非常に長くなる欠点がある。

20

【0003】

そこで、前述のような問題を解決するために、超音波内視鏡が開発された。この超音波内視鏡は、第1のバルーンと第2のバルーンの間には蛇腹状伸縮部材を設け、流体圧により体腔内を自走することができるように構成したものである（例えば、特許文献1参照。）

【0004】

すなわち、この超音波内視鏡は、第1、第2のバルーンを流体圧により体腔の管壁方向に交互に膨張、収縮させるとともに蛇腹状伸縮部材を流体圧により軸方向に伸縮させて体腔内を自走しながら超音波検査を行うことができる。

30

【特許文献1】特開平6-63045号公報**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

しかしながら、特許文献1は、第1、第2のバルーンおよび蛇腹状伸縮部材に対して流体を供給・排出するための流体チューブが必要となり、経鼻的または経口的にスコープを挿入し、流体チューブは体外の流体供給源に接続されている。

【0006】

したがって、検査時間中、患者の鼻または口から出ている流体チューブを患者自身が保持していなければならない行動が制限されてしまうなど患者の負担は、なお大きいものがある。

40

【0007】

この発明は、前記事情に着目してなされたもので、その目的とするところは、患者が検査により拘束されることがないカプセル内視鏡を提供することにある。

【課題を解決するための手段】**【0008】**

この発明は、前記目的を達成するために、体腔内に挿入され、体内の観察を行うカプセル内視鏡であって、体内を照明するための照明ランプと、前記体内を観察するための固体撮像素子と、前記固体撮像素子で得られた信号を映像信号とする映像信号合成回路と、前

50

記映像信号合成回路により得られた映像信号を体内から体外へ送信し、体外から制御信号を受信して前記照明ランプの点滅や前記固定撮像素子の駆動制御が可能に設けられたテレメトリー回路とを備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0009】

この発明によれば、検査中は患者の口、鼻等は何ら拘束されず患者の負担を軽減できる。また、固体撮像素子で得られた信号を映像信号として体内から体外へ送信し、体外で照明ランプの点滅や固定撮像素子の駆動制御が可能となるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、この発明の各実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0011】

図1～図4は第1の実施形態を示し、図1は、カプセル内視鏡1を体腔内、例えば胃Aに挿入した状態を示す。カプセル内視鏡1は、撮像手段としての自走部2、ポンプ部3、制御部4及び電源部5からなり、それぞれが可撓性ケーブル6により接続されている。

【0012】

図2に示すように、前記自走部2の先端面には管腔内を観察すべく、照明レンズ7及び対物レンズ8が設けられている。自走部2は、前部のバルーン2aと、このバルーン2aに伸縮部材である蛇腹9を介して連結された後部のバルーン2bとを有しており、バルーン2a, 2bは径方向に膨張可能である。

【0013】

前記自走部2と前記ポンプ部3とを接続する可撓性ケーブル6には伸縮自在なコイル部10を有している。また、ポンプ部3には十二指腸B等の管壁に固定するための固定手段としての固定用のバルーン2cが設けられている。

【0014】

図3は、カプセル内視鏡1の内部構成を示すブロック図であり、自走部2は、バルーン2a、バルーン2b及び蛇腹9からなる蛇腹状伸縮自走装置である。バルーン2a、バルーン2b及び蛇腹9のそれぞれにはエアー管路11が接続され、ポンプ部3に設けられたバルブ12に接続されている。バルブ12はポンプ13に接続されエアーが供給されている。

【0015】

さらに、バルブ12にはポンプ部3に設けられたバルーン2cにもエアーを供給すべくエアー管路11が接続されている。ポンプ13は制御部4に設けられたポンプ駆動回路14により駆動される。

【0016】

一方、撮像手段としての自走部2には、固体撮像素子としてのCCD15, CCD15を駆動する駆動回路16及び管腔内を照明する照明ランプ17が設けられている。CCD15で得られた信号は制御部4に設けられた映像信号合成回路18により映像信号となる。同じく制御部4には照明ランプ17を動作させるランプ駆動回路19が設けられている。

【0017】

また、制御部4にはテレメトリー回路20が設けられ映像信号や自走部2、照明ランプ17、CCD15等の制御信号の伝送ができるようになっている。また、電源部5内には自走部2等を駆動するための電気エネルギーを供給するバッテリー21が設けられている。

【0018】

次に、前述のように構成されたカプセル内視鏡1の作用について説明する。

【0019】

カプセル内視鏡1を患者が飲み込んだ後、通常の内視鏡を胃Aの内部へ挿入し、その内視鏡のチャンネルより把持鉗子を突出させ、自走部2を把持して十二指腸Bへ挿入する。

10

20

30

40

50

この時、胃 A の内部に残されたポンプ部 3 のバルーン 2 c を拡張させる。ポンプ 1 3 により供給されるエアーをバルブ 1 2 によりバルーン 2 c へ供給することにより径方向に膨張して胃壁をグリッブして固定される。

【 0 0 2 0 】

ポンプ部 3 を胃壁に固定した後、体外より信号を伝送し、テレメトリー回路 2 0 で受信後、ポンプ駆動回路 1 4 により自走部 2 のバルーン 2 a、バルーン 2 b 及び蛇腹 9 を駆動させる。

【 0 0 2 1 】

図 4 (a) に示すように、まず、バルーン 2 b にエアーを供給して腸壁をグリッブさせる。次に、蛇腹 9 にエアーを供給すると、軸方向に伸びる。さらに、同図 (b) に示すように、バルーン 2 a を膨張させた後にバルーン 2 b を縮ませ、蛇腹 9 も収縮させる。この動作を繰り返すことにより自走部 2 は十二指腸 B を経て小腸の内部を前進する。

10

【 0 0 2 2 】

検査は抜去時に行うものとする。再度、通常の内視鏡を胃 A の内部へ挿入し、把持鉗子によりカプセル内視鏡 1 の一部を把持し、ポンプ部 3 のバルーン 2 c を収縮させて抜去する。ポンプ部 3、制御部 4、バッテリー部 5 を口から抜去した後は、術者がカプセル内視鏡 1 を手で引っ張り自走部 2 を抜去する。この時に小腸内を観察し、病変部の有無観察を行う。小腸内は複雑に屈曲していることから抜去時に引っ掛かりが生じ一気に抜け出ることがあるが、この時には再度、自走部 2 を動作させて前進させて観察することができる。

【 0 0 2 3 】

テレメトリー回路 2 0 では、撮像手段により得られた映像信号を体内から体外へ送信したり、体外からの制御信号を受信して自走部 2 の動作を制御したり照明ランプ 1 7 の点滅や CCD 1 5 の駆動制御を体外から行えるようにしている。

20

【 0 0 2 4 】

この第 1 の実施形態によれば、次のような効果が得られる。

【 0 0 2 5 】

(1) 自走検査中は、患者の口、鼻等は何ら拘束されず患者の負担を軽減することができる。

【 0 0 2 6 】

(2) カプセル内視鏡を複数のカプセル (ユニット) に分割することにより、サイズを小型化できるので挿入が容易となり、患者の苦痛も低減する。

30

【 0 0 2 7 】

(3) 自走部のみを小腸内へ挿入し、その他の部分を胃内へ残す構成としたことから自走部にかかる負荷を低減できる。よって推進力が小さくてすむ。自走速度が速くなり検査時間が短縮できる。電力消費を少なくできる。

【 0 0 2 8 】

(4) 抜去時のみ観察のため、CCD を駆動し、また、抜去時は自走させなくてよいことから消費電力が減らせる。また、バッテリーの小型化ができる。

【 0 0 2 9 】

図 5 は、第 2 の実施形態を示す。この実施形態は、先端の撮像手段の自走部 2 をなくして通常のゾンデ式小腸スコープの先端と同様に、ゾンデ式カプセル 2 2 を設けると共に、撮像手段にバルーン 2 c のみを設けた簡単な構成とした。これによりポンプ 1 3 も不用となり全体として小型・軽量化が図れる。

40

【 0 0 3 0 】

この実施形態では、自走手段がないため、小腸の蠕動運動のみを用いて小腸内に挿入し、検査は第 1 の実施形態と同様に抜去時に行う。

【 0 0 3 1 】

この実施形態によれば、第 1 の実施形態の (1) , (2) と同様な効果が得られるとともに、構成が簡単になるという効果がある。

【 0 0 3 2 】

50

なお、撮像手段として、CCDの代わりに超音波振動子や核磁気共鳴用のコイルとして断層像を得るようにしてもよい。この時には照明ランプが不要となり消費電力は大幅に低減できる。また、断層像を得ることにより、深部の病変部位を見つけることも可能となる。

【0033】

図6～図8は第3の実施形態を示す。この実施形態は、大腸の検査に用いた例であり、第1の実施形態と同一構成部分は同一番号を付して説明を省略する。

【0034】

図7に示すように、カプセル内視鏡30は、撮像部31、固定部32、制御部33、電源部5からなり、それぞれがケーブル6により接続されている。撮像部31には、CCD15、このCCD15を駆動する駆動回路16及び管腔内を照明する照明ランプ17が設けられている。さらに、撮像部31には重力方向を検出する重力センサ34が設けられている。

10

【0035】

図8に示すように、前記固定部32には、径方向に膨張するバルーン35及び撮像部31と固定部32を接続しているケーブル6を巻き取るケーブル巻回手段26及びその駆動源としてモータ37が設けられている。

【0036】

また、制御部33には、第1の実施形態と同様に映像信号合成回路18、ランプ駆動回路19及びテレメトリー回路20が設けられている。さらに、モータ駆動回路38が設けられている。また、映像信号を記録するフレームメモリ39が設けられている。

20

【0037】

一方、体外にはテレメトリー受信回路40が設けられ、これは前記重力センサ34からの信号を受信し、ベッド駆動回路41によりベッド42の姿勢を制御するように構成されている。

【0038】

すなわち、ベッド42は、図9の変形例1に示すように、フレーム43に対してベッド駆動部44を介して支持されており、ベッド42は前後方向および左右方向に傾倒自在であり、患者Xの体位を任意の方向に変更できるようになっている。さらに、ベッド42にはカプセル内視鏡30からの信号を受信する受信回路45が設けられ、この受信回路45は、撮像部31により得られる内視鏡像と重力センサ34により得られる重力方向が入力されるようになっている。

30

【0039】

内視鏡像は画像処理部46を介して演算部47に入力され、重力センサ34による重力方向は重力方向検出部48を介して演算部47に入力され、演算部47は、内視鏡像と重力方向からベッド42の姿勢を算出し、ベッド駆動制御部49によって前記ベッド駆動部44を駆動してベッド42を前後方向および左右方向に傾倒するようになっている。

【0040】

次に、前述のように構成されたカプセル内視鏡30の作用について説明する。図6(a)に示すように、肛門から挿入されたカプセル内視鏡30は固定部32が直腸壁に固定される。このとき、固定用のバルーン35よりも前方に生食水を十分に注入しておく。ここで、撮像部31には錘(図示しない)が設けられており、重力方向に向かって撮像部31が移動していく。

40

【0041】

そして、撮像部31により得られる内視鏡像と重力方向のデータよりベッド42の姿勢を制御する。例えば、内視鏡像で、左方向が管腔で、重力方向が下方向であれば、ベッド42を横方向に傾倒し、重力方向と管腔方向とを一致させる。すなわち、同図(b)のように、ベッド駆動制御部49によって前記ベッド駆動部44を駆動してベッド42を前後方向および左右方向に傾倒することにより、患者体位を変更し、S字状結腸を通過させる。さらに、体位を制御して同図(c)、(d)のように横行結腸、上行結腸へと挿入して

50

いく。挿入しながら内視鏡像をフレームメモリ 39 に記録しておく。

【0042】

この実施形態によれば、次のような効果が得られる。

【0043】

(1) 重力を利用して挿入することから装置が簡単にできる。

【0044】

(2) ケーブル巻回手段を設けたことにより、抜去が容易になり術者の手間が省ける。

【0045】

(3) メモリを内蔵としたことにより記録が残せる。また、後でゆっくり観察ができる。

【0046】

(4) 自動的に挿入できるので大腸の集団検診等にも利用でき、術者が少なくても同時に検査が可能である。

【0047】

なお、本実施形態では重力を利用したが、第1の実施形態と同様に自走手段を設けてもよい。この場合、大腸はもちろん、小腸までも挿入することも可能である。この結果として、小腸に閉塞があり、回腸末端を観察したい場合に有効である。また、装置全体が腸内に入っていることから患者を拘束する度合いが低く患者の負担を軽減できる。

【0048】

図10は、第3の実施形態の変形例2を示し、X線像によってカプセル内視鏡30の進行方向を検出するようにしたものである。すなわち、ベッド42の上方にはX線装置50が設けられ、このX線装置50からの画像信号はX線画像処理部51を介して前記演算部47に入力されるようになっている。

【0049】

図11は、円筒状圧電素子52を備えたカプセル内視鏡53を示し、カプセル内視鏡53の前端部には対物レンズ54が設けられ、この対物レンズ54に対向してCCD55が設けられている。CCD55はプロセル回路56を介して発信回路57に接続され、この発信回路57には重力センサ58から重力方向が入力されている。このカプセル内視鏡53によれば、円筒状圧電素子52によってカプセル内視鏡53に加振させて管腔への挿入性を向上させることができる。

【0050】

なお、ベッド42に圧電素子等の加振手段を設けてもよく、ベッド駆動部44に集束強力超音波発生手段を設けてカプセル内視鏡53を加振させてもよい。

【0051】

図12は、管腔内を自走する走行装置の開示例1を示すもので、前部部材61と後部部材62とは外圧型の伸縮自在なペローズ63によって連結されている。前部部材61と後部部材62には後方に折曲した脚61a, 62aが設けられ、後部部材62にはバッテリー64が設けられている。

【0052】

前記ペローズ63の内部にはファイバー状のメカノケミカル65と電解質溶液66が充填されている。メカノケミカル65の両端には電極67が設けられ、通電可能になっており、通電方向を切り替えることで、伸長・収縮が可能に構成されている。

【0053】

さらに、前部部材61には後方に突出する2つの電極板68a, 68bが並設され、後部部材62には前方に突出し、前記2つの電極板68a, 68b間に介入されるマグネットからなる接触板69が設けられ、スイッチ70を構成している。

【0054】

この場合、図13(a)に示すように、バッテリー64を2個を用い、スイッチ70を1個にしてもよく、同図(b)に示すように、バッテリー64を1個とし、スイッチ70を2個にして切り替えるようにしてもよい。

【0055】

10

20

30

40

50

次に、このように構成された走行装置の作用について説明する。図12(a)に示すように、初期状態ではペローズ63が伸長しており、接触板69は下方の電極板68bに接触してメカノケミカル65は収縮する方向に通電される。

【0056】

したがって、同図(b)に示すように、メカノケミカル65は収縮し、ペローズ63は収縮する。このとき、接触板69は下方の電極板68bをスライドしていくが、一定距離以上進むと、下方の電極板68bから離れ、磁気力によって上方の電極板68aに接触する。

【0057】

これによって通電方向が切り替わり、同図(c)に示すように、メカノケミカル65は伸長を始める。したがって、ペローズ63は伸長する。このとき、接触板69は上方の電極板68aをスライドしていくが、一定距離以上進むと、上方の電極板68aから離れ、磁気力によって下方の電極板68bに接触し、同図(a)に戻る。このような作用を繰り返すことにより、走行装置は、脚61a, 62aによって管腔の内壁を蹴りながら前進する。

10

【0058】

なお、前記メカノケミカル65の代わりに液晶アクチュエータデバイスを用いてもよく、また、図14に示すように、後部部材62にケーブル71を接続し、ケーブル71の先端のメインスイッチ72によって走行・停止・装置の回収を行うように構成してもよい。

【0059】

この実施形態によれば、前部部材61、後部部材62の駆動部自身の動きによってスイッチング制御されるため、制御機構が簡略化できるという効果がある。

20

【0060】

図14は、管腔内を自走する走行装置の開示例2を示すもので、前部部材73と後部部材74とは内圧型の伸縮自在なペローズ75によって連結されている。前部部材73と後部部材74には後方に傾斜した斜毛脚73a, 74aが設けられ、後部部材74にはバッテリー76が設けられている。

【0061】

前記ペローズ75の内部にはバッテリー76により通電可能であるとともに、伸長方向に記憶されたSMA(形状記憶合金: shape memory alloy)スプリング77が設けられ、この端部は前部部材73と後部部材74に連結されている。さらに、ペローズ75の山状部の互いに対向する側面には接離自在なスイッチ78が設けられている。

30

【0062】

次に、このように構成された走行装置の作用について説明する。図15(a)に示すように、スイッチ78は接触しているため、SMAスプリング77は通電加熱され、SMAスプリング77は通電加熱されるため、SMAスプリング77が変態点温度以上になると、同図(b)に示すように、SMAスプリング77は伸長し、ペローズ75も伸長する。

【0063】

したがって、前部部材73が前方に進み、ペローズ75が伸長することにより、スイッチ78が離れてSMAスプリング77は断電され、SMAスプリング77は次第に冷却される。SMAスプリング77が変態点温度以下になると、同図(c)に示すように、ペローズ75の収縮方向に作用するばね力によってSMAスプリング77が収縮する。したがって、後部部材74が前方に進み、同図(a)に戻る。このような作用を繰り返すことにより、走行装置は、斜毛脚73a, 74aによって管腔の内壁を蹴りながら前進する。

40

【0064】

なお、図16に示すように、走行装置に内視鏡79を搭載することにより、管腔内を観察しながら自走でき、内視鏡79に代わって前部部材73にCCDを搭載してもよい。また、ペローズ75に設けたスイッチ78に代わってペローズ75の外部に収縮時に接し、伸長時に離れるスイッチ80を設けてもよい。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 6 5 】

【 図 1 】 この発明の第 1 の実施形態を示し、カプセル内視鏡を体腔内に挿入した状態図。

【 図 2 】 同実施形態のカプセル内視鏡の側面図および正面図。

【 図 3 】 同実施形態のカプセル内視鏡の構成を示すブロック図。

【 図 4 】 同実施形態の作用説明図。

【 図 5 】 この発明の第 2 の実施形態を示し、カプセル内視鏡を体腔内に挿入した状態図。

【 図 6 】 この発明の第 3 の実施形態を示し、カプセル内視鏡を体腔内に挿入した状態図。

【 図 7 】 同実施形態のカプセル内視鏡の側面図および正面図。

【 図 8 】 同実施形態のカプセル内視鏡の構成を示すブロック図。

【 図 9 】 同実施形態の変形例 1 を示す全体の構成図。

【 図 1 0 】 同実施形態の変形例 2 を示す全体の構成図。

【 図 1 1 】 同変形例のカプセル内視鏡の縦断側面図。

【 図 1 2 】 走行装置の開示例 1 の縦断側面図。

【 図 1 3 】 同開示例の回路図。

【 図 1 4 】 走行装置の開示例 1 の変形例を示す縦断側面図。

【 図 1 5 】 走行装置の開示例 2 の縦断側面図。

【 図 1 6 】 走行装置の開示例 2 の変形例を示す縦断側面図。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 6 】

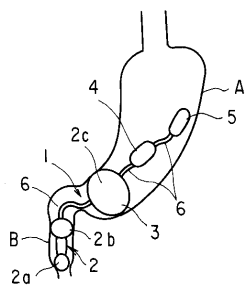
1 ... カプセル内視鏡、 1 5 ... C C D (固体撮像素子)、 1 7 ... 照明ランプ、 1 8 ... 映像信号合成回路、 2 0 ... テレメトリー回路

10

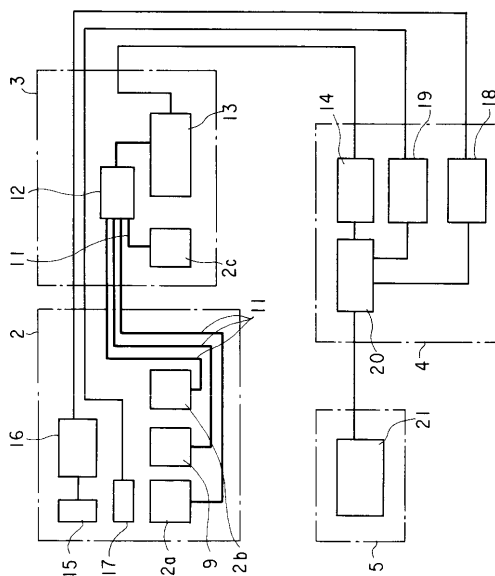
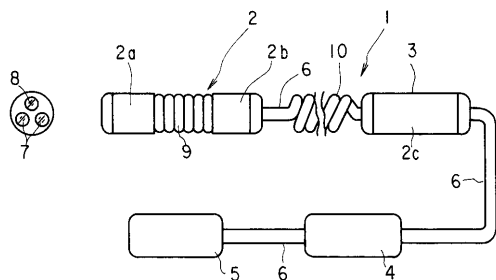
20

【 図 1 】

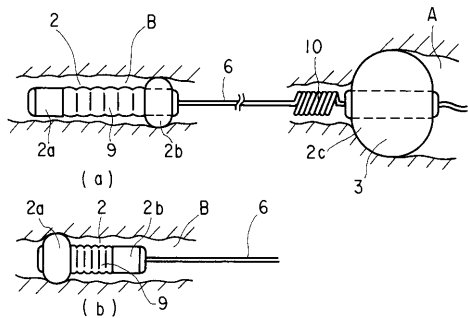
【 図 3 】



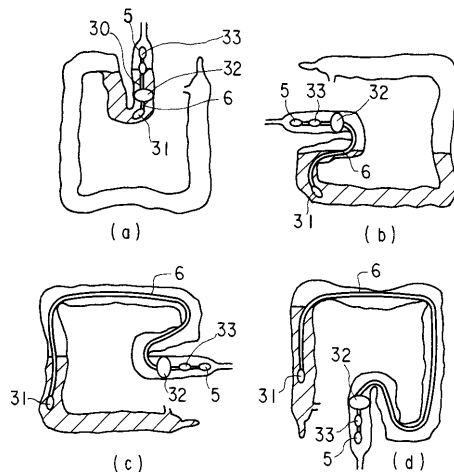
【 図 2 】



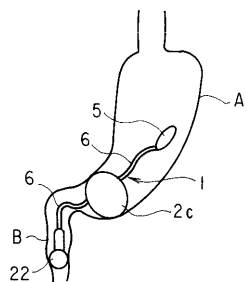
【 図 4 】



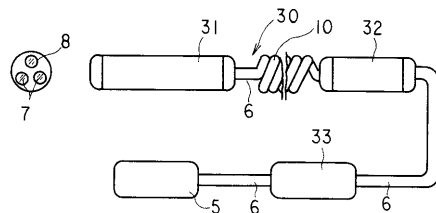
【 図 6 】



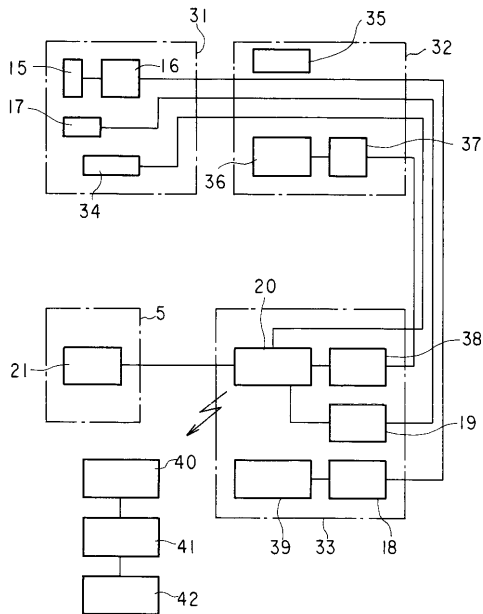
【 図 5 】



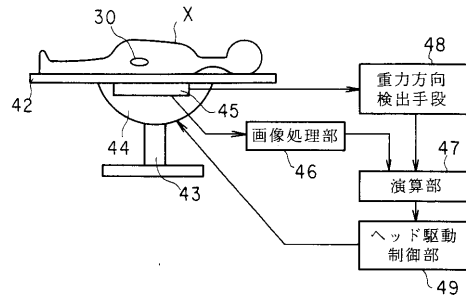
【 図 7 】



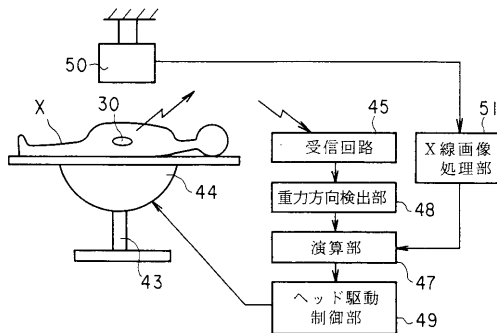
【 図 8 】



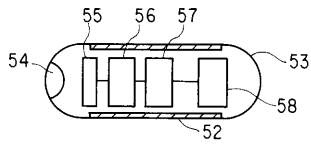
【 図 9 】



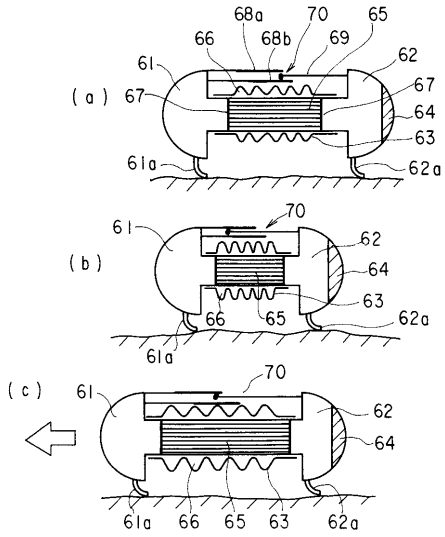
【 図 10 】



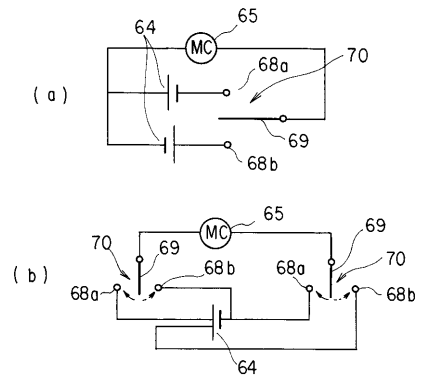
【 図 1 1 】



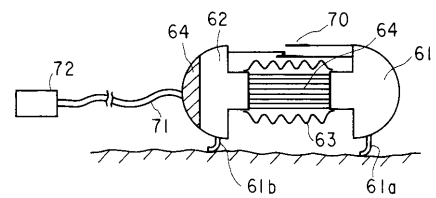
【 図 1 2 】



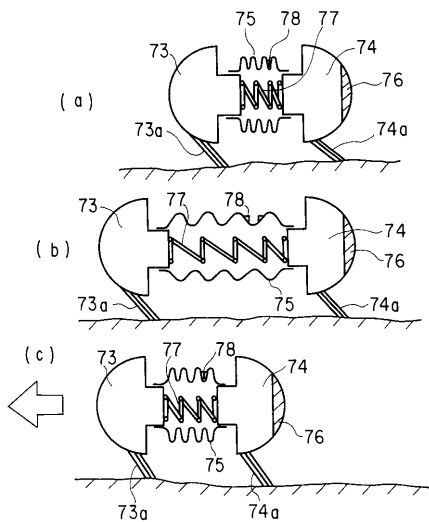
【 図 1 3 】



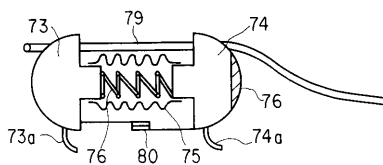
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



フロントページの続き

- (72)発明者 植田 康弘
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス株式会社内
- (72)発明者 関根 竜太
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス株式会社内
- (72)発明者 森山 宏樹
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス株式会社内
- (72)発明者 藤澤 豊
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス株式会社内

Fターム(参考) 4C061 AA03 CC06 DD10 GG25 JJ19 LL02 NN03 NN07 UU06 UU08
YY02 YY12

专利名称(译)	胶囊内窥镜		
公开(公告)号	JP2004073887A	公开(公告)日	2004-03-11
申请号	JP2003382792	申请日	2003-11-12
[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		
[标]发明人	竹端 榮 植田 康弘 関根 竜太 森山 宏樹 藤澤 豊		
发明人	竹端 榮 植田 康弘 関根 竜太 森山 宏樹 藤澤 豊		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.C A61B1/00.610		
F-TERM分类号	4C061/AA03 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/GG25 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/NN03 4C061/NN07 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/YY02 4C061/YY12 4C161/AA03 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF15 4C161/FF17 4C161/GG25 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/NN07 4C161/UU06 4C161/UU08 4C161/YY02 4C161/YY12		
代理人(译)	河野 哲		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种胶囊内窥镜，该胶囊内窥镜能够减轻患者的负担而在检查期间不束缚患者的嘴，鼻子等。插入到用于观察体内的体腔中的胶囊型内窥镜，用于照亮体内的照明灯17，用于观察体内的固态成像装置15以及固态成像。使用由元件15获得的信号作为视频信号的视频信号合成电路18，以及通过视频信号合成电路18获得的视频信号从身体内部发送到外部，并且控制信号从身体外部接收到照明灯。提供遥测电路20以使其能够闪烁17并且控制固定图像拾取装置15的驱动。[选择图]图3

