

(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2008-200213

(P2008-200213A)

(43) 公開日 平成20年9月4日(2008.9.4)

(51) Int.Cl.		F 1		テーマコード (参考)
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B	5/07	(2006.01)	A 6 1 B 5/07	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2007-38604 (P2007-38604)
 (22) 出願日 平成19年2月19日 (2007.2.19)

(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4番2号
 (74) 代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

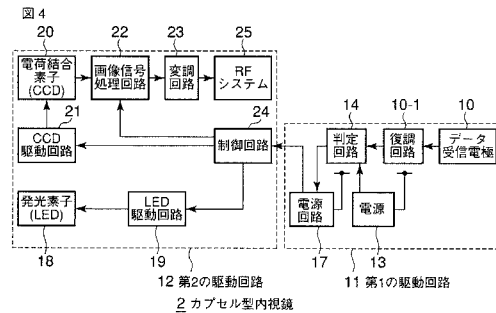
(54) 【発明の名称】 被検体内情報取得システム

(57) 【要約】

【課題】無駄な電力消費を抑制しつつ観察者が必要な被検体内情報を得ること。

【解決手段】被検体内に導入されて被検体情報を得るカプセル型内視鏡と、被検体外に配置されてカプセル型内視鏡で得られた被検体情報を取得する体外機と、からなる被検体内情報取得システムであって、カプセル型内視鏡は、電源13と、体外機からの信号を受信する第1の駆動回路11と、被検体内部の情報を得る第2の駆動回路12と、体外機からの信号に基づいて、電源13からの電力供給を第1の駆動回路11から第2の駆動回路12に切り替える切り替え手段(判定回路14)と、を具備する。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に導入されて被検体情報を得るカプセル型内視鏡と、
被検体外に配置されて前記カプセル型内視鏡で得られた被検体情報を取得する体外機と、
からなる被検体内情報取得システムであって、
前記カプセル型内視鏡は、
電源と、
前記体外機からの信号を受信する第 1 の駆動回路と、
前記被検体内部の情報を得る第 2 の駆動回路と、
前記体外機からの信号に基づいて、前記電源からの電力供給を前記第 1 の駆動回路から
前記第 2 の駆動回路に切り替える切り替え手段と、
を具備することを特徴とする被検体内情報取得システム。

10

【請求項 2】

前記切り替え手段は、前記カプセル型内視鏡の前記第 1 の駆動回路内に設けられ、前記体外機からの信号が所望の信号であるか否かを判定する判定回路であり、該判定回路は、所望の信号が得られたときに、前記電源からの電力供給を前記第 1 の駆動回路から前記第 2 の駆動回路に切り替えることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内情報取得システム。

【請求項 3】

前記判定回路は、前記体外機からの信号の電圧値が閾値を超えたか否かを判定し、当該信号の電圧値が閾値を超えた場合に、前記電源からの電力供給を前記第 1 の駆動回路から前記第 2 の駆動回路に切り替えることを特徴とする請求項 2 に記載の被検体内情報取得システム。

20

【請求項 4】

前記判定回路は、前記体外機からの信号の立ち上がり数をカウントし、当該カウント数が所定の数であった場合に、前記電源からの電力供給を前記第 1 の駆動回路から前記第 2 の駆動回路に切り替えることを特徴とする請求項 2 に記載の被検体内情報取得システム。

【請求項 5】

前記判定回路はさらに前記体外機からの信号を周波数フィルタリングする周波数フィルタを有し、所望の周波数の信号が受信された場合に、前記電源からの電力供給を前記第 1 の駆動回路から前記第 2 の駆動回路に切り替えることを特徴とする請求項 2 に記載の被検体内情報取得システム。

30

【請求項 6】

前記第 2 の駆動回路の動作により消費される電力は、前記第 1 の駆動回路 1 1 の動作により消費される電力よりも大きいことを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 つに記載の被検体内情報取得システム。

【請求項 7】

前記体外機は、少なくとも前記被検体の表面の一部に接触可能に設けられた電極と、信号を変調して前記電極に印加する変調回路とを備え、

前記カプセル型内視鏡は、表面に設けられた電極と、当該電極に供給される前記体外機からの信号の変化に基づいて復調を行う復調手段とを備える、ことを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 つに記載の被検体内情報取得システム。

40

【請求項 8】

前記カプセル型内視鏡の表面に形成される電極は 1 極または 2 極方式で設けられていることを特徴とする請求項 7 に記載の被検体内情報取得システム。

【請求項 9】

前記カプセル型内視鏡の表面に形成される電極は、少なくとも撮像観察窓部以外の位置に設けられていることを特徴とする請求項 7 に記載の被検体内情報取得システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

50

本発明は被検体内情報取得システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

現在、内視鏡の分野において、以下に示す特許文献1のような飲み込み型のカプセル型内視鏡が実用化されている。このカプセル型内視鏡は、撮像機能と無線通信機能とを備える。カプセル型内視鏡は、まず、被検体内の観察のために被検体の口から飲み込まれた後、自然排出されるまでの間、体腔内例えば胃、小腸などの臓器内部をその蠕動運動に従って移動しながら、撮像機能により順次体内の撮像を行う。体腔内を移動する間、カプセル型内視鏡によって体内で撮像された画像データは、被写体情報として無線機能により順次外部に送信され、外部に設けられたメモリに蓄積される。

10

【特許文献1】特開2005-246099

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、上記した特許文献1に記載の発明においては、被検体に導入されてから被検体の口から自然排出されるまでの間、順次撮像を行っている間その間継続した電力の供給が必要であり、被検対象箇所以外で無駄な電力を消費してしまう。

【0004】

本発明はこのような課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは、無駄な電力消費を抑制しつつ観察者が必要な被検体内情報を得ることができる被検体内情報取得システムを提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記の目的を達成するために、本発明の第1の態様は、被検体内に導入されて被検体情報を得るカプセル型内視鏡と、被検体外に配置されて前記カプセル型内視鏡で得られた被検体情報を取得する体外機と、からなる被検体内情報取得システムであって、前記カプセル型内視鏡は、電源と、前記体外機からの信号を受信する第1の駆動回路と、前記被検体内部の情報を得る第2の駆動回路と、前記体外機からの信号に基づいて、前記電源からの電力供給を前記第1の駆動回路から前記第2の駆動回路に切り替える切り替え手段と、を具備する。

30

【0006】

また、本発明の第2の態様は、第1の態様において、前記切り替え手段は、前記カプセル型内視鏡の前記第2の駆動回路内に設けられ、前記体外機からの信号が所望の信号であるか否かを判定する判定回路であり、該判定回路は、所望の信号が得られたときに、前記電源からの電力供給を前記第1の駆動回路から前記第2の駆動回路に切り替える。

【0007】

また、本発明の第3の態様は、第2の態様において、前記判定回路は、前記体外機からの信号の電圧値が閾値を超えたか否かを判定し、当該信号の電圧値が閾値を超えた場合に、前記電源からの電力供給を前記第1の駆動回路から前記第2の駆動回路に切り替える。

【0008】

また、本発明の第4の態様は、第2の態様において、前記判定回路は、前記体外機からの信号の立ち上がり数をカウントし、当該カウント数が所定の数であった場合に、前記電源からの電力供給を前記第1の駆動回路から前記第2の駆動回路に切り替える。

40

【0009】

また、本発明の第5の態様は、第2の態様において、前記判定回路はさらに前記体外機からの信号を周波数フィルタリングする周波数フィルタを有し、所望の周波数の信号が受信された場合に、前記電源からの電力供給を前記第1の駆動回路から前記第2の駆動回路に切り替える。

【0010】

また、本発明の第6の態様は、第1から第5の態様のいずれか1つにおいて、前記第2

50

の駆動回路の動作により消費される電力は、前記第 1 の駆動回路 1 1 の動作により消費される電力よりも大きい。

【 0 0 1 1 】

また、本発明の第 7 の態様は、第 1 から第 6 のいずれか 1 つに記載の態様において、前記体外機は、少なくとも前記被検体の表面の一部に接触可能に設けられた電極と、信号を変調して前記電極に印加する変調回路とを備え、前記カプセル型内視鏡は、表面に設けられた電極と、当該電極に供給される前記体外機からの信号の変化に基づいて復調を行う復調手段とを備える。

【 0 0 1 2 】

また、本発明の第 8 の態様は、第 7 の態様において、前記カプセル型内視鏡の表面に形成される電極は 1 極または 2 極方式で設けられている。

10

【 0 0 1 3 】

また、本発明の第 9 の態様は、第 7 の態様において、前記カプセル型内視鏡の表面に形成される電極は、少なくとも撮像観察窓部以外の位置に設けられている。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、体外機からの信号に基づいて、電源からの電力供給を第 1 の駆動回路から第 2 の駆動回路に切り替えるようにしたので、無駄な電力消費を抑制しつつ観察者が必要な被検体内情報を得ることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

20

【 0 0 1 5 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。図 1 は、本実施形態にかかる被検体内情報取得システムの概念図である。図 1 に示すように、本発明の一実施形態に係る被検体内情報取得システムは、被検体 1 の口から飲み込まれることによって体腔内に導入され被検体 1 の体内情報を収集するカプセル型内視鏡 2 と、被検体 1 の体外に配置されて被検体 1 の体腔内に導入されたカプセル型内視鏡 2 との間で各種の情報を通信する体外装置である通信装置 3 とを備えている。また、被検体内情報取得システムはさらに、通信装置 3 が受信したデータに基づいて画像表示を行う表示装置 4 と、通信装置 3 と表示装置 4 間でデータの入出力を行う携帯型記録媒体 5 とを備えている。

【 0 0 1 6 】

30

以下に図 2 を参照して、被検体 1 の体外に配置され、被検体 1 の体腔内に導入されたカプセル型内視鏡 2 との間で各種の情報を通信する通信装置 3 の構成について詳細に説明する。通信装置 3 は図 2 に示すように、少なくとも電源 6 と電源 6 の電圧を安定化させる電圧調整回路 7 を有し、例えば図 3 に示すようにパルス信号で構成され、発振回路 8 と変調回路 8 - 1 によってヘッダ部 1 0 0 - 1 とデータ部 1 0 0 - 2 とから構成されるトリガー信号 1 0 0 を生成し、そのトリガー信号を送信するデータ送信電極 9 とを有する。

【 0 0 1 7 】

次に図 4 を参照して、カプセル型内視鏡 2 の構成について詳細に説明する。図 4 に示すように被検体 1 の体腔内に導入されるカプセル型内視鏡 2 は、第 1 の駆動回路 1 1 と第 2 の駆動回路 1 2 とから構成される。第 1 の駆動回路 1 1 は、体外の通信装置 3 から送信されたトリガー信号を受信するデータ受信電極 1 0 と、このデータ受信電極 1 0 に供給される通信装置 3 からの信号に基づいて復調を行う復調回路 1 0 - 1 と、復調した信号が所望の信号か否かを判定する判定回路 1 4 と、第 1 の駆動回路 1 1、第 2 の駆動回路 1 2 それぞれに動作電力を供給する電源 1 3 と、電源回路 1 7 とを備えている。

40

【 0 0 1 8 】

判定回路 1 4 は図 5 に示すように、フィルタ、カウンタ、コンパレータ等で構成される波形比較回路 1 5 と、スイッチ回路 1 6 とを備えている。波形比較回路 1 5 はデータ受信電極 1 0 を介して受信したトリガー信号を所定のデータ信号と比較し、両方の信号が合致した場合に、スイッチ回路 1 6 を ON にする。これによって電源回路 1 7 を介してバッテリー 1 3 から動作電力が供給されて第 2 の駆動回路 1 2 が起動される。

50

【0019】

第2の駆動回路12は、例えば被検体1の体腔内における被検部位を照射するための発光を行う発光素子であるLED18と、このLED18の駆動状態を制御するLED駆動回路19と、LED18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）を取得する電荷結合素子（以下CCDと呼ぶ）20と、CCD20の駆動状態を制御するCCD駆動回路21と、CCD20により撮像された画像信号に処理を施す画像信号処理回路22と、処理された画像信号を変調する変調回路23と、変調された画像信号を無線伝送あるいは人体通信を利用して体外に設置された通信装置3に送信するRFシステム25と、LED駆動回路19、CCD駆動回路21、画像信号処理回路22及び変調回路23の動作を制御する制御手段としての制御回路24とを備える。

10

【0020】

以下に、被検体1の体外に配置された通信装置3と、被検体1内に導入されたカプセル型内視鏡2との間で行われる人体通信について説明する。人体通信では、通信装置3の被検体1の体表面の少なくとも一部と接して配置可能なデータ送信電極9と、被検体1内に導入され被検体内の体壁面と接するようカプセル型内視鏡2の表面（少なくともその一部）に配置されるデータ受信電極間とで信号の伝送を行うものである。

【0021】

図6(a)及び図6(b)は、データ受信電極10の構成例を示している。図6(a)はカプセル型内視鏡2の観察窓26を除く部分にデータ受信電極10を設けた例を示している。この場合、電極の面積を大きくすることにより、臓器内壁との接触面積が大きくなり、安定的な通信が実現できる。また、図6(b)に示すように、2極方式の電極構成を用いてもよい。2極方式の電極構成を用いた場合、1極方式のものよりも通信がより安定化するという利点がある。

20

【0022】

次に、本実施形態に係る被検体内情報取得システムを用いた被検体内情報の取得方法について図7～図10を参照して説明する。本実施形態では、被検体1の体表面の一部と接触しているデータ送信電極9と、被検体1内部を移動するカプセル型内視鏡2との間の距離を、カプセル型内視鏡2のデータ受信電極10を介して受信される信号の電圧レベルに対応付けて考える。

【0023】

例えば、図7に示すように、データ送信電極9が被検体1の体表面に固定され、カプセル型内視鏡2が被検体1の被検部位である胃の中にあるときに、データ送信電極9から胃までの距離を r とすると、距離 r はカプセル型内視鏡2の移動量によって決定される。この距離 r に対応する電圧レベルを、判定回路14内部の波形比較回路15を構成するコンパレータの閾値電圧として設定する。図8はこのような閾値電圧の一例を示しており、閾値100-3として示されている。

30

【0024】

カプセル型内視鏡2が蠕動運動に従って移動して被検部位である胃の近傍に到達し、データ送信電極9とデータ受信電極10との距離が距離 r 以内となったときにデータ受信電極10により受信される伝播電圧が判定回路14内で設定したスレッシュホールド電圧を超える。このときに電圧値をコンパレータによって比較し、更に周波数や波形立ち上がりエッジのカウント等による比較正誤判定を行う。データ送信電極9とデータ受信電極10との距離が距離 r 以内となる波形の比較正誤判定が正となるため、このとき、スイッチ回路16により電源13からの電力の供給を第1の駆動回路11から第2の駆動回路12に切り替えて第2の駆動回路12を起動させる。第2の駆動回路12は、CCD20により被検体1の体腔内を順次撮影しながら画像データを体外の通信装置3に送信する。このようにして通信装置3は被検体1内の情報を収集することができる。

40

【0025】

なお、第2の駆動回路12の動作により消費される電力は、第2の駆動回路12で被検体1の撮影を行うため、第1の駆動回路11の動作により消費される電力よりも大きくな

50

っている。

【 0 0 2 6 】

カプセル型内視鏡 2 が被検体 1 の体腔内を蠕動運動によりさらに移動して送信電極 9 から遠ざかると、送信電極 9 とデータ受信電極 1 0 との距離が距離 r よりも大きくなり、これによってデータ受信電極 1 0 により受信される伝播電圧が判定回路 1 4 内で設定したスレッシュホールド電圧以下となる。この場合には、第 2 の駆動回路 1 2 に供給されている電源 1 3 からの電極の供給をスイッチ回路 1 6 により OFF する。

【 0 0 2 7 】

以下に、上記した被検体内情報の取得方法を図 1 1 のフローチャートを参照してさらに説明する。まず、データ送信電極 9 から胃までの距離 r に対応する電圧値を判定回路 1 4 内部のメモリにあらかじめ記憶する (ステップ S 1)。次に、カプセル型内視鏡 2 のデータ受信電極 1 0 により受信されたトリガー信号 1 0 0 の伝播電圧を測定し (ステップ S 2)、測定した電圧が設定値以上か否かを判断する (ステップ S 3)。ここで NO の場合には、待機状態となりステップ 2 に戻り再度伝播電圧を測定する。カプセル型内視鏡 2 が被検部位である胃に到達してデータ送信電極 9 とデータ受信電極 1 0 との距離が距離 r 以内となると測定電圧値が設定値よりも大きくなるのでステップ S 3 の判断が YES となる。このタイミングで電源 1 3 からの電力供給を第 1 の駆動回路 1 1 から第 2 の駆動回路 1 2 に切り替えて第 2 の駆動回路 1 2 を起動する (ステップ S 4)。次に、トリガー信号 1 0 0 の伝播電圧を再度測定し (ステップ S 5)、測定した電圧が設定値以上か否かを判断する (ステップ S 6)。ここで YES の場合にはステップ S 5 の測定を繰り返す。カプセル型内視鏡 2 が送信電極 9 から遠ざかって送信電極 9 とデータ受信電極 1 0 との距離が距離 r よりも大きくなり電圧値が低下してステップ S 6 の判断が NO になったときに、第 2 の駆動回路 1 2 への電力供給を OFF し (ステップ S 7)、その後、ステップ S 3 に戻る。

【 0 0 2 8 】

なお、上記した実施形態では、データ受信電極 1 0 で受信される信号の電圧値が閾値を超えたか否かにより第 2 の駆動回路 1 2 を ON / OFF させたが、この方法に限定されることはない。例えば図 9 に示すように、図 3 で説明したトリガー信号 1 0 0 のヘッダ部 1 0 0 - 1 の立ち上がりエッジの総数をカウントして当該カウント数が所定の数であるか否かにより第 2 の駆動回路 1 2 を ON / OFF させてもよい。また、図 1 0 に示すように、判定回路 1 4 に周波数フィルタ 2 7 を設けて特定の周波数のみを通すようにしてもよい。この場合、波形比較回路 1 5 は、周波数フィルタ 2 7 により周波数フィルタリングされたトリガー信号 1 0 0 のヘッダ部 1 0 0 - 1 とデータ部 1 0 0 - 2 における周波数と、基準となる周波数とを比較して一致するか否かにより第 2 の駆動回路 1 2 を ON / OFF させる。なお、第 2 の駆動回路 1 2 を ON させるタイミングは、カプセル型内視鏡 2 が被検部位の近傍に到達したと想定されるタイミングと一致するようにする。

【 0 0 2 9 】

本実施形態によれば、被検体 1 の体腔内に導入されたカプセル型内視鏡 2 のデータ受信電極 1 0 と体表面に取り付けられたデータ送信電極 9 との関係に基づいて、すなわち、カプセル型内視鏡 2 が被検部位の近傍に到達したと想定されるタイミングにしたがって、カプセル型内視鏡 2 の撮像を開始するようにしたので、カプセル型内視鏡 2 の電源 1 3 の消費電力を抑えることができる。また、被検部位近傍のみが撮像されて被写体情報として取得されるので、被検部位近傍以外の不必要なデータを取得しないで済むという利点がある。なお、予め複数箇所の被検部位を設定しておき、カプセル型内視鏡 2 がこれら複数の被検部位近傍に到達したと思われるタイミングで第 2 の駆動回路 1 2 を ON するようにしてもよい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 0 】

【 図 1 】 図 1 は、本実施形態にかかる被検体内情報取得システムの概念図である。

【 図 2 】 図 1 に示す通信装置 3 の概略構成を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 3】発振回路 8 で生成されるトリガー信号 100 の構成を示す図である。

【図 4】図 1 に示すカプセル型内視鏡 2 の概略構成を示す図である。

【図 5】図 4 に示す判定回路の第 1 の構成例を示す図である。

【図 6】データ受信電極の一例を示す図である。

【図 7】通信装置とカプセル型内視鏡 2 との距離を算出する方法を説明するための図である。

【図 8】電源からの電力供給を第 1 の駆動回路から第 2 の駆動回路に切り替えるタイミングを決める第 1 の方法を説明するための図である。

【図 9】電源からの電力供給を第 1 の駆動回路から第 2 の駆動回路に切り替えるタイミングを決める第 2 の方法を説明するための図である。

10

【図 10】図 4 に示す判定回路の第 2 の構成例を示す図である。

【図 11】本発明の一実施形態の作用を説明するためのフローチャートである。

【符号の説明】

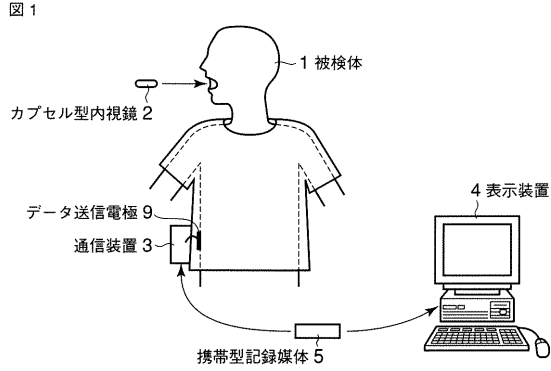
【0031】

- 1 被検体
- 2 カプセル型内視鏡
- 3 通信装置
- 4 表示装置
- 5 携帯型記録媒体
- 6 電源
- 7 電圧調整回路
- 8 発振回路
- 8 - 1 変調回路
- 9 データ送信電極
- 10 データ受信電極
- 11 第 1 の駆動回路
- 12 第 2 の駆動回路
- 13 電源
- 14 判定回路
- 15 波形比較回路
- 16 スイッチ回路
- 100 トリガー信号

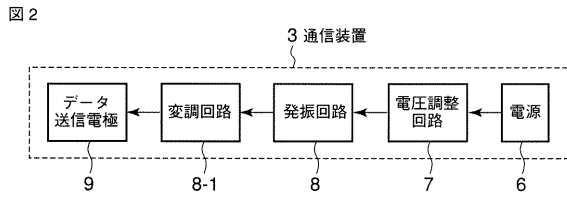
20

30

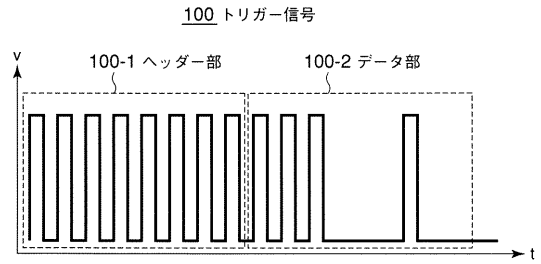
【 図 1 】



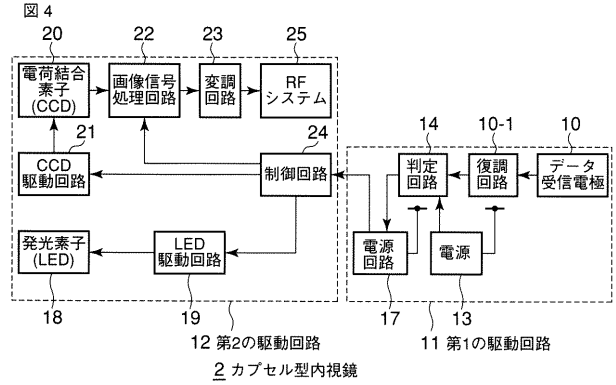
【 図 2 】



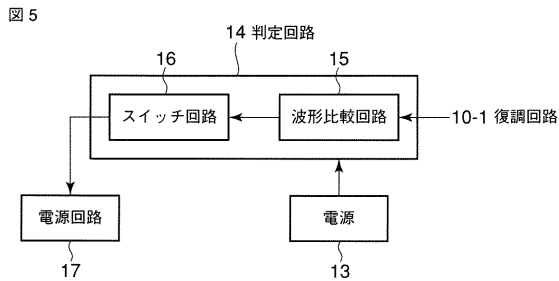
【 図 3 】



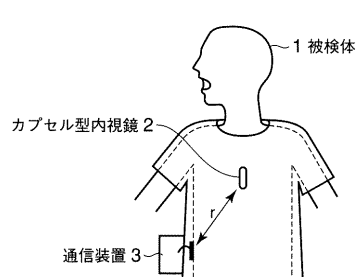
【 図 4 】



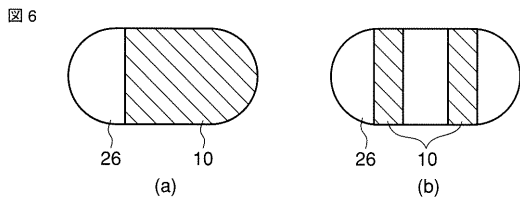
【 図 5 】



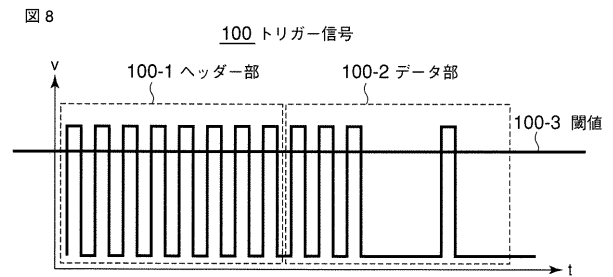
【 図 7 】



【 図 6 】

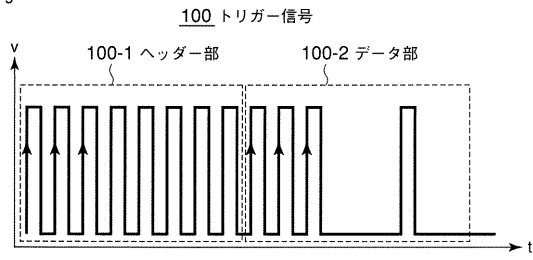


【 図 8 】



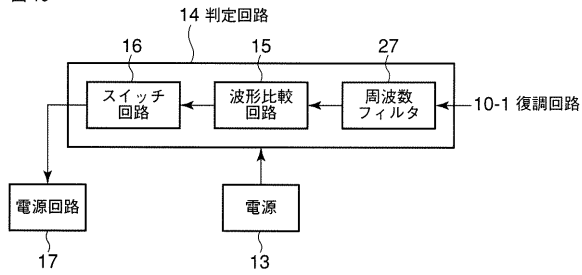
【 図 9 】

図 9



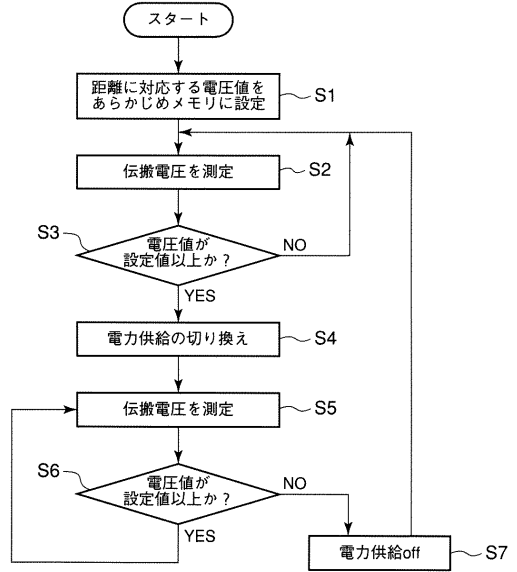
【 図 10 】

図 10



【 図 11 】

図 11



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 大原 仁

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパス株式会社内

Fターム(参考) 4C038 CC03 CC08 CC09

4C061 CC06 NN10

专利名称(译)	受试者内信息获取系统		
公开(公告)号	JP2008200213A	公开(公告)日	2008-09-04
申请号	JP2007038604	申请日	2007-02-19
[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	大原仁		
发明人	大原 仁		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.650 A61B1/00.680 A61B1/00.682 A61B1/00.710 A61B1/045.640		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC08 4C038/CC09 4C061/CC06 4C061/NN10 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/NN10 4C161/UU07		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP5284592B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在抑制不必要的功耗的同时获取观察者所需的体内信息。引入到对象中以获取对象信息的胶囊内窥镜，以及布置在对象外部以获取由胶囊内窥镜获取的对象信息的体外单元。在被检体内信息获取系统中，胶囊型内窥镜包括电源13，从外部单元接收信号的第一驱动电路11，以及获取被检体内的信息的第二驱动电路。参照图12，图11是根据体外单元的信号，从电源13将电源从第一驱动电路11切换到第二驱动电路12的开关单元（判定电路14）。[选择图]图4

