

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5284592号
(P5284592)

(45) 発行日 平成25年9月11日 (2013. 9. 11)

(24) 登録日 平成25年6月7日 (2013. 6. 7)

(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 7 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2007-38604 (P2007-38604)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成19年2月19日 (2007. 2. 19)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2008-200213 (P2008-200213A)		東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号
(43) 公開日	平成20年9月4日 (2008. 9. 4)	(74) 代理人	100088683
審査請求日	平成22年1月7日 (2010. 1. 7)		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
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100092196
			弁理士 橋本 良郎

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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検査対象の部位である被検部位を有する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、

前記被検体の体表面の一部と接するように配設されたデータ送信電極を備え、前記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、

を具備し、

前記カプセル型内視鏡は、

前記被検体内の体壁面と接するよう当該カプセル型内視鏡の表面に配置され、前記体外機の前記データ送信電極との間で信号の伝送を行うデータ受信電極と、

前記データ送信電極から前記被検部位までの距離に対応する、前記データ送信電極からの信号の電圧値を、閾値電圧値として記憶する閾値電圧値記憶部と、

前記体外機の前記データ送信電極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、

少なくとも前記第1の駆動回路に対して電力供給する電源と、

前記電源からの電力供給を制御する制御手段と、

を有し、

前記制御手段は、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、前記データ受信電極によって受信した前記データ送信電極からの信号の電圧値が前記閾値電圧値を超えたか否かを判定し、前記受信した信号の電圧値が前記閾値電圧値を超えた場合に、前

10

20

記電源からの電力供給を前記第 1 の駆動回路に加えて前記第 2 の駆動回路へも行うように制御する

ことを特徴とする被検体内情報取得システム。

【請求項 2】

前記制御手段は、前記データ送信電極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 の駆動回路に加えて前記第 2 の駆動回路へも行うように制御す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】

前記制御手段はさらに前記データ送信電極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 の駆動回路に加えて前記第 2 の駆動回路へも行うように制御す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 4】

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 に記載の被検体内情報取得システム。

【請求項 5】

前記体外機は、信号を変調して前記データ送信電極に印加する変調回路を備え、前記カプセル型内視鏡は、前記データ受信電極に供給される前記データ送信電極からの信号の変化に基いて復調を行う復調手段を備える、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 6】

前記データ受信電極は 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 1 に記載の被検体内情報取得システム。

【請求項 7】

前記データ受信電極は、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 1 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】

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。

【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ので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

10

20

30

40

50

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。

【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、検査対象の部位である被検部位を有する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、前記被検体の体表面の一部と接するように配設されたデータ送信電極を備え、前記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、を具備し、前記カプセル型内視鏡は、前記被検体内の体壁面と接するよう当該カプセル型内視鏡の表面に配置され、前記体外機の前記データ送信電極との間で信号の伝送を行うデータ受信電極と、前記データ送信電極から前記被検部位までの距離に対応する、前記データ送信電極からの信号の電圧値を、閾値電圧値として記憶する閾値電圧値記憶部と、前記体外機の前記データ送信電極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、少なくとも前記第1の駆動回路に対して電力供給する電源と、前記電源からの電力供給を制御する制御手段と、を有し、前記制御手段は、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、前記データ受信電極によって受信した前記データ送信電極からの信号の電圧値が前記閾値電圧値を超えたか否かを判定し、前記受信した信号の電圧値が前記閾値電圧値を超えた場合に、前記電源からの電力供給を前記第1の駆動回路に加えて前記第2の駆動回路へも行うように制御することを特徴とする。

10

【発明の効果】

20

【0014】

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】

【0015】

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。

30

【0016】

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によってヘッダー部100-1とデータ部100-2とから構成されるトリガー信号100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。

40

【0017】

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11と第2の駆動回路12とから構成される。第1の駆動回路11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10と、このデータ受信電極10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10-1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14と、第1の駆動回路11、第2の駆動回路12それぞれに動作電力を供給する電源13と、電源回路17とを備えている。

【0018】

50

判定回路 14 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 15 と、スイッチ回路 16 とを備えている。波形比較回路 15 はデータ受信電極 10 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 16 を ON にする。これによって電源回路 17 を介してバッテリー 13 から動作電力が供給されて第 2 の駆動回路 12 が起動される。

【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 LED 18 と、この LED 18 の駆動状態を制御する LED 駆動回路 19 と、LED 18 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、CCD 20 の駆動状態を制御する CCD 駆動回路 21 と、CCD 20 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。

【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にカプセル型内視鏡 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。

【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。

【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、CCD 20 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。

【 0 0 2 5 】

なお、第 2 の駆動回路 1 2 の動作により消費される電力は、第 2 の駆動回路 1 2 で被検体 1 の撮影を行うため、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くなっている。

【 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 のヘッダー部 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 のヘッダー部 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。

【図 3】発振回路 8 で生成されるトリガー信号 1 0 0 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。 10

【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。

【図 1 0】図 4 に示す判定回路の第 2 の構成例を示す図である。

【図 1 1】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。

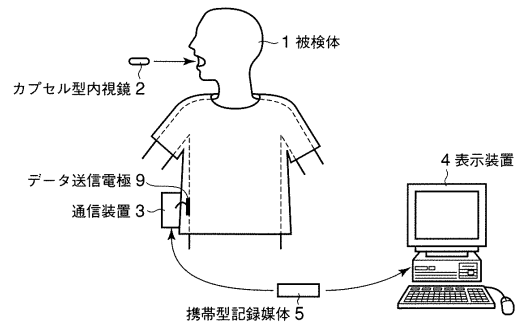
【符号の説明】

【 0 0 3 1 】

- | | | |
|-------|-----------|----|
| 1 | 被検体 | 20 |
| 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 | |
| 1 0 | データ受信電極 | 30 |
| 1 1 | 第 1 の駆動回路 | |
| 1 2 | 第 2 の駆動回路 | |
| 1 3 | 電源 | |
| 1 4 | 判定回路 | |
| 1 5 | 波形比較回路 | |
| 1 6 | スイッチ回路 | |
| 1 0 0 | トリガー信号 | |

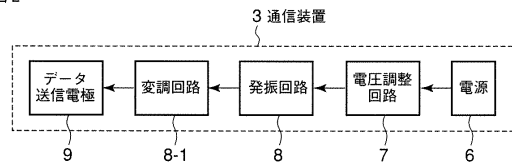
【図 1】

図 1



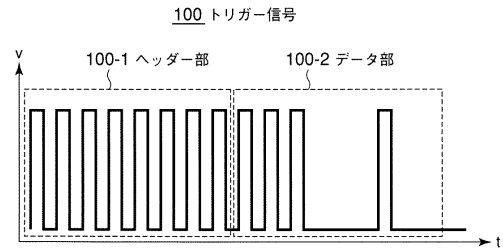
【図 2】

図 2



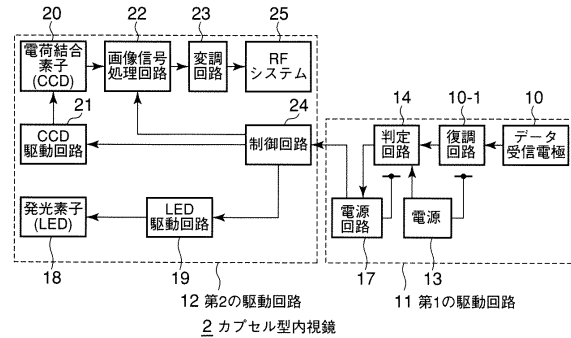
【図 3】

図 3



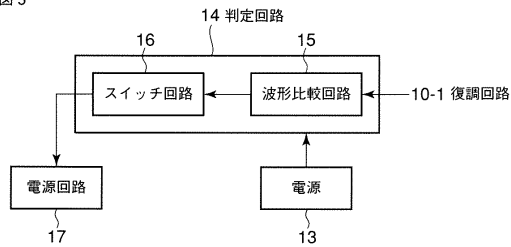
【図 4】

図 4



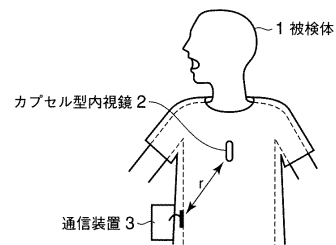
【図 5】

図 5



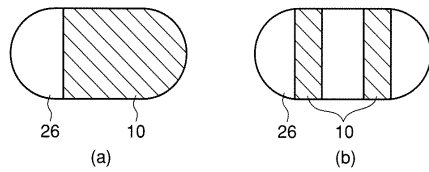
【図 7】

図 7



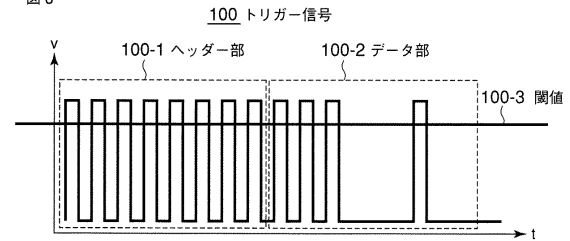
【図 6】

図 6

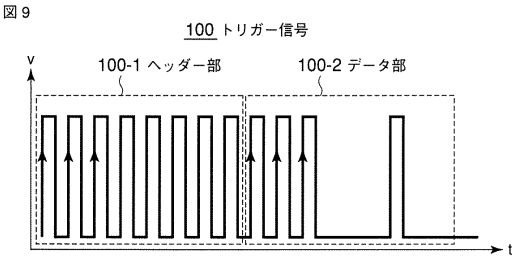


【図 8】

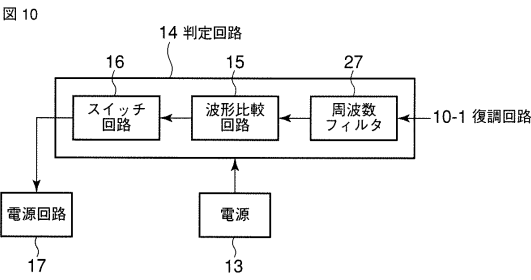
図 8



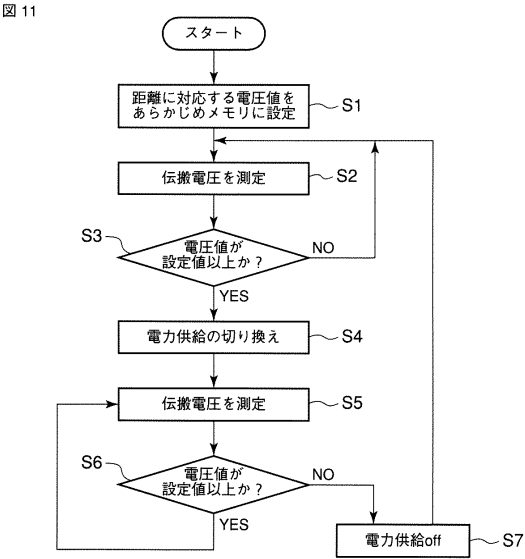
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 大原 仁

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

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 特開2005-103147(JP,A)

特表2006-513001(JP,A)

特開平05-091102(JP,A)

特開2005-080842(JP,A)

特開2005-103146(JP,A)

特開2005-052252(JP,A)

特開2005-319097(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 5/07

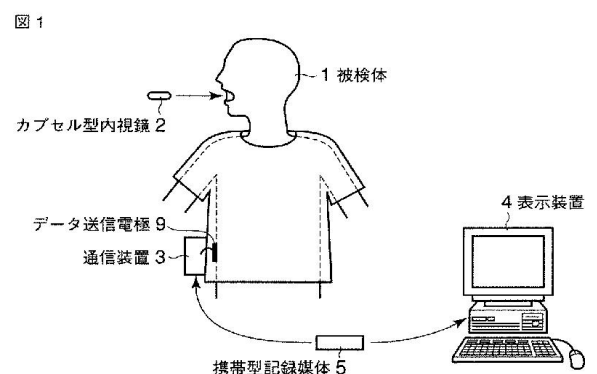
专利名称(译)	受试者内信息获取系统		
公开(公告)号	JP5284592B2	公开(公告)日	2013-09-11
申请号	JP2007038604	申请日	2007-02-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	大原仁		
发明人	大原 仁		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.650 A61B1/00.680 A61B1/00.682 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)	中村诚		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2008200213A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：获取主体内部的必要信息，同时节省无用的功耗。

ŽSOLUTION：被检体内信息获取系统包括：胶囊型内窥镜，其被引入到被检体的身体中以获取其身体内部的信息；以及外部系统，其被放置在被检体外部以获得由位于其体内的胶囊型内窥镜获取的身体内部信息。。胶囊型内窥镜配备有电源13，用于接收来自外部系统的信号的第一驱动电路11，用于获取对象的身体内部的信息的第二驱动电路12，以及开关装置（判断电路14）。根据来自外部系统的信号，从第一和第二驱动电路11和12之间的电源13切换电力供应。Ž

【 图 1 】



【 图 2 】