

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4398204号  
(P4398204)

(45) 発行日 平成22年1月13日(2010.1.13)

(24) 登録日 平成21年10月30日(2009.10.30)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

請求項の数 10 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2003-307111 (P2003-307111)  
 (22) 出願日 平成15年8月29日(2003.8.29)  
 (65) 公開番号 特開2005-73886 (P2005-73886A)  
 (43) 公開日 平成17年3月24日(2005.3.24)  
 審査請求日 平成18年7月11日(2006.7.11)

(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 100089118  
 弁理士 酒井 宏明  
 (72) 発明者 本多 武道  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ  
 リンパス光学工業株式会社内

審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体内導入装置および無線型被検体内情報取得システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内部に導入された状態で使用され、前記被検体内部において所定の機能を実行する被検体内導入装置であって、

前記所定の機能を実行する機能実行手段と、

当該被検体導入装置近傍における pH 値を測定する pH 値測定手段と、

前記 pH 値測定手段の検出結果に基づき前記機能実行手段の駆動状態を制御する駆動制御手段と、

を備え、前記駆動制御手段は変化した前記駆動の状態を保持する駆動状態保持手段を有することを特徴とする被検体内導入装置。

【請求項 2】

前記駆動制御手段は、前記 pH 測定手段で検出される pH 値が所定の閾値以下の値となった際に前記機能実行手段が駆動するよう制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入装置。

【請求項 3】

前記駆動制御手段は、前記 pH 測定手段で検出される pH 値が一度所定の閾値以下の値となり、再び前記閾値を上回る値となった際に前記機能実行手段が駆動するよう制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入装置。

【請求項 4】

前記閾値は、前記被検体内の胃液の水素イオン濃度に基づいて定まる値であることを特

徴とする請求項 2 または 3 に記載の被検体内導入装置。

【請求項 5】

前記 pH 測定手段は、ゲート電極表面上に水素イオン透過膜を備え、該水素イオン透過膜を通過して前記ゲート電極に付着した水素イオンによって生じるゲート電位に基づいて駆動する水素イオン感应性電界効果トランジスタを含んで形成されることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の被検体内導入装置。

【請求項 6】

前記機能実行手段は、  
前記被検体内部を照射する照明光を出力する照明手段と、  
前記被検体内部の画像データを取得する撮像手段と、  
前記撮像手段で得られた画像データを外部に無線送信する無線手段と、  
を少なくとも備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の被検体内導入装置。

10

【請求項 7】

前記被検体内導入装置はカプセル状をなし、前記 pH 測定手段と前記機能実行手段とは前記被検体内導入装置の長手方向の互いに異なる端部に配置されたことを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の被検体内導入装置。

【請求項 8】

被検体内部に導入される被検体内導入装置と、被検体外部に配置され、前記被検体内導入装置によって得られた情報を無線通信手段を介して取得する受信装置とを備えた無線型被検体内情報取得システムであって、

20

前記被検体内導入装置は、  
無線通信機能を含む所定の機能を実行する機能実行手段と、  
当該被検体内導入装置の近傍における水素イオン濃度を検出する pH 値を測定する pH 値測定手段と、

前記 pH 値測定手段の検出結果に基づき前記機能実行手段の駆動状態を制御する駆動制御手段と、

を備え、前記駆動制御手段は変化した前記駆動の状態を保持する駆動状態保持手段を有することを特徴とし、

30

前記受信装置は、  
無線送信された情報を受信する無線受信手段と、  
受信した情報を解析する処理手段と、  
を備えることを特徴とする無線型被検体内情報取得システム。

【請求項 9】

前記駆動制御手段は、前記 pH 測定手段で検出される前記水素イオン濃度が所定の閾値以下となった際に前記機能実行手段が駆動制御するよう制御を行うことを特徴とする請求項 8 に記載の無線型被検体内情報取得システム。

【請求項 10】

前記駆動制御手段は、前記 pH 測定手段で検出される前記水素イオン濃度が一度所定の閾値以下となり、再び閾値よりも大きな値となった際に前記機能実行手段が駆動するよう制御を行うことを特徴とする請求項 8 に記載の無線型被検体内情報取得システム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内部に導入される被検体内導入装置と、被検体外部に配置され、無線送信によって前記被検体内導入装置に対して電力を供給する給電装置とを備えた無線型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】

近年、内視鏡の分野においては、飲込み型のカプセル型内視鏡が登場している。このカ

50

プセル型内視鏡には、撮像機能と無線通信機能とが設けられている。カプセル型内視鏡は、観察（検査）のために患者の口から飲込まれた後、人体から自然排出されるまでの間、体腔内、例えば胃、小腸などの臓器の内部をその蠕動運動に従って移動し、順次撮像する機能を有する。

【 0 0 0 3 】

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、順次無線通信により外部に送信され、外部の受信機内に設けられたメモリに蓄積される。患者がこの無線通信機能とメモリ機能とを備えた受信機を携帯することにより、患者は、カプセル型内視鏡を飲み込んだ後、排出されるまでの期間であっても、自由に行動できる。この後、医者もしくは看護師においては、メモリに蓄積された画像データに基づいて臓器の画像をディスプレイに表示させて診断を行うことができる。

10

【 0 0 0 4 】

かかるカプセル型内視鏡の駆動を制御するため、カプセル型内視鏡内部に外部磁場によってオン・オフするリードスイッチを備えると共に、カプセル型内視鏡を収容するパッケージに磁場供給用の永久磁石を備えた構成が提案されている。すなわち、カプセル型内視鏡内に備わるリードスイッチは、一定強度以上の外部磁場が与えられた環境下ではオフ状態を維持し、外部磁場の強度が低下することによってオンする構造を有する。このため、パッケージ内に収容されている状態ではカプセル型内視鏡は駆動しない一方、カプセル型内視鏡は、パッケージから取り出されることによって永久磁石の影響下から離れ、駆動を開始する。かかる構成を備えることで、カプセル型内視鏡がパッケージ内に収容されている間に駆動を開始することを防止することが可能である（例えば、特許文献1参照。）

20

【 0 0 0 5 】

【特許文献1】国際公開第01/35813号パンフレット

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、上記のようにカプセル型内視鏡の駆動状態を制御する機構を設けた場合であっても、被検体外部におけるカプセル型内視鏡の駆動を必ずしも防止できないという課題が存在する。すなわち、カプセル型内視鏡をパッケージから取り出して被検体内に導入するまでにはある程度の時間を要することから、被検体内に導入されるまでにカプセル型内視鏡が駆動を開始してしまうという課題が存在する。以下、被検体内に導入される前にカプセル型内視鏡が駆動を開始した場合に生じる問題について説明する。

30

【 0 0 0 7 】

まず、被検体内に導入される前にカプセル型内視鏡が駆動を開始することで、診断等に用いることのない無駄な画像データが取得されるという問題を有する。カプセル型内視鏡は、駆動を開始すると共に撮像動作を開始し、得られた画像データの無線送信を開始するよう構成されており、被検体内に導入される前に駆動した場合には、被検体外部で撮像動作等を行うこととなる。

【 0 0 0 8 】

この結果、カプセルを開封してから被検体内に導入されるまでの間に多数の画像データが取得されることとなり、医者等はかかる無駄な画像データを削除した上で診断等を行う必要性が生じる。カプセル型内視鏡の撮像レートは、例えば1秒あたり2枚程度撮像するよう構成されていることから、仮に数十秒程度の短時間であっても、カプセル型内視鏡が被検体外で駆動することで不要な画像データを大量に取得することとなる。従って、かかる無駄な画像データの取得を回避するために、被検体に導入される前にカプセル型内視鏡が駆動を開始することを防止する必要がある。

40

【 0 0 0 9 】

また、かかる不要な画像データの取得を行うには一定量の駆動電力を必要とすることから、被検体外部でカプセル型内視鏡が駆動することで、カプセル型内視鏡内部に蓄積された電力が浪費されることとなる。従って、電力消費の観点からも被検体に導入される前に

50

カプセル型内視鏡の駆動を開始することを防止する必要がある。

【0010】

また、被検体内部に導入された後であっても、カプセル型内視鏡の駆動の開始を遅らせたい場合も存在する。すなわち、例えば被検体内の小腸に関する画像の取得を目的とする場合には、それまでに通過する食道、胃等に関する画像は不要であることから、カプセル型内視鏡が小腸に到達した時点で駆動を開始することが好ましい。すなわち、被検部位に応じて選択的に駆動を開始できるようにしておくことが好適である。従って、より好ましくは、被検体に導入された後であってもすぐには駆動を開始せず、撮像部位に到達してから駆動を開始するカプセル型内視鏡、およびかかるカプセル型内視鏡を用いたシステムの実用化も要請される。

10

【0011】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、駆動を開始するタイミングをあらかじめ設定しうるカプセル型内視鏡等の被検体内導入装置および被検体内導入装置を用いた無線型被検体内情報取得システムを実現することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる被検体内導入装置は、被検体内部に導入された状態で使用され、前記被検体内部において所定の機能を実行する被検体内導入装置であって、前記所定の機能を実行する機能実行手段と、当該被検体導入装置の近傍におけるpH値を検出するpH測定手段と、前記pH測定手段の検出結果に基づき前記機能実行手段の駆動状態を制御する駆動制御手段とを備えたことを特徴とする。

20

【0013】

本発明によれば、pH測定手段の測定結果に基づいて駆動状態を制御する駆動制御手段を備えることとしたため、被検体外部と被検体内部とにおけるpH値の違いまたは被検体内部におけるpH値の違いに基づいて駆動を制御することが可能となり、所望のタイミングで被検体内導入装置の駆動を開始させることが可能である。

【0014】

また、本発明にかかる被検体内導入装置は、上記の発明において、前記駆動制御手段は、前記pH測定手段で検出される前記pH値が所定の閾値以下の値となった際に前記機能実行手段が駆動するよう制御を行うことを特徴とする。

30

【0015】

また、本発明にかかる被検体内導入装置は、上記の発明において、前記駆動制御手段は、前記pH測定手段で検出される前記水素イオン濃度が一度所定の閾値以下の値となり、再び前記閾値を上回る値となった際に前記機能実行手段が駆動するよう制御を行うことを特徴とする。

【0016】

また、本発明にかかる被検体内導入装置は、上記の発明において、前記被検体内の胃液の水素イオン濃度に基づいて定まる値であることを特徴とする。

【0017】

また、本発明にかかる被検体内導入装置は、上記の発明において、前記駆動制御手段は、前記機能実行手段の駆動を開始させた後、前記機能実行手段が駆動し続けるよう制御を行うことを特徴とする。

40

【0018】

また、本発明にかかる被検体内導入装置は、上記の発明において、前記pH測定手段は、ゲート電極表面上に水素イオン透過膜を備え、該水素イオン透過膜を通過して前記ゲート電極に付着した水素イオンによって生じるゲート電位に基づいて駆動する水素イオン感応性電界効果トランジスタを含んで形成されることを特徴とする。

【0019】

また、本発明にかかる被検体内導入装置は、上記の発明において、前記機能実行手段は、前記被検体内部を照射する照明光を出力する照明手段と、前記被検体内部の画像データ

50

を取得する撮像手段と、前記撮像手段で得られた画像データを外部に無線送信する無線手段とを少なくとも備えたことを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

また、本発明にかかる無線型被検体内情報取得システムは、被検体内部に導入される被検体内導入装置と、被検体外部に配置され、前記被検体内導入装置によって得られた情報を無線通信を介して取得する受信装置とを備えた無線型被検体内情報取得システムであって、前記被検体内導入装置は、無線通信機能を含む所定の機能を実行する機能実行手段と、近傍における水素イオン濃度を検出する pH 測定手段と、前記 pH 測定手段の検出結果に基づき前記機能実行手段の駆動状態を制御する駆動制御手段と、を備え、前記受信装置は、無線送信された情報を受信する無線受信手段と、受信した情報を解析する処理手段とを備えたことを特徴とする。

10

【 0 0 2 1 】

また、本発明にかかる無線型被検体内情報取得システムは、上記の発明において、前記駆動制御手段は、前記 pH 測定手段で検出される前記水素イオン濃度が所定の閾値以下の値となった際に前記機能実行手段が駆動するよう制御を行うことを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

また、本発明にかかる無線型被検体内情報取得システムは、上記の発明において、前記駆動制御手段は、前記 pH 測定手段で検出される前記水素イオン濃度が一度所定の閾値以下の値となり、再び前記閾値を上回る値となった際に前記機能実行手段が駆動するよう制御を行うことを特徴とする。

20

【発明の効果】

【 0 0 2 3 】

本発明にかかる被検体内導入装置および無線型被検体内情報取得システムは、pH 測定手段の測定結果に基づいて駆動状態を制御する駆動制御手段を備えることとしたため、被検体外部と被検体内部とにおける pH の違いまたは被検体内部における pH 値の違いに基づいて駆動を制御することが可能となり、所望のタイミングで被検体内導入装置の駆動を開始させることができるという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 4 】

以下、この発明を実施するための最良の形態である無線型被検体内情報取得システムについて説明する。なお、図面は模式的なものであり、各部分の厚みと幅との関係、それぞれの部分の厚みの比率などは現実のものとは異なることに留意すべきであり、図面の相互間においても互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれていることはもちろんである。また、以下の実施の形態 1 では、体腔内画像を撮像するカプセル型内視鏡システムを例としたものについて説明を行うが、被検体内情報は被検体内画像に限定されず、無線型被検体内情報取得システムがカプセル型内視鏡システムに限定されることはないのはもちろんである。

30

【 0 0 2 5 】

(実施の形態 1)

まず、実施の形態 1 にかかる無線型被検体内情報取得システムについて説明する。本実施の形態 1 にかかる無線型被検体内情報取得システムは、システムを構成する被検体内導入装置が pH 値を検出する機構を備えることで、被検体内導入装置の構成要素の駆動を pH の値に応じて制御する構成を有する。

40

【 0 0 2 6 】

図 1 は、本実施の形態 1 にかかる無線型被検体内情報取得システムの全体構成を示す模式図である。図 1 に示すように、無線型被検体内情報取得システムは、無線送受信機能を有する送受信装置 2 と、被検体 1 の体内に導入され、送受信装置 2 から送信された無線信号から得られる駆動電力によって動作し、体腔内画像を撮像して送受信装置 2 に対してデータ送信を行うカプセル型内視鏡 3 とを備える。また、無線型被検体内情報取得システムは、送受信装置 2 が受信したデータに基づいて体腔内画像を表示する表示装置 4 と、送受

50

信装置 2 と表示装置 4 との間のデータ受け渡しを行うための携帯型記録媒体 5 とを備える。送受信装置 2 は、被検体 1 によって着用される送受信ジャケット 2 a と、送受信ジャケット 2 a を介して送受信される無線信号の処理等を行う外部装置 2 b とを備える。

【 0 0 2 7 】

表示装置 4 は、カプセル型内視鏡 3 によって撮像された体腔内画像を表示するためのものであり、携帯型記録媒体 5 によって得られるデータに基づいて画像表示を行うワークステーション等のような構成を有する。具体的には、表示装置 4 は、C R T ディスプレイ、液晶ディスプレイ等によって直接画像を表示する構成としても良いし、プリンタ等のように、他の媒体に画像を出力する構成としても良い。

【 0 0 2 8 】

携帯型記録媒体 5 は、外部装置 2 b および表示装置 4 に対して着脱可能であって、両者に対する挿着時に情報の出力または記録が可能な構造を有する。具体的には、携帯型記録媒体 5 は、カプセル型内視鏡 3 が被検体 1 の体腔内を移動している間は外部装置 2 b に挿着されてカプセル型内視鏡 3 から送信されるデータを記録する。そして、カプセル型内視鏡 3 が被検体 1 から排出された後、つまり、被検体 1 の内部の撮像が終わった後には、外部装置 2 b から取り出されて表示装置 4 に挿着され、表示装置 4 によって記録したデータを読み出される構成を有する。外部装置 2 b と表示装置 4 との間のデータの受け渡しをコンパクトフラッシュ（登録商標）メモリ等の携帯型記録媒体 5 によって行うことで、外部装置 2 b と表示装置 4 との間が有線接続された場合と異なり、被検体 1 が体腔内の撮影中に自由に動作することが可能となる。

【 0 0 2 9 】

送受信装置 2 は、カプセル型内視鏡 3 に対して電力送信を行う給電装置としての機能を有すると共に、カプセル型内視鏡 3 から無線送信された体腔内画像データを受信する受信装置としての機能も有する。図 2 は、送受信装置 2 の構成を模式的に示すブロック図である。図 2 に示すように、送受信装置 2 は、被検体 1 によって着用可能な形状を有し、受信用アンテナ A 1 ~ A n および給電用アンテナ B 1 ~ B m を備えた送受信ジャケット 2 a と、送受信された無線信号の処理等を行う外部装置 2 b とを備える。

【 0 0 3 0 】

外部装置 2 b は、カプセル型内視鏡 3 から送信された無線信号の処理を行う機能を有する。具体的には、外部装置 2 b は、図 2 に示すように、受信用アンテナ A 1 ~ A n によって受信された無線信号に対して復調等の所定の処理を行い、無線信号の中からカプセル型内視鏡 3 によって取得された画像データを抽出し、出力する R F 受信ユニット 1 1 と、出力された画像データに必要な処理を行う画像処理ユニット 1 2 と、画像処理が施された画像データを記録するための記憶ユニット 1 3 とを備える。なお、記憶ユニット 1 3 を介して携帯型記録媒体 5 に画像データが記録される。

【 0 0 3 1 】

また、外部装置 2 b は、カプセル型内視鏡 3 に対して送信する無線信号の生成を行う機能を有する。具体的には、外部装置 2 b は、給電用信号の生成および発振周波数の規定を行う発振器 1 4 と、カプセル型内視鏡 3 の駆動状態の制御のためのコントロール情報信号を生成するコントロール情報入力ユニット 1 5 と、給電用信号とコントロール情報信号とを合成する重畳回路 1 6 と、合成された信号の強度を増幅する増幅回路 1 7 とを備える。増幅回路 1 7 で増幅された信号は、給電用アンテナ B 1 ~ B m に送られ、カプセル型内視鏡 3 に対して送信される。なお、外部装置 2 b は、所定の蓄電装置または A C 電源アダプタ等を備えた電力供給ユニット 1 8 を備え、外部装置 2 b の構成要素は、電力供給ユニット 1 8 から供給される電力を駆動エネルギーとしている。

【 0 0 3 2 】

次に、カプセル型内視鏡 3 について説明する。図 3 は、カプセル型内視鏡 3 の構成を模式的に示すブロック図である。図 3 に示すように、カプセル型内視鏡 3 は、被検体 1 の内部を撮影する際に撮像領域を照射するための照明手段としての L E D 1 9 と、L E D 1 9 の駆動状態を制御する L E D 駆動回路 2 0 と、L E D 1 9 によって照射された領域からの

10

20

30

40

50

反射光像の撮像を行う撮像手段としてのＣＣＤ２１とを備える。また、カプセル型内視鏡３は、ＣＣＤ２１の駆動状態を制御するＣＣＤ駆動回路２２と、ＣＣＤ２１によって撮像された画像データを変調してＲＦ信号を生成するＲＦ送信ユニット２３と、ＲＦ送信ユニット２３から出力されたＲＦ信号を無線送信する無線手段としての送信アンテナ部２４と、ＬＥＤ駆動回路２０、ＣＣＤ駆動回路２２およびＲＦ送信ユニット２３の動作を制御するシステムコントロール回路３２とを備える。

#### 【００３３】

これらの機構を備えることにより、カプセル型内視鏡３は、被検体１内に導入されている間、ＬＥＤ１９によって照明された被検部位の画像情報をＣＣＤ２１によって取得する。そして、取得された画像情報は、ＲＦ送信ユニット２３においてＲＦ信号に変換された後、送信アンテナ部２４を介して外部に送信される。

10

#### 【００３４】

また、カプセル型内視鏡３は、送受信装置２から送られてきた無線信号を受信する受信アンテナ部２５と、受信アンテナ部２５で受信した信号から給電用信号を分離する分離回路２７とを備える。さらに、カプセル型内視鏡３は、分離された給電用信号から電力を再生する電力再生回路２８と、再生された電力を昇圧する昇圧回路２９と、昇圧された電力を蓄積する蓄電器３０とを備える。また、カプセル型内視鏡３は、分離回路２７で給電用信号と分離された成分からコントロール情報信号の内容を検出し、必要に応じてＬＥＤ駆動回路２０、ＣＣＤ駆動回路２２およびシステムコントロール回路３２に対して制御信号を出力するコントロール情報検出回路３１を備える。なお、コントロール情報検出回路３１およびシステムコントロール回路３２は、蓄電器３０から供給される駆動電力を他の構成要素に対して分配する機能も有する。また、カプセル型内視鏡３は、蓄電器３０から供給される駆動電力の供給を制御する駆動制御部３３と、駆動制御部３３に対してｐＨ値と所定の比較値との比較結果を出力するｐＨ比較部３４と、ｐＨ値を測定し、測定結果をｐＨ比較部３４に対して出力するｐＨ測定部（ｐＨ測定手段）３５とを備える。なお、本実施の形態１において、カプセル型内視鏡３内に備わる撮像機能、照明機能および無線通信機能を有するものを総称して、所定の機能を実行する手段として機能実行部と称する。具体的には、カプセル型内視鏡３内の構成要素の内、駆動制御部３３と、ｐＨ比較部３４と、ｐＨ測定部３５とを除いたものはいずれも所定の機能を実行するためのものであり、以下では必要に応じて機能実行部と総称される。

20

30

#### 【００３５】

これらの機構を備えることにより、カプセル型内視鏡３は、まず、送受信装置２から送られてきた無線信号を受信アンテナ部２５において受信し、受信した無線信号から給電用信号およびコントロール情報信号を分離する。コントロール情報信号は、コントロール情報検出回路３１を経てＬＥＤ駆動回路２０、ＣＣＤ駆動回路２２およびシステムコントロール回路３２に出力され、ＬＥＤ１９、ＣＣＤ２１およびＲＦ送信ユニット２３の駆動制御に使用される。一方、給電用信号は、電力再生回路２８によって電力として再生され、再生された電力は昇圧回路２９によって電位を蓄電器３０の電位にまで昇圧された後、蓄電器３０に蓄積される。蓄電器３０は、システムコントロール回路３２その他の構成要素に対して電力を供給可能な構成を有する。このように、カプセル型内視鏡３は、送受信装置２からの無線送信によって電力が供給される構成を有する。

40

#### 【００３６】

次に、駆動制御部３３、ｐＨ比較部３４およびｐＨ測定部３５について説明する。本実施の形態１において、駆動制御部３３は、ｐＨ比較部３４から出力される比較結果、すなわち測定されたｐＨの値が閾値以下の値となったか（水素イオン濃度が閾値以上の値となったか）否かの判定に基づいて、システムコントロール回路３２その他の構成要素の駆動状態を制御している。具体的には、駆動制御部３３は、蓄電器３０に蓄積された駆動電力の供給を制御することで、システムコントロール回路３２等の駆動状態を制御している。

#### 【００３７】

なお、駆動制御部３３は、ラッチ回路を内蔵した構成を有する。ラッチ回路を内蔵する

50

ことで、本実施の形態 1 におけるカプセル型内視鏡 3 は、一度駆動制御部 33 の制御によって駆動が開始した後は、pH 値の変化に関わらず、機能実行部は駆動し続けることとなる。

#### 【0038】

また、pH 比較部 34 における比較に用いられる閾値は、本実施の形態 1 では被検体 1 内の胃液の pH 値に基づいて定まる値とする。なお、閾値を胃液の pH 値と等しい値としても良いが、被検体 1 ごとの個体差を考慮して、例えば胃液の pH 値よりも所定量だけ大きい値（水素イオン濃度の場合には、胃液の水素イオン濃度よりも所定量だけ小さい値）とすることが好ましい。

#### 【0039】

次に、pH 測定部 35 について説明する。pH 測定部 35 は、少なくとも内部に水素イオン感応性電界効果トランジスタ（以下、「水素イオン感応性 FET」と称する）を備えた構成を有する。水素イオン感応性 FET は、水素イオンの量に応じて駆動状態が制御される電界効果トランジスタである。図 4 - 1 は、pH 測定部 35 に含まれる水素イオン感応性 FET 36 の構造を示す模式図である。図 4 - 1 に示すように、水素イオン感応性 FET 36 は、p 型の導電性を有する p 型基板 37 表面近傍に互いに離隔して n 型ソース領域 38 および n 型ドレイン領域 39 とを備え、p 型基板 37 上に順次ゲート絶縁膜 42 と、ゲート電極 43 と、水素イオン透過膜 44 とを備える。また、n 型ソース領域 38 および n 型ドレイン領域 39 には、引出配線 40、41 がそれぞれ電氣的に接続されている。

#### 【0040】

水素イオン透過膜 44 は、具体的にはガラス材料等によって形成されており、水素イオンを透過させるためのものである。また、p 型基板 37、n 型ソース領域 38、n 型ドレイン領域 39、ゲート絶縁膜 42 およびゲート電極 43 は、通常の電界効果トランジスタと同様の機能を有し、同様の材料によって形成されている。

#### 【0041】

水素イオン感応性 FET 36 の動作について、図 4 - 2 を参照して説明する。図 4 - 2 に示すように、外部に水素イオン ( $H^+$ ) が存在する環境下では、かかる水素イオンが水素イオン透過膜 44 を通過して、ゲート電極 43 上に吸着する。水素イオンの極性はプラスであることから、ゲート電極 43 は、水素イオンの吸着により正に帯電することとなる。

#### 【0042】

従って、通常の n 型の電界効果トランジスタにおいてゲート電極に正の電位が印加された場合と同様に、n 型チャネルが形成される。具体的には、ゲート電極 43 が正に帯電することによって p 型基板 37 において多数キャリアであるホール ( $h^+$ ) はゲート電極 43 から離れる方向に移動し、p 型基板 37 のうち、ゲート電極 43 近傍の領域において、本来少数キャリアである電子が優勢となり、n 型チャネル領域 45 が形成される。このため、引出配線 40、41 間は n 型ソース領域 38、n 型チャネル領域 45、n 型ドレイン領域 39 によって電氣的に接続される。そして、n 型チャネル領域 45 におけるキャリア伝導度は、ゲート電極 43 の電位、すなわち、ゲート電極 43 に吸着する水素イオンの量に応じて変動することから、引出配線 41、42 間を流れる電流を検出することで、pH 値（および水素イオン濃度）を測定することが可能である。

#### 【0043】

次に、カプセル型内視鏡 3 において、水素イオン感応性 FET 36 を配置する場所について説明する。図 5 は、カプセル型内視鏡 3 の外形および水素イオン感応性 FET 36 の配置について示す模式図である。図 5 に示すように、カプセル型内視鏡 3 は、図 3 に示した各構成要素を内部に包含するカプセル筐体 46 を備える。カプセル筐体 46 は、光透過性を有し、CCD 21 と固定レンズ 47a および可動レンズ 47b を備える結像レンズ 47 とによって構成される撮像部 48 と、照明光を照射する LED 19 とを包含するよう形成された先端カバー部 46a を備える。また、カプセル筐体 46 は、撮像部 48 および LED 19 に対応しない領域において、カプセル胴部 46c によって内部を包含した構成を

10

20

30

40

50



有し、先端カバー部 4 6 a とカプセル胴部 4 6 c との間は、シール部材 4 6 b によって固着された構成を有する。

【 0 0 4 4 】

本実施の形態 1 では、図 5 に示すように、水素イオン感応性 F E T 3 6 を、カプセル型内視鏡 3 の表面上、より具体的には水素イオン透過膜 4 4 が外部に露出するように配置している。本実施の形態 1 においては、水素イオン感応性 F E T 3 6 を含んで構成される pH 測定部 3 5 が、カプセル型内視鏡 3 が位置する環境下における pH（または水素イオン濃度）を測定することを目的としているためである。すなわち、カプセル型内視鏡 3 が位置する環境下における水素イオンを取り込む必要があることから、本実施の形態 1 では、少なくとも水素イオン透過膜 4 4 がカプセル型内視鏡 3 の外部に露出した構成を採用して

10

【 0 0 4 5 】

また、水素イオン感応性 F E T 3 6 は、カプセル型内視鏡 3 が備える機能実行部のうち、照明光を照射する L E D 1 9 および C C D 2 1 を含む撮像部 4 8 の動作の妨げにならないよう配置される必要がある。従って、本実施の形態 1 では、水素イオン感応性 F E T 3 6 を、先端カバー部 4 6 a 上ではなく、カプセル胴部 4 6 c 上に配置した構成を採用している。以上のようにして、本実施の形態 1 におけるカプセル型内視鏡 3 は構成されている。

【 0 0 4 6 】

次に、本実施の形態 1 におけるカプセル型内視鏡 3 の動作について説明する。図 6 は、本実施の形態 1 におけるカプセル型内視鏡 3 の動作を説明するためのフローチャートである。以下、図 6 を参照しつつ説明を行う。

20

【 0 0 4 7 】

まず、水素イオン感応性 F E T 3 6 を備えた pH 測定部 3 5 によって、カプセル型内視鏡 3 が位置する環境における pH 値を測定する（ステップ S 1 0 1）。すなわち、図 5 に示したように水素イオン感応性 F E T 3 6 は、水素イオン透過膜 4 4 が外部に露出されるよう構成されることから、カプセル型内視鏡 3 が位置する環境下に存在する水素イオンは、図 4 - 2 に示した場合と同様に、水素イオン感応性 F E T 3 6 内のゲート電極 4 3 に吸着する。かかる水素イオンの吸着量に比例して電流が流れることから、検出される電流値に基づいて pH の測定が行われる。

30

【 0 0 4 8 】

そして、測定した pH 値が閾値以下か否かの判定が行われる（ステップ S 1 0 2）。具体的には、pH 比較部 3 4 において、ステップ S 1 0 1 で測定された pH 値と、所定の閾値との間で大小関係を比較する。測定によって得られた pH 値が閾値よりも大きい場合（すなわち、水素イオン濃度が閾値よりも小さい場合）には、再びステップ S 1 0 1 に戻って上記の動作を行う。

【 0 0 4 9 】

一方、pH 値が閾値以下の値であると判定された場合には、駆動制御部 3 3 によって、機能実行部の駆動が開始される（ステップ S 1 0 3）。具体的には、本実施の形態 1 においては、駆動制御部 3 3 の制御によって蓄電器 3 0 からコントロール情報検出回路 3 1、システムコントロール回路 3 2 に対して駆動電力の供給が開始され、コントロール情報検出回路 3 1、システムコントロール回路 3 2 を介して L E D 1 9 等に駆動電力が供給される。そして、L E D 1 9 によって被検体 1 内部に照明光が照射され、照明光の戻り光を C C D 2 1 によって撮像し、得られた画像データは、R F 送信ユニット 2 3 によって、送信アンテナ部 2 4 を介して送受信装置 2 に対して送信される。

40

【 0 0 5 0 】

なお、本実施の形態 1 においては、上記のように駆動制御部 3 3 がラッチ回路を備えた構成を有する。従って、ステップ S 1 0 3 において駆動が開始された後は、カプセル型内視鏡 3 が位置する環境における pH 値の変化に関わらず、機能実行部は駆動し続けることとなる。従って、機能駆動実行部の駆動停止は、例えば、タイマー等の別手段によって行

50

われることとなる。

#### 【0051】

次に、本実施の形態1にかかる無線型被検体内情報取得システムの利点について説明する。まず、本実施の形態1にかかる無線型被検体内情報取得システムは、pH値（換言すれば、水素イオン濃度）に基づいて機能実行部の駆動を制御する構成を有することから、あらかじめ閾値を適切に定めておくことにより、所望の領域でカプセル型内視鏡3を駆動させることが可能である。例えば、本実施の形態1では、閾値を胃液のpH値に基づいて定めることとしているため、カプセル型内視鏡3は、胃に到達した時点で駆動を開始させることが可能である。このため、被検体1内の、特に胃について被検体内画像を取得する目的でカプセル型内視鏡3を使用する場合には、被検体1の外部および被検体1内の口腔、食道等に関する不要な画像データの取得を省くことが可能となり、電力消費量の低減および診断の煩雑さの回避が可能となる。

10

#### 【0052】

なお、判定に用いる閾値は、目的に応じて様々な値に設定することができる。例えば、カプセル型内視鏡3は、通常の薬剤と同じように、水と一緒に被検体1内に導入される使用態様が想定されている。従って、水道水のpHよりも低い値に閾値を設定した場合には、少なくともカプセル型内視鏡3が被検体1外部で駆動することを回避することが可能である。

#### 【0053】

また、pH測定部35が水素イオン感応性FET36を備える構造としたことによる利点も存在する。水素イオン感応性FET36は、水素イオン透過膜44以外は通常の電界効果トランジスタと同様の構成を有することから、半導体微細加工技術を用いて容易に、かつきわめて小型に形成することが可能である。また、本実施の形態1では水素イオン透過膜44をガラス材量で形成することから、水素イオン透過膜44を新たに備えることで製造工程が煩雑化すること、水素イオン感応性FET36が大型化することもない。従って、本実施の形態1におけるカプセル型内視鏡3は、新たにpH測定部35を備える構成としたにも関わらず、製造工程が煩雑化することや、サイズが大型化することを回避することが可能である。

20

#### 【0054】

さらに、駆動制御部33がラッチ回路を備えることによる利点も存在する。すなわち、ラッチ回路を備えることで、駆動制御部33は、一度機能実行部の駆動を開始させた後には、機能実行部は駆動し続けることとなる。従って、閾値を胃液のpH値に基づいて設定した場合には、胃のみの撮像に留まらず、小腸、大腸に関する撮像が可能となる。なお、敢えてラッチ回路を配置することを省略し、上記の例で胃のみを撮像する構成とするのも有効である。すなわち、胃のみの画像データ取得を目的とする場合には、小腸等の画像データは不要であることから、カプセル型内視鏡3が小腸に到達した時点で測定されるpH値が閾値よりも大きくなることを積極的に利用することで、不要な画像データの取得を回避することができる。

30

#### 【0055】

##### （実施の形態2）

次に、実施の形態2にかかる無線型被検体内情報取得システムについて説明する。本実施の形態2では、pH（もしくは水素イオン濃度）の値そのものに基づいて機能実行部の駆動を制御するのではなく、pH値の変化態様に基づいて駆動の制御を行う構成を有する。

40

#### 【0056】

図7は、本実施の形態2にかかる無線型被検体内情報取得システムを形成するカプセル型内視鏡49の構成を示すブロック図である。なお、本実施の形態2において、送受信装置2、表示装置4および携帯型記録媒体5は実施の形態1と同様のものとする。また、カプセル型内視鏡49の構成要素に関して、実施の形態1と同じ符号を付したものは、以下で特に言及しない限り、実施の形態1と同様の構成、機能を有するものとする。

50

## 【0057】

本実施の形態2におけるカプセル型内視鏡49は、図7に示すように、pH測定部35の出力結果を受けてpH値の変化を判定するpH変化判定部50を備えた構成を有する。pH変化判定部は、pH値そのものについて判定を行うのではなく、pH値の変化が所定パターンに従っているか否かの判定を行う。そして、判定を行う際に参照されるpH値の変化は適宜定めることが可能であるが、本実施の形態2では、一度pH値が所定の閾値まで低下した後、再び閾値を上回るような変化が生じた場合に機能実行部の駆動が開始されるよう制御を行うこととしている。

## 【0058】

より具体的には、実施の形態1と同様に上記の閾値を胃液のpH値に基づいて定まる値とする。これにより、本実施の形態2におけるカプセル型内視鏡49は、被検体1内に導入された後、胃を通過する際に駆動を開始することではなく、小腸に到達した時点で初めて駆動を開始する構成となっている。以下、かかる動作を可能とするpH変化判定部50を実現する回路の例について説明した後、実際のpH変化判定部50の動作について説明を行うことで上記動作が可能であることを示す。

## 【0059】

図8は、pH変化判定部50を構成する回路の一例を示す回路図である。図8に示すように、pH変化判定部50は、pH測定部35内に備わる水素イオン感応性FET36の一端（例えば、図4-1における引出配線41）に接続された電源52と、水素イオン感応性FET36の他端（図4-1における引出配線40）に対して互いに並列に接続された遅延回路53およびNOT回路54とを有する。また、pH変化判定部50は、遅延回路53およびクロックを入力とするAND回路55と、AND回路55の出力をクロック（CLK）とし、NOT回路54からの出力を入力（D）とした状態で接続されたフリップフロップ回路56とを備える。そして、フリップフロップ回路56からの出力（Q）が駆動制御部51に伝送される構成を有する。

## 【0060】

次に、pH変化判定部50によるpH値の変化の検出について説明する。ここで、pH変化判定部50を構成する回路動作の理解を容易にするため、図8において、それぞれ水素イオン感応性FET36の出力側にA点、NOT回路54の出力側にB点、遅延回路53の出力側にC点、フリップフロップ回路56の出力側にD点をそれぞれ設定し、カプセル型内視鏡49の移動に伴う各点の電位変動を説明することで、回路動作の説明を行う。

## 【0061】

図9は、カプセル型内視鏡49が位置する環境下における水素イオン濃度の変化に応じた、A点～D点の電位変動を示すタイムチャートである。図9に示すように、カプセル型内視鏡49が胃に到達する前は、水素イオン濃度は低い値に維持されている。かかる領域では、水素イオン感応性FET36の出力（A点に対応）は、低レベルに抑制され、NOT回路54の出力（B点に対応）はA点の出力を反転した結果、高レベルとなっている。また、遅延回路53の出力（C点に対応）およびフリップフロップ回路56の出力（D点に対応）は、水素イオン感応性FET36の出力が低レベルであることを受けていずれも低レベルに維持されている。

## 【0062】

そして、カプセル型内視鏡49が胃に到達することで各点の電位に変化が生じる。すなわち、カプセル型内視鏡49が位置する環境下における水素イオン濃度が上昇することから、水素イオン濃度に対応してA点における電位が高レベルに変化し、B点における電位は、A点の電位を反転した結果、低レベルに変化する。なお、この時点では、遅延回路53の機能により、C点での電位変化は生じず、胃に到達してから遅延時間  $t$  だけ通過した後C点の電位は高レベルに変化する。また、フリップフロップ回路56は、この時点で特に機能しておらず、低レベルの状態を維持している。

## 【0063】

その後、カプセル型内視鏡49は胃を通過して小腸に到達する。従って、カプセル型内

10

20

30

40

50

視鏡 49 が位置する環境下における水素イオン濃度は再び減少し、A 点における電位は低レベルに抑制され、B 点における電位は再び高レベルに変化する。一方、遅延回路 53 の動作により、C 点の電位は小腸に到達した時点では未だ高レベルの状態を維持し、小腸に到達してから  $t$  だけ経過した後に低レベルの状態に移行する。

【0064】

そして、D 点の電位は、カプセル型内視鏡 49 が小腸に到達した時点で高レベルの状態に変化する。そして、かかる電位の変化が駆動制御部 51 に出力されることで、機能実行部の駆動が開始される。

【0065】

すなわち、フリップフロップ回路 56 は、高レベルの電位がクロック (CLK) として入力されると共に、入力 (D) に立ち上がり信号が入力された時点で出力が高レベルに変化する。ここで、上記のように、小腸に到達した時点でフリップフロップ回路 56 に入力される B 点の電位は高レベルに変化し、クロックとして入力される C 点の電位は遅延回路 53 の働きにより未だ高レベルを維持している。

【0066】

従って、カプセル型内視鏡 49 が小腸に到達して水素イオン濃度が低下した瞬間に、D 点の電位は高レベルの状態に変化し、高レベルに変化した電位が駆動制御部 51 に伝送されることとなる。そして、駆動制御部 51 は、伝送される電位のレベルが高レベルになったことを検地し、カプセル型内視鏡 49 が胃から小腸へ移行したものと判断して機能実行部の駆動を開始することとなる。

【0067】

以上説明したような動作を行うことで、pH 変化判定部 50 は、一度水素イオン濃度 (もしくは pH 値) が閾値を超えた (pH 値の場合は閾値以下となった) 後、再び閾値を下回った場合に高レベルの電位を駆動制御部 51 に対して出力している。従って、本実施の形態 2 にかかる無線型被検体内情報取得システムでは、小腸に到達した時点で初めてカプセル型内視鏡 49 内の機能実行部の駆動を開始させることが可能となる。

【0068】

小腸に到達した時点で駆動が開始されることによる利点について説明する。従来、小腸に関してのみ画像データを取得する場合には、カプセル型内視鏡以外の内視鏡システムではきわめて困難であった。すなわち、外部から、例えば優先接続された内視鏡を被検体 1 内に導入する構成の場合には、内視鏡を小腸まで到達させることが困難であり、撮像を行うことはできなかった。しかしながら、本実施の形態 2 にかかる無線型被検体内情報取得システムでは、小腸に到達してから初めてカプセル型内視鏡 49 が駆動することから、小腸のみの撮像を行うことが可能となるという利点を有する。従って、口腔、食道、胃当に関する不要な画像データを取得することを防止でき、電力消費量の低減および診断等の煩雑さを回避することができる。

【0069】

かかる利点は、特に、カプセル型内視鏡 49 の蓄電器 30 が一次電池、すなわち外部から給電用信号を受けずに駆動する構成の場合にさらに顕著なものとなる。すなわち、少なくとも現時点では大容量の一次電池を内蔵することは困難であることから、一次電池を用いてカプセル型内視鏡を駆動させた場合、被検体 1 外部に排出される前、例えば小腸内において駆動電力が消費し尽くされてしまう可能性があった。この場合、本来は小腸内の撮像を行うことが目的であったにもかかわらず、口腔、食道、胃当の撮像および小腸の一部についてのみ撮像が行われることとなり、目的を達することができないことになる。

【0070】

これに対して、本実施の形態 2 にかかる無線型被検体内情報取得システムでは、カプセル型内視鏡 49 が小腸に到達するまで駆動することがないため、余分な画像データの取得のために電力を浪費することを防止できる。従って、小腸に到達した時点においても、カプセル型内視鏡 49 内には十分な駆動電力が保持されており、例えば一次電池によって駆動する構成であったとしても小腸全体の撮像を行うことが可能であるという利点を有する。

## 【 0 0 7 1 】

なお、本実施の形態 2 では、胃と小腸の間における pH 値（水素イオン濃度）の変化の例について説明したが、本実施の形態 2 を応用して他の臓器間における pH 値の変化によって駆動状態の制御を行うことも可能なことはもちろんである。

## 【 0 0 7 2 】

以上、実施の形態 1、2 を用いて本発明を説明してきたが、本発明は上記のものに限定されず、当業者であれば様々な実施例、変形例および応用例に想到することが可能である。例えば、実施の形態 1 では、カプセル型内視鏡 3 が LED 19、CCD 21 等を備えることによって被検体 1 内部の画像を撮像する構成としている。しかしながら、被検体内に導入される被検体内導入装置は、かかる構成に限定されるものではなく、実行する機能として、たとえば温度情報や pH 情報などの他の被検体内情報を取得するものとしても良い。また、被検体内導入装置が振動子を備える構成として、被検体 1 内の超音波画像を取得する構成としても良い。さらに、これらの被検体内情報の中から複数の情報を取得する構成としても良い。

10

## 【 0 0 7 3 】

また、送信アンテナ部 24 から出力される無線信号としては、必ずしもコントロール情報信号と給電用信号とを重畳する必要はないし、送受信装置 2 からカプセル型内視鏡に対する無線送信を行わない構成としても良い。また、給電用信号と、コントロール情報信号以外の信号とを重畳して送信する構成としても良い。さらに、送受信装置 2 は、カプセル型内視鏡から出力される無線信号の受信のみを行う構成としても良いし、カプセル型内視鏡内に記憶部を設け、被検体 1 外部に排出された後に記憶部から情報を取り出す構成としても良い。

20

## 【 0 0 7 4 】

さらに、実施の形態 1、2 では、コントロール情報検出回路 31、システムコントロール回路 32 を介して LED 19 等の各構成要素に対して駆動電力が供給される構成としている。しかしながら、各構成要素に対して直接電力が供給される構成としても良い。また、駆動制御部によって駆動を制御されるのは、カプセル型内視鏡内の構成要素の一部のみとしても良い。また、実施の形態 1、2 では、駆動制御部はカプセル型内視鏡が被検体内に導入される前および被検体から排出された後のいずれについても各構成要素の駆動を停止する構成としたが、いずれか一方の場合のみ停止制御を行うこととしても良い。いずれか一方のみ停止制御する場合であっても、従来と比較して無駄な画像データの取得を回避し、消費電力を低減することが可能なためである。

30

## 【 0 0 7 5 】

また、実施の形態 1、2 では、撮像手段を構成するものとして CCD を用いた例について説明したが、CCD 以外にも、例えば CMOS を用いた構成としても良い。同様に、照明部についても、LED 以外の構成を利用することとしても良い。

## 【 0 0 7 6 】

さらに、実施の形態 1、2 では、理解を容易にするため、pH を用いた説明と、水素イオン濃度を用いた説明とを適宜使い分けている。しかしながら、そもそも pH と水素イオン濃度とは形式の違いこそあれ物理的には等価のものであり、本発明においても等価なものとして扱っている。すなわち、水素イオン濃度を用いて説明した事項は pH についても同様に成立し、pH を用いて説明した事項は水素イオンについても同様に成立する。従って、本発明は、例えば pH 測定部 35 の代わりに水素イオン濃度測定部を配置し、水素イオン濃度に関する閾値を定めた上で、水素イオン濃度比較部に置ける比較を行った上で駆動制御を行う構成を含むものとする。

40

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 7 7 】

【図 1】実施の形態 1 にかかる無線型被検体内情報取得システムの全体構成を示す模式図である。

【図 2】無線型被検体内情報取得システムを構成する送受信装置の構成を模式的に示すブ

50

ロック図である。

【図 3】無線型被検体内情報取得システムを構成するカプセル型内視鏡の構成を模式的に示すブロック図である。

【図 4 - 1】水素イオン感応性電界効果トランジスタの構成を示す模式図である。

【図 4 - 2】水素イオン感応性電界効果トランジスタの動作を説明するための模式図である。

【図 5】カプセル型内視鏡内における水素イオン感応性電界効果トランジスタ配置態様を示す模式図である。

【図 6】カプセル型内視鏡の動作を説明するためのフローチャートである。

【図 7】実施の形態 2 にかかるカプセル型内視鏡の構成を示すブロック図である。

10

【図 8】pH 変化判定部の構成を示すブロック図である。

【図 9】pH 変化判定部の各部における電圧変化を示すタイムチャートである。

【符号の説明】

【 0 0 7 8 】

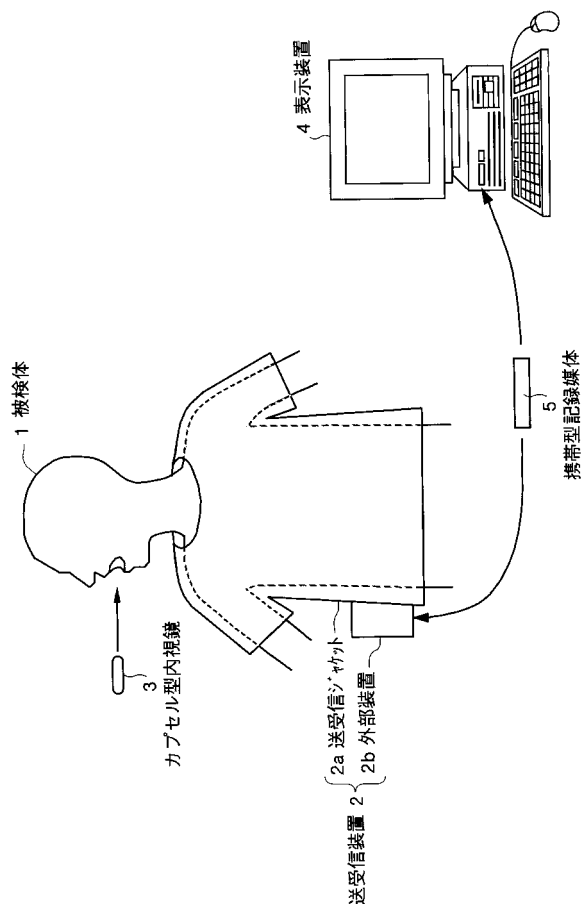
1	被検体	
2	送受信装置	
2 a	送受信ジャケット	
2 b	外部装置	
3	カプセル型内視鏡	
4	表示装置	20
5	携帯型記録媒体	
1 1	R F 受信ユニット	
1 2	画像処理ユニット	
1 3	記憶ユニット	
1 4	発振器	
1 5	コントロール情報入力ユニット	
1 6	重畳回路	
1 7	増幅回路	
1 8	電力供給ユニット	
1 9	L E D	30
2 0	L E D 駆動回路	
2 1	C C D	
2 2	C C D 駆動回路	
2 3	R F 送信ユニット	
2 4	送信アンテナ部	
2 5	受信アンテナ部	
2 7	分離回路	
2 8	電力再生回路	
2 9	昇圧回路	
3 0	蓄電器	40
3 1	コントロール情報検出回路	
3 2	システムコントロール回路	
3 3	駆動制御部	
3 4	p H 比較部	
3 5	p H 測定部	
3 6	水素イオン感応性 F E T	
3 7	p 型基板	
3 8	n 型ソース領域	
3 9	n 型ドレイン領域	
4 0	引出配線	50

- 4 1 引出配線
- 4 2 ゲート絶縁膜
- 4 3 ゲート電極
- 4 4 水素イオン透過膜
- 4 5 n型チャネル領域
- 4 6 カプセル筐体
- 4 6 a 先端カバー部
- 4 6 b シール部材
- 4 6 c カプセル胴部
- 4 7 結像レンズ
- 4 7 a 固定レンズ
- 4 7 b 可動レンズ
- 4 8 撮像部
- 4 9 カプセル型内視鏡
- 5 0 pH変化判定部
- 5 1 駆動制御部
- 5 2 電源
- 5 3 遅延回路
- 5 4 NOT回路
- 5 5 AND回路
- 5 6 フリップフロップ回路
- A 1 ~ A n 受信用アンテナ
- B 1 ~ B m 給電用アンテナ

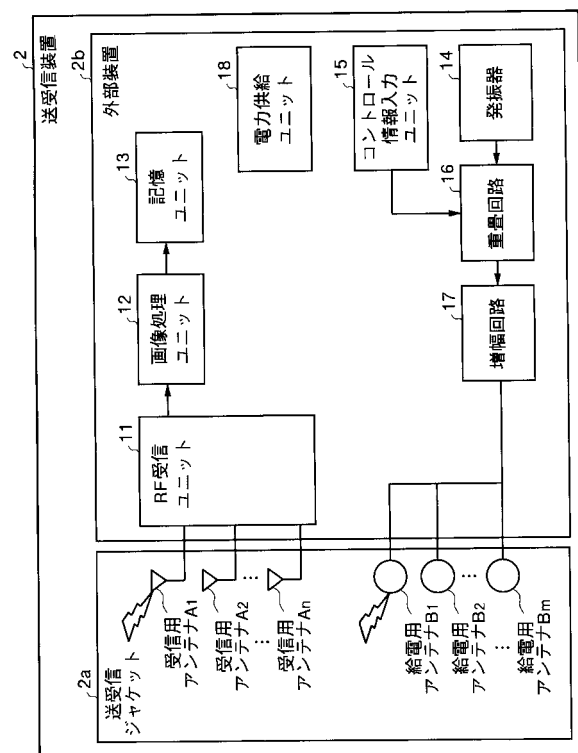
10

20

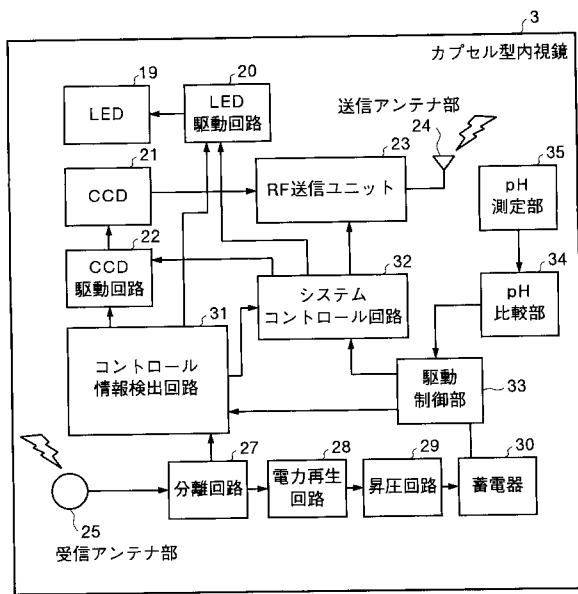
【図 1】



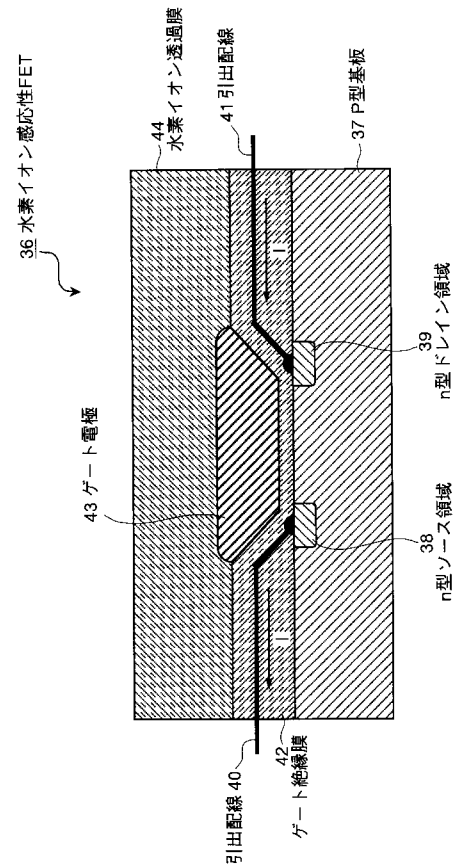
【図 2】



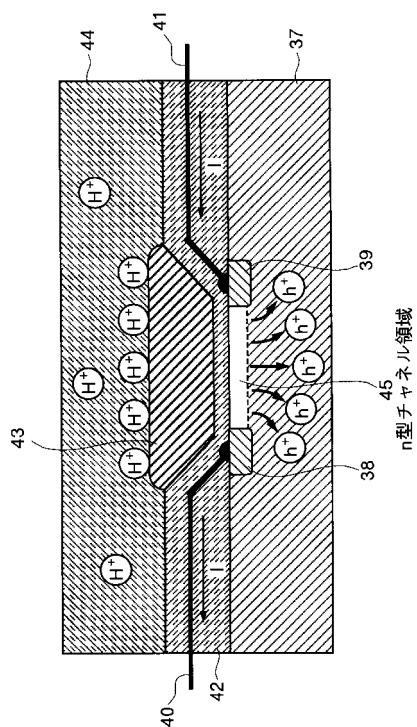
【 図 3 】



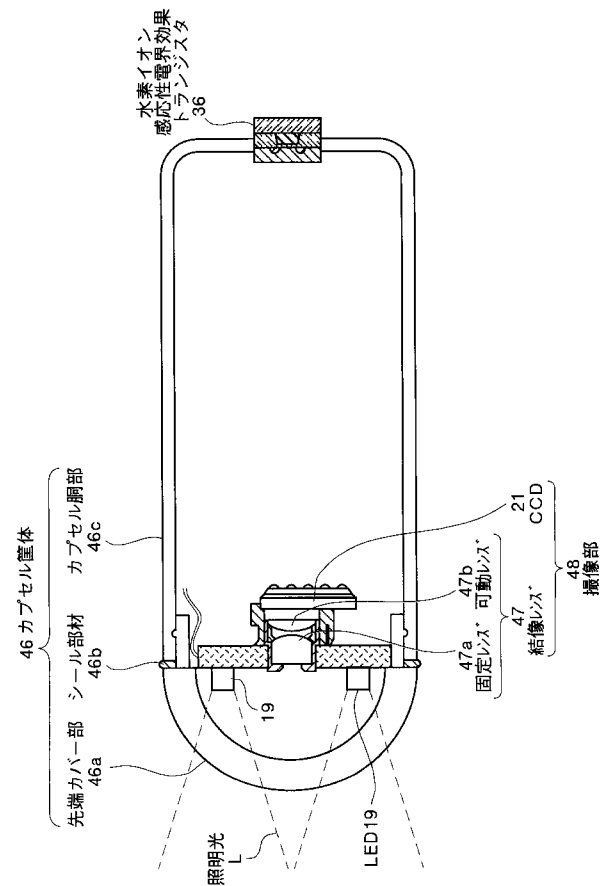
【 図 4 - 1 】



【 図 4 - 2 】

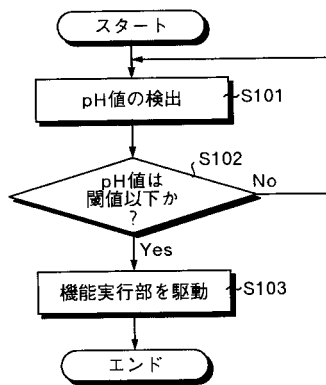


【 図 5 】

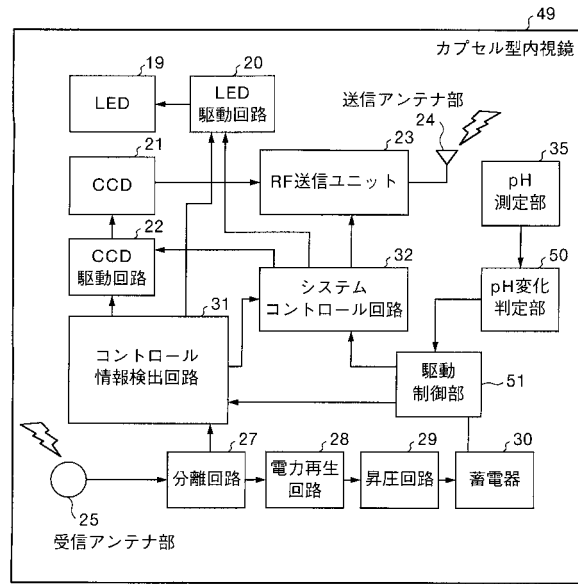




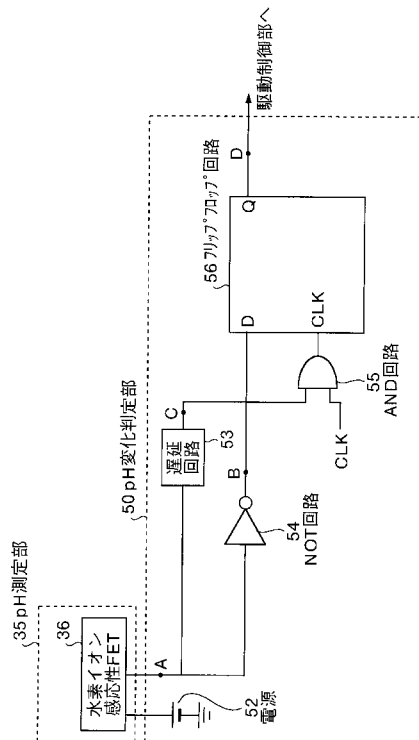
【図 6】



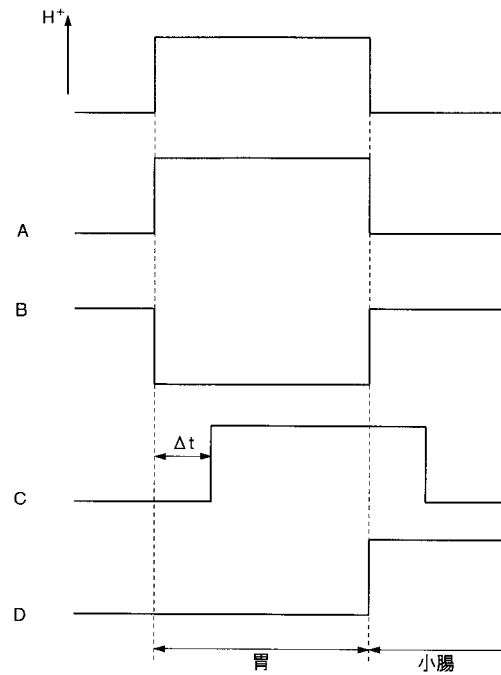
【図 7】



【図 8】



【図 9】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2003-038424(JP,A)  
特開昭64-039544(JP,A)  
国際公開第2004/054430(WO,A1)  
特表2003-523795(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)  
A61B 1/00-1/32

专利名称(译)	受试者内介绍装置和无线受试者内信息获取系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP4398204B2</a>	公开(公告)日	2010-01-13
申请号	JP2003307111	申请日	2003-08-29
[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	本多武道		
发明人	本多 武道		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.C A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/00.682 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA03 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/FF50 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/SS03 4C061/UU06 4C161/AA01 4C161/AA03 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF16 4C161/FF50 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/SS03 4C161/UU06		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2005073886A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：提供能够预先设定开始驱动的定时的胶囊型内窥镜等被检体内引入装置。解决方案：在作为受检者体引入装置的一个示例的胶囊型内窥镜3的内部设置有电容器30和控制信息检测电路31以及从电容器30供给驱动电力的系统控制电路32。布置在电容器30和控制信息检测电路31与系统控制电路32之间的驱动控制部分33，连接到驱动控制部分33的pH比较部分34和连接到pH比较部分34的pH测量部分35是提供。pH比较部34将pH测量部35中测量的pH值与预定阈值进行比较，并且驱动控制部33基于比较结果控制功能执行部的驱动状态。Ž

【 図 2 】

