

(11) 特許出願公開番号

特開2012-81016

(P2012-81016A)

(43) 公開日 平成24年4月26日(2012.4.26)

(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
		4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2010-228972 (P2010-228972)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成22年10月8日 (2010.10.8)		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	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	佐藤 憲
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
			オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	吉沢 深
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
			オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	土井 直人
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
			オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C038 CC03 CC09

最終頁に続く

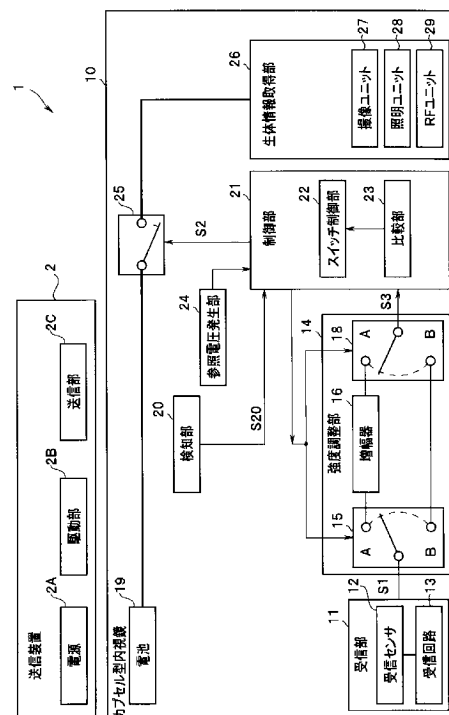
(54) 【発明の名称】 生体情報取得装置

(57) 【要約】

【課題】使用開始前の誤起動を防止し、電池１９の消耗を防ぐことができるカプセル型内視鏡１０を提供する。

【解決手段】カプセル型内視鏡１０は、被検体の体内の情報を取得する生体情報取得部２６と、電力を供給する電池１９と、被検体の体内への導入を検知すると検知信号Ｓ２０を出力する検知部２０と、外部からの制御信号を受信し内部信号Ｓ１を出力する信号受信部１１と、内部信号Ｓ１および検知信号Ｓ２０に応じて、電池１９から生体情報取得部２６への電力供給を制御する制御部２１と、を具備する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の体内の情報を取得する生体情報取得部と、
電力を供給する電源と、
前記被検体の体内への導入を検知すると検知信号を出力する検知部と、
外部からの制御信号を受信し内部信号を出力する信号受信部と、
前記内部信号および前記検知信号に応じて、前記電源から前記生体情報取得部への電力供給を制御する制御部と、を具備することを特徴とする生体情報取得装置。

【請求項 2】

前記内部信号の強度を調整する強度調整部を具備し、
前記制御部が、前記検知信号に応じて前記強度調整部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報取得装置。

10

【請求項 3】

前記検知信号が入力されると、前記強度調整部が前記内部信号の強度を上げるように、前記制御部が制御することを特徴とする請求項 2 に記載の生体情報取得装置。

【請求項 4】

前記強度調整部が、前記内部信号の強度を上げる増幅部を有することを特徴とする請求項 3 に記載の生体情報取得装置。

【請求項 5】

前記強度調整部が、前記内部信号の強度を下げる減衰部を有することを特徴とする請求項 3 または請求項 4 に記載の生体情報取得装置。

20

【請求項 6】

前記制御部が、所定の閾値を超える強度の前記内部信号に応じて、制御を行い、
前記検知信号に応じて、前記所定の閾値を増減する感度調整部を、具備することを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報取得装置。

【請求項 7】

前記検知信号が入力されると、前記感度調整部が前記所定の閾値を減ずるように、前記制御部が制御することを特徴とする請求項 6 に記載の生体情報取得装置。

【請求項 8】

前記信号受信部が、外部からの第 1 の制御信号を受信し第 1 の内部信号を出力する第 1 の信号受信部と、外部からの第 2 の制御信号を受信し第 2 の内部信号を出力する第 2 の信号受信部と、を有し、
前記検知信号と、前記第 1 の内部信号または前記第 2 の内部信号の少なくともいずれかと、に応じて、前記制御部が制御することを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報取得装置。

30

【請求項 9】

前記検知信号にもとづき選択する、前記第 1 の内部信号または前記第 2 の内部信号、に応じて、前記制御部が制御することを特徴とする請求項 8 に記載の生体情報取得装置。

【請求項 10】

前記検知信号が入力されない場合には、前記第 1 の内部信号のみに応じて、
前記検知信号が入力された場合には、前記第 1 の内部信号または前記第 2 の内部信号に応じて、前記制御部が制御することを特徴とする請求項 8 に記載の生体情報取得装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体の内部に導入され、生体内の情報を取得する生体情報取得装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、内視鏡の分野においては、生体情報取得装置である飲み込み型のカプセル型内視

50

鏡が登場している。カプセル型内視鏡は被検体の口から飲み込まれることで体内に導入され、自然排出されるまでの間、体腔内たとえば胃および小腸などの臓器の内部を蠕動運動に従って移動し、順次撮像する機能を有する。

【0003】

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、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。患者は、この無線通信機能およびメモリ機能を備えた受信機を携帯することにより、カプセル型内視鏡を飲み込んだあと、排出されるまでの間、自由に行動できる。

【0004】

カプセル型内視鏡は筐体に内蔵した電池等から駆動電力を得るが、内部回路等も筐体内に密閉された構造のため筐体外面に配設したスイッチ等を使用者が操作して駆動をオン／オフ操作することができない。このため筐体内部に外部信号によってオン／オフするスイッチを備えたカプセル型内視鏡が提案されている。

【0005】

図1に示す、特開2009-89907号公報に開示されている生体観察システム101は、カプセル型内視鏡110と、カプセル型内視鏡110の外部から交流磁界信号を送信する送信装置102と、カプセル型内視鏡110からの画像信号を受信する受信装置103と、を具備している。

【0006】

送信装置102は電源102Aと、駆動部102Bと、磁界発生部である送信部102Cと、を有している。受信装置103はアンテナユニット103Cと、画像受信部103Bと、画像を記憶する外部メモリ103Aと、を有している。

【0007】

カプセル型内視鏡110は、信号受信部（以下、「受信部」ともいう）111と、制御部121と、電池119と、Pチャネル型FETであるスイッチ125と、生体情報取得部126と、を有している。生体情報取得部126は、生体内の被写体を照明するための照明光を発する照明ユニット128と、照明ユニット128により照明された被写体を撮像し画像信号として出力する撮像ユニット127と、撮像ユニット127から出力される画像信号を無線により生体外へ伝送するRFユニット129と、を有する。

【0008】

受信部111は、受信センサ112と、受信回路113と、を有する。受信センサ112は交流磁界の強度に応じた大きさの交流信号を出力する磁界検知用コイル112Aと共振用コンデンサ112Bとからなる。受信回路113は、受信センサ112から出力される交流信号を整流するダイオード113Aおよびコンデンサ113Bと抵抗113Cとを有する。

【0009】

制御部121の、分周回路122の出力信号S2は受信部111からの出力信号S1で反転する。スイッチ125は、ソースが電池119に接続され、ゲートが分周回路122の出力端に接続されるとともに、ドレインが生体情報取得部126に接続されている。

【0010】

上記構成のカプセル型内視鏡110は、送信装置102からの交流磁界信号を磁界検知用コイル112Aにて受電し、受電した信号を整流し、さらに分周回路122で2分周した内部信号S2をもとに、生体情報取得部126への電力供給／停止をトグル制御する。

【0011】

しかし、外部信号をもとに電力供給を制御するカプセル型内視鏡は、使用開始前のたとえば輸送時に、意図しないノイズ信号を受信して生体情報取得部への電力供給を開始してしまう誤起動により電池の電力を消耗してしまうおそれがあった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

10

20

30

40

50

【特許文献 1】特開 2009-89907 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

本発明は使用開始前の誤起動を防止し、電池の消耗を防ぐことができる生体情報取得装置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】

【0014】

本発明の一形態の生体情報取得装置は、被検体の体内の情報を取得する生体情報取得部と、電力を供給する電源と、前記被検体の体内への導入を検知すると検知信号を出力する検知部と、外部からの制御信号を受信し内部信号を出力する信号受信部と、前記内部信号および前記検知信号に応じて、前記電源から前記生体情報取得部への電力供給を制御する制御部と、を具備する。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、使用開始前の誤起動を防止し、電池の消耗を防ぐことができる生体情報取得装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図 1】公知のカプセル型内視鏡の構成を説明するための構成図である。

【図 2】第 1 実施形態のカプセル型内視鏡外観図である。

【図 3】第 1 実施形態のカプセル型内視鏡の構成を説明するための構成図である。

【図 4】第 1 実施形態のカプセル型内視鏡の動作を説明するためのタイムチャートである。

【図 5】第 1 実施形態の変形例のカプセル型内視鏡の強度増幅部の構成を説明するための構成図である。

【図 6】第 2 実施形態のカプセル型内視鏡の構成を説明するための構成図である。

【図 7】第 3 実施形態のカプセル型内視鏡の構成を説明するための構成図である。

【図 8】第 4 実施形態のカプセル型内視鏡の構成を説明するための構成図である。

【図 9】第 5 実施形態のカプセル型内視鏡の構成を説明するための構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

< 第 1 実施形態 >

以下、図を用いて、本発明の第 1 実施形態の生体情報取得装置であるカプセル型内視鏡（以下「カプセル」ともいう）10 について説明する。

【0018】

図 2 に示すようにカプセル 10 は、細長いカプセル形状であり、撮像ユニット 27 A および照明ユニット 28 A が配設された端部は透明材料によって構成されたドーム形状であり、中央の円筒部および反対側のドーム形状の端部は遮光性材料によって構成されている。そして、中央の円筒部には電極 20 A と電極 20 B とが配設されている。

【0019】

カプセル 10 が体外にあるときには、電極 20 A と電極 20 B とは絶縁状態にあるが、カプセル 10 が体内にあるときには、体液、たとえば、胃液等により電極 20 A と電極 20 B とは導通状態となる。すなわち、カプセル 10 は、電極 20 A と電極 20 B との間のインピーダンス（抵抗）を検知することにより、生体内の内部（体内）にあるかを検知する検知部 20（図 3 参照）を有する。

【0020】

なお、図 3 に示すように、カプセル 10 と送信装置 2 とを有する生体観察システム 1 は、すでに説明した生体観察システム 101 と類似した構成を有するため、類似機能の構成要素の説明は省略する。また以下の図においては、受信装置等を図示していない場合があ

10

20

30

40

50

る。また、独立した構成要素として説明している構成要素が他の構成要素の一部であってもよいし、他の構成要素の一部として説明している構成要素が独立した構成要素であってもよい。

【0021】

カプセル10は、検知部20と、生体情報取得部26と、信号受信部である受信部11と、電源である電池19と、制御部21と、強度調整部14と、参照電圧発生部24と、電源スイッチ25と、を具備する。

【0022】

検知部20は、すでに説明したように電極20Aと電極20Bとを有し、カプセル10の被検体の体内への導入を検知すると検知信号S20を出力する。なお、図2に示した電極20Aおよび電極20Bは円筒部を取り囲む形状であるが、体内への導入によるインピーダンス変化を検知できる形状であれば、如何なる形状でもよい。さらに検知部20が、3個以上の電極を有し、いずれか2個の導通を検知してもよい。

【0023】

検知部20の検知方法は、温度センサ、光センサ、音センサ、pHセンサまたは体内伝達信号センサ等にもとづいていてもよい。たとえば、音センサは体内特有の心音を検出する。また体内伝達信号センサは、体外の高周波信号発生装置が発生し被検者の体表面に配設した体外電極を介して体内を伝達された信号を検出する。

【0024】

被検体の体内の情報を取得する生体情報取得部26は、照明ユニット28と、撮像ユニット27と、RFユニット29とを有する。照明ユニット28は体内臓器の壁面を照らす、たとえばLEDを有する。撮像ユニット27は体内臓器の壁面を撮像するCCDまたはCMOSイメージセンサなどの固体撮像素子を有する。RFユニット29は撮像ユニット27によって得られた映像情報を無線により体外へ無線送信する送信回路と送信アンテナとを有する。RFユニット29が送信した映像情報は、外部の受信装置（不図示）の外部メモリに蓄積される。

【0025】

詳細は図示しない信号受信部11は、受信センサ12と受信回路13とを有し、送信装置2からの制御信号である交流磁界信号を受電し、直流の内部信号S1を出力する。

【0026】

電池19は生体情報取得部26等の駆動に用いる電力を供給する電源である。なお、以下の図においては生体情報取得部26への電力供給線のみを図示しているが、他の構成要素にも電池19は電力を供給する。

【0027】

電源スイッチ25は、電池19から生体情報取得部26への電力供給をON/OFF制御する、たとえばPチャネル型FETからなる電力スイッチである。すなわち、ドレインが電池19に、ゲートが制御部21の出力に、ソースが生体情報取得部26に接続されている。電源スイッチ25は、内部信号S1の入力に応じて、トグル動作する

【0028】

強度調整部14は、切替スイッチ15、18と、増幅器16と、を有し、受信部11が出力した内部信号S1の強度を調整する。すなわち増幅器16は内部信号S1を増幅する。なお切替スイッチ15、18は、初期状態では、B-B側となっている。

【0029】

制御部21は、比較部23と、スイッチ制御部22とを有する。比較部23は、受信部11が出力し強度調整部14が調整した内部信号S3の強度（電圧）が、参照電圧発生部24が発生した所定の電圧信号の電圧VTよりも高いかどうかを判定する。そして判定結果にもとづき、スイッチ制御部22に対してトグル制御で状態の維持または反転を指示するスイッチ制御信号S2を出力する。

【0030】

そして、制御部21は、検知部20からの検知信号S20が入力されると、強度調整部

10

20

30

40

50

14の切替スイッチ15、18を、A-A側に切り替える。

【0031】

すなわち、制御部21は、内部信号S3および検知信号S20に応じて、電池19から生体情報取得部26への電力をトグル制御する電力供給制御部であり、カプセル10の全体の制御も行う。

【0032】

制御部21は、検知信号S20が入力されると、強度調整部14が内部信号S1の強度を上げるように、制御する。すなわち、カプセル10は、生体内に導入されたことを検知部20が検知すると、内部信号S1の強度を上げる増幅器16により増幅された内部信号S3にもとづいてスイッチ制御信号S2が出力される。このため、カプセル10は、生体内にあるときには、生体外にあるときよりも、より弱い制御信号により起動する。

10

【0033】

言い換えれば、カプセル10は、生体外にあるときには、より強い制御信号を受信しなければ、起動しない。このため、生体外にあるときには、ノイズ信号が印加されても、起動しにくい。すなわち、カプセル10は、使用開始前の誤起動を防止し、電池の消耗を防ぐことができる。

【0034】

次に、図4を用いてカプセル10の動作について説明する。

<T0>初期状態

初期状態では、カプセル10は、体外に配置されており、電源スイッチ25が開状態になっている休止状態（OFF状態）である。

20

【0035】

すなわち、体内に配置されていないため、検知部20からの検知信号S20は出力されない。言い換えれば検知信号S20は、Lレベルである。

【0036】

このため、B-B側に接続された切替スイッチ15、18により、受信部11が出力した内部信号S1は、増幅されないで、そのままの強度で、強度調整部14から出力されている。

【0037】

比較部23において内部信号S3の電圧と参照電圧信号の電圧VTとが比較される。磁界信号が送信されていないため、内部信号S3は略0Vであり参照電圧信号VTよりも小さい。

30

【0038】

比較部23の比較結果にもとづき、スイッチ制御部22が出力するスイッチ制御信号S2は、Lレベルであるために、電源スイッチ25は開状態を維持する。すなわち、カプセル10は休止状態（OFF状態）を維持する。

【0039】

<T1>ノイズ信号入力

カプセル10の受信部11が強度M1のノイズ信号を受信した場合を想定する。受信部11は、強度M1のノイズ信号を受信すると、電圧V1の内部信号S1を出力する。ここで、切替スイッチ15、18はB-B側に接続され、受信部11が出力した内部信号S1が増幅されず電圧V1のまま、出力信号S3として強度調整部14から出力される。

40

【0040】

比較部23において内部信号S3の電圧V1と参照電圧信号の電圧VTとが比較される。ここで、 $V1 < VT$ である。このため、スイッチ制御部22が出力するスイッチ制御信号S2はLレベルであるために、電源スイッチ25は開状態を維持する。すなわち、カプセル10は休止状態（OFF状態）を維持する。

【0041】

すなわち、カプセル10は、生体外にあるときには、参照電圧信号の電圧VTよりも小さい内部信号S1を発生するノイズ信号により誤動作し起動状態（ON状態）となること

50

がない。

【0042】

< T 2 > 制御信号入力

送信装置 2 から強度 M 2 の制御信号を受信すると、受信部 1 1 は、電圧 V 2 の内部信号 S 1 を出力する。そして比較部 2 3 において内部信号 S 3 の電圧 V 2 と参照電圧信号の電圧 V T が比較される。ここで、 $V 2 > V T$ である。このため、制御部 2 1 のスイッチ制御部 2 2 は H レベルのスイッチ制御信号 S 2 を出力する。このため、電源スイッチ 2 5 は閉状態となるため、生体情報取得部 2 6 に電池 1 9 からの電力が供給され、カプセル 1 0 は起動状態（ON 状態）となる。

【0043】

起動状態の生体情報取得部 2 6 は、所定の時間間隔で撮像を行い、撮像した画像を無線送信する。受信装置（不図示）により R F ユニット 2 9 が送信した画像信号を確認することにより、カプセル 1 0 が正常動作していることが確認される。

【0044】

< T 3 > 制御信号入力

再度、送信装置 2 から強度 M 2 の制御信号を受信すると、制御部 2 1 のスイッチ制御部 2 2 は H レベルのスイッチ制御信号 S 2 を出力する。すると、電源スイッチ 2 5 は開状態となるため、カプセル 1 0 は、再び、休止状態（OFF 状態）となる。すなわち、制御部 2 1 は内部信号 S 3 が入力される度に、トグル動作する。

【0045】

< T 4 > 体内導入

カプセル 1 0 が嚥下され、被検者の体内に導入される。すると、電極 2 0 A と電極 2 0 B との間が胃液等により導通状態となることにより、検知部 2 0 は被検体の体内への導入を検知し、検知信号 S 2 0 を出力する。言い換えれば、検知信号 S 2 0 は L レベルから H レベルになる。制御部 2 1 は検知信号 S 2 0 にもとづき、強度調整部 1 4 の切替スイッチ 1 5、1 8 を A - A 側に切り替えるように制御する。

【0046】

すると、受信部 1 1 が出力した内部信号 S 1 が増幅器 1 6 により増幅された内部信号 S 3 が制御部 2 1 に入力されるようになる。なお、増幅器 1 6 の増幅率は使用（嚥下）前の条件および使用条件に応じて設定される。後述するように体内に導入されるとカプセル 1 0 と送信装置 2 との距離が遠くなり、かつ、送信経路に存在する生体組織により制御信号は減衰する。このため、送信装置 2 が発生する制御信号により生体内のカプセル 1 0 が制御可能な強度まで受信信号 S 1 を増幅する増幅処理が少なくとも、必要である。

【0047】

< T 5 > 制御信号入力

送信装置 2 から強度 M 3 の制御信号を受信すると、受信部 1 1 は、電圧 V 3 の内部信号 S 1 を出力する。すなわち、生体内においてカプセル 1 0 が受信する制御信号の強度 M 3 は、生体外で受信する制御信号の強度 M 2 よりも小さい。さらに、ここでは、強度 M 3 はノイズ信号の強度 M 1 よりも小さい場合を想定する。すなわち、受信部 1 1 が出力する内部信号 S 1 の電圧は、 $V 2 > V 1 > V 3$ 、である。

【0048】

しかし、強度調整部 1 4 の切替スイッチ 1 5、1 8 が A - A 側に切り替えられているため、電圧 V 3 の内部信号 S 1 は増幅器 1 6 により増幅され、電圧は V 4 となる。すなわち、増幅器 1 6 の増幅率は $V 4 / V 3$ である。

【0049】

そして比較部 2 3 において内部信号 S 3 の電圧 V 4 と参照電圧信号の電圧 V T が比較される。ここで、 $V 4 > V T$ である。このため、制御部 2 1 のスイッチ制御部 2 2 は H レベルのスイッチ制御信号 S 2 を出力する。このため、電源スイッチ 2 5 は閉状態となるため、生体情報取得部 2 6 に電池 1 9 からの電力が供給され、カプセル 1 0 は起動状態となる。

。

10

20

30

40

50

【0050】

すなわち、カプセル10では、生体外では起動信号として機能しなかった強度M1のノイズ信号よりも、さらに小さい強度M3の制御信号であっても生体内では制御信号として機能する。このため、送信装置2が生体内のカプセル10を制御するために、送信する磁界信号の強度を大きくする必要がない。

【0051】

起動状態の生体情報取得部26は、所定の時間間隔で撮像を行い、画像信号を無線送信する。RFユニット29が送信した画像信号は、受信装置103により受信され、外部メモリに記憶される。

【0052】

<T6>制御信号入力

送信装置2から強度M3の制御信号を再度、受信すると、制御部21のスイッチ制御部22はHレベルのスイッチ制御信号S2を出力する。すると、電源スイッチ25は開状態となるため、カプセル10は、再び、休止状態となる。

【0053】

すなわち、体内にあるカプセル10も、制御信号によりON/OFF制御可能である。

【0054】

以上の説明のように、カプセル10は、体外に配置されている期間(T0~T4)は、強度調整部14は内部信号S1を増幅しない経路(B-B)を選択しているので、電源スイッチ25の状態はノイズ信号の影響を受けにくい。一方、カプセル10は、体内に配置された後(T4~)は、強度調整部14は内部信号S1を増幅する経路(A-A)を選択しているので、弱い制御信号でも電源スイッチ25を制御できる。すなわち、カプセル10は、誤起動/誤停止のおそれがなく、電池の消耗を防ぐことができる。

【0055】

<第1実施形態の変形例1~4>

次に、本発明の第1実施形態の変形例1~4のカプセル型内視鏡10A~10Dについて説明する。カプセル型内視鏡10A~10Dはカプセル型内視鏡10と類似しているため異なる点についてのみ説明する。

【0056】

図5(A)に示すように変形例1のカプセル型内視鏡10Aの強度調整部14Aは、第1の増幅器16Aと、増幅率が第1の増幅器16Aよりも大きい第2の増幅器16Bとを有し、切替スイッチ15、18により、内部信号S1の増幅率、すなわち出力する内部信号S3の強度を調整することができる。

【0057】

制御部21は、カプセル10Aが体外にあるときには、内部信号S1が第1の増幅器16Aにより増幅されるように制御し、体内にあるときには、第2の増幅器16Bにより増幅されるように制御する。

【0058】

たとえば、体外にあるときにも、受信部11が出力する内部信号S1の大きさが小さく、内部信号強度V2が、参照電圧信号の電圧VTよりも小さくなる場合であっても、内部信号S1を増幅することにより参照電圧信号の電圧VT以上とすることができる。

【0059】

なお、増幅器16Aの増幅率はノイズ信号による起動を防止するために必要最小限の値が適宜、設定される。

【0060】

本変形例のカプセル10Aは、カプセル10が有する効果を有し、さらに体外で受信部11が出力する内部信号S1の強度が小さい場合であっても確実にON/OFF制御が可能である。

【0061】

次に、図5(B)に示すように変形例2のカプセル型内視鏡10Bの強度調整部14B

10

20

30

40

50

は、減衰器 17 を有し、切替スイッチ 15、18 により、内部信号 S 1 の強度を調整することができる。

【0062】

減衰器 17 の減衰率は、すでに説明した第 1 実施形態の増幅器 16 の増幅率等と同様に、使用条件に応じて設定される。

【0063】

制御部 21 は、カプセル 10 B が体外にあるときには、内部信号 S 1 が減衰器 17 により減衰されるように制御し、体内にあるときには、そのまま出力されるように制御する。このためノイズ信号により誤起動しにくい。

【0064】

本変形例のカプセル 10 B は、カプセル 10 が有する効果を有し、さらに体外で受信部 11 が出力する内部信号 S 1 の強度が大きい場合であっても誤起動しにくい。

【0065】

次に、図 5 (C) に示すように変形例 3 のカプセル型内視鏡 10 C の強度調整部 14 C は、第 1 の減衰器 17 A と、減衰率が第 1 の減衰器 17 A よりも小さい第 2 の減衰器 17 B とを有し、切替スイッチ 15、18 により、内部信号 S 1 の強度を調整することができる。

【0066】

制御部 21 は、カプセル 10 C が体外にあるときには、内部信号 S 1 が第 1 の減衰器 17 A により減衰されるように制御し、体内にあるときには、第 2 の減衰器 17 B により減衰されるように制御する。

【0067】

本変形例のカプセル 10 C は、カプセル 10 が有する効果を有し、さらに受信部 11 が出力する内部信号 S 1 の強度が大きい場合であっても誤起動しにくい。

【0068】

次に、図 5 (D) に示すように変形例 4 のカプセル型内視鏡 10 D の強度調整部 14 D は、減衰器 17 と、増幅器 16 とを有し、切替スイッチ 15、18 により、内部信号 S 1 の強度を調整することができる。

【0069】

制御部 21 は、カプセル 10 D が体外にあるときには、内部信号 S 1 が減衰器 17 により減衰されるように制御し、体内にあるときには、増幅器 16 により増幅されるように制御する。

【0070】

本変形例のカプセル 10 D は、カプセル 10 が有する効果を有し、さらに体外にあるとき受信部 11 が出力する内部信号の強度が大きく、体内にあるとき受信部 11 が出力する内部信号の強度が小さい場合であっても、誤動作なく、確実に ON/OFF 制御が可能である。

【0071】

< 第 2 実施形態 >

次に、本発明の第 2 実施形態のカプセル型内視鏡 10 E について説明する。カプセル型内視鏡 10 E はカプセル型内視鏡 10 と類似しているため異なる点についてのみ説明する。

【0072】

図 6 に示すようにカプセル型内視鏡 10 E は、参照電圧部および比較部に替えて、電界効果トランジスタ (FET) 33 を有する。インバータ回路である FET 33 は、G 端子に入力される内部信号 S 3 の電圧が所定の閾値よりも大きい場合に、S 端子に入力されている電圧を D 端子に出力する。すなわち、制御部 21 E に出力する信号 S 4 の電圧が、内部信号 S 3 に応じて変化する。

【0073】

本実施形態のカプセル型内視鏡 10 E は、カプセル型内視鏡 10 が有する効果を有し、

10

20

30

40

50

さらに構成が簡単である。なお、カプセル型内視鏡 10E の構成をすでに説明したカプセル 10A～10D に用いることもできる。

【0074】

<第3実施形態>

次に、本発明の第3実施形態のカプセル型内視鏡 10F について説明する。カプセル型内視鏡 10F はカプセル型内視鏡 10 と類似しているため異なる点についてのみ説明する。

【0075】

図7に示すようにカプセル型内視鏡 10F は、第1の参照電圧発生部 24A と、第2の参照電圧発生部 24B と、出力する参照電圧を切り替えるスイッチ 24C と、を有する感度調整部 30 を具備する。

【0076】

すでに説明したように、制御部は、所定の閾値を超える強度の内部信号に応じて、制御を行う。すなわち、所定の閾値である比較電圧と、内部信号と、を比較部 23 が比較して、その比較結果に応じて制御部は制御を行う。

【0077】

第1実施形態のカプセル型内視鏡 10 では、強度調整部 14 が内部信号 S1 の強度を調整（増減）していた。これに対して、本実施形態のカプセル型内視鏡 10F では、感度調整部 30 が参照電圧を調整（増減）する。

【0078】

すなわち、第1の参照電圧発生部 24A が発生する第1の参照電圧 VTA は、第2の参照電圧発生部 24B が発生する第2の参照電圧 VTB よりも高い。そして、カプセル 10F が体外にあるとき（検知信号 S20：Lレベル）には、感度調整部 30 から第1の参照電圧 VTA が出力され、体内にあるとき（検知信号 S20：Hレベル）には、第1の参照電圧 VTA よりも低い第2の参照電圧 VTB が出力されるように、制御部 21F が感度調整部 30 のスイッチ 24C を制御する。

【0079】

第1の参照電圧 VTA および第2の参照電圧 VTB は、すでに説明した第1実施形態の増幅器 16 の増幅率等と同様に、使用（嚥下）前の条件および使用条件に応じて設定される。

【0080】

本実施形態のカプセル 10F は、カプセル 10 と同じ効果を有する。

【0081】

<第4実施形態>

次に、本発明の第4実施形態のカプセル型内視鏡 10G について説明する。カプセル型内視鏡 10G はカプセル型内視鏡 10 と類似しているため異なる点についてのみ説明する。

【0082】

図8に示すようにカプセル型内視鏡 10G は、信号受信部 11G が、外部からの第1の制御信号を受信し第1の内部信号 S11A を出力する第1の信号受信部 11A と、外部からの第2の制御信号を受信し第2の内部信号 S11B を出力する第2の信号受信部 11B と、第1の内部信号 S11A または第2の内部信号 S11B を内部信号 S1 として選択するスイッチ 31 と、を有する。なお、第1の信号受信部 11A は第1の受信センサ 12A と第1の受信回路 13A とを有し、第2の信号受信部 11B は第2の受信センサ 12B と第2の受信回路 13B とを有する。

【0083】

たとえば、第2の受信センサ 12B の磁界検知用コイルの巻回数が、第1の受信センサ 12A の巻回数よりも多い。このため、同強度の信号を受信しても、第2の信号受信部 11B は第1の信号受信部 11A よりも、強い内部信号を出力する。

【0084】

10

20

30

40

50

そして、制御部 21G は、検知部 20 の検知信号 S20 に応じてスイッチ 31 を制御する。すなわち、体外にある場合には第 1 の内部信号 S11A を、体内にある場合には第 2 の内部信号 S11B が内部信号 S1 として比較部 23 に入力される。

【0085】

比較部 23 は、スイッチ 31 によって選択された内部信号 S1（第 1 の内部信号 S11A または第 2 の内部信号 S11B）と、参照電圧 VT とを比較する。

【0086】

すなわち、カプセル型内視鏡 10G は、体外にあるとき（検知信号 S20：L レベル）には、小さい内部信号 S11A を出力する第 1 の信号受信部 11A を用い、体内に導入される（検知信号 S20：H レベル）と、強い内部信号 S11B を出力する第 2 の信号受信部 11B を用いる。

【0087】

このため、複数の信号受信部を有する本実施形態のカプセル 10G は、カプセル 10 と同じ効果を有する。

【0088】

なお、カプセル 10G の変形例では、受信部 11G の第 1 の信号受信部 11A と第 2 の信号受信部 11B が受信する制御信号が異なる物理エネルギーであってもよい。たとえば体外にあるときに第 1 の信号受信部 11A が受信する制御信号が光信号であり、体内にあるときに第 2 の信号受信部 11B が受信する制御信号が磁界信号であってもよい。

【0089】

それぞれが異なる信号を受信する複数の信号受信部を有する変形例のカプセルは、カプセル 10G と同じ効果を有し、さらに誤動作しにくい。

【0090】

<第 5 実施形態>

次に、本発明の第 5 実施形態のカプセル型内視鏡 10H について説明する。カプセル型内視鏡 10H はカプセル型内視鏡 10G と類似しているため異なる点についてのみ説明する。

【0091】

図 9 に示すように、カプセル型内視鏡 10H は、制御部 21H が第 1 の内部信号 S11A および第 2 の内部信号 S11B にもとづき、内部信号 S2 を生成する演算部 32 を有する。

【0092】

演算部 32 は、検知信号 S20 が入力されない場合には、第 1 の内部信号 S11A と第 2 の内部信号 S11B の両方の信号が同時に入力されると、内部信号 S2 の出力を制御する。一方、演算部 32 は、検知信号 S20 が入力された場合には、第 1 の内部信号 S11A または第 2 の内部信号 S11B の少なくともいずれかの信号が入力されると、制御部 21H が内部信号 S2 の出力を制御する。

【0093】

言い換えれば、演算部 32 は、体外にあるときには 2 つの内部信号 S11A、S11B の論理積により内部信号 S2 の出力を制御し、体内にあるときには 2 つの内部信号 S11A、S11B の論理和により内部信号 S2 の出力を制御する。

【0094】

そして、受信部 11H の第 1 の信号受信部 11A と第 2 の信号受信部 11B とは、それぞれの制御信号の検出方向が直交している。すなわち、それぞれの磁界検知用コイルの磁界検出方向が直交している。

【0095】

たとえば、検知信号 S20 が入力されない場合には、第 1 の内部信号 S11A と第 2 の内部信号 S11B が受信した信号の強度がともに参照電圧信号の電圧 VT を超えたときに、スイッチ制御信号 S2 がトグル動作する。すなわち、2 方向から制御信号が印加されないと、スイッチ 25 の動作状態は変化しない。

10

20

30

40

50

【0096】

一方、検知信号 S 2 0 が入力された場合には、第 1 の内部信号 S 1 1 A の強度と第 2 の内部信号 S 1 1 B の強度の少なくともどちらか一方が、参照電圧信号の電圧 V T を超えたときにスイッチ制御信号 S 2 はトグル動作する。

【0097】

カプセル 1 0 H は、体内での姿勢がどのようになっているか判断できない。しかし、2 方向からの制御信号を効率的に受信できるため、カプセル 1 0 H は体内にあっても制御が容易である。また、第 1 の内部信号 S 1 1 A または第 2 の内部信号 S 1 1 B のうち大きい信号を制御に用いてもよいし、第 1 の内部信号 S 1 1 A と第 2 の内部信号 S 1 1 B とを加算した合成信号を制御に用いてもよい。

10

【0098】

本実施形態のカプセル 1 0 H は、カプセル 1 0 G と同じ効果を有し、さらに、より確実に誤起動を防止し、電池の消耗を防ぐことができる。

【0099】

また、カプセル 1 0 H の変形例 1 では、カプセル型内視鏡 1 0 H の制御部 2 1 H は、検知信号 S 2 0 が入力されない場合には第 1 の内部信号 S 1 1 A のみに応じて、検知信号が入力された場合には第 1 の内部信号 S 1 1 A または第 2 の内部信号 S 1 1 B の少なくともいずれかの信号に応じて、制御部 2 1 H が内部信号 S 2 の出力を制御してもよい。

【0100】

なお、カプセル 1 0 H の変形例 2 では、第 1 の信号受信部 1 1 A と第 2 の信号受信部 1 1 B の磁界検出方向と、直交する方向の磁界を効率的に受電する第 3 の信号受信部をさらに有し、体外では第 1 の内部信号のみに応じて、体内では、いずれか 1 つの内部信号または 3 つの内部信号の合成信号に応じて、制御部が制御を行ってもよい。

20

【0101】

さらに、カプセル 1 0 H の変形例 3 では、第 1 の信号受信部 1 1 A と第 2 の信号受信部 1 1 B が受信する制御信号が異なる物理エネルギーであってもよい。

【0102】

なお、カプセル 1 0 H の変形例では、第 1 の信号受信部 1 1 A と第 2 の信号受信部 1 1 B と、直交する方向の磁界を効率的に受電する第 3 の信号受信部をさらに有し、体外では第 1 の内部信号のみに応じて、体内では、いずれか 1 つの内部信号または 3 つの内部信号の合成信号に応じて、制御部が制御を行ってもよい。

30

さらに、カプセル 1 0 G の変形例では、第 1 の信号受信部 1 1 A と第 2 の信号受信部 1 1 B が受信する制御信号が異なる物理エネルギーであってもよい。

【0103】

上記説明は、生体情報取得装置としてカプセル型内視鏡を例に説明したが、本発明の生体情報取得システムは、消化器液採取用カプセル型医療装置、カプセル型 pH センサ、またはカプセル型温度センサのような各種カプセル型生体情報取得装置に適用できる。

【0104】

本発明は、上述した実施形態または変形例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、実施形態または変形例の組み合わせ、種々の変更、改変等ができる。

40

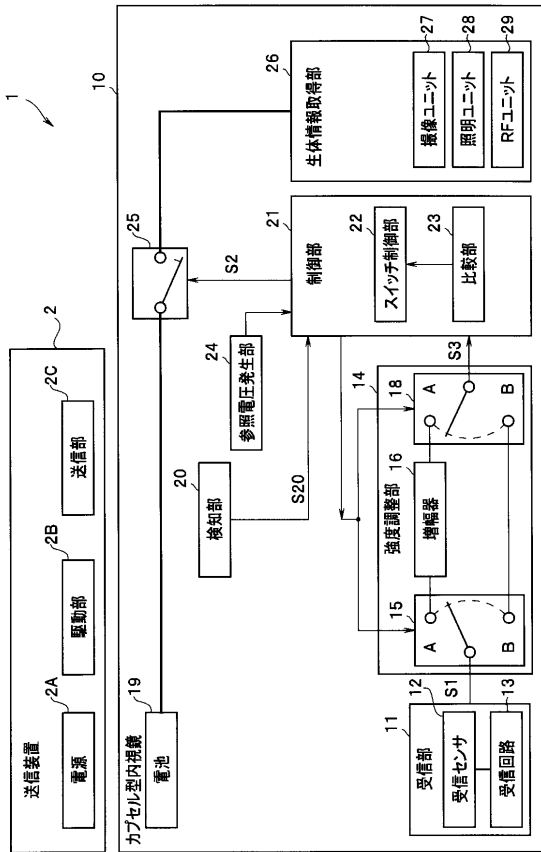
【符号の説明】

【0105】

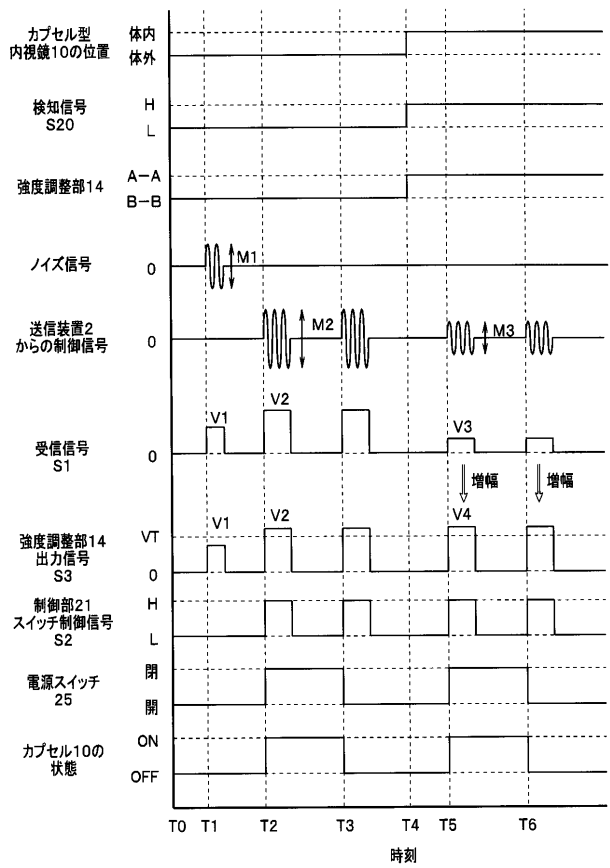
1 … 生体観察システム、2 … 送信装置、1 0 … カプセル型内視鏡、1 1 … 信号受信部、1 2 … 受信センサ、1 3 … 受信回路、1 4 … 強度調整部、1 5 … 切替スイッチ、1 6 … 増幅器、1 7 … 減衰器、1 8 … 切替スイッチ、1 9 … 電池、2 0 … 検知部、2 0 A、2 0 B … 電極、2 1 … 制御部、2 2 … スイッチ制御部、2 3 … 比較部、2 4 … 参照電圧発生部、2 4 C … スイッチ、2 5 … 電源スイッチ、2 6 … 生体情報取得部、2 7 … 撮像ユニット、2 8 … 照明ユニット、2 9 … RF ユニット、3 0 … 感度調整部、3 1 … スイッチ、3 2 … 演算部、3 3 … 電界効果トランジスタ、1 0 1 … 生体観察システム、1 0 2 … 送信装置、1

50

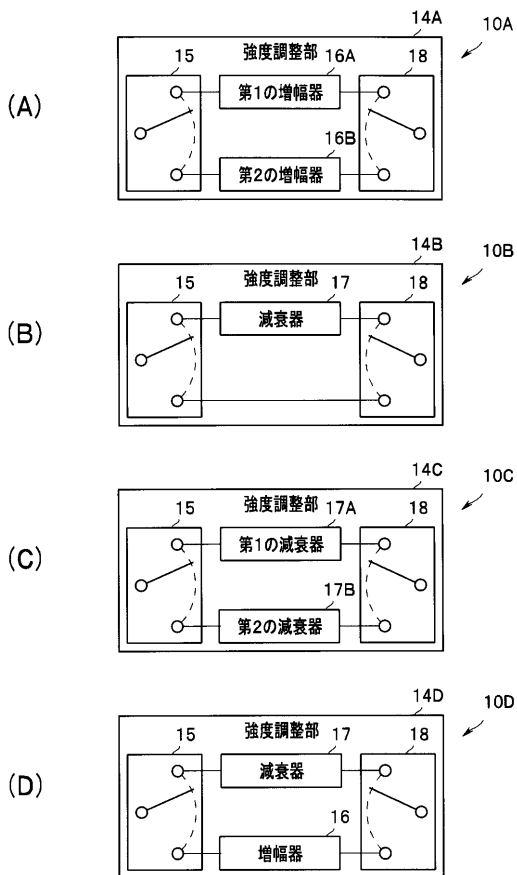
【図 3】



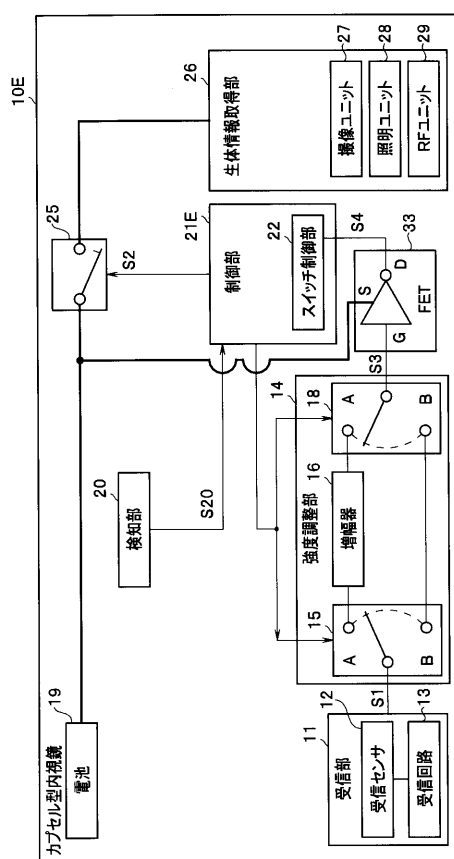
【図 4】



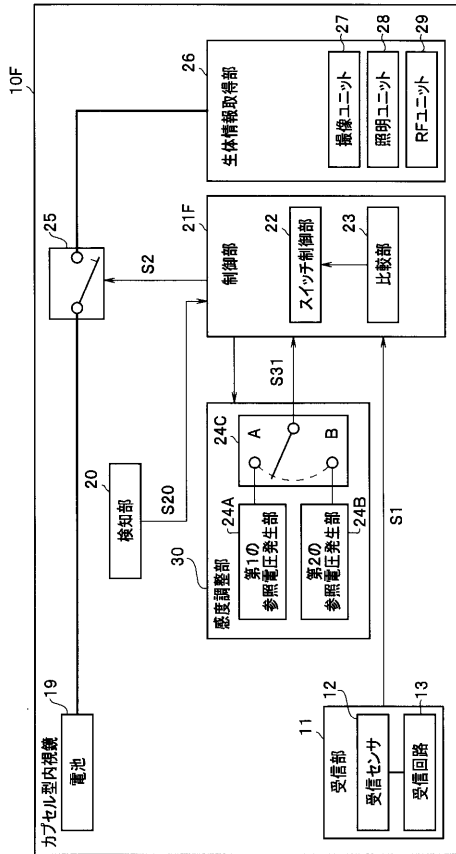
【図 5】



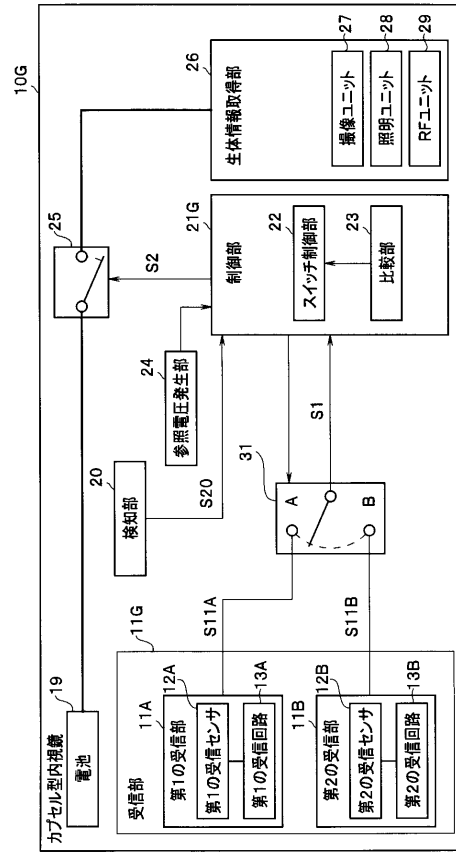
【図 6】



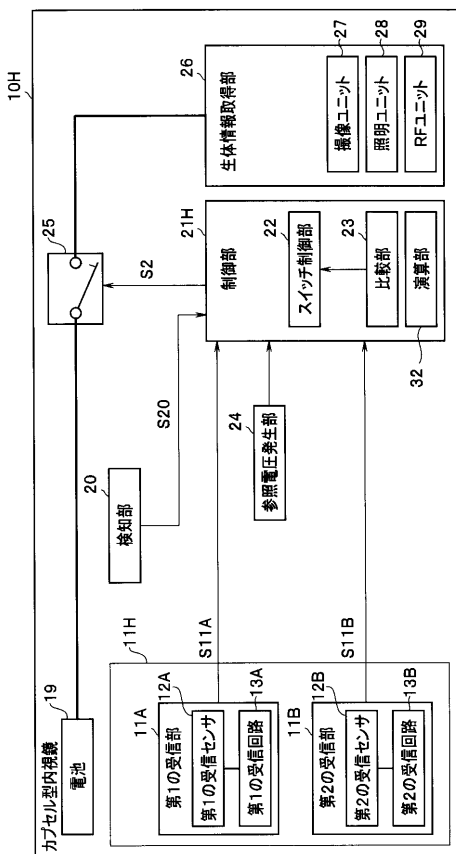
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 CC06 DD10 JJ17 JJ19 NN01 NN03 NN10 RR01 RR24 UU02
UU06 UU09
4C161 CC06 DD10 JJ17 JJ19 NN01 NN03 NN10 RR01 RR24 UU02
UU06 UU09

要解决的问题：提供一种胶囊型内窥镜10，其在使用前防止错误启动，同时防止电池19的消耗。解决方案：胶囊型内窥镜10包括：生物信息获取部分26，用于获取身体中的生物信息。学科;用于供电的电池19;检测部分20，用于在检测到引入受试者体内时输出检测信号S20;信号接收部分11，用于从外部接收控制信号并输出内部信号S1;控制部分21用于根据内部信号S1和检测信号S20控制从电池19到生物信息获取部分26的电力供应。

