

(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2008-178703

(P2008-178703A)

(43) 公開日 平成20年8月7日(2008.8.7)

(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 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	

審査請求 有 請求項の数 2 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2008-60271 (P2008-60271)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社
(22) 出願日	平成20年3月10日 (2008.3.10)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(62) 分割の表示	特願2005-128466 (P2005-128466) の分割	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
原出願日	平成14年5月16日 (2002.5.16)	(72) 発明者	内山 昭夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	穂満 政敏 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	4C038 CC01 CC02 CC03 CC08 CC09 KK01 KK08

最終頁に続く

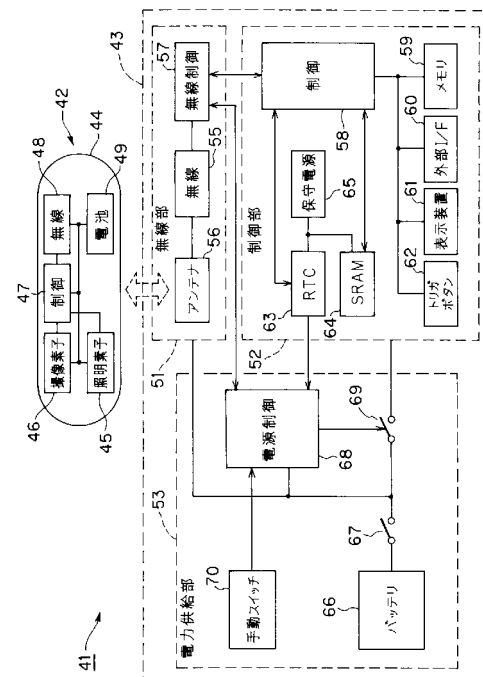
(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】検査対象とされる部位にカプセル内視鏡が到着してから撮影を開始し、不要な体腔内の撮影を無くすことができるようにしたカプセル内視鏡装置を提供する。

【解決手段】体腔内に嚥下されて体腔内を撮像する撮像素子46を備えたカプセル内視鏡42と、生体外に配置され前記カプセル内視鏡42と通信して該カプセル内視鏡の撮像手段46が撮像した撮像信号を取得する体外ユニット43とを有し、リアルタイムクロック63を起動するトリガ信号を発生するとトリガボタン62と、前記トリガボタン62により起動されるリアルタイムクロック63の起動から前記撮像素子46による前記体腔内の撮影を開始するまでの時間及び前記撮像手段の撮影間隔を記憶するSRAM64と、を備えている。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に嚥下されて体腔内を撮像する撮像手段を備えたカプセル内視鏡と、生体外に配置され前記カプセル内視鏡と通信して該カプセル内視鏡の撮像手段が撮像した撮像信号を取得する体外ユニットとを有するカプセル内視鏡装置において、

前記体外ユニットは、

前記カプセル内視鏡における前記撮像手段による前記体腔内の撮影を開始するまでの時間を設定するタイマ手段と、

前記撮像手段による前記体腔内の撮影を開始するまでの時間および前記撮像手段の撮影間隔に係るタイムスケジュールデータを記憶する記憶手段と、

10

前記タイマ手段を起動するトリガ信号を発生するとトリガ手段と、

前記カプセル内視鏡との間で少なくとも前記撮像信号および当該カプセル内視鏡における前記撮像手段による撮像を開始させるための制御信号の送受信を行うための通信部と、

当該体外ユニット内における上記通信部以外の所定の回路の動作制御を行う動作制御部と、

前記通信部および前記動作制御部に対して電力を供給する電力供給部と、

前記電力供給部に設けられ、前記タイマ手段の状態に応じて、前記動作制御部への電力供給の可否を制御する電源制御回路部と、

前記電力供給部から前記動作制御部への電力供給の有無に拘わらず前記タイマ手段に対して電力を供給する保守電源と、

20

を備え、

前記タイマ手段は、前記通信部と前記カプセル内視鏡との間での送受信を確立した後に前記トリガ信号を発生するトリガ手段の作用に応じて、時間計測を開始し、

前記通信部は、前記タイマ手段の計測により所定時間に達した際に、前記カプセル内視鏡に対して前記撮像手段による前記体腔内の撮影を開始するよう前記制御信号を送信し、

前記電源制御回路部は、前記タイマ手段が計測を開始した後より当該タイマ手段の計測により所定時間に達するまでの間前記動作制御部への電力供給を遮断するよう制御する、ことを特徴とするカプセル内視鏡装置。

【請求項 2】

前記記憶手段に記憶される前記撮影を開始するまでの時間及び撮影間隔は、入力手段から前記記憶手段に入力されて記憶設定されることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル内視鏡装置。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、体腔内に嚥下され、体腔内を撮影することができるカプセル内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

カプセル状にして体腔内の生体情報を得るカプセル医療装置が種々提案されている。例えば、特開 2001-46357 号公報には、生体内に留置されるラジオカプセルと、受信アンテナを備えた体外ユニットとからなるカプセル受信システムが開示されている。

40

【0003】

また、PCT 出願の WO 01/65995 にも光学系を備えたカプセルが開示されている。

【特許文献 1】特開 2001-46357 号公報**【特許文献 2】PCT 出願の WO 01/65995 公報****【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

50

例えば、前記 P C T 出願の W O 0 1 / 6 5 9 9 5 に記載の従来例においては、検査対象とされる部位にカプセル内視鏡が到着するまでの期間に撮影されたデータが不要となってしまうという、問題がある。

【 0 0 0 5 】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、検査対象とされる部位にカプセル内視鏡が到着してから撮影を開始し、不要な体腔内の撮影を無くすることができるようにしたカプセル内視鏡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】

【 0 0 0 6 】

前記目的を達成するため本発明によるカプセル内視鏡装置は、体腔内に嚥下されて体腔内を撮像する撮像手段を備えたカプセル内視鏡と、生体外に配置され前記カプセル内視鏡と通信して該カプセル内視鏡の撮像手段が撮像した撮像信号を取得する体外ユニットとを有するカプセル内視鏡装置において、前記体外ユニットは、前記カプセル内視鏡における前記撮像手段による前記体腔内の撮影を開始するまでの時間を設定するタイマ手段と、前記撮像手段による前記体腔内の撮影を開始するまでの時間および前記撮像手段の撮影間隔に係るタイムスケジュールデータを記憶する記憶手段と、前記タイマ手段を起動するトリガ信号を発生するとトリガ手段と、前記カプセル内視鏡との間で少なくとも前記撮像信号および当該カプセル内視鏡における前記撮像手段による撮像を開始させるための制御信号の送受信を行うための通信部と、当該体外ユニット内における上記通信部以外の所定の回路の動作制御を行う動作制御部と、前記通信部および前記動作制御部に対して電力を供給する電力供給部と、前記電力供給部に設けられ、前記タイマ手段の状態に応じて、前記動作制御部への電力供給の可否を制御する電源制御回路部と、前記電力供給部から前記動作制御部への電力供給の有無に拘わらず前記タイマ手段に対して電力を供給する保守電源と、を備え、前記タイマ手段は、前記通信部と前記カプセル内視鏡との間での送受信を確立した後に前記トリガ信号を発生するトリガ手段の作用に応じて、時間計測を開始し、前記通信部は、前記タイマ手段の計測により所定時間に達した際に、前記カプセル内視鏡に対して前記撮像手段による前記体腔内の撮影を開始するよう前記制御信号を送信し、前記電源制御回路部は、前記タイマ手段が計測を開始した後より当該タイマ手段の計測により所定時間に達するまでの間前記動作制御部への電力供給を遮断するよう制御することを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 0 7 】

本発明によるカプセル内視鏡装置は、検査対象とされる部位にカプセル内視鏡が到着してから撮影を開始し、不要な体腔内の撮影を無くすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 8 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【実施例 1】

【 0 0 0 9 】

図 1 及び図 2 は本発明の実施例 1 に係り、図 1 は実施例 1 のカプセル医療装置の構成を示し、図 2 は電力供給部の動作説明図を示す。

図 1 に示すように本発明の実施例 1 のカプセル医療装置 1 は、患者の口部から飲み込まれることにより体腔内に挿入されるカプセル状の内視鏡（カプセル内視鏡又はカプセルと略記）2 と、体外、例えばベルトなどにより患者の体表面付近に設置され、カプセル内視鏡 2 により得た生体情報を蓄積する体外ユニット 3 とを有する。

【 0 0 1 0 】

カプセル内視鏡 2 はカプセル状容器 4 内部に照明を行う照明素子 5 と、この照明素子 5 で照明された体腔内を撮像する撮像素子 6 と、照明素子 5 及び撮像素子 6 の駆動や撮像された信号に対する信号処理を行う制御回路 7 と、制御回路 7 により生成された画像信号を無線で外部に送信する無線回路 8 と、これら照明素子 5、撮像素子 6、制御回路 7、無線

回路 8 に動作電力を供給する電池 9 とが内蔵されている。

【 0 0 1 1 】

一方、体外ユニット 3 は、カプセル内視鏡 2 から無線で送信される画像信号を蓄積する処理等を行う制御部 1 1 と、この制御部 1 1 に動作電力を供給する電力供給部 1 2 とからなる。

【 0 0 1 2 】

制御部 1 1 はカプセル内視鏡 2 の無線回路 8 から無線で送信される画像信号を受信する等する無線回路 1 4 と、この無線回路 1 4 で受信した画像信号等のデータを記憶するメモリ 1 5 と、無線回路 1 4 等を含む制御部 1 1 内部の各回路の制御を行う制御回路 1 6 と、体外ユニット 3 の状態の情報を表示する表示装置 1 7 と、外部の図示しないパーソナルコンピュータ等に接続して、メモリ 1 5 に蓄積したデータを転送する U S B コネクタ等からなる外部インタフェース 1 8 と、制御回路 1 6 に接続され、術者等が指示操作等を行う操作部 1 9 とを有する。

10

【 0 0 1 3 】

この制御部 1 1 に動作電力を供給する電力供給部 1 2 には、ソケット 2 1 が設けてあり、このソケットには複数の電力供給源として、例えば 2 つのバッテリー 2 2 a、2 2 b を着脱自在に装着することができるようにしている。バッテリー 2 2 a、2 2 b としては例えば充電可能なリチウムイオン電池を採用することができる。

【 0 0 1 4 】

バッテリー 2 2 a、2 2 b の電力は 2 系統の構成にしたメインスイッチ 2 3 の各スイッチ 2 3 a、2 3 b を経てリレー (のスイッチ) 2 4 a、2 4 b 側に供給されると共に、電圧検出を行う電圧検出回路 2 5 a、2 5 b に入力される。

20

メインスイッチ 2 3 を構成するスイッチ 2 3 a、2 3 b は、連動するスイッチであり、ユーザの操作で連動して O N / O F F できる。

【 0 0 1 5 】

電圧検出回路 2 5 a、2 5 b は検出した電圧値を電源監視回路 2 6 に伝達する。電源監視回路 2 6 は、電圧検出回路 2 5 a、2 5 b で検出した値に基づき、2 つのバッテリー 2 2 a、2 2 b の残量状態が十分か残量が少なくバッテリー切替を行うべき状態かを (バッテリー切替閾値等) で判定し、その判定結果を告知用の L E D 2 7 a、2 8 a、2 7 b、2 8 b で別々に表示する。

30

【 0 0 1 6 】

L E D 2 7 a、2 8 a は例えばバッテリー 2 2 a の残量状態を表示するもので、残量が十分の場合には緑色で発光する L E D 2 7 a を点灯させ、残量が少なくなると黄色で発光する L E D 2 8 a を点灯させる。

さらに残量が少なくなり切替閾値以下になると黄色で発光する L E D 2 8 a を点滅させて交換を促すように告知する。

【 0 0 1 7 】

同様に、L E D 2 7 b、2 8 b は例えばバッテリー 2 2 b の残量状態を表示するもので、残量が十分の場合には緑色で発光する L E D 2 7 b を点灯させ、残量が少なくなると黄色で発光する L E D 2 8 b を点灯させる。

40

さらに残量が少なくなると黄色で発光する L E D 2 8 b を点滅させて交換を促すように告知する。

【 0 0 1 8 】

また、電源監視回路 2 6 は、バッテリー 2 2 a、2 2 b の残量状態の情報を制御回路 1 6 に送り、制御回路 1 6 は表示装置 1 7 で残量状態の表示を行えるようにしている。

【 0 0 1 9 】

また、この電源監視回路 2 6 は、電圧検出回路 2 5 a、2 5 b の検出出力に応じて、リレー 2 4 a、2 4 b の O N / O F F を制御するリレー制御出力 2 6 a、2 6 b をアンド回路 2 9 a、2 9 b を介してリレー 2 4 a、2 4 b に出力し、リレー 2 4 a、2 4 b の O N / O F F を制御する。

50

【 0 0 2 0 】

具体的には、後述するように例えば一方のバッテリー 2 2 a で使用している状態で、その検出電圧の値が切替閾値以下に達した場合には、他方のバッテリー 2 2 b を選択するようにリレー 2 4 b を ON にしてその他方のバッテリー 2 2 b で電力供給を行う状態にした直後にバッテリー 2 2 a に接続されたリレー 2 4 a を OFF にする ON / OFF 制御を行う。

【 0 0 2 1 】

このリレー 2 4 a、2 4 b は電源が供給されていない状態ではクローズ (ON) 状態となるリレーであり (例えばメインスイッチ 2 3 が OFF にされた状態では ON)、アンド回路 2 9 a、2 9 b の出力信号で ON / OFF が制御される。また、リレー 2 4 a、2 4 b は例えば “ L ” で ON となり、“ H ” で OFF となるものとする。

10

【 0 0 2 2 】

また、本実施例では、メインスイッチ 2 3 が ON されたような初期状態における所定の制御動作状態を保持するようにタイマ回路 3 1 が設けてあり、このタイマ回路 3 1 は電源監視回路 2 6 と共にアンド回路 2 9 a、2 9 b を介してリレースイッチ 2 4 a、2 4 b の ON / OFF を制御する。

【 0 0 2 3 】

具体的には、タイマ回路 3 1 は、メインスイッチ 2 3 が ON された際に、電源監視回路 2 6 の状態に関わらず、2 つのリレー 2 4 a、2 4 b を ON の状態に保持する。つまり、この場合には、タイマ回路 3 1 のアンド回路 2 9 a 及び 2 9 b への出力は “ L ” を保持し、その後に電圧検出回路 2 5 a、2 5 b、電源監視回路 2 6 等が安定した動作状態に達した後に、“ H ” を保持し、電源監視回路 2 6 のリレー制御出力 2 6 a、2 6 b でリレー 2 4 a、2 4 b の ON / OFF 制御を可能にする状態を保持する。

20

【 0 0 2 4 】

なお、タイマ回路 3 1 には、リレー 2 4 a、2 4 b を通した制御部 1 1 に接続された電源端子から抵抗 R をそれぞれ介してバッテリー 2 2 a、2 2 b から動作に必要な電力が供給される。抵抗 R の抵抗値は電圧検出回路 2 5 a、2 5 b によるバッテリー 2 2 a、2 2 b の電圧検出に影響しないような大きな値である。

図示しないが、電源開始回路 2 6、アンド回路 2 9 a、2 9 b 等も、タイマ回路 3 1 への電力供給と同様な方法で動作に必要な電力が供給されている。

【 0 0 2 5 】

このようにメインスイッチ 2 3 の ON による初期状態では、バッテリー 2 2 a、バッテリー 2 2 b のどちらかが消費されている、もしくはソケット 2 1 に装着されていない状態であっても安定的に制御部 1 1 及び電力供給部 1 2 に電力が供給されるようになっている。そして、電源監視回路 2 6 等による動作が安定状態になった時間間隔の後に、タイマ回路 3 1 はリレー 2 4 a、2 4 b の制御信号の状態を変化させる。具体的にはタイマ回路 3 1 の出力は “ H ” となる。

30

【 0 0 2 6 】

従って、その後は、電源監視回路 2 6 の制御に従い、バッテリー 2 2 a、2 2 b の接続が制御される。電源監視回路 2 6 は一方のバッテリー (例えばバッテリー 2 2 a) の接続を ON にし、他方の接続を OFF にする。

40

【 0 0 2 7 】

本実施例では、体外ユニット 3 に、制御部 1 1 に動作用の電力を供給する電力供給部 1 2 に複数の電力源を着脱自在 (交換自在) に設け、各電力源の電気エネルギー残量を監視して、実際に使用中の電力源の電気エネルギー残量が少なくなった場合には、電気エネルギー残量が十分な他方の電力源に切り替える電力源セレクト手段を形成していることが特徴となっており、この構成により動作中においても、その動作を中断させることなく、電気エネルギー残量が少なくなった電力源を交換可能にしている。

【 0 0 2 8 】

このような構成による本実施例の動作を図 2 のタイミングチャートを参照して説明する。

50

メインスイッチ 23 が投入 (ON) される前の OFF 状態ではリレー 24 a、24 b は ON に保持されており、メインスイッチ 23 が ON されると、電源監視回路 26 やタイマ回路 31 等の電力供給部 12 と共に、制御部 11 に電力が供給されるようになる。

【0029】

電力が供給されると、タイマ回路 31 は電源監視回路 26 よりも短い時間で動作状態に立ち上がり、そのタイマ回路 31 の出力を “L” に保持し、その間に電源監視回路 26 及び電圧検出回路 25 a、25 b 等も動作状態になる。

【0030】

そして、電圧検出回路 25 a、25 b により、バッテリー 22 a、22 b の電圧検出が行われ、その検出出力が電源監視回路 26 に入力され、電源監視回路 26 は入力される電圧検出値が切替閾値以下か否かの判断を行う。図 2 のようにバッテリー 22 a、22 b の電圧検出値が共に切替閾値を越えている場合には、例えばリレー制御出力 26 a を “L” に、他方のリレー制御出力 26 b を “H” にする。

【0031】

その後、タイマ回路 31 の出力は “L” に切り替わり、電源監視回路 26 等によるリレー制御出力 26 a、26 b で、リレー 24 a、24 b は ON / OFF が制御される状態となる。この場合には、リレー 24 a は ON、リレー 24 b は OFF となる。

【0032】

つまり、バッテリー 22 a の電力で制御部 11 及び電力供給部 12 が動作する状態となる。そして、このバッテリー 22 a の電圧が時間の経過と共に、減少し、その値が切替閾値以下になると、リレー制御出力 26 b が “L” に切替られて、リレー 24 b が ON に切替られ、その直後にリレー制御出力 26 a が “H” に切替られて、リレー 24 a が OFF に切替られる。

【0033】

この場合、図 2 には示していないが LED 28 a が点滅して、バッテリー 22 a の交換を促す。

そして、今度はバッテリー 22 b により、制御部 11 及び電力供給部 12 は継続して動作状態を維持する。

【0034】

そして、その間にバッテリー 22 a が交換されると、その電圧検出回路 25 a の検出を介して電源監視回路 26 はその電圧が切替閾値以上であることを検出する。そして、さらに時間の経過により、バッテリー 22 b の電圧が切替閾値以下になると、リレー制御出力 26 a が “L” に切替られて、リレー 24 a が ON に切替られ、その直後にリレー制御出力 26 b が “H” に切替られて、リレー 24 b が OFF に切替られる。

【0035】

この場合、LED 28 b が点灯して、バッテリー 22 b の交換を促す。このようにして、本実施例では長時間の連続動作が可能となる。

【0036】

本実施例は以下の効果を有する。

本実施例では複数のバッテリー 22 a、22 b を用いて、一方のバッテリーの電池残量が少なくなると、自動的に電池残量が十分な他方のバッテリーに切り替えるようにしているので、使用中でも電池残量が少なくなった方のバッテリーを交換して、どの体外ユニット 3 の動作を中断することなく、長時間の連続動作をさせることができる。

【0037】

従って、バッテリーの容量による駆動時間の限界をなくすることができる。

また、このような構成及び動作ができるので、体に取り付ける体外ユニット 3 の重さ及び大きさを抑えることができる。

また、体外ユニット 3 を軽量に構成できる。

【0038】

なお、図 1 を参照した構成及び動作説明では、例えば LED 28 a は切替閾値に至る前

10

20

30

40

50

の残量状態で点灯させると説明したが、図 2 のタイミングチャートにおける切替閾値になる残量状態で点灯させるようにしても良い。

また、バッテリー 2 2 a 等の残量を L E D 2 7 a , 2 8 a 等で視覚的に告知する他に、ブザー等で音響的に告知するようにしても良い。

【実施例 2】

【0039】

次に図 3 及び図 4 を参照して本発明の実施例 2 を説明する。図 3 は実施例 2 のカプセル医療装置の構成を示し、図 4 は電力供給部の動作説明図を示す。図 3 に示すように本発明の実施例 2 のカプセル医療装置 1 B は、図 1 のカプセル医療装置 1 において、電力供給部 1 2 にはさらに外部電源を着脱自在に接続できるように、外部電源からの電力が供給される外部入力端子 3 1 が設けられ、この外部入力端子 3 1 の電源電圧は電圧検出回路 2 5 c で検出されて電源監視回路 2 6 に入力される。

10

【0040】

また、外部入力端子 3 1 は D C - D C コンバータ 3 2 を経て制御部 1 1 に動作用の電源が供給されると共に、この D C - D C コンバータ 3 2 の出力端には蓄電手段としてのコンデンサ 3 3 が接続され、蓄電する。

【0041】

また、電源監視回路 2 6 には外部電源の電圧状態（残量）を告知する L E D 2 7 c が接続され、外部電源の電圧が使用可能な所定レベル以上であると L E D 2 7 c が点灯し、所定レベル以下になると L E D 2 7 c が点滅する。なお、L E D 2 7 a 、 2 8 a のように 2 つの L E D を設け、L E D 2 7 a 、 2 8 a と同様の制御を行うようにしても良い。

20

【0042】

その他の構成は実施例 1 と同様であり、同一の構成要素には同じ符号を付け、その説明を省略する。

次に本実施例の動作を図 4 のタイミングチャート参照して説明する。この場合の使用例として、最初は実施例 1 のように動作させ、途中で外部電源を接続した場合の動作を説明する。なお、図 3 におけるコンデンサ 3 3 の出力端の電圧を P 点電圧と記す。

【0043】

メインスイッチ 2 3 を O N する前では、外部電源が接続されていないとして説明する。この場合には、メインスイッチ 2 3 が O N され、電源監視回路 2 6 によりバッテリー 2 2 a が選択され、その電圧で動作することは実施例 1 と同様である。

30

【0044】

このバッテリー 2 2 a が選択され、その電圧で動作している最中に外部電源が接続されると、その電圧が検出されると共に、コンデンサ 3 3 を通した P 点電圧も指数関数的に立ち上がる。

【0045】

外部電源の電圧が所定レベル以上であると、電源監視回路 2 6 は所定レベル以上で、且つコンデンサ 3 3 を通した電圧が切替閾値以上に立ち上がるまでに要する時間の後、リレー制御出力 2 6 a を “ L ” から “ H ” に切替え、この切替えによりリレー 2 4 a は O N から O F F に切替わる。

40

【0046】

この切替えにより、制御部 1 1 及び電力供給部 1 2 はバッテリー 2 2 a からの電力供給が O F F にされ、外部電源による電力供給で動作する状態となる。なお、この切替の際の図 4 の符号 T 1 で示す期間がバッテリー 2 2 a と外部電源両方で電力供給がされる期間となる。

【0047】

この状態で使用し、途中で外部電源を外部入力端子 3 1 から外して外部電源による電力供給を停止すると、その外部電源による電圧が検出されて電源監視回路 2 6 はリレー制御出力 2 6 a を “ H ” から “ L ” に切替え、この切替えによりリレー 2 4 a は O F F から O N に切替わる。

50

【 0 0 4 8 】

この切替えにより、制御部 1 1 及び電力供給部 1 2 は外部電源からの電力供給が OFF にされ、バッテリー 2 2 a による電力供給で動作する状態となる。なお、この切替えによりコンデンサ 3 3 により保持された電圧は指数関数的に低下し、まもなくその電圧は 0 になる。この場合、期間 T 2 は期間 T 1 と同様にバッテリー 2 2 a と外部電源とから電力が供給される期間となる。

【 0 0 4 9 】

図 4 のタイミングチャートによれば、途中で外部電源を接続することにより、バッテリー 2 2 a で動作させた場合よりもその使用時間を長く動作させることができる。

【 0 0 5 0 】

また、図 4 では示していないが、外部電源により動作させている期間にバッテリー 2 2 a 及び 2 2 b を交換することもできる。

【 0 0 5 1 】

従って、本実施例によれば実施例 1 の効果を有する他に、やもえず、バッテリー 2 2 a 、バッテリー 2 2 b とともに消費してしまった場合でも外部電源を使用して検査を続行しながら、バッテリー 2 2 a 及び 2 2 b の交換ができる。

また、外部電源を途中で使用することにより、バッテリー 2 2 a 及び 2 2 b で使用する場合よりも長い時間使用することができる。

【 実施例 3 】

【 0 0 5 2 】

次に図 5 ないし及び図 8 を参照して本発明の実施例 3 を説明する。図 5 は実施例 3 のカプセル医療装置の構成を示し、図 6 は体外ユニットをパソコンに接続して、タイムスケジュールを入力する様子を示し、図 7 は動作手順のフローチャートを示し、図 8 は動作説明のタイミングチャートを示す。

【 0 0 5 3 】

図 5 に示すカプセル医療装置 4 1 は患者の口部から飲み込まれることにより体腔内に挿入されるカプセル状の内視鏡（カプセル内視鏡又はカプセルと略記）4 2 と、体外、例えばベルトなどにより患者の体表面付近に設置され、カプセル内視鏡 4 2 により得た生体情報を蓄積する体外ユニット 4 3 と、図 6 に示すようにこの体外ユニット 4 3 が着脱自在に接続され、タイムスケジュールの入力や、体外ユニット 4 3 にデータを転送したりするパソコン 5 0 とから構成される。

【 0 0 5 4 】

カプセル内視鏡 4 2 はカプセル状容器 4 4 内部に照明を行う照明素子 4 5 と、この照明素子 4 5 で照明された体腔内を撮像する撮像素子 4 6 と、照明素子 4 5 及び撮像素子 4 6 の駆動や撮像された信号に対する信号処理を行う制御回路 4 7 と、制御回路 4 7 により生成された画像信号を無線で外部に送信すると共に外部からの信号を受信する無線回路 4 8 と、これら照明素子 4 5 、撮像素子 4 6 、制御回路 4 7 、無線回路 4 8 に動作電力を供給する電池 4 9 とが内蔵されている。なお、無線回路 4 8 はアンテナも備えている。

【 0 0 5 5 】

一方、体外ユニット 4 3 は、カプセル内視鏡 4 2 と無線による通信状態を保持する無線部 5 1 と、その他の制御動作等を行う制御部 5 2 と、無線部 5 1 及び制御部 5 2 に電力供給を行う電力供給部 5 3 とからなる。

【 0 0 5 6 】

無線部 5 1 は、カプセル内視鏡 4 2 の無線回路 4 8 と通信を行う無線回路 5 5 及び無線で電波の放射及び受信を行うアンテナ 5 6 と、無線回路 5 5 をカプセル内視鏡 4 2 が撮影を行わない状態であっても、カプセル内視鏡 4 2 側の無線回路 4 8 と通信状態を保持するように制御する無線制御回路 5 7 とを有する。

【 0 0 5 7 】

制御部 5 2 は、無線制御回路 5 7 と接続され、全体を制御する制御回路 5 8 と、この制御回路 5 8 に接続された画像データなどを記憶するメモリ 5 9 と、外部装置と接続する外

10

20

30

40

50

部インタフェース 60 と、体外ユニット 43 の状態等の表示を行う表示装置 61 と、タイマ起動操作を行うトリガボタン 62 と、時間計測するリアルタイムクロック (RTC と略記) 63 と、患者のデータ等の設定データを保持する SRAM 64 と、RTC 63 及び SRAM 64 を常時動作状態に電源を供給する保守電源 65 とを有する。

【0058】

設定データは、保守電源 65 付きの SRAM 64 に格納されているので、制御部 52 への電源が OFF にされても、設定データが消滅することなく、保持される。保守電源 65 は RTC 63 にも常時動作に必要な電力を供給するようにしている。

この RTC 63 は設定された時間が経過した場合にその時間経過を知らせるアラーム出力を有するタイマ回路を内蔵しており、タイマ回路の設定は、後述するように患者データの入力時等に、操作者が入力する。

10

【0059】

また、電力供給部 53 は、電力を供給するバッテリー 66 を有し、このバッテリー 66 は電力供給の ON / OFF を行う電源スイッチ (メインスイッチ) 67 を介して制御部 52 への電力供給の制御を行う電源制御回路 68 に電力を供給すると共に、無線部 51 にも電力を供給するようにしている。

【0060】

この電源制御回路 68 は、バッテリー 66 に接続された電源スイッチ 67 に直列に接続されたリレー 69 の ON / OFF を制御することにより、このリレー 69 を経て制御部 52 に供給されるバッテリー 66 からの電力の供給 / 遮断を制御する。

20

【0061】

また、この電源制御回路 68 は手動スイッチ 70 が接続され、手動で制御することもできる。

また、電源制御回路 68 は、無線制御回路 57 及び RTC 63 と接続され、これらの出力に基づいてリレー 69 の ON / OFF を制御する。

【0062】

本実施例では無線部 51 はカプセル 42 と通信を行う状態を維持するために常時電力が供給されているが、制御部 52 は、画像取得を行わない状態では、その電源が OFF となるように電力供給部 53 の電源制御回路 53 が制御することにより、バッテリー 66 による駆動時間を長く行えるようにしている。

30

【0063】

次に図 6 を参照してパソコン 50 により体外ユニット 43 に患者データ 71 及びタイムスケジュールデータの入力を行う場合の動作を説明する。

操作者は、図 6 に示すように体外ユニット 43 をパソコン 50 の本体 50a に外部インタフェース 60 を介して接続し、パソコン 50 のキーボード 50b から患者データ 71、タイムスケジュールデータ 72 を入力する。

【0064】

タイムスケジュールデータ 72 はカプセル 42 を嚥下したときから撮影 (撮像) を開始するまでの時間、そして撮影間隔である。

そして、パソコン 50 のディスプレイ 50c に患者データ 71 及びタイムスケジュール 72 を表示し、そのデータで OK の場合には、キーボード 50b から転送の指示操作をして、設定データを体外ユニット 43 に送信する。体外ユニット 43 の制御回路 58 は送信されたデータを SRAM 64 に格納する。

40

【0065】

また、タイムスケジュールデータ 72 における撮影開始までのタイマ設定時間データ等は RTC 63 に設定されるようになる。

次に本実施例の動作をまず、図 7 を参照して説明する。

【0066】

図 7 のステップ S1 に示すように、パソコン 50 を操作して患者データ入力処理を行い、次にステップ S2 に示すようにパソコン 50 と体外ユニット 43 を接続し、体外ユニッ

50

ト４３の電源をＯＮする。なお、図７等においては、パソコンをＰＣと略記する。

【００６７】

そして、ステップＳ３に示すようにパソコン５０から体外ユニット４３に設定データの転送を行う。

そして、ステップＳ４に示すようにタイマ設定時間等をセットする。その後、カプセル４２と体外ユニット４３の通信を確立した後、ステップＳ５に示すようにトリガボタン６２を押し、カプセル４２を患者は嚥下する。

【００６８】

トリガボタン６２を押した際に、ステップＳ６に示すようにＲＴＣ６３に設定のタイマがスタートする。この状態では、電源制御回路６８はＲＴＣ６３のタイマ出力を受け、リレー６９をＯＦＦにして制御部５２への電力供給を遮断する。

この状態では、無線部５１は通電状態であり、カプセル４２との通信が可能であることの確認が常にできている状態にある。

【００６９】

なお、カプセル４２との通信が切れるなどイレギュラーな状態が発生した場合には、無線制御回路５７は、電源制御回路６８に通電要求を出力し、制御部５２に通電を再開させる。制御部５２は無線制御回路５７と通信し、状態を判断し、必要に応じて表示装置６１でその状態を表示し、患者、操作者にその状態を知らせる。

【００７０】

ステップＳ６の後、ＲＴＣ６３は撮影開始までの時間が経過したかの判断を行い、その時間の経過を待ち、その時間経過後にアラーム出力を電源制御回路６８に出す。そして、ステップＳ８に示すように電源制御回路６８はリレー６９をＯＮにして制御部５２に電力が供給される状態にする。

【００７１】

また、ＲＴＣ６３は制御回路５８に撮影開始までの時間が経過したことを知らせ、制御回路５８はステップＳ９に示すように撮影（撮像）要求を無線部５２を介してカプセル４２に送信する。

【００７２】

カプセル４２はこの信号を受けて制御回路４７は照明素子４５及び撮像素子４６を動作状態に設定する。

そして照明素子４５はその内部のＬＥＤを点灯して、患者の体腔内を照明し、その照明された体腔内を撮像素子４６で撮像し、制御回路４７で信号処理し、無線回路４８を経て無線で外部の体外ユニット４３に撮像した画像データを送信する（ステップＳ１０）。

【００７３】

そして、ステップＳ１１に示すように体外ユニット４３は終了か否かを判断する。例えば、撮影開始から所定の枚数、或いは所定時間の撮影が行われたかにより終了か否かを判断し、終了していない場合にはステップＳ９に戻り、カプセル４２に撮影要求を出して画像データを送信させる。

【００７４】

そして、所定の枚数等の撮影が行われた後には制御回路５８は無線制御回路５７を介してカプセル４２側に終了のコマンドを送信して撮影動作を終了させると共に、電源制御回路６８に撮影終了の信号を送り、電源制御回路６８はリレー６９をＯＦＦにして終了する（ステップＳ１２）。

【００７５】

図８ではタイミングチャートにより本実施例の代表的な動作例を示す。

【００７６】

体外ユニット４３の電源スイッチ６７の投入された後、パソコン５０から体外ユニット４３に、パソコン５０に入力された患者及びタイムスケジュール等の設定データが転送される。

【００７７】

10

20

30

40

50

また、体外ユニット４３に転送された設定データにおけるタイムスケジュールデータはＲＴＣ６３に、患者データはＳＲＡＭ６４に書き込まれる。

【００７８】

その後、トリガボタン６２が操作されて、検査開始の信号が制御回路５８に入力され、ＲＴＣ６３によりタイマ動作が起動すると共に、リレー６９がタイマ動作の期間、ＯＦＦにされる。

【００７９】

そして、タイマ動作により、撮影開始までの時間経過の後、リレー６９がＯＮにされ、体外ユニット４３はカプセル４２に撮影要求の信号を送信し、カプセル４２側はこの信号を受けて撮影（撮像）を行い、撮影した画像データを体外ユニット４３側に送信する。

10

【００８０】

この場合、体外ユニット４３は、予め設定した例えば所定枚数に達するまで、所定の撮影間隔で撮影要求の信号を送り、この信号が送信される限りはカプセル４２は撮影して画像データを送信することになる。

【００８１】

本実施例は以下の効果を有する。

画像取得が必要となると設定された時間までは、体外ユニット４３の主要部分の回路の動作を完全にＯＦＦすることができるので、体外ユニット４３の電力消費を節約でき、必要とされる動作を長い時間行うことができる。

従って、バッテリー６６の電気エネルギー容量を小さくできるので、小型で装着感のよい体外ユニット４３等を提供できる。

20

【実施例４】

【００８２】

次に図９を参照して本発明の実施例４を説明する。図９は本発明の実施例４のカプセル医療装置４１Ｂを示す。

このカプセル医療装置４１Ｂは実施例３において、体外ユニット４３の電源制御回路６８の代わりに、高速と低速のクロックを切り替えて出力するクロック装置８１を採用した電力供給部５３Ｂを有する体外ユニット４３Ｂを採用している。

【００８３】

また、この電力供給部５３Ｂでは、電源制御回路６８がＯＮ／ＯＦＦ制御を行うリレー６９を採用しないで、バッテリー６６の電力は電源スイッチ６７を経て制御部５２にも供給されるようにしている。また、クロック装置８１はこのクロック装置８１で発生したクロックを制御部５２に供給し、制御部５２はクロック装置８１から供給されるクロックにより動作する。

30

【００８４】

本実施例では、カプセル４２からの画像取得を行う期間ではクロック装置５２は高速のクロックを制御部５２に供給し、画像取得を行わない期間では低速クロックを制御部５２に供給する。

【００８５】

つまり、画像取得を行わない場合には制御部５２は低速のクロックで消費電力の少ない省電力モードで動作し、画像取得のように高速処理が必要な場合に高速のクロックで動作するようにしている。

40

【００８６】

つまり、実施例３では画像取得を行わない期間では制御部５２をＯＦＦにしたが、本実施例では省電力モードとし、実施例３において画像取得を行う場合には制御部５２に電力を供給していた期間では、（本実施例では）高速クロックで動作させるようにしている。

上述した以外の構成及び作用は実施例３と同様となる。

【００８７】

本実施例は以下の効果を有する。

50

画像取得を行わない状態では、システムクロックを低速に切替えておき、画像取得を開始する期間ではクロックを高速側に切り替えることができるため、電力を節約した動作を実現できる。

従って、体外ユニット４３Ｂのバッテリー６６の電気エネルギー容量を少なくでき、小型軽量の体外ユニット４３Ｂを提供できる。

【００８８】

ところで、上述したカプセル２、４２等として、図１０に示すようなカプセル８２を採用しても良い。

【００８９】

この場合、従来例は図１０（Ｄ）に示すようにカプセル外装容器８３の内部に撮像部８４と、撮像部８４を制御する制御回路８５と、撮像部８４で撮像し、制御回路８５で処理した画像データを無線で送信する処理する無線回路８６と、無線回路８６を経た信号を電波で放射するアンテナ８７と、撮像部８４等に動作電源を供給する電池８８とを内蔵しており、カプセル内部でアンテナ８７のＧＮＤと撮像部８４、制御回路８５、無線回路８６、電池８８のＧＮＤとが接続されている。なお、図１０では撮像部８４は撮像素子と照明を行う照明素子をまとめて示している。

10

【００９０】

この従来例では、アンテナ８７のＧＮＤ面積が小さいので、本実施例では、図１０（Ａ）～図１０（Ｃ）に示すようにしてアンテナゲインを増大している。

図１０（Ａ）に示すカプセル８２Ａでは、図１０（Ｄ）において、太い線で示す部分が新規の部分であり、アンテナ８７のＧＮＤ端子がカプセル外装容器８３の外部端子８９と接続され且つ、撮像部８４、制御回路８５、無線回路８６等から構成される電気回路のＧＮＤと共通になっている。

20

【００９１】

カプセル外装容器８３の外部に臨む外部端子８９は人体と接触するようになっている。このため人体をＧＮＤとして使えるためＧＮＤ面積を大きくできる。

従って、人体をＧＮＤとして使うためアンテナ８７のＧＮＤ面積が大きくなり、アンテナゲイン特性を改善できる。

【００９２】

図１０（Ｂ）のカプセル８２Ｂも太い線で示す部分が新規である。このカプセル８２Ｂは、図１０（Ａ）において、さらに撮像部８４、制御回路８５、無線回路８６等から構成される電気回路のＧＮＤがハイパスフィルタ９０を介してアンテナ８７のＧＮＤに接続されている。また外部端子８９は人体と接触するようになっている。

30

【００９３】

このハイパスフィルタ９０は、無線周波数では低インピーダンスになる様に設計することこの周波数では人体をＧＮＤとして使えるためＧＮＤ面積が大きく見えるようになる。

【００９４】

図１０（Ｃ）のカプセル８２Ｃも太い線で示す部分が新規である。このカプセル８２Ｃは、図１０（Ａ）において、さらに撮像部８４、制御回路８５、無線回路８６等から構成される電気回路のＧＮＤが直列共振回路９１を介してアンテナ８７のＧＮＤに接続されている。また外部端子８９は人体と接触するようになっている。

40

【００９５】

この直列共振回路９１は無線周波数では低インピーダンスになる様に設計されており、この周波数では人体をＧＮＤとして使えるためＧＮＤ面積を大きくできるようにしている。

【実施例５】

【００９６】

次に本発明の実施例５を図１１を参照して説明する。図１１は本発明の実施例５におけるカプセル１１１を示す。

このカプセル１１１は、円筒部分とその両端を丸く覆ったカバーで水密構造のカプセル

50

本体 112 が形成され、その一方の端部側に体腔内の例えば pH を検出する pH センサ 113 の検出部を突出（或いは露出）するように設けている。

【0097】

この pH センサ 113 の検出部をカプセル本体（容器）112 の孔部から突出させる場合、水密機能が高い接着剤で固定して内部を水密構造にしている。

【0098】

この pH センサ 113 の後端側はカプセル本体 112 内部に設けた pH 検出の処理や検出した pH のデータを蓄積したり、外部に送信する通信手段等の機能を備えた回路基板 114 と接続されている。また、この回路基板 114 はこの回路基板 114 を動作させる電源を供給する電池 115 と接続されている。この電池 115 は、例えば酸化銀もしくは形状の自由度が高く、高効率の燃料電池を用いている。

10

【0099】

また、本実施例では、カプセル本体 112 内には、pH センサ 113 と反対側の端部付近に永久磁石或いは磁性体 116 を収納している。

そして、例えばイレウスチューブなどの細長チューブ状で、先端付近に永久磁石を収納した回収具によって、このカプセル 111 が狭窄部等で詰まったような場合には回収できるようにしている。

【0100】

本実施例では（医療用）生体情報検出手段として、pH を検出する pH センサ 113 を採用しているが、この他に温度センサ、圧力センサ、光センサ、又は血液センサ（具体的にはヘモグロビン検出用センサ）等を採用しても良い。その他のカプセル 111 と体外ユニット 5 との送受信方法に関しては、例えば実施例 3 と同様である。

20

【0101】

このように本実施例ではセンサ部分（検出部）により、生体内液の化学量（pH 値）、各臓器の温度、カプセル通過時のカプセル外面にかかる管腔内面からの圧力、生体内の明るさ、各臓器のヘモグロビン量（出血の有無）等の情報を入手し、得られたデータはカプセル内部の無線通信手段により体外に置かれている体外ユニット 43 の無線部 51 に送信される。

【0102】

そして、無線部 51 から制御部 52 の制御回路 58 を介してメモリ 59 により得られたデータを蓄積し、基準値と比較することで、病気や出血等の異常の有無の判断、カプセル通過位置や通過状態の判断を体外において、医者やコメディカル等の医療従事者が行うことができる。

30

【0103】

特に、カプセル 111 により被検者は苦痛なく、生体の消化管内部の pH 値やヘモグロビン量等を測定することができ、消化器疾患の診断や生理学的解析を行えることの効果が大きい。各種センサは、目的に応じて複数種類用意することで、効率良い検査を行うことができる。送受信を効率的に行っているので、電池寿命を長く保ちつつ、長時間の測定ができるという効果がある。

【0104】

また、図 11 では各種センサを設けたカプセル 111 を説明したが、各種センサの代わりに図 12 に示すように超音波探触子 142 を設けたカプセル 141 でも良い。

40

【0105】

このカプセル 141 では、カプセル本体 143 の例えば前面には超音波探触子 142 の前面に設けた音響レンズ 144 がカプセル本体 143 の外面に露出するように配置され、音響レンズ 144 はカプセル本体 143 に接着剤等により水密的に固定され、カプセル内部は水密構造になっている。

【0106】

超音波探触子 142 の裏面側のカプセル内部には、超音波送受信回路や、その信号から超音波断層像を生成する処理等を行う回路基板 114 が配置され、回路基板 114 は電池

50

１１５からの電源で駆動する。また、後端側には永久磁石１１６が収納されている。

【０１０７】

このカプセル１４１では、回路基板１１４により形成される超音波送受信回路により体腔内の超音波断層像が生成され、得られたデータは図１１の場合と同様に、体外ユニット４３に送信される。これにより、小腸等、体腔内深部の深さ方向の異常の有無の診断が長時間行える。

光学的な観察手段（撮像手段）と両方を備えても良く、そのような構成にすれば、体腔内表面と深部との診断を一度に行える。

【０１０８】

図１３は第２変形例のカプセル１２１を示す。

10

このカプセル１２１は、円筒とその両端を丸く覆ったカバーでカプセル本体１２２を形成し、さらにカプセル本体１２２を長手方向の２箇所それぞれ仕切部材１２３ａ、１２３ｂで仕切り、薬剤収納部１２４、永久磁石／磁性体収納部１２５、体液吸入部１２６との３つの収納手段を形成している。

【０１０９】

薬剤収納部１２４には治療のための薬剤１２７を収納し、また収納した薬剤１２７を外部に放出するための開口手段としての投薬口１２８が設けてある。

また、この薬剤収納部１２４と反対側に設けた体液吸入部１２６にも、このカプセル本体１２２外部からの体液を吸入するための体液吸入口１２９が設けてある。

【０１１０】

20

また、永久磁石／磁性体収納部１２５には永久磁石或いは磁性体１３０が収納されている。

投薬口１２８及び体液吸入口１２９の開口は、胃液により消化されるゼラチンや腸液で消化される脂肪酸膜等からなる溶解膜１２８ａ、１２９ａが設けてある。

【０１１１】

そして、目的部位にカプセル１２１が到達したら、体外ユニット４３からの制御信号を送信することにより、カプセル１２１で受信して、溶解膜１２８ａ等が消化されて治療用の薬剤１２７の投与や、体液の吸入を行うことができる。又、体外ユニットから放出信号を送り、カプセル医療装置１２１で受信して、放出の制御を行うこともできる。

このように本変形例によれば、目的部位で治療や検査のための体液の吸入等を行うことができる。

30

【０１１２】

図１４は第３変形例のカプセル１３１を示す。

このカプセル１３１は、円筒とその両端を丸く覆ったカバーでカプセル本体１３２を形成し、その一方の端部側には開口１３３を設けて、例えば薬剤注入用注射針１３４を突没自在にしている。このカプセル本体１３２内部には、この薬剤注入用注射針１３４を突没する駆動手段と、その制御手段が配置され、外部の体外ユニットから制御信号を送り、カプセル１３１で受信することにより、薬剤注入用注射針１３４を突没して、薬剤を注入できるようにしている。

また、カプセル本体１３２内部における開口１３３と反対側の端部付近に永久磁石或いは磁性体１３５を収納している。

40

【０１１３】

血液センサや観察手段で出血部位を確認後、体外からの通信によりカプセル内部に収納した止血剤注入針等の処置具の動作を指示し、止血剤であるエタノールや粉末薬品を出血部位に散布して止血することができる。

【０１１４】

本変形例によれば、電池寿命を長く保ちつつ止血等の処置を行うことができる。

なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせて構成される実施の形態等は本発明に属する。

【０１１５】

50

〔付記〕

１．生体に挿入（または嚥下）され、生体情報を得る生体情報検出手段を備えたカプセルと、生体外に配置される体外ユニットとからなるカプセル医療装置において、

オペレーションを開始するトリガ手段と、前記トリガ手段から発生したトリガ信号を受けてから生体情報取得を開始するまでの休止時間を設定するタイマ手段を有することを特徴とするカプセル医療装置。

１．１．付記１において、前記生体情報検出手段は画像を取得する撮像手段であり、前記タイマ手段はトリガ信号を受けてから画像取得を開始するまでの休止時間を設定する。

２．付記１において、前記タイマ手段の休止時間を設定するタイマ設定手段を有する。

【０１１６】

３．生体に挿入（または嚥下）され、生体情報を得る生体情報検出手段を備えたカプセルと、生体外に配置される体外ユニットとからなるカプセル医療装置において、

オペレーションを開始するトリガ手段と、前記トリガ手段から発生してからの画像取得間隔を設定するオペレーション設定手段を有し、前記オペレーション設定手段で設定されたタイムスケジュールに従い画像取得操作を実施することを特徴とするカプセル医療装置。

４．付記３において、前記体外ユニットに配置された、前記オペレーション設定手段で設定したオペレーション内容を記録するメモリを有する。

【０１１７】

５．生体に挿入（または嚥下）され、生体情報を得る生体情報検出手段を備えたカプセルと、生体外に配置される体外ユニットとからなるカプセル医療装置において、

オペレーションを開始するトリガ手段と、前記トリガ手段から発生したトリガ信号を受けてから生体情報取得を開始するまでの休止時間を設定するタイマ手段を有し、前記タイマ手段が動作中、体外ユニットの少なくとも一部への電力供給を停止する電源制御手段を有することを特徴とするカプセル医療装置。

５．１．付記５において、前記生体情報検出手段は画像を取得する撮像手段であり、前記タイマ手段はトリガ信号を受けてから画像取得を開始するまでの休止時間を設定する。

６．付記５において、前記電源制御手段で電力を停止する部分がカプセルと体外ユニットの通信を行う無線手段以外である。

【０１１８】

７．生体に挿入（または嚥下）され、生体情報を得る生体情報検出手段を備えたカプセルと、生体外に配置される体外ユニットとからなるカプセル医療装置において、

オペレーションを開始するトリガ手段と、前記トリガ手段から発生したトリガ信号を受けてから生体情報取得を開始するまでの休止時間を設定するタイマ手段を有し、前記タイマ手段が動作中、体外ユニットの少なくとも一部を省電力モードで動作させる電力制御手段を有することを特徴とするカプセル医療装置。

７．１．付記７において、前記生体情報検出手段は画像を取得する撮像手段であり、前記タイマ手段はトリガ信号を受けてから画像取得を開始するまでの休止時間を設定する。

【０１１９】

（付記１～７．１の背景）

カプセル内視鏡は、カプセル内視鏡本体（以後、カプセル）と、カプセルと通信し送信された（画像）データを保存する体外ユニット、体外ユニットに保存されたデータを表示させる表示ユニットで構成される。

【０１２０】

体外ユニットはカプセルによる観察中、常に通信できる様に患者に装着されているかまたは近傍に存在する必要がある。患者の動作を妨げないためにストレージユニットはバッテリー駆動するが、長時間連続動作させるためには容量の大きいバッテリーを搭載しなければならず、ストレージユニットが重くなるという問題がある。

【０１２１】

また、検査対象とされる部位にカプセル本体が到着するまでの期間に撮影されたデータ

10

20

30

40

50

は不要となってしまう。また、通常の動作状態を維持すると電力を消費してしまうため、バッテリーを大型化するなど対応が必要となってしまう。

【 0 1 2 2 】

(付記 1 ~ 7 . 1 の目的)

軽量の体外ユニットを備えたカプセル医療装置を提供することを目的として付記 1 ~ 7 . 1 の構成にした。

【 0 1 2 3 】

8 . カプセル医療装置において、

アンテナの G N D 端子がカプセルの外装に備わるカプセル医療装置。

9 . 付記 8 において、アンテナの G N D がカプセル内部のその他の電気回路の G N D とハイパスフィルタ回路を介して接続された。 10

1 0 . 付記 9 において、前記ハイパスフィルタ回路が電波として出力される搬送波周波数でインピーダンスが下がる。

1 0 . 付記 8 において、アンテナの G N D がカプセル内部のその他の電気回路の G N D と直列共振回路を介して接続された。

1 1 . 付記 1 0 において、前記直列共振回路が電波として出力される搬送波周波数でインピーダンスが下がる。

【 0 1 2 4 】

(付記 8 ~ 1 1 の背景)

小型アンテナの場合 G N D 面積を確保することにより、アンテナゲイン特性が確保される。 20

しかしながらカプセル医療装置の場合電気回路の G N D 面積が非常に小さくなり、アンテナゲイン特性を確保すること難しくなる。(付記 8 ~ 1 1 の目的) このため、カプセル医療装置の大きさを変えことなく、アンテナゲイン特性を改善するカプセル医療装置を提供することを目的として、付記 8 ~ 1 1 の構成にした。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 2 5 】

【 図 1 】 本発明の実施例 1 のカプセル医療装置の構成を示すブロック図。

【 図 2 】 電力供給部の動作説明のタイミングチャート図。

【 図 3 】 本発明の実施例 2 のカプセル医療装置の構成を示すブロック図。 30

【 図 4 】 電力供給部の動作説明のタイミングチャート図。

【 図 5 】 本発明の実施例 3 のカプセル医療装置の構成を示すブロック図。

【 図 6 】 体外ユニットをパソコンに接続して、タイムスケジュール等を入力する様子を示す図。

【 図 7 】 動作手順のフローチャート図。

【 図 8 】 動作説明のタイミングチャート図。

【 図 9 】 本発明の実施例 4 のカプセル医療装置の構成を示すブロック図。

【 図 1 0 】 変形例等のカプセルの概略の構成を示す図。

【 図 1 1 】 本発明の実施例 5 におけるカプセルの構成を示す図。

【 図 1 2 】 本発明の実施例 5 の第 1 変形例のカプセルの概略の構成図。 40

【 図 1 3 】 第 2 変形例のカプセルの概略の構成図。

【 図 1 4 】 第 3 変形例のカプセルの概略の構成図。

【 符号の説明 】

【 0 1 2 6 】

4 1 ... カプセル医療装置

4 2 ... カプセル (内視鏡)

4 3 ... 体外ユニット

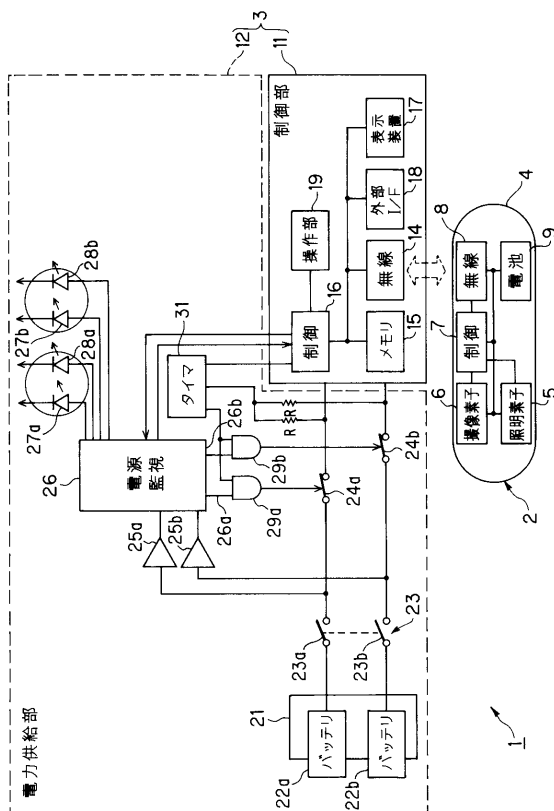
4 5 ... 照明素子

4 6 ... 撮像素子

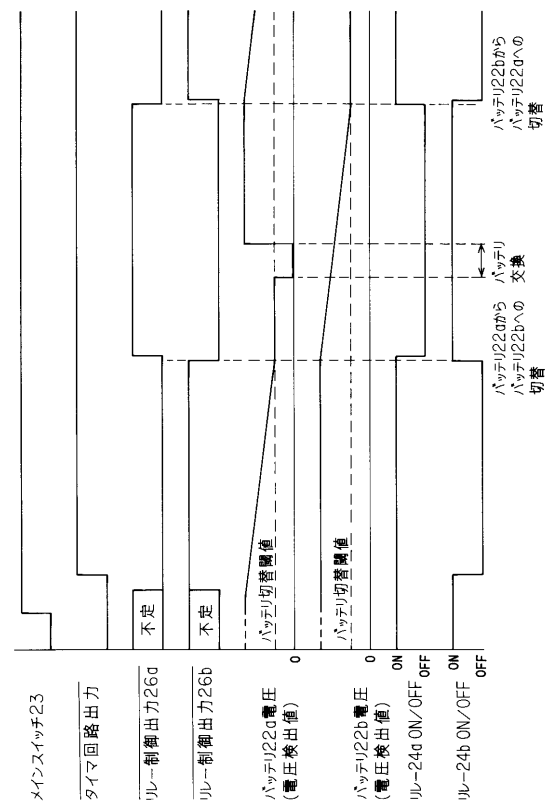
4 7 ... 制御回路 50

- 4 8 ... 無線回路
 5 2 ... 制御部
 6 2 ... トリガボタン
 6 3 ... リアルタイムクロック
 6 4 ... S R A M

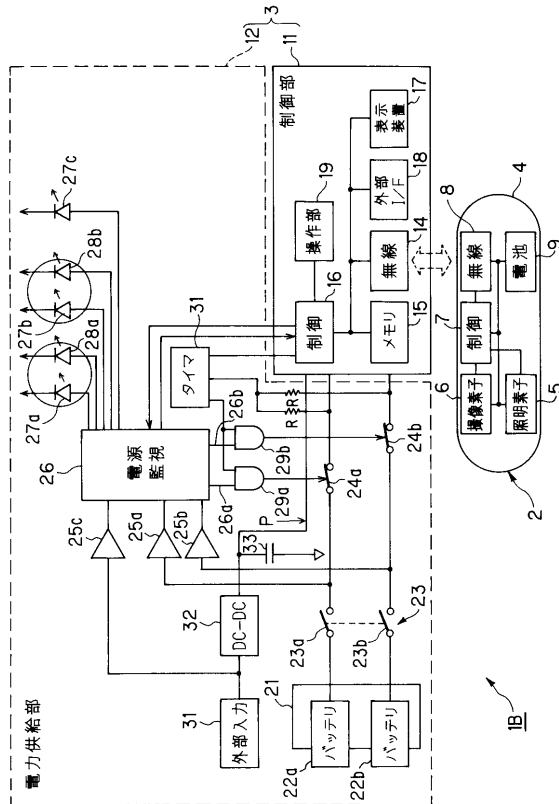
【図 1】



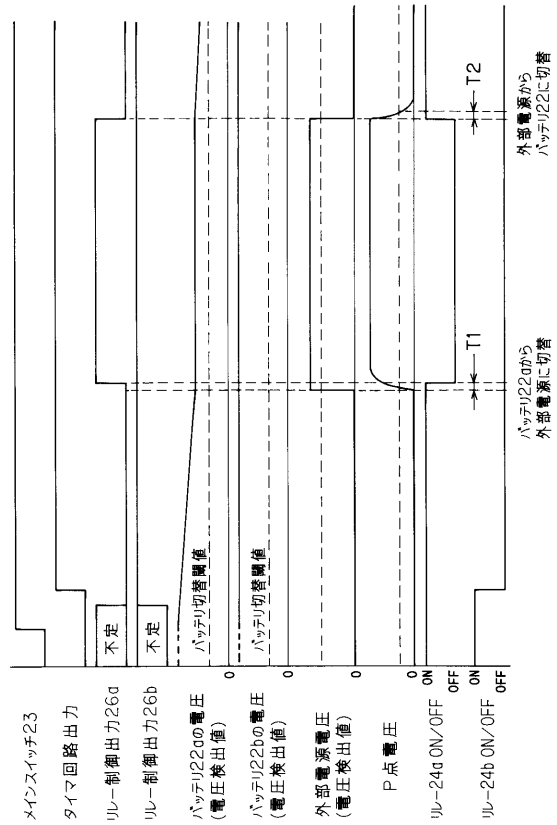
【図 2】



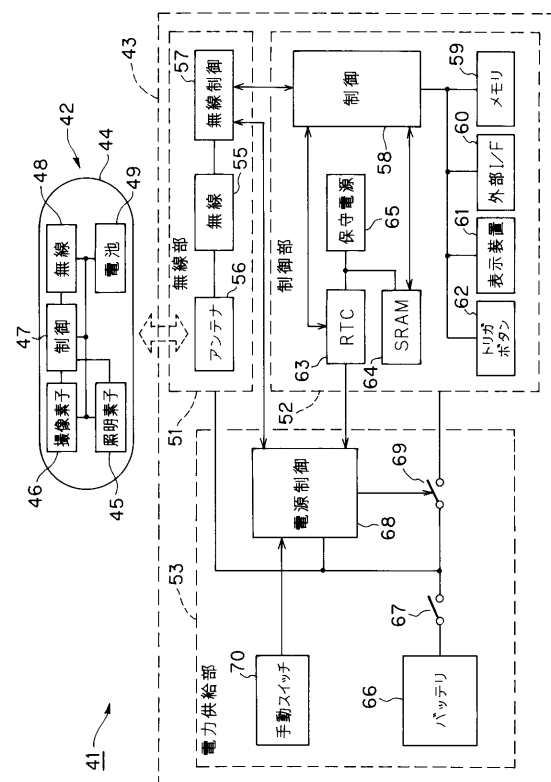
【図 3】



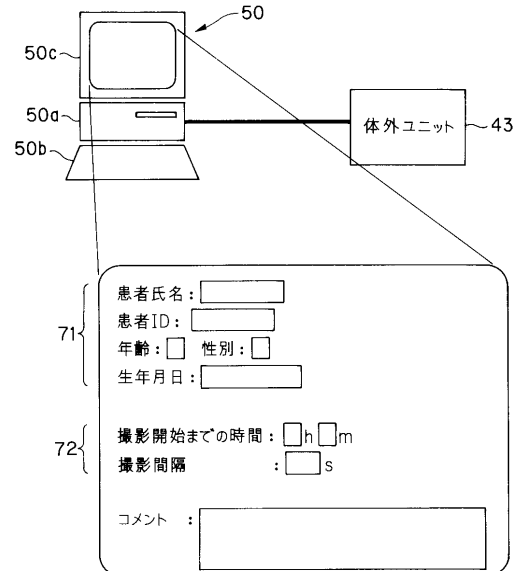
【図 4】



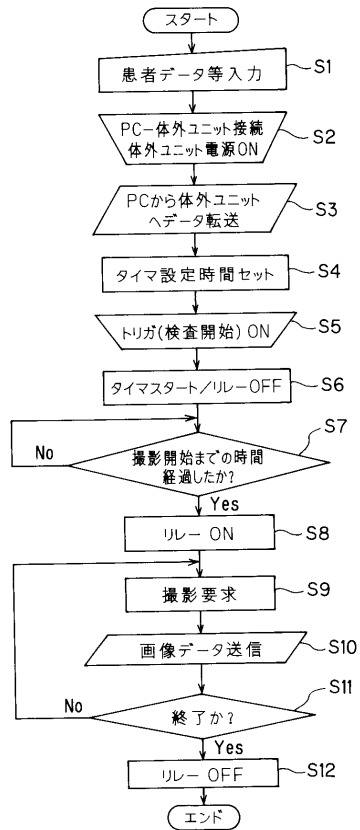
【図 5】



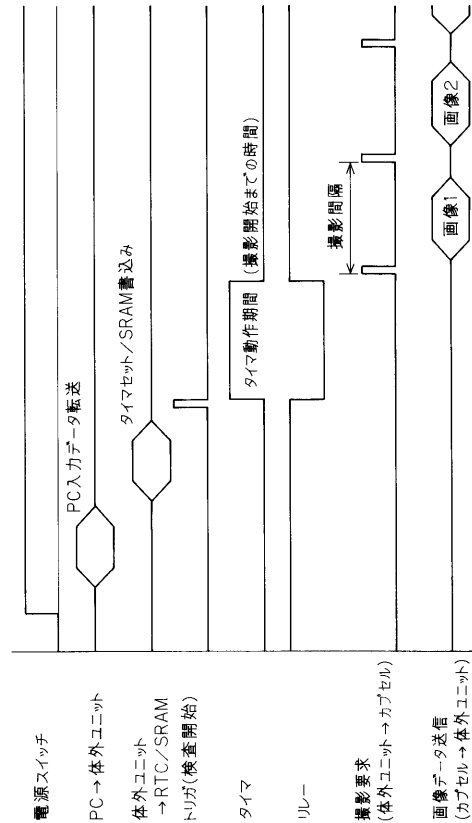
【図 6】



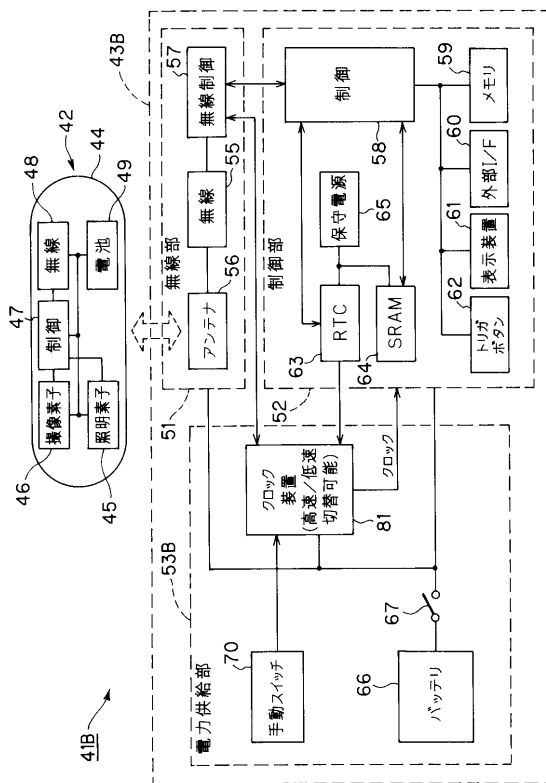
【図 7】



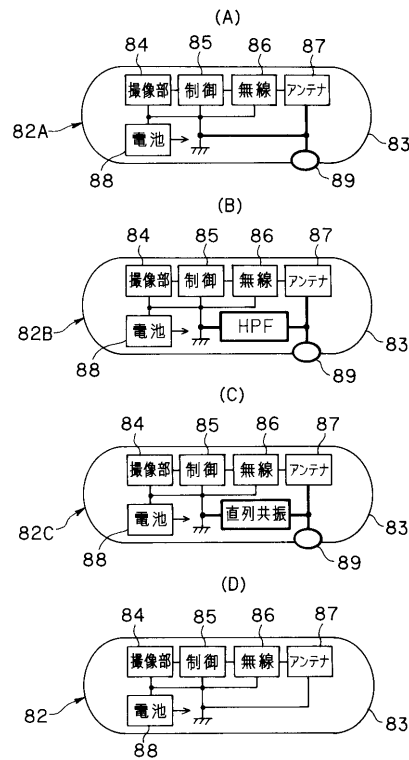
【図 8】



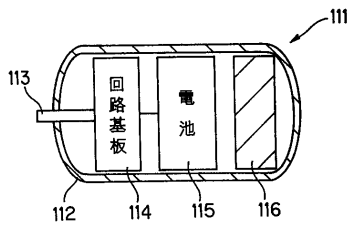
【図 9】



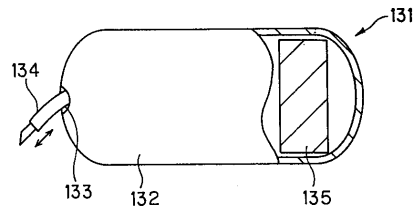
【図 10】



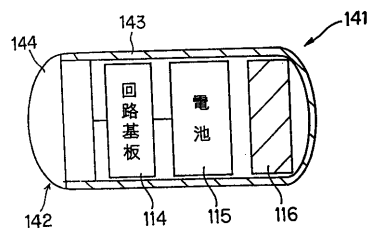
【図 1 1】



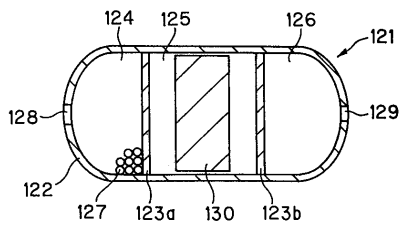
【図 1 4】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA01 AA04 BB02 CC06 DD00 FF41 HH51 JJ11 JJ17 JJ19
LL02 NN01 PP12 RR03 RR26 SS30 UU06 UU08

专利名称(译)	胶囊内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2008178703A	公开(公告)日	2008-08-07
申请号	JP2008060271	申请日	2008-03-10
[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	内山昭夫 穗满政敏		
发明人	内山 昭夫 穗满 政敏		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.370 A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.682 A61B1/04 A61B1/045.631		
F-TERM分类号	4C038/CC01 4C038/CC02 4C038/CC03 4C038/CC08 4C038/CC09 4C038/KK01 4C038/KK08 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF41 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/RR03 4C061/RR26 4C061/SS30 4C061/UU06 4C061/UU08 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF41 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/RR03 4C161/RR26 4C161/SS30 4C161/UU06 4C161/UU08		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4744540B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种胶囊内窥镜装置，其在胶囊内窥镜到达作为检查对象的区域之后开始拍摄，并且可以消除体腔中不必要的拍摄。解决方案：该胶囊内窥镜装置具有胶囊内窥镜42和外部单元43。胶囊内窥镜42配备有拍摄元件46，该拍摄元件46在被吞入体腔时拍摄体腔内部。外部单元43在布置在生物体外部的同时与胶囊内窥镜42连通，并且获取由胶囊内窥镜的拍摄装置46拍摄的拍摄信号。胶囊内窥镜装置配备有触发按钮62和SRAM 64，触发按钮62产生用于启动实时时钟63的触发信号。SRAM 64保持一段时间，直到在体腔内开始拍摄为止。从触发按钮62启动的后时钟63的开始拍摄元件46，以及拍摄装置的拍摄间隔。Ž

