

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4187463号  
(P4187463)

(45) 発行日 平成20年11月26日(2008.11.26)

(24) 登録日 平成20年9月19日(2008.9.19)

(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 3 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2002-142100 (P2002-142100)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成14年5月16日(2002.5.16)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2003-325440 (P2003-325440A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成15年11月18日(2003.11.18)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成17年4月12日(2005.4.12)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	内山 昭夫
			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
		(72) 発明者	穂満 政敏
			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	右▲高▼ 孝幸
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル医療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体に挿入され、生体情報を得る生体情報検出手段を備えたカプセル内視鏡からの当該生体情報を受けて所定の処理を行う、当該カプセル内視鏡とは別体であって生体外に配置される体外ユニットを備えたカプセル医療装置において、

前記体外ユニットは、

少なくとも前記カプセル内視鏡からの画像信号を記憶部に蓄積する処理を制御する制御部と、

前記制御部に対して動作電力を供給する電力供給部と、

を備え、

前記電力供給部は、

前記制御部の電力源となると共に当該体外ユニットにおける各回路の電力源となる複数のバッテリーと、

前記複数のバッテリー全ての電源供給路にそれぞれ配設され、互いに連動して電源供給のオン/オフ操作を行うメインスイッチと、

前記メインスイッチと前記制御部との間の前記複数の電源供給路それぞれに配設され、前記メインスイッチがオフされている状態においては常にオン状態に保持される複数のリレー回路と、

前記複数のリレー回路と前記制御部との間の前記複数の電源供給路の何れかから自身の動作電力の供給を受けるタイマ回路と、

10

20

前記複数の電源供給路の何れかから自身の動作電力の供給を受けると共に、前記メインスイッチ後の前記複数の電源供給路それぞれの電圧値を監視する電源監視回路と、

アンド回路で構成され、一方の入力端に前記電源監視回路からの第1出力信号を入力し、他方の入力端に前記タイマ回路からの第2出力信号を入力し、当該電源監視回路および前記タイマ回路からの前記出力信号に基づいて、前記複数のリレー回路のオン/オフを制御する複数のリレー制御回路と、

を具備し、

前記タイマ回路は、前記メインスイッチがオンされた際には、前記電源監視回路より短時間で安定的に動作を開始すると共に、前記複数のリレー回路の何れもがオン状態となるように自身の前記第2出力信号を第1の状態に保持し、その後前記電源監視回路が安定的に動作を開始した後は、前記電源監視回路からの前記第1出力信号により前記複数のリレー回路のオン/オフが制御可能となるように、自身の前記第2出力信号を第2の状態に変化させ、

前記電源監視回路は、自身が安定的に動作を開始した後であって、前記タイマ回路からの前記第2出力信号が前記第2の状態に変化した後に、前記複数のバッテリーの出力である前記複数の電源供給路の電圧値の監視を開始し、自身の前記第1出力信号を制御して前記複数のリレー回路のオン/オフを制御し、前記複数のバッテリーのうち使用可能状態にある一のバッテリーを前記制御部の電力源とするよう制御する

ことを特徴とするカプセル医療装置。

【請求項2】

前記電源監視回路は、自身の前記第1出力信号を制御して前記複数のリレー回路のオン/オフを制御し、前記複数のバッテリーのうち使用可能状態にある一のバッテリーを前記制御部の電力源とするよう制御した後、当該バッテリーの出力電圧値が所定値を下回った際には、自身の前記第1出力信号を制御して前記複数のリレー回路のオン/オフを制御し、前記複数のバッテリーのうち使用可能状態にある他のバッテリーのうちの一のバッテリーを前記制御部の電力源とするよう切換制御することを特徴とする請求項1に記載のカプセル医療装置。

【請求項3】

前記電源監視回路は、前記複数のバッテリーのうち使用可能状態にある一のバッテリーを前記制御部の電力源とするよう制御した後、前記複数のバッテリーのうち使用可能状態にある他のバッテリーのうちの一のバッテリーを前記制御部の電力源とするよう切換制御した際に、切り換える前のバッテリーに係る前記リレー回路を遮断することを特徴とする請求項2に記載のカプセル医療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は生体に挿入され、生体情報を得るカプセルと共に使用される体外ユニットを備えたカプセル医療装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

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。

【0003】

このシステムにおいて、体外ユニットは電力源で動作するが、その電力源によりラジオカプセルによるデータを受信できる状態に保持する必要がある。患者の動作を妨げないために、体外ユニットは電力源としてバッテリー駆動することになる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、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くてはな

10

20

30

40

50

らず、重くなるという問題がある。

また、バッテリーが切れた場合一旦電源を切らなくてはバッテリー交換できず、動作が中断する。無線通信の状態が初期化されてしまい通信再開まで時間がかかるなどの問題がある。

【 0 0 0 5 】

また、P C T出願のW O 0 1 / 6 5 9 9 5にも光学系を備えたカプセルが開示されているが、体外ユニットに関しては上記従来例と同様の問題があった。

【 0 0 0 6 】

( 発明の目的 )

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、バッテリー等の電力源の交換時にも動作を中断されることなく検査等が続けられる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する。

【 0 0 0 7 】

【課題を解決するための手段】

本発明のカプセル医療装置は、生体に挿入され、生体情報を得る生体情報検出手段を備えたカプセル内視鏡からの当該生体情報を受けて所定の処理を行う、当該カプセル内視鏡とは別体であって生体外に配置される体外ユニットを備えたカプセル医療装置において、

前記体外ユニットは、

少なくとも前記カプセル内視鏡からの画像信号を記憶部に蓄積する処理を制御する制御部と、

前記制御部に対して動作電力を供給する電力供給部と、

を備え、

前記電力供給部は、

前記制御部の電力源となると共に当該体外ユニットにおける各回路の電力源となる複数のバッテリーと、

前記複数のバッテリー全ての電源供給路にそれぞれ配設され、互いに連動して電源供給のオン/オフ操作を行うメインスイッチと、

前記メインスイッチと前記制御部との間の前記複数の電源供給路それぞれに配設され、前記メインスイッチがオフされている状態においては常にオン状態に保持される複数のリレー回路と、

前記複数のリレー回路と前記制御部との間の前記複数の電源供給路の何れかから自身の動作電力の供給を受けるタイマ回路と、

前記複数の電源供給路の何れかから自身の動作電力の供給を受けると共に、前記メインスイッチ後の前記複数の電源供給路それぞれの電圧値を監視する電源監視回路と、

アンド回路で構成され、一方の入力端に前記電源監視回路からの第1出力信号を入力し、他方の入力端に前記タイマ回路からの第2出力信号を入力し、当該電源監視回路および前記タイマ回路からの前記出力信号に基づいて、前記複数のリレー回路のオン/オフを制御する複数のリレー制御回路と、

を具備し、

前記タイマ回路は、前記メインスイッチがオンされた際には、前記電源監視回路より短時間で安定的に動作を開始すると共に、前記複数のリレー回路の何れもがオン状態となるように自身の前記第2出力信号を第1の状態に保持し、その後前記電源監視回路が安定的に動作を開始した後は、前記電源監視回路からの前記第1出力信号により前記複数のリレー回路のオン/オフが制御可能となるように、自身の前記第2出力信号を第2の状態に変化させ、

前記電源監視回路は、自身が安定的に動作を開始した後であって、前記タイマ回路からの前記第2出力信号が前記第2の状態に変化した後に、前記複数のバッテリーの出力である前記複数の電源供給路の電圧値の監視を開始し、自身の前記第1出力信号を制御して前記複数のリレー回路のオン/オフを制御し、前記複数のバッテリーのうち使用可能状態にある一のバッテリーを前記制御部の電力源とするよう制御することを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

**【発明の実施の形態】**

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

**（第１の実施の形態）**

図１及び図２は本発明の第１の実施の形態に係り、図１は第１の実施の形態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第１の実施の形態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。

**【０００９】**

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。

**【００１０】**

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１１と、この制御部１１に動作電力を供給する電力供給部１２とからなる。

**【００１１】**

制御部１１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１４と、この無線回路１４で受信した画像信号等のデータを記憶するメモリ１５と、無線回路１４等を含む制御部１１内部の各回路の制御を行う制御回路１６と、体外ユニット３の状態の情報を表示する表示装置１７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１５に蓄積したデータを転送するＵＳＢコネクタ等からなる外部インタフェース１８と、制御回路１６に接続され、術者等が指示操作等を行う操作部１９とを有する。

**【００１２】**

この制御部１１に動作電力を供給する電力供給部１２には、ソケット２１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２２ａ、２２ｂ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２２ａ、２２ｂとしては例えば充電可能なりチウムイオン電池を採用することができる。

**【００１３】**

バッテリー２２ａ、２２ｂの電力は２系統の構成にしたメインスイッチ２３の各スイッチ２３ａ、２３ｂを経てリレー（のスイッチ）２４ａ、２４ｂ側に供給されると共に、電圧検出を行う電圧検出回路２５ａ、２５ｂに入力される。

メインスイッチ２３を構成するスイッチ２３ａ、２３ｂは、連動するスイッチであり、ユーザの操作で連動してＯＮ／ＯＦＦできる。

**【００１４】**

電圧検出回路２５ａ、２５ｂは検出した電圧値を電源監視回路２６に伝達する。電源監視回路２６は、電圧検出回路２５ａ、２５ｂで検出した値に基づき、２つのバッテリー２２ａ、２２ｂ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ＬＥＤ２７ａ、２８ａ、２７ｂ、２８ｂで別々に表示する。

**【００１５】**

ＬＥＤ２７ａ、２８ａは例えばバッテリー２２ａ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ＬＥＤ２７ａを点灯させ、残量が少なくなると黄色で発光するＬＥＤ２８ａ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ＬＥＤ２８ａを点滅させて交換を促すように告知する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 6 】

同様に、ＬＥＤ 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ＬＥＤ ２ ７ ｂを点灯させ、残量が少なくなると黄色で発光するＬＥＤ ２ ８ ｂを点灯させる。

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

## 【 0 0 1 7 】

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 8 】

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ＯＮ／ＯＦＦ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ＯＮ／ＯＦＦを制御する。

## 【 0 0 1 9 】

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 0 】

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。

## 【 0 0 2 1 】

また、本実施の形態では、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 2 】

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。

## 【 0 0 2 3 】

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 4 】

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る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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 5 】

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。

## 【 0 0 2 6 】

本実施の形態では、体外ユニット 3 に、制御部 1 1 に動作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、電気エネルギーの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。

10

## 【 0 0 2 7 】

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

メインスイッチ 2 3 が投入（ON）される前の OFF 状態ではリレー 2 4 a、2 4 b は ON に保持されており、メインスイッチ 2 3 が ON されると、電源監視回路 2 6 やタイマ回路 3 1 等の電力供給部 1 2 と共に、制御部 1 1 に電力が供給されるようになる。

## 【 0 0 2 8 】

電力が供給されると、タイマ回路 3 1 は電源監視回路 2 6 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 3 1 の出力を “ L ” に保持し、その間に電源監視回路 2 6 及び電圧検出回路 2 5 a、2 5 b 等も動作状態になる。

20

## 【 0 0 2 9 】

そして、電圧検出回路 2 5 a、2 5 b により、バッテリー 2 2 a、2 2 b の電圧検出が行われ、その検出出力が電源監視回路 2 6 に入力され、電源監視回路 2 6 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 2 2 a、2 2 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 2 6 a を “ L ” に、他方のリレー制御出力 2 6 b を “ H ” にする。

## 【 0 0 3 0 】

その後、タイマ回路 3 1 の出力は “ L ” に切り替わり、電源監視回路 2 6 等によるリレー制御出力 2 6 a、2 6 b で、リレー 2 4 a、2 4 b は ON / OFF が制御される状態となる。この場合には、リレー 2 4 a は ON、リレー 2 4 b は OFF となる。

30

## 【 0 0 3 1 】

つまり、バッテリー 2 2 a の電力で制御部 1 1 及び電力供給部 1 2 が動作する状態となる。そして、このバッテリー 2 2 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 2 6 b が “ L ” に切替られて、リレー 2 4 b が ON に切替られ、その直後にリレー制御出力 2 6 a が “ H ” に切替られて、リレー 2 4 a が OFF に切替られる。

## 【 0 0 3 2 】

この場合、図 2 には示していないが LED 2 8 a が点滅して、バッテリー 2 2 a の交換を促す。

40

そして、今度はバッテリー 2 2 b により、制御部 1 1 及び電力供給部 1 2 は継続して動作状態を維持する。

## 【 0 0 3 3 】

そして、その間にバッテリー 2 2 a が交換されると、その電圧検出回路 2 5 a の検出を介して電源監視回路 2 6 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 2 2 b の電圧が切替閾値以下になると、リレー制御出力 2 6 a が “ L ” に切替られて、リレー 2 4 a が ON に切替られ、その直後にリレー制御出力 2 6 b が “ H ” に切替られて、リレー 2 4 b が OFF に切替られる。

## 【 0 0 3 4 】

この場合、LED 2 8 b が点灯して、バッテリー 2 2 b の交換を促す。このようにして、本

50

実施の形態では長時間の連続動作が可能となる。

【 0 0 3 5 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

本実施の形態では複数のバッテリー 2 2 a、2 2 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。

【 0 0 3 6 】

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。

【 0 0 3 7 】

なお、図 1 を参照した構成及び動作説明では、例えば L E D 2 8 a は切替閾値に至る前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。

【 0 0 3 8 】

( 第 2 の実施の形態 )

次に図 3 及び図 4 を参照して本発明の第 2 の実施の形態を説明する。図 3 は第 2 の実施の形態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第 2 の実施の形態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。

【 0 0 3 9 】

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。

【 0 0 4 0 】

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。

【 0 0 4 1 】

その他の構成は第 1 の実施の形態と同様であり、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。

次に本実施の形態の動作を図 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、最初は第 1 の実施の形態のように動作させ、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。

【 0 0 4 2 】

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第 1 の実施の形態と同様である。

【 0 0 4 3 】

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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 4 】

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。

## 【 0 0 4 5 】

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。

## 【 0 0 4 6 】

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。

## 【 0 0 4 7 】

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 O F F 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 8 】

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 4 9 】

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 0 】

従って、本実施の形態によれば第 1 の実施の形態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。

## 【 0 0 5 1 】

( 第 3 の実施の形態 )

次に図 5 ないし及び図 8 を参照して本発明の第 3 の実施の形態を説明する。図 5 は第 3 の実施の形態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 2 】

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 3 】

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

10

20

30

40

50



、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 4 】

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 5 】

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。

10

【 0 0 5 6 】

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部インタフェース 6 0 と、体外ユニット 4 3 の状態等の表示を行う表示装置 6 1 と、タイマ起動操作を行うトリガボタン 6 2 と、時間計測するリアルタイムクロック ( R T C と略記 ) 6 3 と、患者のデータ等の設定データを保持する S R A M 6 4 と、 R T C 6 3 及び S R A M 6 4 を常時動作状態に電源を供給する保守電源 6 5 とを有する。

【 0 0 5 7 】

設定データは、保守電源 6 5 付きの S R A M 6 4 に格納されているので、制御部 5 2 への電源が O F F 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 6 5 は R T C 6 3 にも常時動作に必要な電力を供給するようにしている。

20

この R T C 6 3 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。

【 0 0 5 8 】

また、電力供給部 5 3 は、電力を供給するバッテリー 6 6 を有し、このバッテリー 6 6 は電力供給の O N / O F F を行う電源スイッチ ( メインスイッチ ) 6 7 を介して制御部 5 2 への電力供給の制御を行う電源制御回路 6 8 に電力を供給すると共に、無線部 5 1 にも電力を供給するようにしている。

30

【 0 0 5 9 】

この電源制御回路 6 8 は、バッテリー 6 6 に接続された電源スイッチ 6 7 に直列に接続されたリレー 6 9 の O N / O F F を制御することにより、このリレー 6 9 を経て制御部 5 2 に供給されるバッテリー 6 6 からの電力の供給 / 遮断を制御する。

【 0 0 6 0 】

また、この電源制御回路 6 8 は手動スイッチ 7 0 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 6 8 は、無線制御回路 5 7 及び R T C 6 3 と接続され、これらの出力に基づいてリレー 6 9 の O N / O F F を制御する。

【 0 0 6 1 】

40

本実施の形態では無線部 5 1 はカプセル 4 2 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 5 2 は、画像取得を行わない状態では、その電源が O F F となるように電力供給部 5 3 の電源制御回路 5 3 が制御することにより、バッテリー 6 6 による駆動時間を長く行えるようにしている。

【 0 0 6 2 】

次に図 6 を参照してパソコン 5 0 により体外ユニット 4 3 に患者データ 7 1 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 4 3 をパソコン 5 0 の本体 5 0 a に外部インタフェース 6 0 を介して接続し、パソコン 5 0 のキーボード 5 0 b から患者データ 7 1、タイムスケジュールデータ 7 2 を入力する。

50

## 【 0 0 6 3 】

タイムスケジュールデータ 7 2 はカプセル 4 2 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 5 0 のディスプレイ 5 0 c に患者データ 7 1 及びタイムスケジュール 7 2 を表示し、そのデータで OK の場合には、キーボード 5 0 b から転送の指示操作をして、設定データを体外ユニット 4 3 に送信する。体外ユニット 4 3 の制御回路 5 8 は送信されたデータを S R A M 6 4 に格納する。

## 【 0 0 6 4 】

また、タイムスケジュールデータ 7 2 における撮影開始までのタイマ設定時間データ等は R T C 6 3 に設定されるようになる。

次に本実施の形態の動作をまず、図 7 を参照して説明する。

## 【 0 0 6 5 】

図 7 のステップ S 1 に示すように、パソコン 5 0 を操作して患者データ入力処理を行い、次にステップ S 2 に示すようにパソコン 5 0 と体外ユニット 4 3 を接続し、体外ユニット 4 3 の電源を ON する。なお、図 7 等においては、パソコンを P C と略記する。

## 【 0 0 6 6 】

そして、ステップ S 3 に示すようにパソコン 5 0 から体外ユニット 4 3 に設定データの転送を行う。

そして、ステップ S 4 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 4 2 と体外ユニット 4 3 の通信を確立した後、ステップ S 5 に示すようにトリガボタン 6 2 を押し、カプセル 4 2 を患者は嚥下する。

## 【 0 0 6 7 】

トリガボタン 6 2 を押した際に、ステップ S 6 に示すように R T C 6 3 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 6 8 は R T C 6 3 のタイマ出力を受け、リレー 6 9 を OFF にして制御部 5 2 への電力供給を遮断する。この状態では、無線部 5 1 は通電状態であり、カプセル 4 2 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。

## 【 0 0 6 8 】

なお、カプセル 4 2 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 5 7 は、電源制御回路 6 8 に通電要求を出力し、制御部 5 2 に通電を再開させる。制御部 5 2 は無線制御回路 5 7 と通信し、状態を判断し、必要に応じて表示装置 6 1 でその状態を表示し、患者、操作者にその状態を知らせる。

## 【 0 0 6 9 】

ステップ S 6 の後、R T C 6 3 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 6 8 に出す。そして、ステップ S 8 に示すように電源制御回路 6 8 はリレー 6 9 を ON にして制御部 5 2 に電力が供給される状態にする。

## 【 0 0 7 0 】

また、R T C 6 3 は制御回路 5 8 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 5 8 はステップ S 9 に示すように撮影（撮像）要求を無線部 5 2 を介してカプセル 4 2 に送信する。

## 【 0 0 7 1 】

カプセル 4 2 はこの信号を受けて制御回路 4 7 は照明素子 4 5 及び撮像素子 4 6 を動作状態に設定する。

そして照明素子 4 5 はその内部の L E D 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 4 6 で撮像し、制御回路 4 7 で信号処理し、無線回路 4 8 を経て無線で外部の体外ユニット 4 3 に撮像した画像データを送信する（ステップ S 1 0 ）。

## 【 0 0 7 2 】

そして、ステップ S 1 1 に示すように体外ユニット 4 3 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

10

20

30

40

50

し、終了していない場合にはステップ S 9 に戻り、カプセル 4 2 に撮影要求を出して画像データを送信させる。

【 0 0 7 3 】

そして、所定の枚数等の撮影が行われた後には制御回路 5 8 は無線制御回路 5 7 を介してカプセル 4 2 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 6 8 に撮影終了の信号を送り、電源制御回路 6 8 はリレー 6 9 を O F F にして終了する（ステップ S 1 2 ）。

【 0 0 7 4 】

図 8 ではタイミングチャートにより本実施の形態の代表的な動作例を示す。体外ユニット 4 3 の電源スイッチ 6 7 の投入された後、パソコン 5 0 から体外ユニット 4 3 に、パソコン 5 0 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。

10

【 0 0 7 5 】

また、体外ユニット 4 3 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 R T C 6 3 に、患者データは S R A M 6 4 に書き込まれる。

【 0 0 7 6 】

その後、トリガボタン 6 2 が操作されて、検査開始の信号が制御回路 5 8 に入力され、R T C 6 3 によりタイマ動作が起動すると共に、リレー 6 9 がタイマ動作の期間、O F F にされる。

【 0 0 7 7 】

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 6 9 が O N にされ、体外ユニット 4 3 はカプセル 4 2 に撮影要求の信号を送信し、カプセル 4 2 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 4 3 側に送信する。

20

【 0 0 7 8 】

この場合、体外ユニット 4 3 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 4 2 は撮影して画像データを送信することになる。

【 0 0 7 9 】

本実施の形態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 4 3 の主要部分の回路の動作を完全に O F F することができるので、体外ユニット 4 3 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。

30

従って、バッテリー 6 6 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 4 3 等を提供できる。

【 0 0 8 0 】

（第 4 の実施の形態）

次に図 9 を参照して本発明の第 4 の実施の形態を説明する。図 9 は本発明の第 4 の実施の形態のカプセル医療装置 4 1 B を示す。

このカプセル医療装置 4 1 B は第 3 の実施の形態において、体外ユニット 4 3 の電源制御回路 6 8 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 8 1 を採用した電力供給部 5 3 B を有する体外ユニット 4 3 B を採用している。

40

【 0 0 8 1 】

また、この電力供給部 5 3 B では、電源制御回路 6 8 が O N / O F F 制御を行うリレー 6 9 を採用しないで、バッテリー 6 6 の電力は電源スイッチ 6 7 を経て制御部 5 2 にも供給されるようにしている。また、クロック装置 8 1 はこのクロック装置 8 1 で発生したクロックを制御部 5 2 に供給し、制御部 5 2 はクロック装置 8 1 から供給されるクロックにより動作する。

【 0 0 8 2 】

本実施の形態では、カプセル 4 2 からの画像取得を行う期間ではクロック装置 5 2 は高速のクロックを制御部 5 2 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 5 2 に供給する。

50

## 【 0 0 8 3 】

つまり、画像取得を行わない場合には制御部 5 2 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。

## 【 0 0 8 4 】

つまり、第 3 の実施の形態では画像取得を行わない期間では制御部 5 2 を O F F にしたが、本実施の形態では省電力モードとし、第 3 の実施の形態において画像取得を行う場合には制御部 5 2 に電力を供給していた期間では、（本実施の形態では）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第 3 の実施の形態と同様となる。

10

## 【 0 0 8 5 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

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 4 3 B のバッテリー 6 6 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 4 3 B を提供できる。

## 【 0 0 8 6 】

ところで、上述したカプセル 2、4 2 等として、図 1 0 に示すようなカプセル 8 2 を採用しても良い。

20

## 【 0 0 8 7 】

この場合、従来例は図 1 0 ( D ) に示すようにカプセル外装容器 8 3 の内部に撮像部 8 4 と、撮像部 8 4 を制御する制御回路 8 5 と、撮像部 8 4 で撮像し、制御回路 8 5 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 8 6 と、無線回路 8 6 を経た信号を電波で放射するアンテナ 8 7 と、撮像部 8 4 等に動作電源を供給する電池 8 8 とを内蔵しており、カプセル内部でアンテナ 8 7 の G N D と撮像部 8 4、制御回路 8 5、無線回路 8 6、電池 8 8 の G N D とが接続されている。なお、図 1 0 では撮像部 8 4 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。

## 【 0 0 8 8 】

この従来例では、アンテナ 8 7 の G N D 面積が小さいので、本実施の形態では、図 1 0 ( A ) ~ 図 1 0 ( C ) に示すようにしてアンテナゲインを増大している。

30

図 1 0 ( A ) に示すカプセル 8 2 A では、図 1 0 ( 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 8 7 の G N D 端子がカプセル外装容器 8 3 の外部端子 8 9 と接続され且つ、撮像部 8 4、制御回路 8 5、無線回路 8 6 等から構成される電気回路の G N D と共通になっている。

## 【 0 0 8 9 】

カプセル外装容器 8 3 の外部に臨む外部端子 8 9 は人体と接触するようになっている。このため人体を G N D として使えるため G N D 面積を大きくできる。従って、人体を G N D として使うためアンテナ 8 7 の G N D 面積が大きくなり、アンテナゲイン特性を改善できる。

40

## 【 0 0 9 0 】

図 1 0 ( B ) のカプセル 8 2 B も太い線で示す部分が新規である。このカプセル 8 2 B は、図 1 0 ( A ) において、さらに撮像部 8 4、制御回路 8 5、無線回路 8 6 等から構成される電気回路の G N D がハイパスフィルタ 9 0 を介してアンテナ 8 7 の G N D に接続されている。また外部端子 8 9 は人体と接触するようになっている。

## 【 0 0 9 1 】

このハイパスフィルタ 9 0 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 G N D として使えるため G N D 面積が大きく見えるようになる。

## 【 0 0 9 2 】

図 1 0 ( C ) のカプセル 8 2 C も太い線で示す部分が新規である。このカプセル 8 2 C は

50

、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いる。

【0093】

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。

【0094】

(第5の実施の形態)

次に本発明の第5の実施の形態を図11を参照して説明する。図11は本発明の第5の実施の形態におけるカプセル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。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。

【0095】

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

【0096】

また、本実施の形態では、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。

【0097】

本実施の形態では(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、例えば第3の実施の形態と同様である。

【0098】

このように本実施の形態ではセンサ部分(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。

【0099】

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。

【0100】

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ため、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。

【0101】

また、図 1 1 では各種センサを設けたカプセル 1 1 1 を説明したが、各種センサの代わりに図 1 2 に示すように超音波探触子 1 4 2 を設けたカプセル 1 4 1 でも良い。

【 0 1 0 2 】

このカプセル 1 4 1 では、カプセル本体 1 4 3 の例えば前面には超音波探触子 1 4 2 の前面に設けた音響レンズ 1 4 4 がカプセル本体 1 4 3 の外面に露出するように配置され、音響レンズ 1 4 4 はカプセル本体 1 4 3 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。

【 0 1 0 3 】

超音波探触子 1 4 2 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 1 1 4 が配置され、回路基板 1 1 4 は電池 1 1 5 からの電源で駆動する。また、後端側には永久磁石 1 1 6 が収納されている。

10

【 0 1 0 4 】

このカプセル 1 4 1 では、回路基板 1 1 4 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 1 1 の場合と同様に、体外ユニット 4 3 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。

【 0 1 0 5 】

図 1 3 は第 2 変形例のカプセル 1 2 1 を示す。

20

このカプセル 1 2 1 は、円筒とその両端を丸く覆ったカバーでカプセル本体 1 2 2 を形成し、さらにカプセル本体 1 2 2 を長手方向の 2 箇所ですそれぞれ仕切部材 1 2 3 a、1 2 3 b で仕切り、薬剤収納部 1 2 4、永久磁石 / 磁性体収納部 1 2 5、体液吸入部 1 2 6 との 3 つの収納手段を形成している。

【 0 1 0 6 】

薬剤収納部 1 2 4 には治療のための薬剤 1 2 7 を収納し、また収納した薬剤 1 2 7 を外部に放出するための開口手段としての投薬口 1 2 8 が設けてある。

また、この薬剤収納部 1 2 4 と反対側に設けた体液吸入部 1 2 6 にも、このカプセル本体 1 2 2 外部からの体液を吸入するための体液吸入口 1 2 9 が設けてある。

【 0 1 0 7 】

30

また、永久磁石 / 磁性体収納部 1 2 5 には永久磁石或いは磁性体 1 3 0 が収納されている。

投薬口 1 2 8 及び体液吸入口 1 2 9 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 1 2 8 a、1 2 9 a が設けてある。

【 0 1 0 8 】

そして、目的部位にカプセル 1 2 1 が到達したら、体外ユニット 4 3 からの制御信号を送信することにより、カプセル 1 2 1 で受信して、溶解膜 1 2 8 a 等が消化されて治療用の薬剤 1 2 7 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 1 2 1 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。

40

【 0 1 0 9 】

図 1 4 は第 3 変形例のカプセル 1 3 1 を示す。

このカプセル 1 3 1 は、円筒とその両端を丸く覆ったカバーでカプセル本体 1 3 2 を形成し、その一方の端部側には開口 1 3 3 を設けて、例えば薬剤注入用注射針 1 3 4 を突没自在にしている。このカプセル本体 1 3 2 内部には、この薬剤注入用注射針 1 3 4 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 1 3 1 で受信することにより、薬剤注入用注射針 1 3 4 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 1 3 2 内部における開口 1 3 3 と反対側の端部付近に永久磁石或いは

50

磁性体 1 3 5 を収納している。

【 0 1 1 0 】

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を動作を指示し、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。

【 0 1 1 1 】

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。

【 0 1 1 2 】

[ 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。

【 0 1 1 3 】

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。

【 0 1 1 4 】

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。

【 0 1 1 5 】

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。

【 0 1 1 6 】

（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

10

20

30

40

50

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。

【 0 1 1 7 】

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。

【 0 1 1 8 】

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 1 9 】

（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 0 】

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。

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 1 】

（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。

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。

【 0 1 2 2 】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、バッテリー等による電力源を交換する場合にも、動作を中断されることなく検査等の動作を続けられる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態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】本発明の第 2 の実施の形態のカプセル医療装置の構成を示すブロック図。

【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】本発明の第 3 の実施の形態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】本発明の第 4 の実施の形態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】本発明の第 5 の実施の形態におけるカプセルの構成を示す図。

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

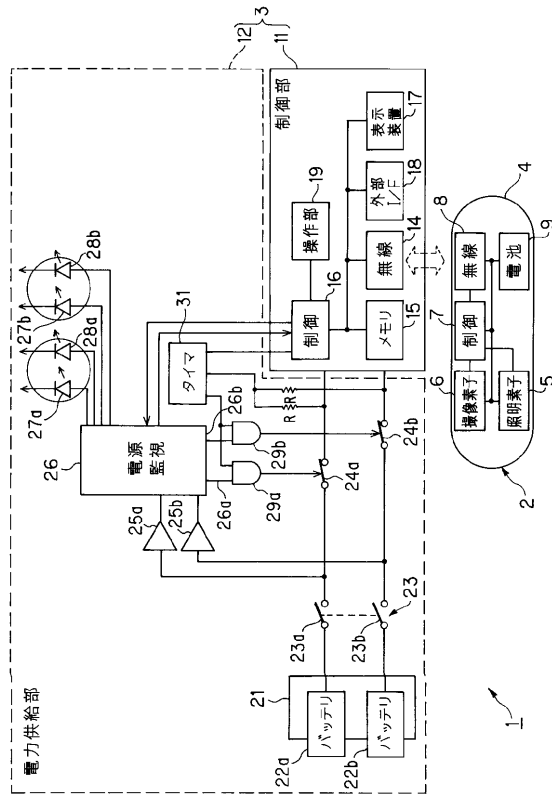
【図 1 3】第 2 変形例のカプセルの概略の構成図。

【図 1 4】第 3 変形例のカプセルの概略の構成図。

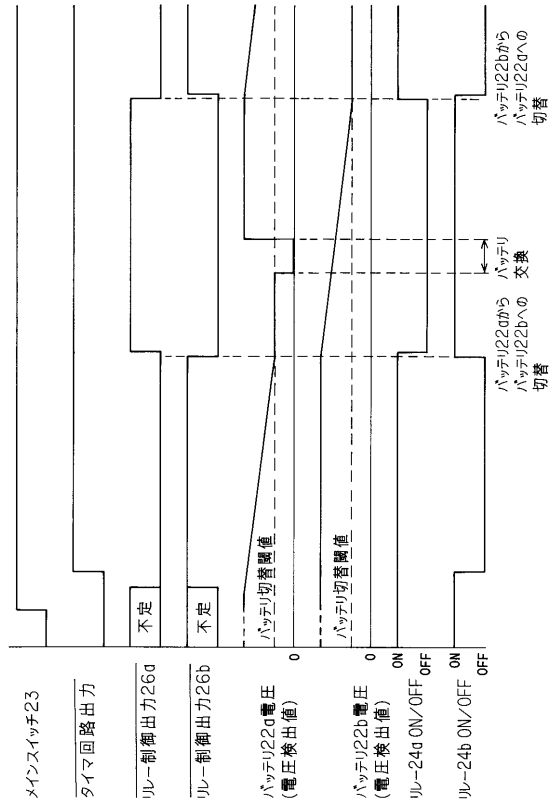
【符号の説明】

1 ...カプセル医療装置	
2 ...カプセル ( 内視鏡 )	
3 ...体外ユニット	
4 ...カプセル状容器	10
6 ...撮像素子	
7、16 ...制御回路	
8、14 ...無線回路	
9 ...電池	
11 ...制御部	
12 ...電力供給部	
17 ...表示装置	
19 ...操作部	
21 ...ソケット	
22 a、22 b ...バッテリー	20
23 ...メインスイッチ	
24 a、24 b ...リレースイッチ	
25 a、25 b ...電圧検出回路	
26 a、26 b ...リレー制御出力	
27 a、27 b、28 a、28 b ... L E D	
29 あ、29 b ...アンド回路	
31 ...タイマ回路	
32 ...	

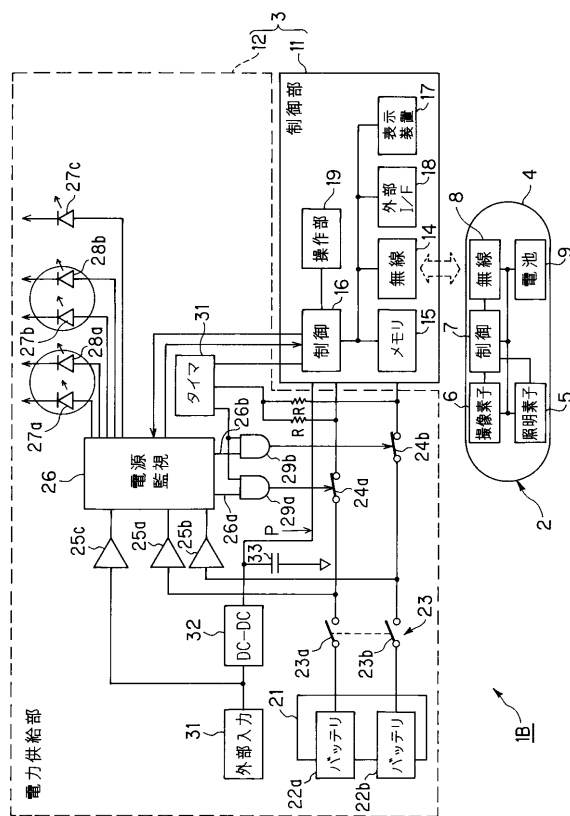
【図 1】



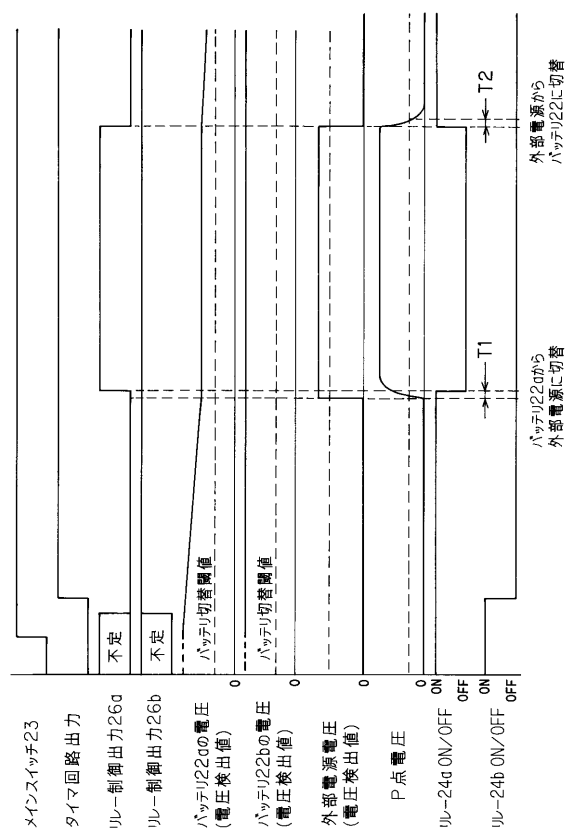
【図 2】



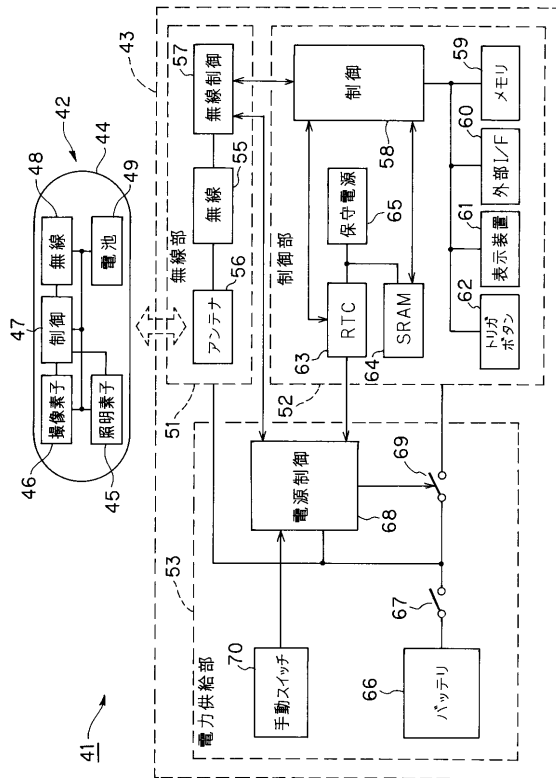
【図 3】



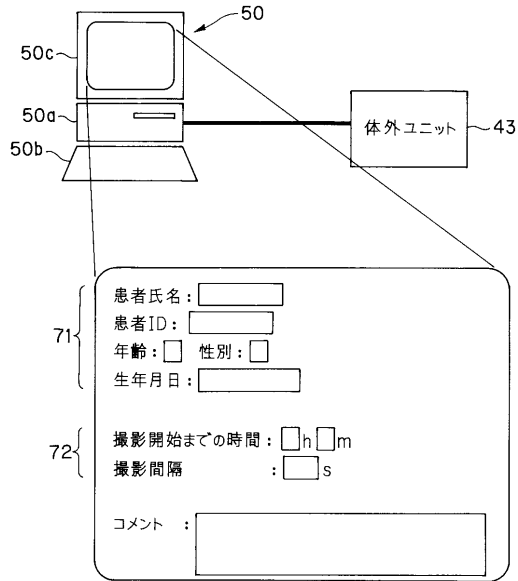
【図 4】



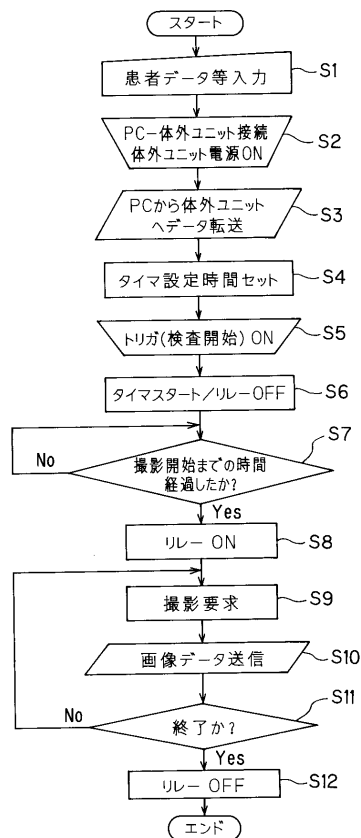
【 図 5 】



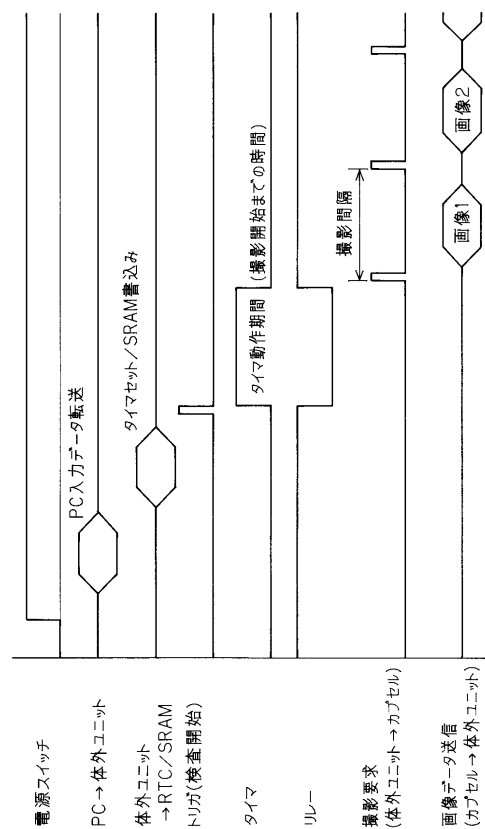
【 図 6 】



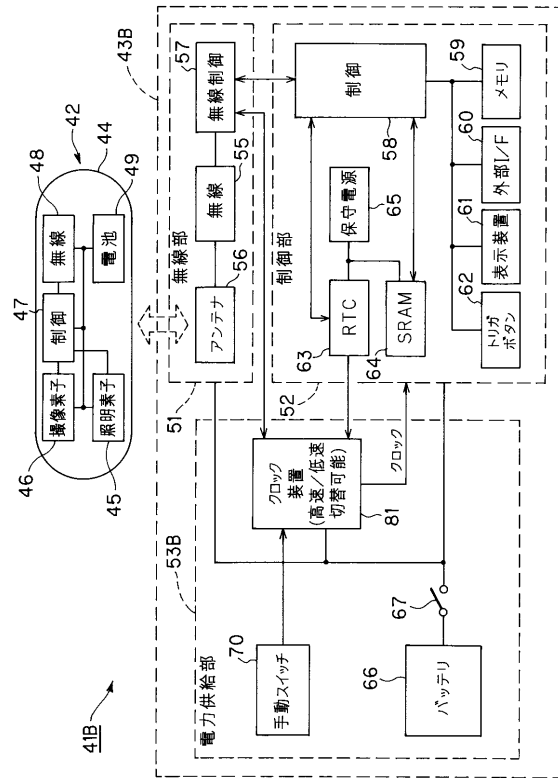
【圖 7】



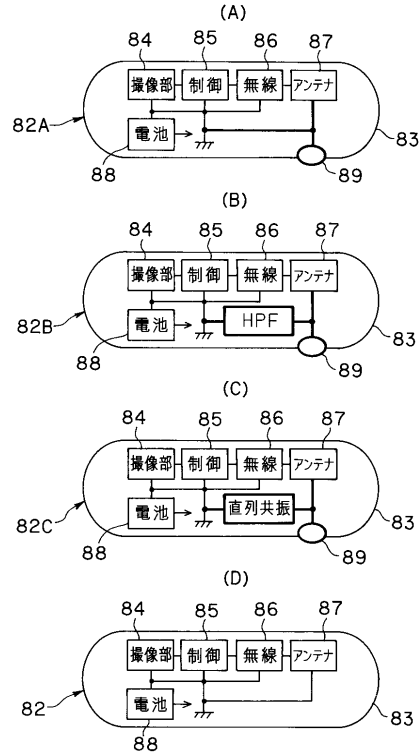
【 図 8 】



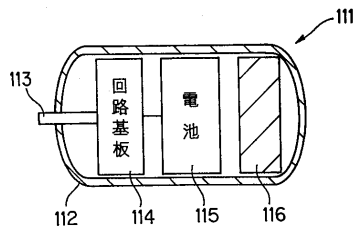
【図 9】



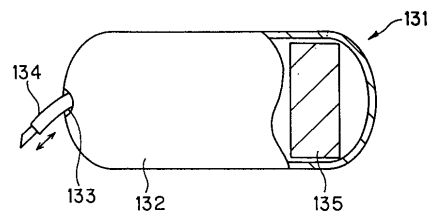
【図 10】



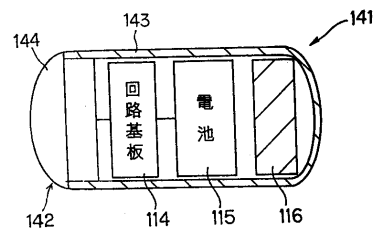
【図 11】



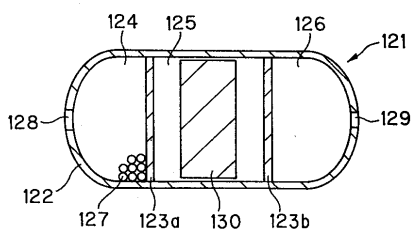
【図 14】



【図 12】



【図 13】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平3 - 126431 ( J P , A )  
特開平8 - 194172 ( J P , A )  
特開2000 - 56239 ( J P , A )  
特開2001 - 46357 ( J P , A )  
特開2001 - 83433 ( J P , A )

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

专利名称(译)	胶囊医疗器械		
公开(公告)号	<a href="#">JP4187463B2</a>	公开(公告)日	2008-11-26
申请号	JP2002142100	申请日	2002-05-16
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	内山昭夫 穂満政敏		
发明人	内山 昭夫 穂満 政敏		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 A61J3/07		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B5/07 A61J3/07.A		
F-TERM分类号	4C038/CC05 4C047/AA40 4C047/NN19 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/GG22 4C061/JJ11 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/UU06 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/GG22 4C161/GG28 4C161/JJ11 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/UU06		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2003325440A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种具有体外单元的胶囊医疗装置，该体外单元即使在更换电池时也能够继续检查等而不中断操作。 解决方案：体外单元3设置有无线路路14，用于无线接收由插入体内的胶囊2捕获的图像信号，具有可拆卸地连接到插座21的两个电池22a，22b，以及电池如图22a和22b所示，并且通过电源监控电路26监控每个剩余量。当使用中的一个电池（例如22a）的剩余量变小时，LED 28a闪烁以通知切换。在接通继电器24b之后，继电器24a关闭以切换到另一个电池22b，从而即使在体外单元3的操作期间也可以更换剩余电池22a。。

【图3】

