

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4891668号

(P4891668)

(45) 発行日 平成24年3月7日(2012.3.7)

(24) 登録日 平成23年12月22日(2011.12.22)

(51) Int. Cl.		F I			
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 2 0 B
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	A
A 6 1 B	5/07	(2006.01)	A 6 1 B	5/07	

請求項の数 4 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2006-175559 (P2006-175559)	(73) 特許権者	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成18年6月26日(2006.6.26)	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
(65) 公開番号	特開2008-541 (P2008-541A)	(72) 発明者	香川 涼平 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
(43) 公開日	平成20年1月10日(2008.1.10)	審査官	門田 宏
審査請求日	平成21年4月9日(2009.4.9)	(56) 参考文献	特開2005-000552 (JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

所定の機能を実行する複数の機能実行部と各機能実行部に電力を供給する電力源とを有したカプセル型内視鏡であって、

前記電力源に接続され該電力源から供給される余剰電力を一時的に蓄積する電力蓄積手段と、

撮像時に撮像対象を間欠的に照明し、一時的に他の機能実行部に比して大きな電力消費を行う照明部と、

前記照明部に対して前記他の機能実行部に比して大きき電力消費を行う期間に前記電力蓄積手段が蓄積した電力を供給する放電スイッチと、

を備え、

前記照明部は、前記電力源から直接供給される電力で発光するLEDと前記電力蓄積手段から供給される電力で発光するLEDとからなる複数のLEDを有し、前記電力源から直接供給される電力と前記電力蓄積手段から供給される電力とを合わせて消費することを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項2】

前記照明部は、間欠的に動作させる駆動スイッチを備え、

前記放電スイッチは、前記駆動スイッチのオンオフに同期してオンオフすることを特徴とする請求項1に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項3】

10

20

前記電力源と前記電力蓄積手段との間に設けられ、前記電力源から前記電力蓄積手段への電力供給をスイッチングする充電スイッチを備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 4】

前記電力蓄積手段は、キャパシタであることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載のカプセル型内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、体腔内での検査や処置などを含む被検体内における各種の医療行為を行うカプセル型内視鏡に関するものである。 10

【背景技術】

【0002】

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

【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、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。 20

【0004】

【特許文献 1】特開 2002 - 204781 号公報

【特許文献 2】特開 2005 - 143670 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述した従来のカプセル型内視鏡では、カプセル型内視鏡自体を小型化する必要があることから電源として小型の電池を使用しているため、電力容量に限界があり、瞬時に大きな電力を供給することができないという問題点があった。このため、撮像時に行う LED による発光量にも限界があり、鮮明な画像を得ることができない場合があった。

【0006】

一方、電力限界を克服するために、電池の容量や数を増大すると、カプセル型内視鏡自体の体積が増大し、カプセル型内視鏡自体が大型化してしまい、あるいは限られたカプセル型内視鏡筐体内において、撮像手段などの各種機能実行部の占める容積が小さくなり、十分な機能実現が困難になるという問題点があった。 40

【0007】

この発明は、上記に鑑みてなされたものであって、少ない電源容量で、小型化を維持しつつ瞬時に大きな電力を得ることができるカプセル型内視鏡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】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、この発明にかかるカプセル型内視鏡は、所定の機能を実行する複数の機能実行部と各機能実行部に電力を供給する電力源とを有したカプセル型内視鏡であって、前記電力源に接続され該電力源から供給される余剰電力 50

を一時的に蓄積する電力蓄積手段と、前記機能実行部のうち間欠的に動作し一時的に他の機能実行部に比して大きな電力消費を行う機能実行部である大電力機能実行部に対して該一時的な期間に前記電力蓄積手段が蓄積した電力を供給する放電スイッチと、を備え、前記大電力機能実行部は、前記電力源から直接供給される電力と前記電力蓄積手段から供給される電力とを合わせて消費することを特徴とする。

【0009】

また、この発明にかかるカプセル型内視鏡は、上記の発明において、前記大電力機能実行部は、間欠的に動作させる駆動スイッチを備え、前記放電スイッチは、前記駆動スイッチのオンオフに同期してオンオフすることを特徴とする。

【0010】

また、この発明にかかるカプセル型内視鏡は、上記の発明において、前記電力源と前記電力蓄積手段との間に設けられ、前記電力源から前記電力蓄積手段への電力供給をスイッチングする充電スイッチを備えたことを特徴とする。

【0011】

また、この発明にかかるカプセル型内視鏡は、上記の発明において、前記大電力機能実行部は、撮像時に撮像対象を照明する照明部であることを特徴とする。

【0012】

また、この発明にかかるカプセル型内視鏡は、上記の発明において、前記照明部は、複数のLEDを有し、該複数のLEDは、前記電力源から直接供給される電力で発光するLEDと前記電力蓄積手段から供給される電力で発光LEDとからなることを特徴とする。

【0013】

また、この発明にかかるカプセル型内視鏡は、上記の発明において、前記電力蓄積手段は、キャパシタであることを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

この発明にかかるカプセル型内視鏡では、電力蓄積手段が、電力源に接続され該電力源から供給される余剰電力を一時的に蓄積し、放電スイッチが、機能実行部のうち間欠的に動作し一時的に他の機能実行部に比して大きな電力消費を行う機能実行部である大電力機能実行部に対して該一時的な期間に前記電力蓄積手段が蓄積した電力を供給するようにし、前記大電力機能実行部は、前記電力源から直接供給される電力と前記電力蓄積手段から供給される電力とを合わせて消費するようにしているので、少ない電源容量で、小型化を維持しつつ瞬時に大きな電力を得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】

【0015】

以下、この発明を実施するための最良の形態であるカプセル型内視鏡について説明する。

【0016】

(実施の形態1)

図1は、この発明の実施の形態1にかかるカプセル型内視鏡を含む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において、無線型被検体内情報取得システムは、無線受信機能を有する受信装置2と、被検体1内に導入され、体腔内画像を撮像して受信装置2に対して画像信号などの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、受信装置2が受信した画像信号に基づいて体腔内画像を表示する表示装置4と、受信装置2と表示装置4との間でデータの受け渡しを行うための携帯型記録媒体5とを備える。

【0017】

受信装置2は、被検体1の対外表面に貼付される複数の受信用アンテナA1～Anを有したアンテナユニット2aと、複数の受信用アンテナA1～Anを介して受信される無線信号の処理などを行う受信本体ユニット2bとを備え、これらユニットはコネクタなどを介して着脱可能に接続される。なお、受信用アンテナA1～Anのそれぞれは、たとえば

10

20

30

40

50

被検体 1 が着用可能なジャケットに備え付けられ、被検体 1 は、このジャケットを着用することによって受信用アンテナ A 1 ~ A n を装着するようにしてもよい。また、この場合、受信用アンテナ A 1 ~ A n は、ジャケットに対して着脱可能なものであってもよい。さらに、受信用アンテナ A 1 ~ A n はそれぞれ、それら先端部のアンテナ本体部が、被検体 1 の身体に貼り付けることができるアンテナパッドに収容されるものであってもよい。

【 0 0 1 8 】

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など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など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、液晶ディスプレイなど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

10

【 0 0 1 9 】

携帯型記録媒体 5 は、受信本体ユニット 2 b および表示装置 4 に対して着脱可能であって、両者に対して挿着された時に情報の出力または記録が可能な構造を有する。この実施の形態 1 では、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、受信本体ユニット 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 の内部の撮像が終了した後は、受信本体ユニット 2 b から取り出されて表示装置 4 に挿着され、この表示装置 4 によって、携帯型記録媒体 5 に記録されたデータが読み出される構成を有する。たとえば、受信本体ユニット 2 b と表示装置 4 とのデータの受け渡しを

20

【 0 0 2 0 】

図 2 は、カプセル型内視鏡 3 の内部構成を示す断面図であり、図 3 は、カプセル型内視鏡 3 の構成を示すブロック図である。また、図 4 は、カプセル型内視鏡 3 の電力使用状態を示すタイムチャートである。カプセル型内視鏡 3 は、被検体 1 の体腔内部を照明する複数の L E D 1 1 とこの L E D 1 1 を駆動する L E D ドライバ 1 2 とを有した照明部 1 0、体腔内の画像を撮像する C C D 3 2 および C C D 3 2 に被写体像を結像する結像レンズ 3 3 を有した撮像部 3 0、撮像部 3 0 で撮像された画像データを無線送信する無線部 4 0、各種の信号処理および各部の制御を行う信号処理・制御部 5 0、および各部に対して電力を供給する電池 2 1 を有した電力源 2 0 とを有し、カプセル型筐体 1 6 に包含される。

30

【 0 0 2 1 】

C C D 3 2 は、撮像基板 6 1 上に設けられ、L E D 1 1 からの照明光によって照明された範囲を撮像し、結像レンズ 3 3 は、この C C D 1 2 に被写体像を結像する。また、L E D 1 1 は、照明基板 6 2 上に搭載され、結像レンズ 3 3 の光軸を中心にその上下左右の近傍 6 箇所

40

【 0 0 2 2 】

電力源 2 0 は、たとえば胸部筐体の内径にほぼ一致する直径の 2 つのボタン型の電池 2 1 によって構成されている。この電池 2 1 は、たとえば酸化銀電池、充電式電池、発電式電池などを用い得る。電池 2 1 は、電源回路基板 6 3 および無線基板 6 5 によって挟まれ、電池 2 1 のプラス側に設けられた電源回路基板 6 3 には、電源回路 2 2 および電池 2 1 の余剰電力を一時的に蓄積する電力蓄積部 2 3 が搭載される。

【 0 0 2 3 】

無線基板 6 5 , 6 4 には、R F 送信部などの無線電力増幅部などが設けられ、無線基板

50

64の外側には、アンテナ41が設けられ、無線部40を形成している。なお、照明基板62、撮像基板61、電源回路基板63、無線基板65、無線基板64は、適宜フレキシブル基板68によって電氣的に接続され、順次折り畳まれてカプセル型筐体16内に配置される。

【0024】

カプセル型筐体16は、照明部10および撮像部30を覆う透明な半球ドーム状の先端カバー筐体と、この先端カバー筐体と係合し、水密状態に保たれた円筒形状の胴部筐体とを有し、胴部筐体は、可視光が不透過な有色材質によって形成され、被検体1の口から飲み込み可能な大きさに形成されている。なお、無線部40側は、胴部筐体に接続され、半球ドーム状をなし、内部にアンテナ41が覆われるようになっている。

10

【0025】

ここで、この実施の形態1では、図3に示した電力蓄積部23を設けたことを特徴としている。このカプセル型内視鏡3は、図4に示すように、LED発光(期間 t_1)後、CCD32によって撮像し、この撮像した画像を信号処理し、さらにこの信号処理したデータを無線送信する(期間 t_3)処理を、一定時間を空けて繰り返す処理を行う。この繰り返し周期は、たとえば500msである。

【0026】

LED11による発光量は、図4に示すように電力供給限界 P_{th} を超えた電力量を必要とするが、照明部10による動作以外動作時(期間 t_3)では、電力供給限界 P_{th} 以下の電力量で足りる。この電力供給限界 P_{th} を越えるLED発光では、電源20から供給される電力に、電力蓄積部23によって蓄積された電力を加えた総電力によって動作させている。

20

【0027】

電力蓄積部23は、たとえばキャパシタなどによって実現され、電池21あるいは電源回路22から供給される電力供給限界 P_{th} 内の余剰電力を照明部10に対応する定電圧で常時蓄積する。この電力蓄積は、電力供給限界 P_{th} 内で行われることになる。その後、LED発光時に、信号処理・制御部50からの指示によって放電スイッチ24および駆動スイッチ25がオフ状態からオン状態に移行すると、電力蓄積部23に一時蓄積された電力、すなわち電荷は放電され、照明部10に供給される。この際、電源回路22からも電力供給限界 P_{th} 分の電力が照明部10に供給される。したがって、LED発光時には、電力供給限界 P_{th} 分の電力に、電力蓄積部23から供給される電力を加算した電力が使用可能となる。このLED発光後には、電源回路22による電力供給限界 P_{th} 内での電力供給量で動作が可能となるとともに、余剰電力は、電力蓄積部23に蓄積される。なお、駆動スイッチ25は、LEDドライバ12を駆動し、LEDドライバ12は、各LED11に対する通電駆動を行う。駆動スイッチ25および放電スイッチ24は、LED発光時(期間 t_1)のみオン状態となり、その他の時点ではオフ状態となる。

30

【0028】

なお、図5に示すように、電力蓄積部23への電力蓄積を制御する充電スイッチ26をさらに設けるようにしてもよい。この充電スイッチ26のスイッチ制御は、信号処理・制御部50によって制御され、充電スイッチ26がオンのときは、電力蓄積部23による充電が行われ、充電スイッチ26がオフのときは、電力蓄積部23による充電は行われない。たとえば、図6に示すようにLED発光終了の時点 t_{t1} から画像データの送信終了の時点 t_{t2} までの間に充電を行う場合、時点 t_{t1} ~時点 t_{t2} 間、充電スイッチ26はオン状態となる。換言すれば、LED発光時には、充電を行わないようにしているので、LED発光時に、電源回路22から電力供給限界 P_{th} の電力を供給することができるため、電源回路22から供給される電力と電力蓄積部23から供給される電力との総電力を最大にすることができる。

40

【0029】

この実施の形態1では、電力蓄積部23が電源20の電力供給限界 P_{th} 内の余剰電力を蓄積しておき、LED発光動作などの電力供給限界 P_{th} を越える動作時に、蓄積した余

50

剰電力を、電力供給限界 P_{th} の電力に加算するようにし、電力供給限界 P_{th} を越えた電力をもちいる動作を可能にしているため、電力源の電力容量を小さくすることができる。具体的には、電池 21 の電力容量あるいは数を減少させることができるので、カプセル型内視鏡 3 内における機能実行部の占める容積を増大させることができ、あるいはカプセル型の小型化を推進することができる。

【0030】

(実施の形態 2)

つぎに、この発明の実施の形態 2 について説明する。上述した実施の形態 1 では、電源回路 22 から供給される電力と電力蓄積部 23 から供給される電力との総電力を、各 LED 11 に均等に配分するようにしていたが、この実施の形態 2 では、電源回路 22 から供給される電力によって発光する LED 11 と電力蓄積部 23 から供給される電力によって発光する LED 11 とに分割して電力配分するようにしている。

【0031】

すなわち、この実施の形態 2 では、図 7 に示すように、電源回路 22 から供給される電力と、電力蓄積部 23 から供給される電力との比に応じて、複数の LED 11 を、LED 群 11a, 11b に電氣的に分離し、これに対応する LED ドライバ 12 を、LED ドライバ 12a, 12b にそれぞれ電氣的に分離した構成としている。すなわち、電源回路 22 からの電源供給は、LED ドライバ 12a および LED 群 11a に対して行われ、電力蓄積部 23 に蓄積された電力供給は、放電スイッチ 24 を介して、LED ドライバ 12b および LED 群 11b に対して行われる。

【0032】

図 8 は、具体的な LED 11 の配置と各 LED 11 に対する電力分割の一例を示す図であり、カプセル型内視鏡 3 を、LED 11 が設けられる先端側から矢視した図である。図 8 では、6 個の LED が設けられ、電源回路 22 から供給される電力によって発光する LED 11a と、電力蓄積部 23 から供給される電力によって発光する LED 11b とが交互に、円環状に配置されている。このような配置によって、LED 11a による発光量と LED 11b による発光量との違いが生じた場合であっても、空間的に平均化した発光を行うことができる。なお、LED 11a と LED 11b とをそれぞれ局所化して配置してもよい。すなわち、電源回路 22 から供給される電力と電力蓄積部 23 から供給される電力との比に応じて、LED 11a と LED 11b との個数比を決定し、各 LED 11a の電力元と LED 11b との電力元とが異なるように電氣的接続を行えばよい。

【0033】

なお、上述した実施の形態 1, 2 では、常に複数の LED 11 が発光することを前提として説明したが、これに限らず、発光量の要求にしたがって、発光すべき LED 11 の数を異ならせるようにしてもよい。たとえば、図 8 に示した LED 配置に適用すると、通常発光時では、LED 11a を発光させ、大きな発光量が必要な場合に、LED 11a とともに LED 12a を同時に発光させるようにする。この場合、放電スイッチ 24 もオン状態となる。このような柔軟な電力制御によって、トータルの電力使用量を抑えることができる。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図 1】この発明の実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡を含む被検体内医療システムの概要構成を示す図である。

【図 2】図 1 に示したカプセル型内視鏡の構成を示す断面図である。

【図 3】図 1 に示したカプセル型内視鏡の構成を示すブロック図である。

【図 4】図 1 に示したカプセル型内視鏡の電力使用状態を示すタイムチャートである。

【図 5】この発明の実施の形態 1 の変形例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。

【図 6】図 5 に示したカプセル型内視鏡の電力使用状態を示すタイムチャートである。

【図 7】この発明の実施の形態 2 であるカプセル型内視鏡の構成を示すブロック図である

10

20

30

40

50

。

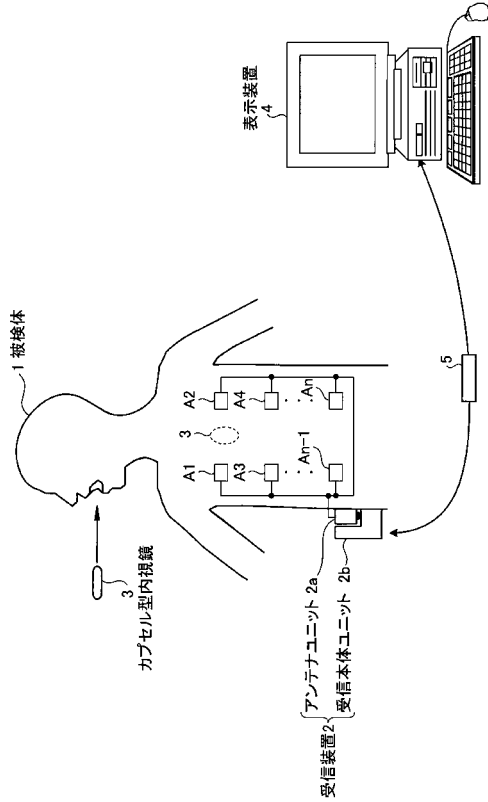
【図8】図7に示したカプセル型内視鏡のLED配置を、LEDが配置された先端側から矢視した矢視図である。

【符号の説明】

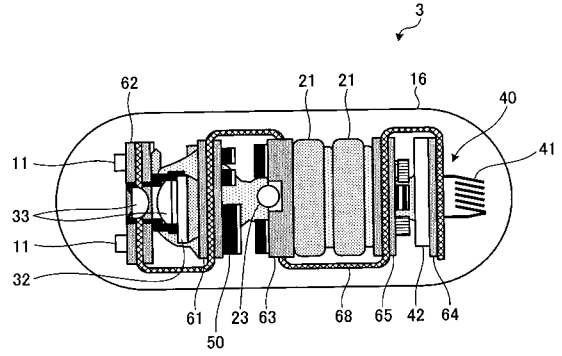
【0035】

1	被検体	
2	受信装置	
2 a	アンテナユニット	
2 b	受信本体ユニット	
3	カプセル型内視鏡	10
4	表示装置	
5	携帯型記録媒体	
10	照明部	
11, 11 a, 11 b	LED (LED群)	
12, 12 a, 12 b	LEDドライバ	
16	カプセル型筐体	
20	電力源	
21	電池	
22	電源回路	
23	電力蓄積部	20
24	放電スイッチ	
25	駆動スイッチ	
26	充電スイッチ	
30	撮像部	
32	CCD	
33	結像レンズ	
40	無線部	
41	アンテナ	
50	信号処理・制御部	
61	撮像基板	30
62	照明基板	
63	電源回路基板	
64, 65	無線基板	
68	フレキシブル基板	

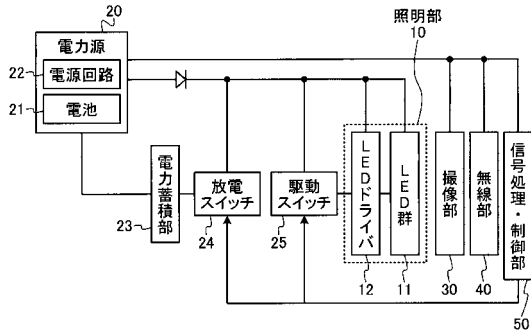
【図1】



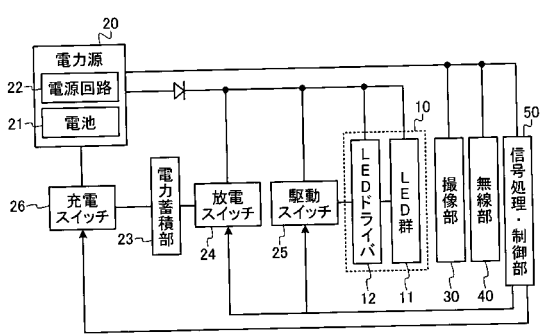
【図2】



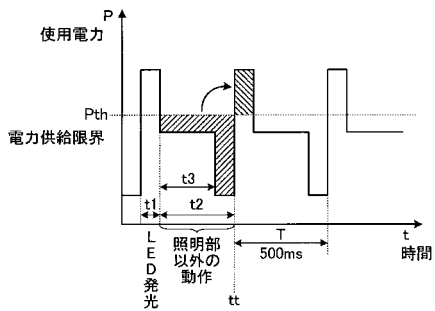
【図3】



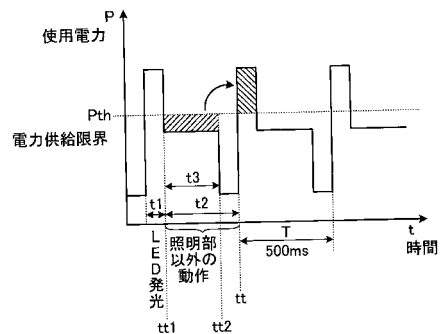
【図5】



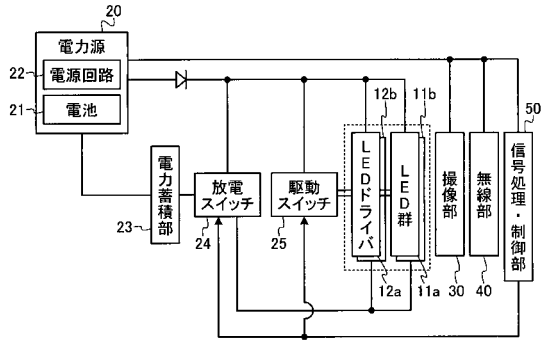
【図4】



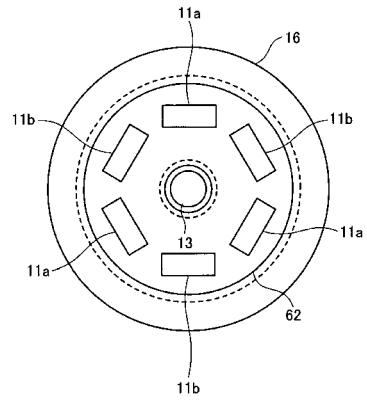
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

A 6 1 B 5 / 0 7

专利名称(译)	胶囊内窥镜		
公开(公告)号	JP4891668B2	公开(公告)日	2012-03-07
申请号	JP2006175559	申请日	2006-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	香川涼平		
发明人	香川 涼平		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/00032 A61B1/0684 A61B2560/0214		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/06.A A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.718 A61B1/06.B A61B1/06.510 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC08 4C038/CC09 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/RR03 4C061/UU06 4C061/VV03 4C061/YY02 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/RR03 4C161/UU06 4C161/VV03 4C161/YY02		
代理人(译)	酒井宏明		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2008000541A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种胶囊型内窥镜，在保持小型化的同时，瞬间获得一个小电源容量的大电力。ZOLUTION：该胶囊型内窥镜具有执行规定功能的多个功能执行部分和向各功能执行部分供电的电源20，还设置有连接到电源20的电力存储部分23并暂时存储从电源20供应的剩余电力，以及将由电力存储部23存储的电力暂时提供给大功率功能执行部分的放电开关24，或者间歇地执行诸如LED组11的功能执行部分的功能与其他功能执行部分相比，执行功能执行部分并暂时消耗大功率。大功率功能执行部分共同消耗从电源20直接供应的电力和从电力存储部分23供应的电力。

【图3】

