

(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2010-252838

(P2010-252838A)

(43) 公開日 平成22年11月11日(2010.11.11)

(51) Int.Cl.	F I	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 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 J	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2009-102730 (P2009-102730)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成21年4月21日 (2009. 4. 21)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100073184
			弁理士 柳田 征史
		(74) 代理人	100090468
			弁理士 佐久間 剛
		(74) 復代理人	100128451
			弁理士 安田 隆一
		(72) 発明者	金城 直人
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 AA00 BB00 CC06 DD10 FF50
			JJ17 JJ19 LL01 NN01 NN03
			NN05 NN07 QQ06 SS11 UU06
			YY12

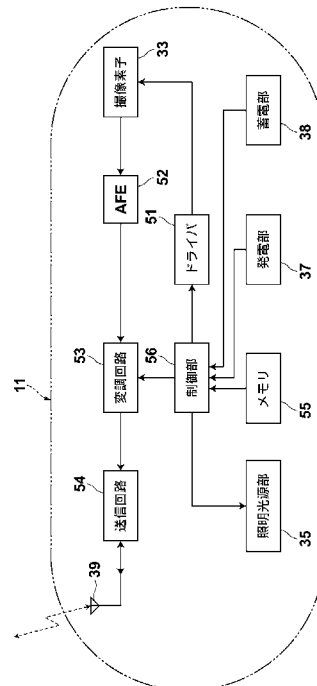
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】カプセル内視鏡装置において、外部装置を設けることなく、十分な電力を発生させる。

【解決手段】カプセル内視鏡装置11内に、体内の被観察部の画像を撮像する撮像部33を備え、撮像部33に電力を供給するとともに、カプセル内視鏡装置11の姿勢の変化に応じて、液体が流動する管と、管内の液体の流動によって発電するタービンとを備えた発電部37を設ける。また、発電部において発電された電力を蓄積する蓄電部38を設ける。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体内に飲み込まれ、前記体内の被観察部の画像を撮像する撮像部を備えたカプセル内視鏡装置において、

前記撮像部に電力を供給するとともに、姿勢の変化に応じて発電する発電部を備えたことを特徴とするカプセル内視鏡装置。

【請求項 2】

前記撮像部が、所定の時点における前記発電部の発電量が大きいほど前記撮像部の撮影フレームレートを上げるものであることを特徴とする請求項 1 記載のカプセル内視鏡装置。

10

【請求項 3】

前記発電部において発電された電力を蓄積する蓄電部を備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 記載のカプセル内視鏡装置。

【請求項 4】

前記撮像部が、前記蓄電部に蓄積された電力量が少ないほど撮影フレームレートを下げるものであることを特徴とする請求項 3 記載のカプセル内視鏡装置。

【請求項 5】

前記蓄電部からの電力の供給を受けて、前記被観察部に照射される照明光を発光する照明光源部を備え、

該照明光源部が、前記蓄電部に蓄積された電力量が少ないほど発光量を少なくするものであることを特徴とする請求項 3 または 4 記載のカプセル内視鏡装置。

20

【請求項 6】

前記蓄電部に蓄積された電力が所定の閾値以下である場合に、警告を示す信号を出力する蓄積量警告部を備えたことを特徴とする請求項 1 から 5 いずれか 1 項記載のカプセル内視鏡装置。

【請求項 7】

前記発電部における発電量が所定期間にわたり所定の閾値以下である場合に、警告を示す信号を出力する発電量警告部を備えたことを特徴とする請求項 1 から 6 いずれか 1 項記載のカプセル内視鏡装置。

【請求項 8】

前記発電部が、液体が流動する管と、該管内の液体の流動によって発電するタービンとを備えたことを特徴とする請求項 1 から 7 いずれか 1 項記載のカプセル内視鏡装置。

30

【請求項 9】

前記管の長さ方向と前記カプセル内視鏡装置の長軸方向とが一致するように前記管を設けることを特徴とする請求項 8 記載のカプセル内視鏡装置。

【請求項 10】

前記発電部が、回転錘を有し、該回転錘の回転によって発電するものであることを特徴とする請求項 1 から 7 いずれか 1 項記載のカプセル内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

40

【0001】

本発明は、体内に飲み込まれ、体内の被観察部の画像を撮像する撮像部を備えたカプセル内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

近年、撮像素子や照明光源などが超小型のカプセルに内蔵されたカプセル内視鏡装置による医療診断が実用化されつつある。カプセル内視鏡装置を利用した医療診断では、まず、患者にカプセル内視鏡装置を嚥下させ、照明光源で人体内の被観察部位（人体内部の内壁面）を照明しつつ、撮像素子で被観察部位を撮影する。そして、これにより得られた画像データを受信装置に無線送信し、受信装置に設けられたフラッシュメモリなどの記憶

50

媒体に逐次記憶していく。検査中、または検査終了後、ワークステーションなどの情報管理装置に画像データを取り込み、モニタに表示された画像を読影して診断を行う。

【 0 0 0 3 】

ここで、カプセル内視鏡装置を長時間動作させるには、外部装置を用いてカプセル内視鏡装置に電力を供給する必要がある。

【 0 0 0 4 】

たとえば、特許文献 1 においては、外部装置によって磁束を発生し、その磁束によってカプセル内視鏡装置内のコイルを電磁誘導し、磁束の変化を起電力に変換することで電力をカプセル内視鏡装置に供給する方法が提案されている。

【 0 0 0 5 】

また、特許文献 2 においては、外部装置によって体外から赤外光を照射し、その赤外光をカプセル内視鏡装置内の発光発電素子に照射することによって発光発電素子により供給電力を発生する方法が提案されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 5 - 0 5 2 6 3 7 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 5 - 2 0 4 8 0 6 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、特許文献 1 および特許文献 2 においては、電力を発生させるための外部装置が必要であり、コストアップとなる。

【 0 0 0 8 】

また、電磁誘導や光の照射によって電力を発生させる場合、外部装置とカプセル内視鏡装置との位置関係によっては電力を発生できない場合が生じ、特定の環境下でないと十分な電力の供給を行うことができない問題が生じる。

【 0 0 0 9 】

本発明は、上記の問題に鑑みてなされたものであり、外部装置を設けることなく、十分な電力を発生させることができる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 1 0 】

本発明のカプセル内視鏡装置は、体内に飲み込まれ、体内の被観察部の画像を撮像する撮像部を備えたカプセル内視鏡装置において、撮像部に電力を供給するとともに、姿勢の変化に応じて発電する発電部を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

また、上記本発明のカプセル内視鏡装置においては、撮像部を、所定の時点における発電部の発電量が大きいほど撮像部の撮影フレームレートを上げるものとすることができる。

【 0 0 1 2 】

また、発電部において発電された電力を蓄積する蓄電部を設けることができる。

【 0 0 1 3 】

また、撮像部を、蓄電部に蓄積された電力量が少ないほど撮影フレームレートを下げるものとすることができる。

【 0 0 1 4 】

また、蓄電部からの電力の供給を受けて、被観察部に照射される照明光を発光する照明光源部を設け、照明光源部を、蓄電部に蓄積された電力量が少ないほど発光量を少なくするものとすることができる。

【 0 0 1 5 】

また、蓄電部に蓄積された電力が所定の閾値以下である場合に、警告を示す信号を出力

10

20

30

40

50

する蓄積量警告部を設けることができる。

【0016】

また、発電部における発電量が所定期間にわたり所定の閾値以下である場合に、警告を示す信号を出力する発電量警告部を設けることができる。

【0017】

また、発電部を、液体が流動する管と、管内の液体の流動によって発電するタービンとを備えたものとすることができる。

【0018】

また、管の長さ方向とカプセル内視鏡装置の長軸方向とが一致するように管を設けることができる。

【0019】

また、発電部を、回転錘を有し、回転錘の回転によって発電するものとすることができる。

【発明の効果】

【0020】

本発明のカプセル内視鏡装置によれば、姿勢の変化に応じて発電する発電部を設けるようにしたので、外部装置を必要とすることなく、カプセル内視鏡装置自身で電力を発生することができる。

【0021】

また、上記本発明のカプセル内視鏡装置において、所定の時点における発電部の発電量が大きいほど撮像部の撮影フレームレートを上げるようにした場合には、カプセル内視鏡装置が体内の複雑な構造の部分を通過しているときには、撮影フレームレートを上げることによって複雑な構造の画像情報をより多く収集することができ、一方、カプセル内視鏡装置が体内の簡単な構造の部分を通過しているときには、撮影フレームレートを下げる蓄電部の電力の消費を減少させることができる。

【0022】

また、蓄電部に蓄積された電力量が少ないほど撮影フレームレートを下げたり、照明光源部の発光量を少なくするようにした場合には、電力の節約を図ることができる。

【0023】

また、蓄電部に蓄積された電力が所定の閾値以下である場合、あるいは発電部における発電量が所定期間にわたり所定の閾値以下である場合に、警告を示す信号を出力するようにした場合には、患者に電力が不足していることを警告することによって、たとえば、患者が運動をすることによって蓄電部の電力量を増加させることができ、電力切れによる撮像動作の停止を防止することができる。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明のカプセル内視鏡装置の一実施形態を用いたカプセル内視鏡システムの概略構成図

【図2】カプセル内視鏡装置の概略構成を示す図

【図3】カプセル内視鏡装置の内部構成を示すブロック図

【図4】水力タービンを用いた発電部の概略構成を示す図

【図5】受信装置の概略構成を示すブロック図

【図6】蓄電部に蓄積された電力量と撮影フレームレートとの関係を示す図

【図7】回転錘を用いた発電部の概略構成を示す図

【発明を実施するための形態】

【0025】

以下、図面を参照して本発明のカプセル内視鏡装置の一実施形態を用いたカプセル内視鏡システムについて詳細に説明する。図1は、本発明の実施形態を用いたカプセル内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【0026】

10

20

30

40

50

カプセル内視鏡システム 1 は、患者 10 の口部から人体内に飲み込まれるカプセル内視鏡装置 11 と、患者 10 がベルトなどに取り付けて携帯する受信装置 12 と、カプセル内視鏡装置 11 で得られた画像を表示し、医師が画像診断を行うためのワークステーション 13 とを備えている。

【0027】

カプセル内視鏡装置 11 は、人体内管路を通過する際に管路の内壁面を撮像し、これにより得られた画像データを受信装置 12 に無線送信するものである。

【0028】

具体的には、カプセル内視鏡装置 11 は、図 2 に示すように、透明な前カバー 30 と、この前カバー 30 に嵌合して水密な空間を形成する後カバー 31 とを備えている。両カバー 30、31 は、その先端または後端が略半球形状となった筒状に形成されている。

【0029】

両カバー 30、31 が作る空間内には、被観察部位の像を取り込むための対物光学系 32 と、被観察部位の像を撮像する CCD や CMOS などの撮像素子 33 を備えた撮像部が設けられている。撮像素子 33 は、その撮像面に対物光学系 32 から入射した被観察部位の像が結像され、その結像された画像を表す画像信号を出力するものである。

【0030】

対物光学系 32 は、前カバー 30 の先端の略半球形状となった部分に配された、透明な凸型の光学ドーム 32a と、光学ドーム 32a の後端に取り付けられ、後端に向けて先細となったレンズホルダー 32b と、レンズホルダー 32b に固着されたレンズ 32c とから構成される。対物光学系 32 は、光軸 34 を中心軸として、例えば、前方視野角 140° ~ 180° の撮影範囲を有し、この撮影範囲における被観察部位の全方位画像を像として取り込むものである。

【0031】

両カバー 30、31 内には、撮像部の他に、発光ダイオードを有し、被観察部位に光を照射する照明光源部 35、受信装置 12 との信号の送受信を行う送受信回路やカプセル内視装置全体の制御を行う制御部などが実装された電器回路基板 36、撮像部や照明光源部 35 などに供給される電力を発電する発電部 37、発電部 37 において発電された電力を蓄積する蓄電部 38、および電波を送受信するためのアンテナ 39 などが収容されている。

【0032】

図 3 は、カプセル内視鏡装置 11 の内部構成をより詳細に示したブロック図である。カプセル内視鏡装置 11 は、図 3 に示すように、撮像素子 33 を駆動し所定のフレームレートで画像信号を取得させるドライバ 51、撮像素子 33 から出力された画像信号に対して、相関二重サンプリングや A/D 変換を施し、デジタル信号の画像データに変換して出力する AFE (Analog Front End) 52、AFE 52 から出力された画像データに対して変調処理を施す変調回路 53、変調回路 53 から出力された変調信号を受信装置 12 に電波で送信する送信回路 54、画像データを一時的に記憶するメモリ 55、およびカプセル内視鏡装置 11 の全体の動作を制御する制御部 56 とを備えている。

【0033】

制御部 56 は、上記のように装置全体を制御するものであるが、さらに所定の時点における発電部 37 の発電量を検出し、その発電量に応じてドライバ 51 に制御信号を出力するものである。そして、ドライバ 51 は、制御部 56 から出力された制御信号に応じて、所定の時点における発電量が大きいほど撮影フレームレートを上げるように撮像素子 33 を駆動するものである。

【0034】

また、制御部 56 は、蓄電部 38 に蓄積された電力量も検出するものであり、その電力量に応じてドライバ 51 に制御信号を出力するものである。そして、ドライバ 51 は、制御部 56 から出力された制御信号に応じて、電力量が少ないほど撮影フレームレートを下げるように撮像素子 33 を駆動するものである。なお、撮影タイミングに同期してフラッ

10

20

30

40

50

シュ発光する場合には、照明光源部 3 5 も撮影タイミングにフラッシュ発光タイミングが同期するように制御されるものとする。

【 0 0 3 5 】

また、制御部 5 6 は、蓄電部 3 8 に蓄積された電力量に応じて照明光源部 3 5 にも制御信号を出力するものである。具体的には、蓄電部 3 8 に蓄積された電力量が少ないほど照明光源部 3 5 の発光量が少なくなるように制御部 5 6 は照明光源部 3 5 に制御信号を出力するものである。

【 0 0 3 6 】

また、制御部 5 6 は、蓄電部 3 8 に蓄積された電力量が所定の閾値以下になった場合、または発電部 3 7 における発電量が所定期間にわたり所定の閾値以下である場合に、警告を示す信号を出力するものである。そして、制御部 5 6 から出力された警告を示す信号は、変調回路 5 3、送信回路 5 4 およびアンテナ 3 9 を介して受信装置 1 2 に送信される。

【 0 0 3 7 】

図 4 は、本実施形態の発電部 3 7 の概略構成を示す図である。

【 0 0 3 8 】

発電部 3 7 は、カプセル内視鏡装置 1 1 の姿勢の変化に応じて発電するものである。具体的には、図 4 に示すように、内部を液体が流動する管が環状に連結された管部 3 7 a と、環状の管部 3 7 a の途中に設けられた溜め部 3 7 b と、管部 3 7 a の管内の液体の流動によって発電する水力タービン 3 7 c とを備えている。発電部 3 7 についてはマイクロマシン技術により小型化が可能であり、長さ 2 c m 程度のカプセル内視鏡装置 1 1 内に収まる大きさで構成される。

【 0 0 3 9 】

また、発電部 3 7 は、複数個設けることが望ましく、たとえば、カプセル内視鏡装置 1 1 の長軸方向 3 4 (図 2 参照) を 1 つの軸とする互いに直交する 3 軸方向に管の長さ方向が一致するように 3 個の発電部 3 7 を設けることが望ましい。なお、管の長さ方向とは、本実施形態のように環状に管を連結する場合には、その環の最も長い方向のことをいう。

【 0 0 4 0 】

図 5 は、受信装置 1 2 の内部構成を示すブロック図である。

【 0 0 4 1 】

受信装置 1 2 は、図 5 に示すように、カプセル内視鏡装置 1 1 から送信された電波を受信するためのアンテナ 7 1 と、カプセル内視鏡装置 1 1 から送信された画像データの変調信号を受信する受信回路 7 2、受信回路 7 2 によって受信された変調信号に復調処理を施す復調回路 7 3 と、復調回路 7 3 によって復調された画像データを記憶する記憶部 7 4、カプセル内視鏡装置 1 1 の動作状態や警告のメッセージなどを表示する表示パネル 7 5 および受信装置 1 2 の装置全体の制御を行う制御部 7 6 を備えている。

【 0 0 4 2 】

制御部 7 6 は、上記のように受信装置 1 2 の装置全体を制御するものであるが、カプセル内視鏡装置 1 1 から送信され、アンテナ 7 1、受信回路 7 2 および復調回路 7 3 を介して入力された警告を示す信号に応じて、表示パネル 7 5 に警告メッセージを表示させるものである。警告メッセージとしては、カプセル内視鏡装置 1 1 の発電部 3 7 の発電量が不足していることを示すメッセージや蓄電部 3 8 に蓄積された電力量が不足していることを示すメッセージなどがある。

【 0 0 4 3 】

ワークステーション 1 3 は、プロセッサ 2 0 と、キーボードやマウスなどの操作部 2 1 と、モニタ 2 2 とを備えている。プロセッサ 2 0 は、たとえば、U S B ケーブル 2 3 (赤外線通信などの無線通信を用いてもよい) で受信装置 1 2 と接続され、受信装置 1 2 とデータのやり取りを行うものである。プロセッサ 2 0 は、カプセル内視鏡装置 1 1 による検査中、または検査終了後に、受信装置 1 2 から画像データを取り込み、患者毎に画像データを蓄積・管理するとともに、画像データに基づいてモニタ 2 2 に診断画像を表示させるものである。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

次に、本実施形態のカプセル内視鏡システム 1 の作用を説明する。

【 0 0 4 5 】

まず、受信装置 1 2 を患者 1 0 に装着する。そして、カプセル内視鏡装置 1 1 の電源を投入し、患者 1 0 にカプセル内視鏡装置 1 1 を飲みこませる。

【 0 0 4 6 】

カプセル内視鏡装置 1 1 が患者 1 0 に嚥下され、検査の準備が整えられると、照明光源部 3 5 で人体内の被観察部位が照明されつつ、フレームレート 2 f p s の初期設定で、撮像素子 3 3 により人体内管路の内壁面が撮像される。このとき、対物光学系 3 2 から入射した人体内の被観察部位の像は、撮像素子 3 3 の撮像面に結像され、これにより撮像素子 3 3 から撮像信号が出力される。撮像素子 3 3 から出力された撮像信号は、A F E 5 2 で相関二重サンプリング、増幅、および A / D 変換が施され、デジタルの画像データに変換される。

10

【 0 0 4 7 】

A F E 5 2 から出力されたデジタルの画像データは、変調回路 5 3 で変調される。変調された信号が、送受信回路 5 4 で増幅、帯域通過濾波された後、アンテナ 3 9 から送信される。

【 0 0 4 8 】

そして、受信装置 1 2 のアンテナ 7 1 により無線信号が受信されると、受信回路 7 2 で増幅、帯域通過濾波された後、復調回路 7 3 で元の画像データに復調される。復調された画像データは、各種信号処理が施された後、記憶部 7 4 に出力され記憶される。

20

【 0 0 4 9 】

そして、検査終了後、受信装置 1 2 とプロセッサ 2 0 とが、たとえば、U S B ケーブル 2 3 などを介して接続され、受信装置 1 2 の記憶部 7 4 からプロセッサ 2 0 に画像データが送信される。そして、プロセッサ 2 0 は、入力された画像データに基づいてモニタ 2 2 に診断画像を表示させる。

【 0 0 5 0 】

ここで、カプセル内視鏡装置 1 1 の蓄電部 3 8 には、体内に投入される前に十分に電力が蓄積されているが、上記のような撮像動作および画像データの送信動作とともに、次第に電力が減少してくる。

30

【 0 0 5 1 】

そこで、蓄電部 3 8 における電力がなくなってしまうように発電部 3 7 によって発電し、その発電した電力を蓄電部 3 8 に蓄積する。上述したように発電部 3 7 は、カプセル内視鏡装置 1 1 の姿勢の変化に応じて発電するものであり、すなわち、カプセル内視鏡装置 1 1 が体内に飲み込まれ、体内を移動している最中にその姿勢が変化することによって発電する。具体的には、患者 1 0 の動きや腸の蠕動運動によってカプセル内視鏡装置 1 1 に姿勢の変化が起きると、管部 3 7 a 内を液体が流動し、その液体の流動によって水力タービン 3 7 c が発電する。

【 0 0 5 2 】

そして、上記のようにして発電部 3 7 によって発電される発電量は制御部 5 6 によって検出される。そして、制御部 5 6 は、所定の時点において検出された瞬間的な発電量に応じてドライバ 5 1 に制御信号を出力する。そして、ドライバ 5 1 は、制御部 5 6 から出力された制御信号に応じて、所定の時点における発電量が大きいほど撮影フレームレートを上げるように撮像素子 3 3 を駆動する。より具体的には、制御部 5 6 は、発電部 3 7 において発電された所定の時点の発電量に応じて、撮影フレームレートを段階的に初期設定よりも ± 5 0 % 変化させる。すなわち、初期設定の撮影フレームレートが 2 f p s である場合には、所定の時点における発電量に応じて 1 . 0 f p s ~ 3 . 0 f p s の間の撮影フレームレートを段階的に変化させる。このように撮影フレームレートを変化させることによって、カプセル内視鏡装置 1 1 が体内の複雑な構造の部分を通過しているとき、あるいは姿勢の変化が大きいときには、撮影フレームレートを上げることによって複雑な構造、あ

40

50

るいは固定の撮影フレームレートでは画像間の変化が大きくなるような場合の画像情報をより多く収集することができ、一方、カプセル内視鏡装置 11 が体内の簡単な構造の部分を通していているとき、あるいは固定の撮影フレームレートでは画像間の変化が小さくなるような場合には、撮影フレームレートを下げることによって、画像情報が欠落することなく、蓄電部 38 の電力の消費を減少させることができる。

【0053】

そして、さらに、制御部 56 は、蓄電部 38 に蓄積された電力量も検出し、その電力量に応じてドライバ 51 に制御信号を出力する。そして、ドライバ 51 は、制御部 56 から出力された制御信号に応じて、電力量が少ないほど撮影フレームレートを下げるように撮像素子 33 を駆動する。より具体的には、制御部 56 は、図 6 に示すように、蓄電部 38 に蓄積された電力が所定の閾値 P1 より小さくなった場合に、その電力量が小さくなるほど撮影フレームレートを下げるように制御する。なお、上述した瞬間的な発電量による撮影フレームレートの制御は、蓄電部 38 に蓄積された電力量が、所定の閾値 P1 以上である場合にのみ行い、蓄電部 38 に蓄積された電力量が、所定の閾値 P1 より小さい場合には行わないものとする。また、図 6 においては、蓄電部 38 に蓄積された電力量が、所定の閾値 P1 以上である場合、撮影フレームレートは一定となっているが、これはカプセル内視鏡装置 11 の姿勢変化がないもの仮定した場合の撮影フレームレートを示したものであり、実際には、上述したように瞬間的な発電量に応じて撮影フレームレートを変化させるものとする。

【0054】

また、制御部 56 は、蓄電部 38 に蓄積された電力量に応じて照明光源部 35 にも制御信号を出力する。具体的には、蓄電部 38 に蓄積された電力量が少ないほど照明光源部 35 の発光量が少なくなるように制御部 56 は照明光源部 35 に制御信号を出力する。なお、このとき、所定値以上の画像の明るさレベルを確保するために、撮像素子 33 の電子シャッターを制御し、蓄積時間を電力量の減少に応じて増加させる露出制御を組み合わせようにしてもよい。

【0055】

また、制御部 56 は、蓄電部 38 に蓄積された電力量が所定の閾値以下になった場合、または発電部 37 における発電量が所定期間にわたり所定の閾値以下である場合に、警告を示す信号を出力する。そして、制御部 56 から出力された警告を示す信号は、変調回路 53、送信回路 54 およびアンテナ 39 を介して受信装置 12 に送信される。

【0056】

そして、カプセル内視鏡装置 11 から送信された警告を示す信号は、受信装置 12 の制御部 76 に入力され、制御部 76 は入力された信号に応じて表示パネル 75 に蓄電部 38 の電力量が少なくなったことを示すメッセージを表示する。なお、本実施形態においてはメッセージを表示するようにしたが、たとえば、警告ランプを点灯したり、音をならしたり、受信装置 12 を振動させたりしてもよい。上記のように患者 10 に警告することによって、たとえば、患者 10 が運動をすることによって蓄電部 38 の電力量を増加させることができ、電力切れによる撮像動作の停止を防止することができる。

【0057】

また、上記実施形態においては、発電部 37 を、水力タービンを用いた構成としたが、これに限らず、姿勢の変化に応じて発電する構成であればその他の如何なる構成を採用してもよく、たとえば、回転錘の回転によって発電する構成を採用してもよい。図 7 に、回転錘を用いた発電部 40 の概略構成を示す。発電部 40 は、カプセル内視鏡装置 11 の姿勢の変化に応じて回転する回転錘 42 と、発電機構 41 と、発電機構 41 に回転錘 42 からの機械的エネルギーを伝達する回転錘車 43 と、回転錘車 43 の回転が伝達される一対の切換車 44、45 とを備えている。

【0058】

発電機構 41 は、ロータ 41a が回転可能に配置されたステータ 41b と、コイル 41c が巻回されたコイルブロック 41d とを備えた交流発電機である。そして、一方の切換

10

20

30

40

50

車 4 4 は、ロータ 4 1 a のカナに噛み合い、回転錘 4 2 が回転すると、その回転力は回転錘車 4 3 と切換車 4 4 , 4 5 を介してロータ 4 1 a に伝達され、発電機構 4 1 において発電が行われる。なお、発電機構 4 1 から出力される交流電流は図示省略した整流手段によって整流された後、蓄電部 3 8 に出力されるものとする。

【 0 0 5 9 】

また、回転錘を用いた発電部 4 0 を採用する場合も、複数個設けることが望ましく、たとえば、カプセル内視鏡装置 1 1 の長軸方向 3 4 (図 2 参照) を 1 つの軸とする互いに直交する 3 軸方向により形成される X - Y 面、X - Z 面および Z - Y 面に、それぞれ回転錘 4 2 の回転面が一致するように 3 個の発電部 4 0 を設けることが望ましい。

【 0 0 6 0 】

また、上記のように水力タービンや回転錘を用いたものに限らず、その他にも、たとえば、特開 2003-269319 号公報に記載のような風力発電を利用した発電装置や、特開 2005 - 312269 号公報に記載のような圧電素子を用いた発電装置や、特開 2005 - 137071 号公報に記載のような共振型可変容量を利用して振動エネルギーを電気エネルギーに変換する可変容量型振動発電装置や、特表 2005 - 529574 号公報や特開 2008 - 167231 号公報に記載のようなエレクトレット素子を用いた発電装置などを用いることができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 1 】

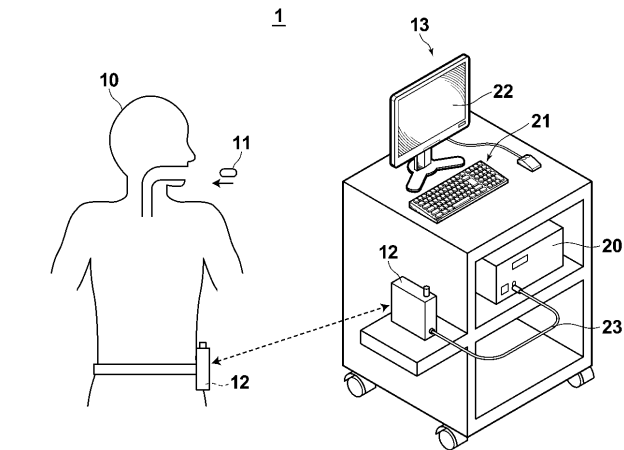
- 1 カプセル内視鏡システム
- 1 1 カプセル内視鏡装置
- 1 2 受信装置
- 1 3 ワークステーション
- 2 0 プロセッサ
- 2 2 モニタ
- 3 3 撮像素子
- 3 5 照明光源部
- 3 6 照明光源部
- 3 7 , 4 0 発電部
- 3 8 蓄電部
- 4 2 回転錘
- 5 1 ドライバ

10

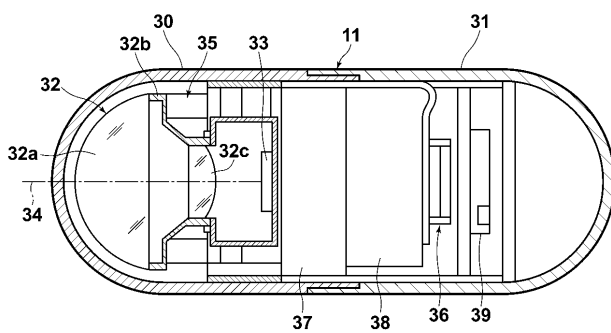
20

30

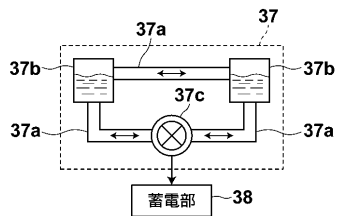
【図 1】



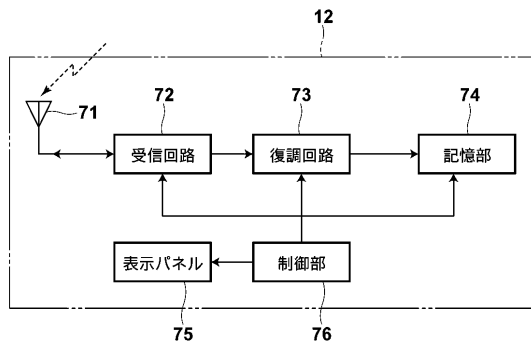
【図 2】



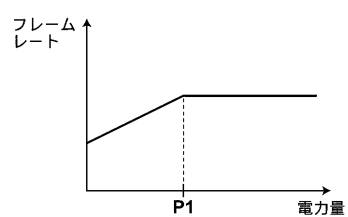
【図 4】



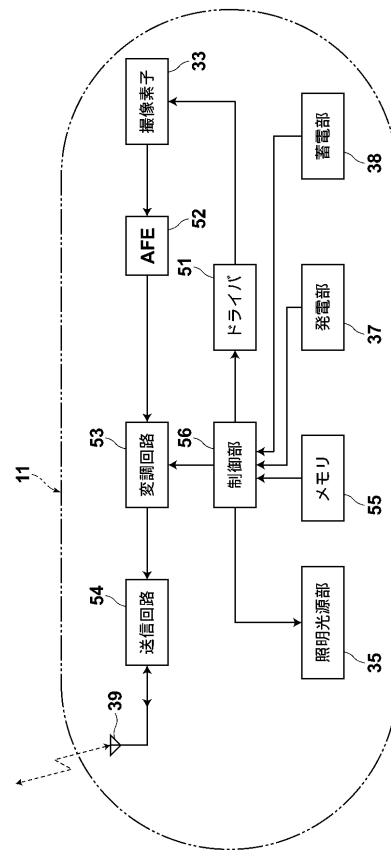
【図 5】



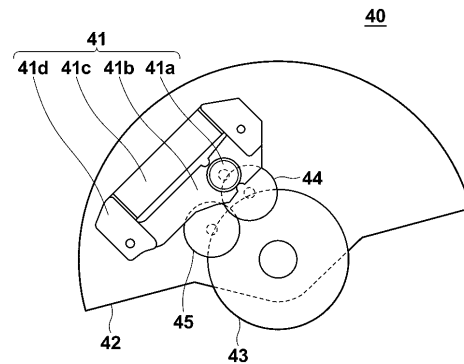
【図 6】



【図 3】



【図 7】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2010252838A	公开(公告)日	2010-11-11
申请号	JP2009102730	申请日	2009-04-21
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	金城直人		
发明人	金城 直人		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.362.J A61B1/06.A A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/00.718 A61B1/045.610 A61B1/06.612 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/FF50 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL01 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ06 4C061/SS11 4C061/UU06 4C061/YY12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/FF50 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ06 4C161/SS06 4C161/SS11 4C161/UU06 4C161/YY12		
代理人(译)	佐久间刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在胶囊内窥镜设备中产生足够的电能而无需提供外部设备。胶囊型内窥镜装置（11）具备用于拾取体内观察部位的图像的摄像单元（33）。因此，提供了发电单元37，该发电单元37包括液体流过的管道和通过管道内的液体的流动发电的涡轮机。此外，设置有助于蓄积由发电单元产生的电力的蓄电单元38。[选择图]图3

