

(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2006-271697
(P2006-271697A)

(43) 公開日 平成18年10月12日(2006.10.12)

(51) Int.CI.

A61B 1/06
G02B 23/24(2006.01)
(2006.01)

F 1

A 61 B 1/06
G 02 B 23/24

テーマコード(参考)

2 H 04 O
4 C 06 I

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日特願2005-95275 (P2005-95275)
平成17年3月29日 (2005.3.29)

(71) 出願人 000005430
 フジノン株式会社
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
 番地
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 阿部 一則
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
 番地 フジノン株式会社内
 F ターム(参考) 2H040 CA02 CA04 DA42 DA53 FA01
 FA06 FA10 FA13 GA02 GA11
 4C061 CC06 FF11 LL02 UU06 YY02
 YY14

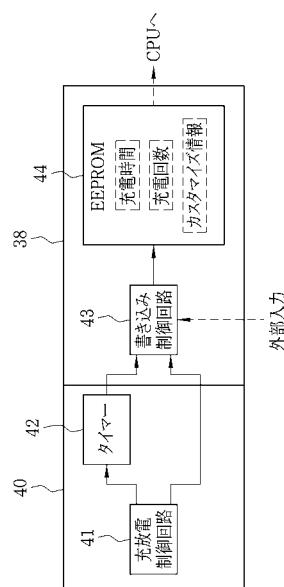
(54) 【発明の名称】電子内視鏡

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 実際の使用に即した、使い勝手のよい電子内視鏡を提供する。

【解決手段】 電子内視鏡装置の電子内視鏡のバッテリ38に、EEPROM44を内蔵させる。EEPROM44には、バッテリ38の残量を算出する際に必要な充電時間や充電回数、操作部14の第1～第3スイッチに機能を割り当てるためのカスタマイズ情報が記憶される。複数台の電子内視鏡に複数個のバッテリを使用する可能性のある処置室などの実際の現場に適用することができる。術者毎に第1～第3スイッチの機能の詳細な設定を行うことができ、術者は自分専用のバッテリ38を携帯し、電子内視鏡の使用時にバッテリ38を付け替えるだけで、被観察体や自分の好みに合った操作性で電子内視鏡を操作することが可能となる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内の被観察体像を撮影する撮像素子が配され、バッテリから電力が供給される電子内視鏡であって、

前記バッテリに、データの書き換えが可能な記憶手段を内蔵させたことを特徴とする電子内視鏡。

【請求項 2】

前記記憶手段には、前記バッテリの充電時間が記憶されることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

【請求項 3】

前記記憶手段には、前記バッテリの充電回数が記憶されることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記記憶手段には、各種操作を実行させるための複数の操作部材に任意の機能を割り当てるための、各術者に対して個別に設定されたカスタマイズ情報が記憶されることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

10

本発明は、バッテリ駆動型の電子内視鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

從来から、医療分野において、電子内視鏡を利用した医療診断が盛んに行われている。電子内視鏡の体腔内に挿入される挿入部先端には、CCDなどの撮像素子が内蔵されており、このCCDにより取得した撮像信号に対して、プロセッサ装置で信号処理を施すことで、モニタで体腔内の画像（内視鏡画像）を観察することができる。

【0003】

上記のような電子内視鏡には、バッテリを搭載し、このバッテリから電力が供給される、いわゆるバッテリ駆動型の電子内視鏡がある。バッテリ駆動型の電子内視鏡には、バッテリを充電する充電回路と、バッテリの充電回数をカウントするカウント手段と、バッテリの残量を検出する電圧検出部とを備え、バッテリに設けたLEDや液晶パネルで、充電回路のカウント数や残量の検出結果を表示するものが提案されている（特許文献1参照）。

【0004】

ところで、電子内視鏡には、静止画像を取得・記録するフリーズ信号をプロセッサ装置に送信するためのフリーズスイッチや、内視鏡画像をVTRとして記録する際に操作されるVTRスイッチなどの種々の操作スイッチが設けられている。実際の内視鏡診断にあたっては、術者はこれらの操作スイッチを片手で操作しながら、モニタに表示される内視鏡画像を観察する。

【0005】

ここで、電子内視鏡は、実際には病院内の専用の処置室に複数台纏めて設置され、複数の術者によって使用されることが多く、その用途も被観察体や術者によって様々である。したがって、従来のように操作スイッチの機能が固定されると、用途や術者によっては、使い勝手が悪い場合があった。

【0006】

上記問題を解決するために、複数のスイッチ取り付け部に配置され、且つ相互に交換可能な操作スイッチを設けた電子内視鏡が提案されている（特許文献2参照）。また、操作スイッチの機能を任意に設定・変更するためのロータリースイッチを設けた電子内視鏡が提案されている（特許文献3参照）。

20

30

40

50

【特許文献 1】特開 2001 - 166222 号公報

【特許文献 2】特開 2003 - 275162 号公報

【特許文献 3】特開 2003 - 275174 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献 1 に記載の技術では、1 台の電子内視鏡について 1 個のバッテリを使用することを想定しているため、複数台の電子内視鏡に複数個のバッテリを使用する可能性のある処置室などの実際の現場に適用することができない。

【0008】

一方、特許文献 2 に記載の技術では、操作スイッチを取り外して付け替える手間が掛かる。また、付け替えているときに操作スイッチを誤って無くしてしまうおそれがあった。さらに、特許文献 3 に記載の技術では、ロータリースイッチを設けるスペースが必要となり、装置が大型化するという問題があった。そのうえ、設定・変更することができる操作スイッチと機能の組み合わせに限りがあった。

【0009】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、実際の使用に即した、使い勝手のよい電子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】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明は、体腔内の被観察体像を撮影する撮像素子が配され、バッテリから電力が供給される電子内視鏡であって、前記バッテリに、データの書き換えが可能な記憶手段を内蔵させたことを特徴とする。

【0011】

なお、前記記憶手段には、前記バッテリの充電時間が記憶されることが好ましい。また、前記記憶手段には、前記バッテリの充電回数が記憶されることが好ましい。

【0012】

さらに、前記記憶手段には、各種操作を実行させるための複数の操作部材に任意の機能を割り当てるための、各術者に対して個別に設定されたカスタマイズ情報が記憶されることが好ましい。

【発明の効果】

【0013】

本発明の電子内視鏡によれば、バッテリに、データの書き換えが可能な記憶手段を内蔵させたので、バッテリの充電時間や充電回数、操作部材に割り当てる機能が設定されたカスタマイズ情報などの有用な情報を記憶手段に記憶することができる。したがって、実際の使用に即した、使い勝手のよい電子内視鏡を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

図 1において、電子内視鏡装置 2 は、電子内視鏡 10、およびプロセッサ装置 11 から構成される。この電子内視鏡装置 2 は、電子内視鏡 10 とプロセッサ装置 11 との信号のやり取りを電波 12 にて行う、いわゆるワイヤレス電子内視鏡装置である。

【0015】

電子内視鏡 10 は、体腔内に挿入される挿入部 13 と、挿入部 13 の基端部分に連設された操作部 14 とを備えている。挿入部 13 の先端に連設された先端部 13a には、体腔内の被観察体像の像光を取り込むための対物レンズ 15 と、体腔内の被観察体像を撮影する撮像素子としての CCD 16、および照射レンズ 17 と体腔内照明用の LED 光源（LED）18（ともに図 2 参照）が内蔵されている。CCD 16 により取得された体腔内の画像は、プロセッサ装置 11 に接続されたモニタ 19 に内視鏡画像として表示される。

【0016】

先端部 13a の後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 20 が設けられている。この

10

20

30

40

50

湾曲部 20 は、操作部 14 に設けられたアングルノブ 14 a が操作されて、挿入部 13 内に挿設されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右方向に湾曲動作し、先端部 13 a が体腔内の所望の方向に向けられるようになっている。

【 0 0 1 7 】

操作部 14 の下方には、水が貯留される貯水タンク 21 と、エアーが貯留されるエアーボンベ 22 とが内蔵されたカートリッジ 23 が着脱自在に取り付けられている。これら貯水タンク 21 、エアーボンベ 22 に貯留された水、エアーは、操作部 14 の送水 / 送気ボタン 14 b の操作に連動して、電子内視鏡 10 内部に配設された送水パイプ、送気パイプを通って、先端部 13 a に形成された洗浄ノズル（図示せず）から対物レンズ 15 に向けて噴射される。これにより、対物レンズ 15 表面に付着した汚物などの除去や、体腔内への送気を行うことが可能となっている。ここで、カートリッジ 23 は、電子内視鏡 10 を使用する際に操作者の手の付け根が当接する位置に取り付けられており、電子内視鏡 10 の操作性を安定化させる役割も果たしている。なお、符号 24 は、処置具が挿通される鉗子口である。

【 0 0 1 8 】

操作部 14 には、上述のアングルノブ 14 a 、送水 / 送気ボタン 14 b の他に、プロセッサ装置 11 にフリーズ信号を送信するためのフリーズスイッチや、内視鏡画像を VTR として記録する際に操作される VTR スイッチなどからなる第 1 ~ 第 3 スイッチ 14 c ~ 14 e が配されている。操作部 14 に配されたこれらのスイッチ 14 c ~ 14 e は、後述する機能割り当て回路 50 （図 4 参照）によって、その機能が割り当てられる。

【 0 0 1 9 】

図 2 において、CPU 30 は、電子内視鏡 10 の全体の動作を統括的に制御する。CPU 30 には、前述の操作部 14 の第 1 ~ 第 3 スイッチ 14 c ~ 14 e と、電子内視鏡 10 の動作を制御するための各種プログラムやデータが記憶された ROM 31 とが接続されている。CPU 30 は、ROM 31 から必要なプログラムやデータを読み出すとともに、第 1 ~ 第 3 スイッチ 14 c ~ 14 e から入力される操作入力信号に応じて、電子内視鏡 10 の動作制御を行う。

【 0 0 2 0 】

LED 18 には、駆動部 32 が接続されている。駆動部 32 は、CPU 30 の制御の下に、LED 18 をオン / オフ駆動させる。LED 18 から発せられた光は、照射レンズ 17 を介して体腔内の被観察体に照射される。なお、先端部 13 a ではなく操作部 14 の内部に LED 18 を配し、ライトガイドで先端部 13 a に導光する構成としてもよい。

【 0 0 2 1 】

CCD 16 は、対物レンズ 15 から入射した体腔内の被観察体像の像光を撮像面に結像させ、各画素からこれに応じた撮像信号を出力する。AFE 33 は、CCD 16 から入力された撮像信号に対して、相関二重サンプリング、増幅、および A / D 変換を施して、撮像信号をデジタルの画像信号に変換する。

【 0 0 2 2 】

変調部 34 は、AFE 33 から出力されたデジタルの画像信号に対して、例えばデジタル直交変調を施して RF 信号を生成する。送信部 35 は、アンテナ 36 を介して、変調部 34 で生成された RF 信号を、第 1 または第 2 の周波数帯域（例えば、1.2 GHz または 2.4 GHz）をもつ電波 12 としてプロセッサ装置 11 に送信する。

【 0 0 2 3 】

コネクタ 37 には、例えば、定格電圧 1.2 V のニッケル - 水素電池が 2 個直列接続されたバッテリ 38 が接続されている。バッテリ 38 の電力は、CPU 30 により制御される電力供給部 39 から、電子内視鏡 10 の各部に供給される。なお、図 1 には示していないが、操作部 14 の後部には、バッテリ 38 を収納するバッテリ収納室が設けられており、コネクタ 37 はその内部に配されている。

【 0 0 2 4 】

図 3 において、バッテリ 38 の充電器 40 には、充放電制御回路 41 、およびタイマー

10

20

30

40

50

42が設けられている。また、バッテリ38には、書き込み制御回路43、およびEEPROM44が設けられている。充放電制御回路41は、バッテリ38が充電器40に接続されて充電される際に、メモリー効果の防止を目的として、バッテリ38に残った電力を放電させるとともに、電力をバッテリ38に蓄えさせる。

【0025】

充放電制御回路41は、1回のフル充電完了時に、その旨を表す信号を書き込み制御回路43に送信する。書き込み制御回路43は、充放電制御回路41からの信号を受けて、EEPROM44に記憶されたバッテリ38の充電回数に1を加算する。なお、バッテリ38の充電途中に停電があって充電が途絶えた場合などには、充放電制御回路41は信号を送信せず、したがってEEPROM44に記憶されたバッテリ38の充電回数も元のままとなる。

【0026】

タイマー42は、充放電制御回路41によるバッテリ38の充電時間を計時し、書き込み制御回路43にその計時結果を送信する。書き込み制御回路43は、タイマー42からの計時結果、すなわちバッテリ38の充電時間をEEPROM44に書き込む。

【0027】

書き込み制御回路43は、ROMライターなどの外部機器から入力されるカスタマイズ情報をEEPROM44に書き込む。カスタマイズ情報は、操作部14に配された第1～第3スイッチ14c～14eの機能が、各術者に対して個別に設定されたもので、機能割り当て回路50で機能を割り当てる際に参照される。

【0028】

図4において、CPU30には、機能割り当て回路50、および残量算出回路51が設けられている。機能割り当て回路50は、例えば、第1～第3スイッチ14c～14eからCPU30への操作入力信号の入力経路を変更する複数のスイッチング素子からなり、バッテリ38のEEPROM44から入力されるカスタマイズ情報を元に、第1～第3スイッチ14c～14eへの機能の割り当てを行う。

【0029】

残量算出回路51は、図5に示すバッテリ38の放電電圧と放電時間との関係と、バッテリ38のEEPROM44から入力されるバッテリ38の充電時間および充電回数とを元に、バッテリ38の残量を算出する。ここで、図5に示すバッテリ38の放電電圧と放電時間との関係は、使用開始から時間経過とともに徐々に放電電圧が下がっていき、ある時間を境に急激に放電電圧が落ち込む特性となっており、図中一点鎖線の矢印で示すように、充電回数が多くなるに連れて放電電圧が落ち込む時間が早くなる。

【0030】

残量算出回路51でバッテリ38の残量を算出する方法としては、例えば、図5のバッテリ38の放電電圧と放電時間との関係を、データテーブル、または演算式として予めROM31に記憶しておき、バッテリ38が使用限界となる放電時間を V_{th} 、そのときの放電時間を t_{th} （バッテリ38をフル充電したときの使用限界時間、 V_{th} 、 t_{th} はともに予め設定された値で、使用限界時間 t_{th} は、充電回数が多くなるに連れて短くなる。 V_{th} 、 t_{th} は、実際には使用限界の少し手前の値が設定されている。）、バッテリ38の使用開始時の電圧を V_s 、そのときの放電時間を t_s として、EEPROM44から入力される充電時間から V_s 、 t_s を、充電回数から放電時間 t_{th} をそれぞれ求め、バッテリ38の使用可能時間 t_c （以下、単に使用可能時間 t_c という。）を、 $t_{th} - t_s$ を演算することにより算出する。

【0031】

次いで、タイマーで内視鏡画像の撮影時間 t_{timer} を計時し、算出した使用可能時間 t_c から、内視鏡画像の撮影時間 t_{timer} を減算して、バッテリ38の残量を算出する。そして、算出したバッテリ38の残量を、例えば、操作部14の近傍に設けられたLEDや液晶モニタなどからなる残量表示部（図示せず）に表示する。なお、バッテリ38の充電回数を表示してもよい。また、バッテリ38の放電電圧を測定し、この測定結果も併せてバ

10

20

30

40

50

ッテリ38の残量を算出するように構成してもよい。

【0032】

図6において、CPU60は、プロセッサ装置11の全体の動作を統括的に制御する。CPU60には、プロセッサ装置11の動作を制御するための各種プログラムやデータが記憶されたROM61と、キーボードやマウスからなる操作部62とが接続されている。CPU60は、このROM61から必要なプログラムやデータを読み出すとともに、操作部62からの操作入力信号に応じて、プロセッサ装置11の動作制御を行う。

【0033】

アンテナ63は、電子内視鏡10からの電波12を受信する。受信部64は、アンテナ63で受信された電波12、すなわちRF信号を増幅する。復調部65は、RF信号に対して、例えばデジタル直交検波を施して、RF信号を電子内視鏡10で変調される前の画像信号に復調する。

【0034】

同期分離部66は、CPU60の制御の下に、復調部65で復調された画像信号から、振幅分離によって同期信号を分離し、続いて周波数分離により水平同期信号と垂直同期信号とを分離する。ビデオ信号処理部67は、画像信号からデジタルのビデオ信号を生成する。画像処理部68は、ビデオ信号処理部67で生成されたビデオ信号に対して、マスク生成やキャラクタ情報付加などの各種画像処理を施す。バッファ69は、画像処理部68で各種画像処理が施され、モニタ19に内視鏡画像として表示されるビデオ信号を一旦格納する。

【0035】

上記のように構成された電子内視鏡装置2で体腔内を観察する際には、挿入部13を体腔内に挿入して、LED光源18をオンして体腔内を照明しながら、CCD16による内視鏡画像をモニタ19で観察する。

【0036】

このとき、対物レンズ15から入射した体腔内の被観察体像の像光は、CCD16の撮像面に結像され、CCD16から撮像信号が出力される。CCD16から出力された撮像信号は、AFE33で相関二重サンプリング、増幅、およびA/D変換が施され、デジタルの画像信号に変換される。

【0037】

AFE33から出力されたデジタルの画像信号は、変調部34でデジタル直交変調が施され、RF信号が生成される。RF信号は、送信部35で増幅され、アンテナ36から電波12として送信される。

【0038】

一方、プロセッサ装置11では、電子内視鏡10のアンテナ36から送信された電波12がアンテナ63で受信されると、この電波12、すなわちRF信号が受信部64で増幅される。復調部65では、受信部64で増幅されたRF信号にデジタル直交検波が施され、電子内視鏡10で変調される前の画像信号が復調される。

【0039】

復調部65で復調された画像信号は、CPU60の制御の下に、同期分離部66で同期分離が施され、ビデオ信号処理部67でデジタルのビデオ信号として出力される。ビデオ信号処理部67で出力されたビデオ信号は、画像処理部68で各種画像処理が施され、バッファ69に一旦格納されて、モニタ19に内視鏡画像として表示される。以上のようにして、電子内視鏡10とプロセッサ装置11との間で、電波12により信号が送受信される。

【0040】

バッテリ38のEEPROM44には、書き込み制御回路43によって、充電器40のタイマー42によるバッテリ38の充電時間、充放電制御回路41からの信号により加算されるバッテリ38の充電回数、およびカスタマイズ情報が記憶される。EEPROM44に書き込まれたバッテリ38の充電時間、充電回数、およびカスタマイズ情報は、バッ

10

20

30

40

50

テリ 3 8 を装着して電子内視鏡 1 0 の電源を投入した際に、コネクタ 3 7 を介して C P U 3 0 に送信される。

【 0 0 4 1 】

C P U 3 0 の機能割り当て回路 5 0 では、バッテリ 3 8 の E E P R O M 4 4 から入力されるカスタマイズ情報を元に、操作部 1 4 の第 1 ~ 第 3 スイッチ 1 4 c ~ 1 4 e への機能の割り当てが行われる。また、残量算出回路 5 1 では、バッテリ 3 8 の放電電圧と放電時間との関係と、E E P R O M 4 4 から入力されるバッテリ 3 8 の充電時間および充電回数とを元に、バッテリ 3 8 の残量が算出され、これが残量表示部に表示される。

【 0 0 4 2 】

以上詳細に説明したように、本発明を適用した電子内視鏡装置 2 は、バッテリ 3 8 に E E P R O M 4 4 を内蔵させ、バッテリ 3 8 の残量を算出する際に必要な充電時間や充電回数を記憶させるようにしたので、複数台の電子内視鏡に複数個のバッテリを使用する可能性のある処置室などの実際の現場に適用することができる。10

【 0 0 4 3 】

また、操作部 1 4 の第 1 ~ 第 3 スイッチ 1 4 c ~ 1 4 e に機能を割り当てるためのカスタマイズ情報を記憶させるようにしたので、術者毎に機能の詳細な設定を行うことができる。そのうえ、術者は自分専用のバッテリ 3 8 を携帯し、電子内視鏡 1 0 の使用時にバッテリ 3 8 を付け替えるだけで、被観察体や自分の好みに合った操作性で電子内視鏡 1 0 を操作することが可能となる。

【 0 0 4 4 】

なお、E E P R O M 4 4 に記憶させるデータとしては、上記実施形態で挙げたバッテリ 3 8 の充電時間、充電回数、およびカスタマイズ情報に限らず、例えば、術者の氏名や所属などを記憶させてもよい。20

【 0 0 4 5 】

上記実施形態では、いわゆるワイヤレス電子内視鏡装置 2 を例示して説明したが、バッテリ駆動型の電子内視鏡であればよく、信号ケーブルを介して電子内視鏡とプロセッサ装置とが接続された従来の電子内視鏡装置に適用することも可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 6 】

【図 1】電子内視鏡装置の構成を示す概略図である。

30

【図 2】電子内視鏡の内部構成を示すブロック図である。

【図 3】バッテリの内部構成を示すブロック図である。

【図 4】電子内視鏡の C P U の内部構成を示すブロック図である。

【図 5】バッテリの放電電圧と放電時間との関係を示すグラフである。

【図 6】プロセッサ装置の内部構成を示すブロック図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 7 】

2 電子内視鏡装置

40

1 0 電子内視鏡

1 1 プロセッサ装置

1 2 電波

1 4 操作部

1 4 c ~ 1 4 e 第 1 ~ 第 3 スイッチ

1 6 C C D

1 9 モニタ

3 0 C P U

3 8 バッテリ

4 1 充放電制御回路

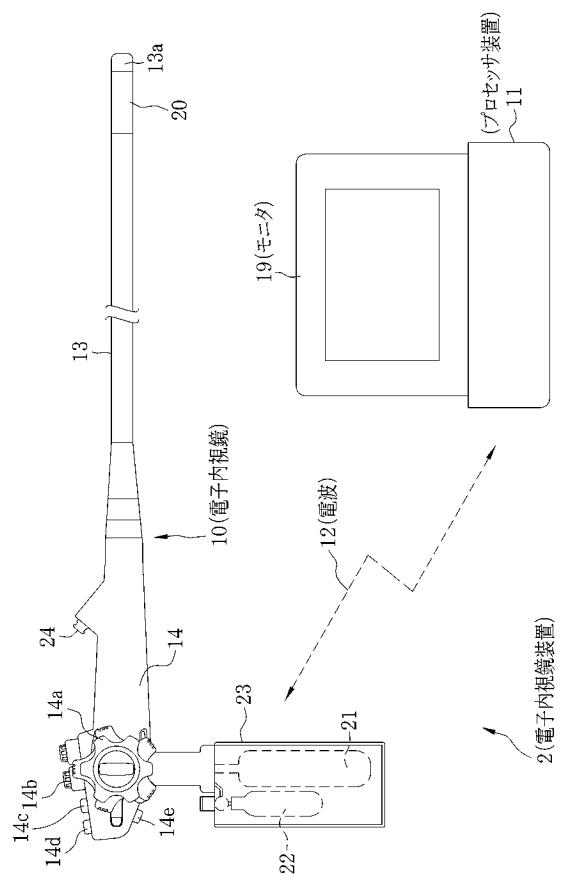
4 2 タイマー

4 3 書き込み制御回路

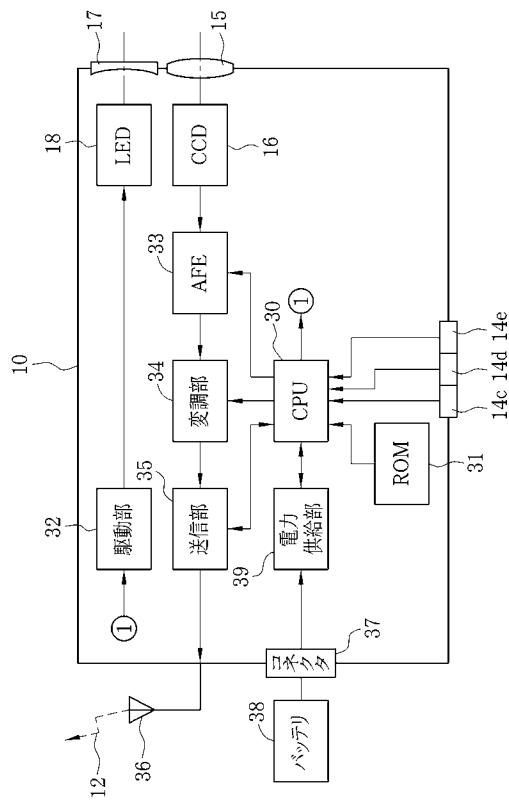
50

4 4 E E P R O M
 5 0 機能割り当て回路
 5 1 残量算出回路
 6 0 C P U

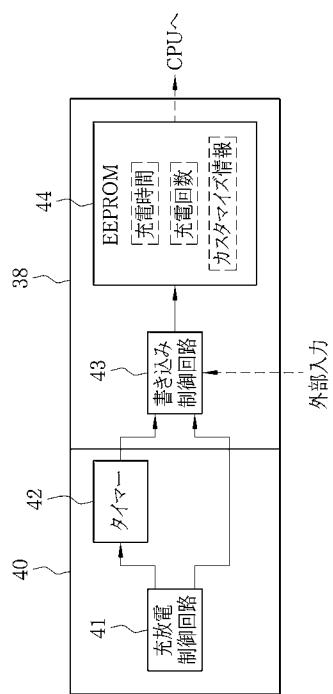
【図 1】



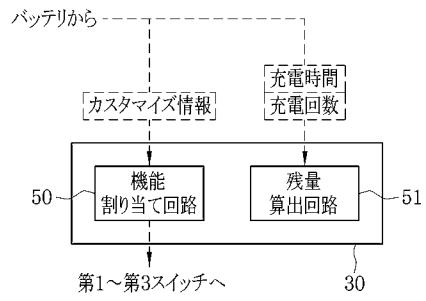
【図 2】



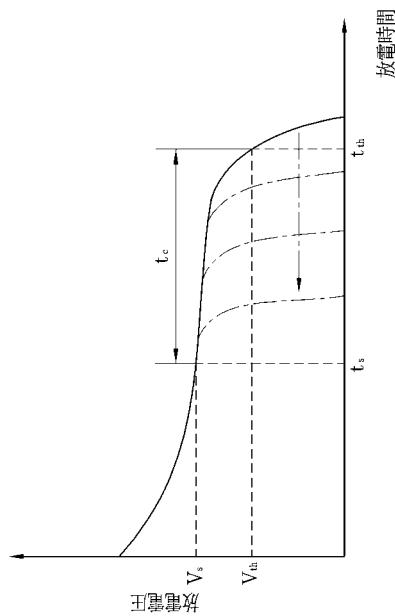
【図3】



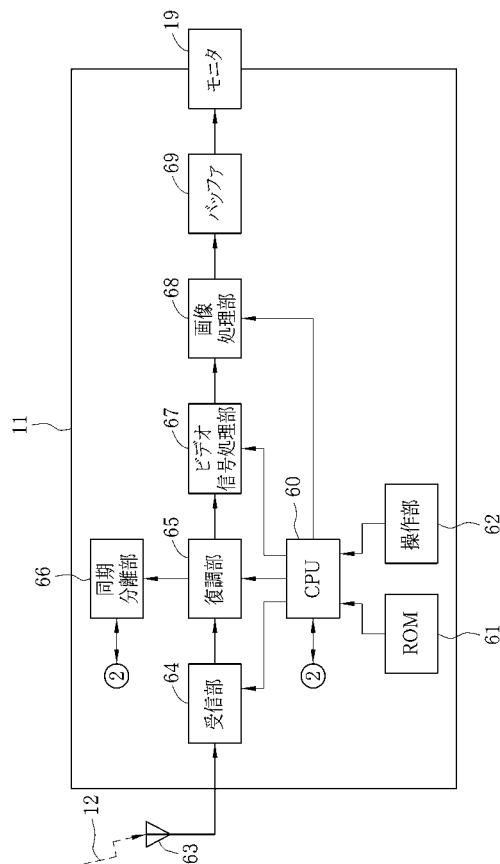
【図4】



【図5】



【図6】



专利名称(译)	电子内视镜		
公开(公告)号	JP2006271697A	公开(公告)日	2006-10-12
申请号	JP2005095275	申请日	2005-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	阿部一則		
发明人	阿部 一則		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00016 A61B1/00034 A61B2017/00734 A61B2560/0214 H01M2/1022 H01M10/44		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/24.A A61B1/06.510		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/DA42 2H040/DA53 2H040/FA01 2H040/FA06 2H040/FA10 2H040 /FA13 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF11 4C061/LL02 4C061/UU06 4C061/YY02 4C061/YY14 4C161/CC06 4C161/FF11 4C161/LL02 4C161/UU06 4C161/YY02 4C161/YY14		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供适合实际使用的用户友好型电子内窥镜。在电子内窥镜装置的电子内窥镜的电池(38)中内置有EEPROM(44)。EEPROM44存储用于计算电池38的剩余量所需的充电时间和充电次数，以及用于将功能分配给操作单元14的第一至第三开关的定制信息。可以将其应用于诸如治疗室的实际场所，其中多个电池可以用于多个电子内窥镜。可以对每个外科医生进行第一至第三开关的功能的详细设置，并且外科医生携带自己的电池38并在使用电子内窥镜观察时只需更换电池38以适合身体和个人口味的可操作性来操作电子内窥镜成为可能。[选择图]图3

