

(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2006-280542
(P2006-280542A)

(43) 公開日 平成18年10月19日(2006. 10. 19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	4 C 0 6 1
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	5 C 0 5 4
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2005-103232 (P2005-103232)	(71) 出願人	000005430
(22) 出願日	平成17年3月31日 (2005. 3. 31)		フジノン株式会社
			埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 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 3 2 4 番地
			フジノン株式会社内
		F ターム (参考)	2H040 GA02 GA11
			4C061 CC06 LL02 NN03 NN05 UU06
			WW11
			5C054 BA10 FE16 HA12

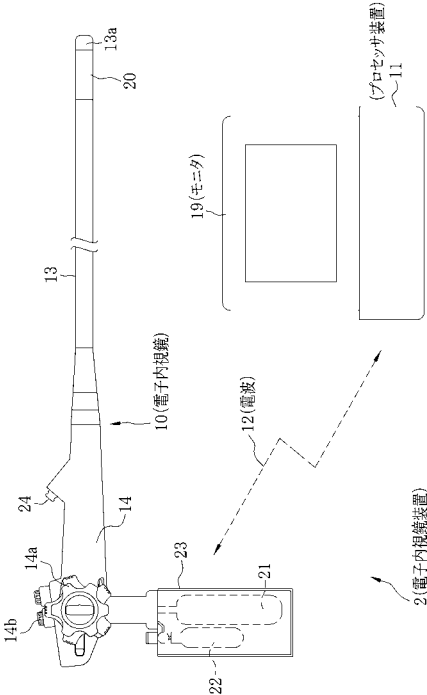
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 術者が煩わしさを感ぜずに内視鏡診断を行えるようにする。

【解決手段】 電子内視鏡装置 2 の電子内視鏡 1 0 は、バッテリー 3 8 の放電電圧を測定する放電電圧測定回路 4 0 と、バッテリー 3 8 の使用時間を計時する計時回路 4 1 と、放電電圧測定回路 4 0 の測定結果、計時回路 4 1 の計時結果、および R O M 3 1 に記憶されたバッテリー 3 8 の放電電圧と放電時間との関係から、バッテリー 3 8 の残り使用時間 t_r を求める残り使用時間算出回路 4 2 と、残り使用時間 t_r をプロセッサ装置 1 1 に送信する送信部 3 5 とを備える。プロセッサ装置 1 1 は、送信部 3 5 からの残り使用時間 t_r を受信する受信部 5 4 と、内視鏡画像 6 0 の表示範囲外に残り使用時間 t_r を表すプログレスバー 6 1 を表示させる画像処理部 5 8 とを備える。

【選択図】 図 1



【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、バッテリーから電力が供給される電子内視鏡と、前記撮像素子で出力される撮像信号から内視鏡画像を生成するプロセッサ装置と、前記内視鏡画像を表示するモニタとからなる電子内視鏡装置であって、

前記電子内視鏡は、前記バッテリーの放電電圧と放電時間との関係を記憶する記憶手段と

、前記バッテリーの放電電圧を測定する放電電圧測定手段と、

前記バッテリーの使用時間を計時する計時手段と、

前記放電電圧測定手段の測定結果、前記計時手段の計時結果、および前記バッテリーの放電電圧と放電時間との関係から、前記バッテリーの残りの使用時間を算出する残り使用時間算出手段と、

前記残り使用時間算出手段の算出結果を前記プロセッサ装置に送信する送信手段とを備え、

前記プロセッサ装置は、前記送信手段からの前記残り使用時間算出手段の算出結果を受信する受信手段と、

前記内視鏡画像の表示範囲外に、前記残り使用時間算出手段の算出結果を元にした前記バッテリーの残り使用時間を表す残量表示を表示させるように、前記モニタの表示を制御する表示制御手段とを備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

前記表示制御手段は、前記残り使用時間算出手段の算出結果が予め設定された閾値を下回った場合、前記残量表示を通常の場合と区別して前記モニタに表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

前記表示制御手段は、前記残り使用時間算出手段の算出結果が予め設定された閾値を下回った場合、バッテリーの交換を促すメッセージを前記残量表示とともに前記モニタに表示させ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装置。

【請求項 4】

前記プロセッサ装置は、前記閾値の設定を変更する設定変更手段を備えたことを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】

前記表示制御手段は、前記残量表示として、前記バッテリーの残り使用時間がバーの個数の多少で表されるプログレスバーを用いたことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、バッテリー駆動型の電子内視鏡と、内視鏡画像を生成するプロセッサ装置と、内視鏡画像を表示するモニタとからなる電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来から、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、バッテリーを搭載し、このバッテリーから電力が供給される、いわゆるバッテリー駆動型の電子内視鏡がある。バッテリー駆動型の電子内視鏡には、バッテリーの残量を検知して、バッテリーに設けたLEDや液晶パネルで検知結果に応じた残量表

10

20

30

40

50

示を行うものが提案されている（特許文献１および２参照）。

【特許文献１】特開２００１－８３４３４号公報

【特許文献２】特開２００１－１５５７８７号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

実際の内視鏡診断にあたっては、術者は電子内視鏡の操作部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。このため、特許文献１および２に記載の技術のように、術者の手元にあるバッテリーに残量表示機能を設けた場合、術者は手元を常に気にしながら内視鏡画像を観察しなければならない、非常に煩わしいという問題があった。

10

【０００５】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、術者が煩わしさを感じずに内視鏡診断を行うことができる電子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】

【０００６】

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、バッテリーから電力が供給される電子内視鏡と、前記撮像素子で出力される撮像信号から内視鏡画像を生成するプロセッサ装置と、前記内視鏡画像を表示するモニタとからなる電子内視鏡装置であって、前記電子内視鏡は、前記バッテリーの放電電圧と放電時間との関係を記憶する記憶手段と、前記バッテリーの放電電圧を測定する放電電圧測定手段と、前記 20 バッテリーの使用時間を計時する計時手段と、前記放電電圧測定手段の測定結果、前記計時手段の計時結果、および前記バッテリーの放電電圧と放電時間との関係から、前記バッテリーの残りの使用時間を算出する残り使用時間算出手段と、前記残り使用時間算出手段の算出結果を前記プロセッサ装置に送信する送信手段とを備え、前記プロセッサ装置は、前記送信手段からの前記残り使用時間算出手段の算出結果を受信する受信手段と、前記内視鏡画像の表示範囲外に、前記残り使用時間算出手段の算出結果を元にした前記バッテリーの残り使用時間を表す残量表示を表示させるように、前記モニタの表示を制御する表示制御手段とを備えたことを特徴とする。

20

【０００７】

なお、前記表示制御手段は、前記残り使用時間算出手段の算出結果が予め設定された閾値を下回った場合、前記残量表示を通常の場合と区別して前記モニタに表示させることが好ましい。また、前記表示制御手段は、前記残り使用時間算出手段の算出結果が予め設定された閾値を下回った場合、バッテリーの交換を促すメッセージを前記残量表示とともに前記モニタに表示させることが好ましい。この場合、前記プロセッサ装置は、前記閾値の設定を変更する設定変更手段を備えることが好ましい。

30

【０００８】

また、前記表示制御手段は、前記残量表示として、前記バッテリーの残り使用時間がバーの個数の多少で表されるプログレスバーを用いることが好ましい。

【発明の効果】

【０００９】

本発明の電子内視鏡装置によれば、電子内視鏡は、バッテリーの放電電圧と放電時間との関係を記憶する記憶手段と、バッテリーの放電電圧を測定する放電電圧測定手段と、バッテリーの使用時間を計時する計時手段と、放電電圧測定手段の測定結果、計時手段の計時結果、およびバッテリーの放電電圧と放電時間との関係から、バッテリーの残りの使用時間を算出する残り使用時間算出手段と、残り使用時間算出手段の算出結果をプロセッサ装置に送信する送信手段とを備え、プロセッサ装置は、送信手段からの残り使用時間算出手段の算出結果を受信する受信手段と、内視鏡画像の表示範囲外に、残り使用時間算出手段の算出結果を元にしたバッテリーの残り使用時間を表す残量表示を表示させるように、モニタの表示を制御する表示制御手段とを備えたので、術者は内視鏡画像を観察しながらバッテリーの残量を確認することができる。したがって、術者が煩わしさを感じずに内視鏡診断を行うこ

40

50

とができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

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との信号の遣り取りを、予め複数のチャンネルが割り当てられた第1または第2の周波数帯域（例えば、1.2GHzまたは2.4GHz）の周波数帯域をもつ電波12にて行う、いわゆるワイヤレス電子内視鏡装置である。

【0011】

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CCD16、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。CCD16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60（図6参照）として表示される。

【0012】

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。この湾曲部20は、操作部14に設けられたアングルノブ14a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13aが体腔内の所望の方向に向けられるようになっている。

【0013】

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14b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、送気パイプを通して、先端部13a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。

【0014】

図2において、CPU30は、電子内視鏡10の全体の動作を統括的に制御する。CPU30には、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、後述するバッテリー38の放電電圧と放電時間との関係（図4参照）が記憶されたROM31が接続されている。CPU30は、ROM31から必要なプログラムやデータを読み出し、電子内視鏡10の動作制御を行う。

【0015】

LED18には、駆動部32が接続されている。駆動部32は、CPU30の制御の下に、LED18をオン/オフ駆動させる。LED18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像に照射される。なお、先端部13aではなく操作部14の内部にLED18を配し、ライトガイドで先端部13aに導光する構成としてもよい。

【0016】

CCD16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。AFE33は、CCD16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。

【0017】

変調部34は、AFE33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の周波数帯域をもつ電波12としてプロセッサ装置11に送信する。また、送信部35は、詳しくは後述するように、残り使用時間算出回路42(図3参照)で算出したバッテリー38の残りの使用時間 t_r も、電波12としてプロセッサ装置11に送信する。

【0018】

コネクタ37には、例えば、定格電圧1.2Vのニッケル-水素電池が2個直列接続されたバッテリー38が接続されている。バッテリー38の電力は、CPU30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、バッテリー38を収納するバッテリー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。

10

【0019】

図3において、CPU30には、放電電圧測定回路40、計時回路41、および残り使用時間算出回路42が設けられている。放電電圧測定回路40は、バッテリー38の放電電圧を、連続的、あるいは一定時間間隔で測定し、これをA/D変換してデジタル化する。放電電圧測定回路40は、デジタル化した放電電圧の測定結果を残り使用時間算出回路42に送信する。なお、放電電圧測定回路40には、LED18を消灯後、再度点灯させた際にバッテリー38の見かけの起電力が上昇する復帰現象を考慮して、LED18点灯直後は放電電圧を測定しないように、その測定タイミングを遅延させる遅延回路が組み込まれている。

20

【0020】

計時回路41は、電子内視鏡10の電源がオンされると同時に作動して、バッテリー38の使用時間を計時する。計時回路41は、バッテリー38の使用時間の計時結果を、残り使用時間算出回路42に送信する。計時回路41の計時結果は、内視鏡診断が終了して、電子内視鏡10またはプロセッサ装置11の電源がオフされたとき、またはコネクタ37でバッテリー38の交換が検知されたときにクリアされる。

【0021】

ここで、バッテリー38の放電電圧と放電時間との関係は、図4に示すように、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A~C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。ROM31には、この図4のAに示す、バッテリー38が新品で充電回数が0回のときの関係がデータテーブル、または演算式として記憶されている。また、ROM31には、放電電圧測定回路40の測定結果が、予め設定されたある値(例えば、2V)となったときの計時回路41の計時結果とAに示す関係とから、バッテリー38が使用限界となる時間を求めるデータテーブル、または演算式が記憶されている。なお、これらのデータテーブル、または演算式は、予め実験により求められる。

30

【0022】

バッテリー38が使用限界となる放電電圧を V_{th} 、そのときの放電時間を t_{th} (バッテリー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、実際には使用限界の少し手前の値が設定されている。)、放電電圧測定回路40の測定結果を V_m 、そのときの放電時間を t_m とすると、バッテリー38の残りの使用時間 t_r (以下、単に残り使用時間 t_r という。)は、 $t_{th} - t_m$ となる。

40

【0023】

残り使用時間算出回路42は、ROM31からバッテリー38の放電電圧と放電時間との関係、および放電電圧測定回路40の測定結果が予め設定されたある値となったときの計時回路41の計時結果とAに示す関係とから、バッテリー38が使用限界となる時間を求めるデータテーブル、または演算式を読み出し、これを参照して、放電電圧測定回路40の測定結果 V_m が予め設定されたある値となったときの計時回路41の計時結果 t_{timer} と、図4Aにおける測定結果 V_m と使用限界時間 t_{thA} との関係から、使用限界時間 t_{th} を導き出し、この t_{th} から、計時回路41の計時結果 t_{timer} を減算することで、残り使用時間

50

t_r を求める。残り使用時間算出回路42は、算出した残り使用時間 t_r を、変調部34を介して送信部35に送信する。

【0024】

変調部34は、残り使用時間算出回路42から送信された残り使用時間 t_r を無線信号に変調する。送信部35は、残り使用時間算出回路42から送信された残り使用時間 t_r を、無線伝送により後述するプロセッサ装置11の受信部54（図5参照）に送信する。送信部35は、RF信号を電波12として送信する期間と重ならないように、同期期間を利用して残り使用時間 t_r の送信を行う。なお、この送信部35による残り使用時間 t_r の送信は、上述のRF信号を電波12として送信するチャンネルとは別に、専用に用意されたチャンネル（0チャンネル）で行ってもよい。

10

【0025】

図5において、CPU50は、プロセッサ装置11の全体の動作を統括的に制御する。CPU50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ROM51と、キーボードやマウスからなる操作部52とが接続されている。CPU50は、このROM51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52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。

【0026】

アンテナ53は、電子内視鏡10からの電波12を受信する。受信部54は、アンテナ54で受信された電波12、すなわちRF信号を増幅する。復調部55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。また、受信部54および復調部55は、同期期間または0チャンネルを用いて電子内視鏡10から送信される残り使用時間 t_r を受信して、これを復調する。

20

【0027】

同期分離部56は、CPU50の制御の下に、復調部55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57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58は、ビデオ信号処理部57で生成されたビデオ信号に対して、マスク生成や、後述するプログレスバー61（図6参照）を含む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59は、画像処理部58で各種画像処理が施され、モニタ19に内視鏡画像60として表示されるビデオ信号を一旦格納する。

30

【0028】

復調部55で復調された残り使用時間 t_r は、CPU50を介して画像処理部58に送信される。図6に示すように、画像処理部58は、内視鏡画像60の表示範囲外に、残り使用時間 t_r を元にしたバッテリー38の残量を示すプログレスバー61を表示させるように、モニタ19の表示を制御する。プログレスバー61は、残り使用時間 t_r をバー61a（図中網掛け部分）の個数の多少で表すもので、バー61aの個数は、使用限界時間 t_{th} に対する残り使用時間 t_r の割合に比例して増減される。つまり、図示する状態を例にとると、バー61aの個数が5個中3個であるので、使用限界時間 t_{th} に対する残り使用時間 t_r の割合は $3/5 \times 100 = 60\%$ ということになる。

【0029】

40

また、図8に示すように、画像処理部58は、残り使用時間 t_r が予め設定された閾値を下回った場合（例えば、使用限界時間 t_{th} に対する残り使用時間 t_r の割合が10%以下となったとき）、バッテリー38の交換を促すメッセージ62をプログレスバー61とともに表示させると同時に、例えば、プログレスバー61の表示色を緑色から赤色に変化させる、あるいはプログレスバー61自体を点滅させるなどして、通常の場合と区別してプログレスバー61を表示する。なお、上記閾値は、操作部52を操作することで、設定変更することが可能となっている。

【0030】

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

50

鏡画像 60 をモニタ 19 で観察する。

【0031】

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、CCD 16 の撮像面に結像され、CCD 16 から撮像信号が出力される。CCD 16 から出力された撮像信号は、AFE 33 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。

【0032】

AFE 33 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。

10

【0033】

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 53 で受信されると、この電波 12、すなわち RF 信号が受信部 54 で増幅される。復調部 55 では、受信部 54 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。

【0034】

復調部 55 で復調された画像信号は、CPU 50 の制御の下に、同期分離部 56 で同期分離が施され、ビデオ信号処理部 57 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 57 で出力されたビデオ信号は、画像処理部 58 で各種画像処理が施され、バッファ 59 に一旦格納されて、モニタ 19 に内視鏡画像 60 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。

20

【0035】

内視鏡診断が開始されると、電子内視鏡 10 では、放電電圧測定回路 40 により、バッテリー 38 の放電電圧が測定される。また、計時回路 41 により、バッテリー 38 の使用時間の計時が開始される。放電電圧測定回路 40 では、測定したバッテリー 38 の放電電圧が A/D 変換されてデジタル化される。放電電圧測定回路 40 でデジタル化されたバッテリー 38 の放電電圧、および計時回路 41 の計時結果は、残り使用時間算出回路 42 に送信される。

【0036】

残り使用時間算出回路 42 では、ROM 31 からバッテリー 38 の放電電圧と放電時間との関係、および放電電圧測定回路 40 の測定結果が予め設定されたある値となったときの計時回路 41 の計時結果と A に示す関係とから、バッテリー 38 が使用限界となる時間を求めるデータテーブル、または演算式が読み出され、これにより放電電圧測定回路 40 の測定結果 V_m と、そのときの計時回路 41 の計時結果 t_{timer} から、使用限界時間 t_{th} が算出される。そして、算出された使用限界時間 t_{th} から、計時回路 41 の計時結果 t_{timer} が減算され、残り使用時間 t_r が求められる。残り使用時間算出回路 42 で求められた残り使用時間 t_r は、変調部 34 を経て送信部 35 に送信され、0 チャネルまたは同期期間を利用して、電波 12 としてプロセッサ装置 11 の受信部 54 に送信される。

30

【0037】

対して、プロセッサ装置 11 では、受信部 54 および復調部 55 で受信・復調された残り使用時間 t_r が、CPU 50 を経て画像処理部 58 に送信される。モニタ 19 には、画像処理部 58 の制御の下に、内視鏡画像 60 の表示範囲外に、残り使用時間 t_r を元にしたバッテリー 38 の残量を示すプログレスバー 61 が表示される。残り使用時間 t_r が予め設定された閾値を下回ったときには、バッテリー 38 の交換を促すメッセージ 62 がプログレスバー 61 とともに表示され、通常の場合と区別してプログレスバー 61 が表示される。

40

【0038】

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、バッテリー 38 の放電電圧と放電時間との関係を記憶する ROM 31 と、バッテリー 38 の放電電圧を測定する

50

放電電圧測定回路 40 と、バッテリー 38 の使用時間を計時する計時回路 41 と、放電電圧測定回路 40 の測定結果、計時回路 41 の計時結果、およびバッテリー 38 の放電電圧と放電時間との関係から、残り使用時間 t_r を求める残り使用時間算出回路 42 と、残り使用時間 t_r をプロセッサ装置 11 に送信する送信部 35 とを備えた電子内視鏡 10、および、送信部 35 からの残り使用時間 t_r を受信する受信部 54 と、内視鏡画像 60 の表示範囲外に、残り使用時間 t_r を元にしたバッテリー 38 の残り使用時間を表すプログレスバー 61 を表示させるように、モニタ 19 の表示を制御する画像処理部 58 とを備えたプロセッサ装置 11 から構成されるので、術者は内視鏡画像 60 を観察しながらバッテリー 38 の残量を確認することができる。したがって、術者が煩わしさを感じずに内視鏡診断を行うことができる。

10

【0039】

また、残り使用時間 t_r が予め設定された閾値を下回った場合、バッテリー 38 の交換を促すメッセージ 62 をプログレスバー 61 とともに表示させ、プログレスバー 61 を通常の場合と区別して表示するので、術者がバッテリー 38 を交換するなどの適切な対応を即座にとれるようになる。

【0040】

なお、ROM 31 の容量に余裕がある場合は、バッテリー 38 の放電電圧と放電時間との関係として、図 4 の A に示す関係だけでなく、バッテリー 38 の充電回数や種類に応じた複数の関係を記憶させてもよい。このようにすると、ある程度予測に頼らざるを得ない上記実施形態の手法と比べて、より正確な残り使用時間 t_r を知ることができる。

20

【0041】

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、本発明はこれに限定されず、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】

【0042】

【図 1】電子内視鏡装置の構成を示す概略図である。

【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】電子内視鏡の CPU の内部構成を示すブロック図である。

【図 4】バッテリーの放電電圧と放電時間との関係を示すグラフである。

30

【図 5】プロセッサ装置の内部構成を示すブロック図である。

【図 6】内視鏡画像とプログレスバーとがモニタに表示された状態を示す説明図である。

【図 7】バッテリーの交換を促すメッセージがモニタに表示された状態を示す説明図である。

【符号の説明】

【0043】

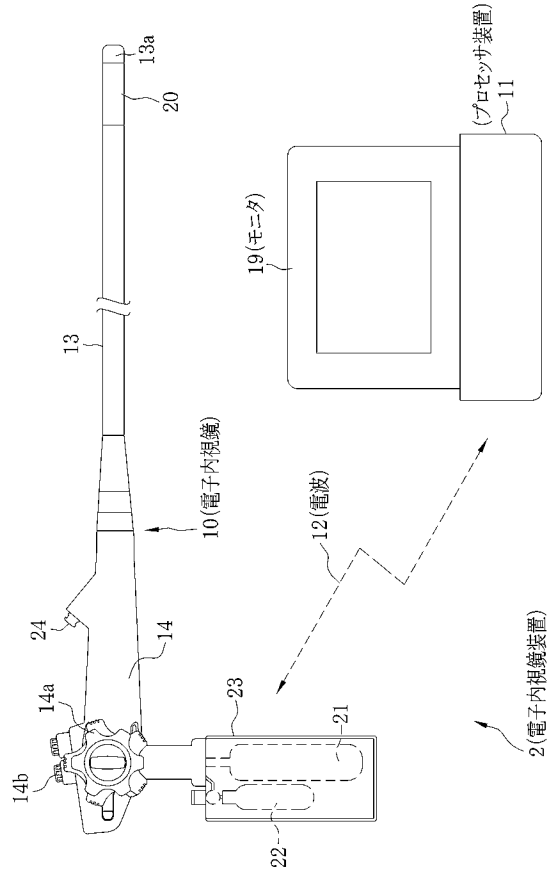
- 2 電子内視鏡装置
- 10 電子内視鏡
- 11 プロセッサ装置
- 12 電波
- 16 C C D
- 19 モニタ
- 30 C P U
- 31 R O M
- 35 送信部
- 38 バッテリ
- 40 放電電圧測定回路
- 41 計時回路
- 42 残り使用時間算出回路
- 50 C P U

40

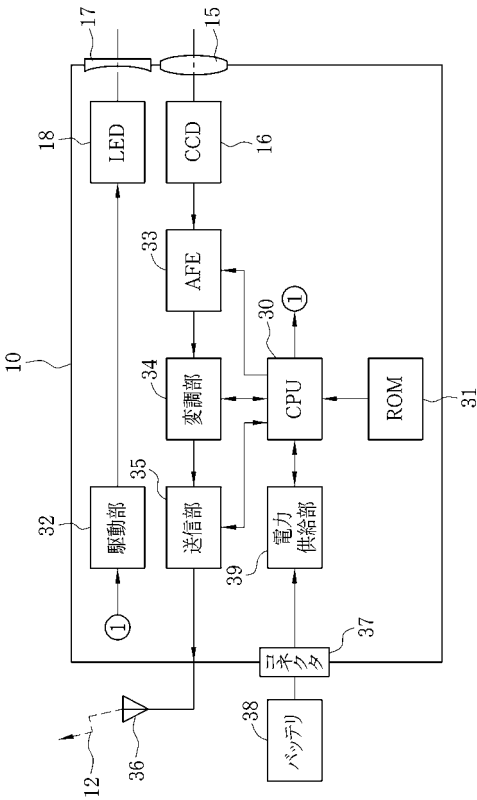
50

- 5 2 操作部
- 5 4 受信部
- 5 8 画像処理部
- 6 0 内視鏡画像
- 6 1 プログレスバー
- 6 2 メッセージ

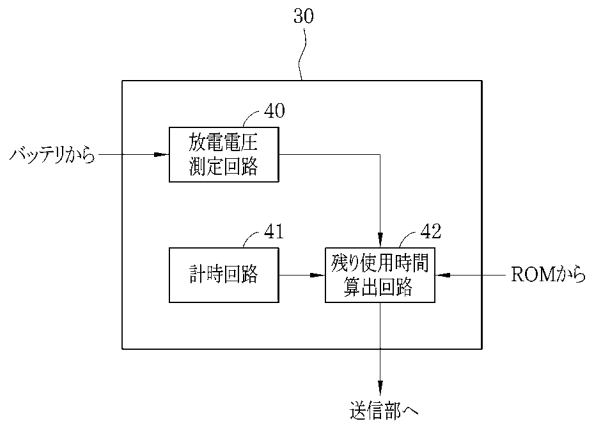
【 図 1 】



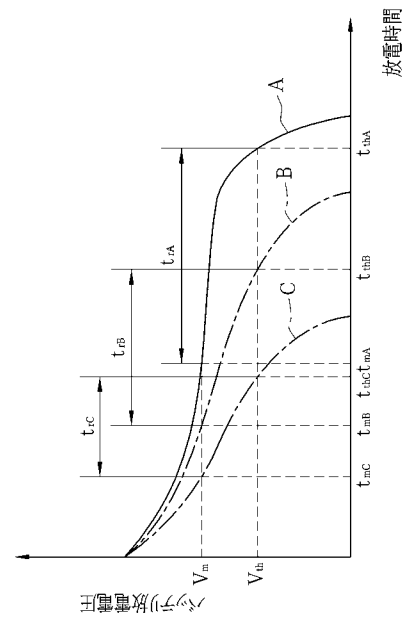
【 図 2 】



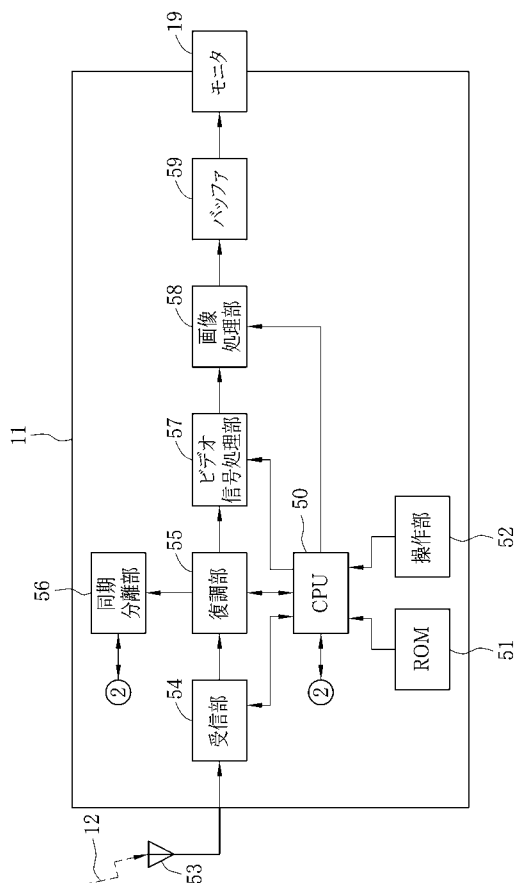
【 図 3 】



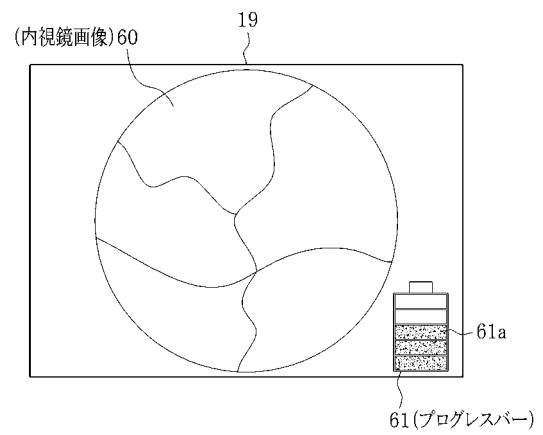
【 図 4 】



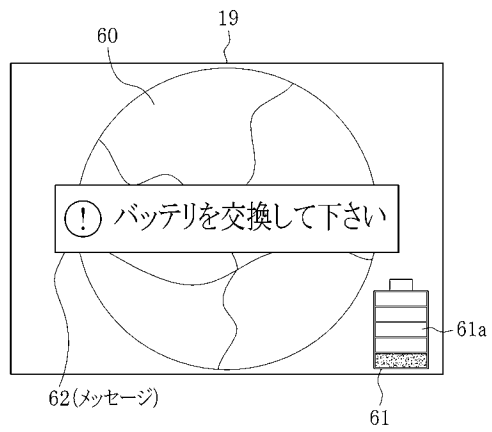
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2006280542A	公开(公告)日	2006-10-19
申请号	JP2005103232	申请日	2005-03-31
[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	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00034 A61B1/00016 A61B1/00045 A61B1/042 A61B2560/0214 G01R31/3648		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.A H04N7/18.M A61B1/06.B A61B1/05 A61B1/06.510		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/UU06 4C061/WW11 5C054/BA10 5C054/FE16 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/UU06 4C161/WW11		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：使操作员能够进行内窥镜诊断而不会感到烦恼。电子内窥镜装置（2）的电子内窥镜（10）包括：用于测量电池（38）的放电电压的放电电压测量电路（40）；用于测量电池（38）的使用时间的的时间测量电路（41）；以及放电电压测量电路。基于40的测量结果，定时电路41的定时结果以及存储在ROM 31中的电池38的放电电压与放电时间之间的关系，剩余使用时间计算电路42用于计算电池38的剩余使用时间t[R]。发送单元35将剩余使用时间t[R]发送到处理器设备11。处理器设备11显示接收单元54，该接收单元54从发送单元35接收剩余使用时间t[R]，并且进度条61表示内窥镜图像60的显示范围之外的剩余使用时间t[R]。以及图像处理单元58。[选型图]图1

