

(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2006-280804
(P2006-280804A)

(43) 公開日 平成18年10月19日 (2006. 10. 19)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 1/00 (2006.01)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)

F I
A 6 1 B 1/00 3 3 2 D
A 6 1 B 17/39

テーマコード (参考)
4 C 0 6 0
4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2005-107945 (P2005-107945)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成17年4月4日 (2005. 4. 4)		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
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	牛房 浩行
			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
		Fターム(参考)	4C060 KK06 KK25 KK47
			4C061 CC06 HH03 HH09 HH57 JJ11
			JJ17 LL01

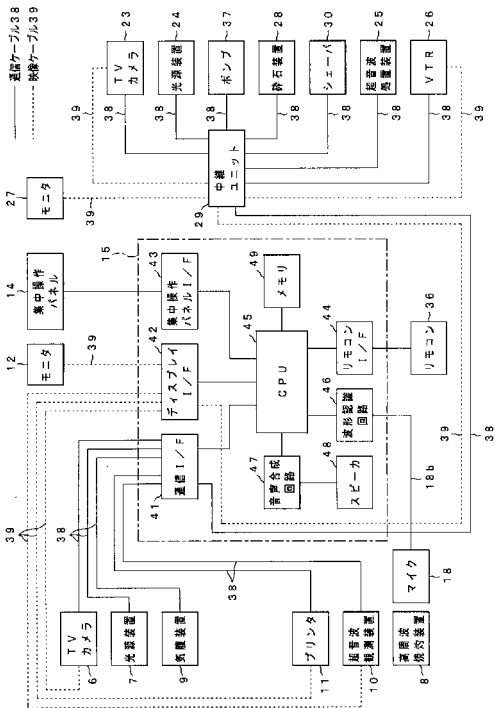
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 通信機能を有していない焼灼装置を用いた場合でも、簡単な構成で且つ安価で気腹装置による排煙動作を自動的に制御できる内視鏡システムを提供すること。

【解決手段】 動作状態を出力音によって告知する電気メス8には、この電気メス8とは分離した状態で出力された出力音信号の検出が可能なマイク18が着脱自在に設けられている。システムコントローラ15内の波形認識回路46は、マイク18からの出力音信号を整流・積分処理して得た出力データと、予め設定された閾値とを比較することによって、前記電気メス8の出力状態を識別する。そして、CPU45はこの識別結果に基づき、気腹装置9の排煙動作を制御する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の手技を行える内視鏡システムであって、
動作状態を告知する告知手段を有する医療機器を含む複数の医療機器と、
前記告知手段を有する医療機器とは分離した状態で前記告知手段による告知結果の検出が可能な検出手段と、
前記検出手段の検出結果に基づいて前記告知手段を有する医療機器の動作状態の識別が可能な識別手段と、
を具備したことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記複数の医療機器を制御する制御手段を有し、
前記制御手段は、前記識別手段の識別結果に基づいて、前記複数の医療機器に含まれる気腹装置の排煙動作を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記告知結果は音信号であり、前記検出手段は前記音信号を検出するマイクであることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記識別手段は、前記検出手段により検出した音信号を整流し且つ積分処理して得た出力波形と、予め設定された閾値との比較を行うことにより、前記告知手段を有する医療機器の動作状態の識別を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記識別手段は、前記検出手段により検出した音信号をデジタル信号に変換して得た出力波形と、予め登録された登録波形との比較を行うことにより、前記告知手段を有する医療機器の動作状態の識別を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記識別手段は、前記検出手段により検出した音信号をデジタル信号に変換し、さらに離散フーリエ変換処理を施して得た周波数係数と、予め登録された登録周波数係数との比較を行うことにより、前記告知手段を有する医療機器の動作状態の識別を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記告知手段を有する医療機器は、他の医療機器とは分離した状態で設置された高周波焼灼装置であることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 6 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システムに係り、詳しくは動作状態を告知する告知手段を有する高周波焼灼装置の告知結果を検出し、この検出結果に基づいて気腹装置による排煙動作を自動的に制御できる内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

患者への侵襲を小さくする目的で、開腹することなく、治療処置を行う腹腔鏡下外科手術（以下、外科手術とも記載する）が行われている。この外科手術においては患者の腹部に、例えば観察用の内視鏡を体腔内に導くための第 1 のトラカールと、処置具を処置部位に導くための第 2 のトラカールとが穿刺される。そして、前記トラカール又は別のトラカールを介して、内視鏡の視野を確保する目的及び処置具を操作するための領域を確保する目的のために、気腹装置によって腹腔内に気腹用の気体が注入される。

【0003】

腹腔内に気腹用の気体を注入することによって、腹腔が膨らんだ状態になる。すると、第 1 のトラカールを介して腹腔内に挿入された内視鏡によって、処置部位の観察及び第 2

10

20

30

40

50

のトラカールを介して挿入された処置具の確認を行いながらの処置等を行うことができる。

【0004】

なお、気腹用気体としては、例えば生体に吸収され易い二酸化炭素ガス（以下、炭酸ガスと記載する）が使用される。

【0005】

このような内視鏡システムにおいて、内視鏡観察下で手技を行う際、気腹用の気体の注入によって拡張された腹腔内の処置部位を高周波焼灼装置やレーザー装置等の焼灼装置（電気メスともいう）を用いて焼灼処置する場合には、焼灼装置によって発生する煙が腹腔内に充満して内視鏡の観察視野を妨げることがある。

10

【0006】

そのため、このような場合、従来は、焼灼装置の駆動を一旦停止し、前記トラカールまた別のトラカールの内孔を通じて腹腔内に導入された内視鏡や処置具等を前記トラカールから抜去した後、気腹装置によって腹腔内に炭酸ガスを送気しながら、腹腔内に通じるトラカールの内孔を通じて腹腔内に充満する煙を外部側に自然に排出するようにしている。

【0007】

また、従来より、腹腔内に充満した煙を、前記気腹装置が有する吸引（排煙）手段を用いて積極的に吸引して、腹腔内の煙の排煙動作を行う提案も数多くなされている。

例えば、特許第2544880号公報に示されるように、前記焼灼装置と前記気腹装置とを電氣的に接続して双方向の通信を可能に構成し、前記焼灼装置の出力（焼灼）信号に同期して前記気腹装置が有する吸引（排煙）手段を連動動作させることにより、腹腔内に充満した煙を体外に除去するようにした気腹装置の煙除去システムがある。

20

【0008】

また、他の従来例としては、例えば、特開平11-309156号公報に示されてるように、手術システムをコントロールするシステムコントローラと前記気腹装置とを電氣的に接続するとともに、トラカールの先端に腹腔内の煙の濃度を検出する濃度測定器を設け、この濃度測定器からの濃度情報に基づき、システムコントローラによって前記焼灼装置の動作状態に応じて前記気腹装置による排煙動作を制御する排煙装置がある。

【特許文献1】特許第2544880号公報、

【特許文献2】特開平11-309156号公報

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、前記特許第2544880号公報の従来例では、前記焼灼装置は前記気腹装置と通信を行うための通信機能を有していなければならない、通信機能を有していない既存の焼灼装置やあるいは通信プロトコルの異なる焼灼装置を用いて気腹装置による排煙動作を自動的に行うことができないといった問題点がある。

【0010】

また、前記特開平11-309156号公報の従来では、前記トラカールに前記濃度測定器を設けているので高価となってしまう。このため、安価で前記気腹装置による排煙動作を自動的に行える内視鏡システムが望まれている。

40

【0011】

そこで、本発明は前記事情に鑑みてなされたものであり、通信機能を有していない焼灼装置を用いた場合でも、簡単な構成で且つ安価で気腹装置による排煙動作を自動的に制御できる内視鏡システム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】

【0012】

本発明の内視鏡システムは、複数の手技を行える内視鏡システムであって、動作状態を告知する告知手段を有する医療機器を含む複数の医療機器と、前記告知手段を有する医療機器とは分離した状態で前記告知手段による告知結果の検出が可能な検出手段と、前記検

50

出手段の検出結果に基づいて前記告知手段を有する医療機器の動作状態の識別が可能な識別手段と、を具備したことを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、通信機能を有してない焼灼装置を用いた場合でも、簡単な構成で且つ安価で気腹装置による排煙動作を自動的に制御できる内視鏡システムの実現が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

10

【実施例1】

【0015】

図1乃至図7は本発明の実施例1に係わり、図1は内視鏡外科手術システムの全体構成を示す構成図、図2は図1の内視鏡外科手術システムの各機器の接続関係を示すブロック図、図3は高周波焼灼装置の背面側の図2のマイクの取り付け状態を示す斜視図、図4は図2の波形認識回路の具体的な構成を示すブロック図、図5は図4の波形認識回路に取り込まれるマイク出力波形を示す波形図、図6は図4の整流・積分回路によって整流された整流波形を示す波形図、図7は図4の整流・積分回路の出力波形と閾値との比較によって得られる図4のコンパレータの出力特性を示すグラフ、図8は図4のCPUによる気腹装置の動作制御例を示すフローチャートである。

20

【0016】

図1に示すように、本実施例の内視鏡システムである内視鏡外科手術システム1は、患者3が横たわる手術台2の両側に第1のトロリー4、第2のトロリー5とが配置され、これら両トロリー4、5には観察、検査、処置、記録などを行う複数の内視鏡周辺機器が搭載されている。

【0017】

第1のトロリー4には、第1のTVカメラ装置6、第1の光源装置7、高周波焼灼装置（以下、電気メスと称す）8、気腹装置9、超音波観測装置10、プリンタ11、第1のモニタ（以下、モニタと称す）12、ナースが医療機器を操作を集中して行う図示しないマウスとタッチパネル等のポインティングデバイスを有した集中操作パネル14、システムコントローラ15などが搭載され、電気メス8を除くそれぞれの機器は図示しないシリアルインターフェースケーブルを介してシステムコントローラ15と接続され、双方向通信を行えるようになっている。

30

【0018】

また、システムコントローラ15には、検出手段であるマイク18が接続ケーブル18aを介して電氣的に接続されている。そして、システムコントローラ15は、マイク18から入力された電気メス8の出力音を、後述する認識手段である波形認識回路46により認識し、電気メス8の出力を検出できるようになっている。

【0019】

第1の光源装置7は、照明光を送るライトガイドケーブル16を介して第1の内視鏡17に接続され、第1の光源装置7の照明光を第1の内視鏡17のライトガイドに供給し、この第1の内視鏡17の挿入部が刺入された患者3の腹部内の患部などを照明する。

40

【0020】

この第1の内視鏡17の接眼部には、撮像素子を備えた第1のカメラヘッド19が装着される。この第1のカメラヘッド19は、第1の内視鏡17の観察光学系による患部などの光学像を第1のカメラヘッド19内の撮像素子で撮像し、撮像した撮像信号をカメラケーブル20を介して第1のTVカメラ装置6に伝送する。

【0021】

第1のTVカメラ装置6は、伝送された撮像信号に第1のTVカメラ装置6内の信号処理回路で信号処理して映像信号を生成し、システムコントローラ15を介してモニタ12

50

に出力して患部等の内視鏡画像を表示できるようにしている。

【 0 0 2 2 】

また、システムコントローラ 1 5 には、図示しない病院内に設けられた院内ネットと図示しないケーブルで接続され、院内ネット上の画像データをモニタ 1 2 に出力して表示できるようにしている。

気腹装置 9 には、C O 2 ポンベ 2 1 が接続され、気腹装置 9 から患者 3 に伸びた気腹チューブ 2 2 を介して患者 3 の腹部内に C O 2 ガスを供給できるようにしている。また、気腹装置は、腹部内に充満した煙を吸引して外部に排煙する排煙機能を有している。

【 0 0 2 3 】

第 2 のトロリー 5 には、第 2 の T V カメラ装置 2 3、第 2 の光源装置 2 4、超音波処置装置 2 5、V T R 2 6、第 2 のモニタ 2 7、砕石装置 2 8、シェーバ 3 0、ポンプ 3 7 及び中継ユニット 2 9 などが搭載され、それぞれの機器は図示しないケーブルで中継ユニット 2 9 に接続され、双方向の通信が可能になっている。

【 0 0 2 4 】

第 2 の光源装置 2 4 は、照明光を送送するライトガイドケーブル 3 1 を介して第 2 の内視鏡 3 2 に接続され、第 2 の光源装置 2 4 の照明光を第 2 の内視鏡 3 2 のライトガイドに供給し、この第 2 の内視鏡 3 2 の挿入部が刺入された患者 3 の腹部内の患部等を照明する。

【 0 0 2 5 】

この第 2 の内視鏡 3 2 の接眼部には、撮像素子を備えた第 2 のカメラヘッド 3 3 が装着される。この第 2 のカメラヘッド 3 3 は、第 2 の内視鏡 3 2 の観察光学系による患部などの光学像を第 2 のカメラヘッド 3 3 内の撮像素子で撮像し、撮像した撮像信号をカメラケーブル 3 4 を介して第 2 の T V カメラ装置 2 3 に伝送する。

【 0 0 2 6 】

第 2 の T V カメラ装置 2 3 は、伝送された撮像信号に第 2 の T V カメラ装置 2 3 内の信号処理回路で信号処理して映像信号を生成し、第 2 のモニタ 2 7 に出力して内視鏡画像を出力できるようにしている。

【 0 0 2 7 】

システムコントローラ 1 5 と中継ユニット 2 9 は、通信ケーブル 3 8 及び映像ケーブル 3 9 を有するシステムケーブル 3 5 で接続されている。さらに、システムコントローラ 1 5 には、術者が滅菌域から機器操作を行う術者用リモートコントローラ（以下、リモコン）3 6 が接続されている。

【 0 0 2 8 】

次に、図 2 を参照しながら前記内視鏡外科手術システム 1 における主要な機器の接続状態を説明する。

図 2 に示すように、第 1 の T V カメラ装置 6、第 1 の光源装置 7、気腹装置 9、プリンタ 1 1 及び超音波観測装置 1 0 は、通信ケーブル 3 8 によってシステムコントローラ 1 5 内の通信 I / F 4 1 に接続されて、データの送受を行うようになっている。この通信 I / F 4 1 は、C P U 4 3 に接続されている。

【 0 0 2 9 】

第 1 の T V カメラ装置 6、プリンタ 1 1、モニタ 1 2 及び超音波観測装置 1 0 は、映像ケーブル 3 9 によりシステムコントローラ 1 5 内のディスプレイ I / F 4 2 に接続されて、映像信号を送受できるようになっている。

【 0 0 3 0 】

また、集中操作パネル 1 4 は、例えば V G A ケーブルによりシステムコントローラ 1 5 内の集中操作パネル I / F 4 3 に接続されて、各種操作画面を表示するようになっている。

【 0 0 3 1 】

第 2 の T V カメラ装置 2 3、第 2 の光源装置 2 4、ポンプ 3 7、砕石装置 2 8、シェーバ 3 0、V T R 2 6、超音波処置装置 2 5 は、それぞれ通信ケーブル 3 8 によって中継ユ

10

20

30

40

50

ニット 29 に接続され、中継ユニット 29 とシステムコントローラ 15 を接続するシステムケーブル 35 内の通信ケーブル 38 によってシステムコントローラ 15 内の通信 I/F 41 に接続されて、データの送受を行うようになっている。

【0032】

第 2 のテレビカメラ 23、VTR 26 は、映像ケーブル 39 を介して中継ユニット 29 に接続され、中継ユニット 29 とシステムコントローラ 15 を接続するシステムケーブル 35 内の映像ケーブル 39 によってシステムコントローラ 15 内のディスプレイ I/F 42 に接続されて、映像信号を送受できるようになっている。また、ディスプレイ I/F 42 には映像ケーブル 39 を介してモニタ 12 が接続されて、このモニタ 12 に映像を出力できるようになっている。

10

【0033】

リモコン 36 は、リモコンケーブルを介してシステムコントローラ 15 内のリモコン I/F 44 に接続されている。

【0034】

システムコントローラ 15 は、前記通信 I/F 41、ディスプレイ I/F 42 の他に、マイク 18 からの出力音信号を認識する波形認識回路 46 と、リモコン 36 とのデータの送受を行うリモコン I/F 44 と、音声を合成しスピーカ 48 により音声を発生させる音声合成回路 47 と、集中操作パネル 14 とのデータの送受を行う集中操作パネル I/F 43 と、を備え、これら各回路が CPU 45 によって制御されるようになっている。また、メモリ 49 には、予め各手技に適した各機器の標準的な設定値が自動初期設定の標準設定データとして記憶されている。

20

【0035】

本実施例では、前記したように、電気メス 8 は通信機能を備えたものではなく、このため、前記システムコントローラ 15 には電氣的に接続されてはならず分離している。

また、電気メス 8 は、動作状態を術者等に告知するための出力音（音声、その他の音）を発生する告知手段である出力音再生部を内部に有している。この出力音再生部により発生する音声レベルは、医療規格に基づくレベルで再生されるようになっている。

【0036】

この出力音再生部である図示しないスピーカは、電気メス 8 内部の背面側に設けられている。そして、この図示しないスピーカに対応する電気メス 8 の背面には、このスピーカ（図示せず）からの出力音を効果的に外部に伝達させるための複数の孔 8a が設けられている。

30

【0037】

本実施例では、前記電気メス 8 の背面側の複数の孔 8a が設けられた所定位置には、図 3 に示すように、検出手段であるマイク 18 が例えば取付部 18a によって着脱自在に取り付けられるようになっている。この取付部 18a としては、例えば磁石が用いられている。

【0038】

なお、取付部 18a は、磁石に限らず、マイク 18 を電気メス 8 の背面に着脱自在に取り付け可能なもので有れば良い。

40

【0039】

マイク 18 は、例えばコンデンサマイクを用いて構成されたもので、先端側には前記取付部 18a が設けられ、基端側には前記波形認識回路 46 と電氣的に接続するための接続ケーブル 18a が延出している。

【0040】

次に、図 4 を参照しながらシステムコントローラ 15 内の認識手段である波形認識回路 46 の構成を説明する。

図 4 に示すように、波形認識回路 46 は、マイク 18 から延出された接続ケーブル 18a と電氣的に接続される帯域フィルタ（band-pass filter: BPF）46a と、この帯域フィルタ 46a の出力信号を入力する整流・積分回路 51 と、この整流・積分回路 51 の出力

50

信号を入力するコンパレータ 5 2 と、を有している。

【 0 0 4 1 】

マイク 1 8 からの出力音信号は、接続ケーブル 1 8 a を介して波形認識回路 4 6 の帯域フィルタ 4 6 a に供給される。この帯域フィルタ 4 6 a に供給されるマイク 1 8 からの出力音信号は、図 5 に示すように、アナログ信号の波形である。

【 0 0 4 2 】

帯域フィルタ 4 6 a は、入力された出力音信号の所定範囲の帯域成分のみを通過させて整流・積分回路 5 1 に出力する。

【 0 0 4 3 】

整流・積分回路 5 1 は、帯域フィルタ 4 6 a からの出力音信号を整流処理し、そして整流処理された出力音信号を積分処理を施して、コンパレータ 5 2 に出力する。 10

【 0 0 4 4 】

整流・積分回路 5 1 により整流処理された出力音信号の整流波形が図 6 に示され、さらに、コンパレータ 5 2 に出力する積分処理後の出力波形が図 7 に示されている。

【 0 0 4 5 】

コンパレータ 5 2 は、整流・積分回路 5 1 からの出力信号値と予め設定された閾値 V L とを比較し、比較結果を制御手段である C P U 4 5 に出力する。

【 0 0 4 6 】

この場合、コンパレータ 5 2 は、図 7 に示すように、例えば整流・積分回路 5 1 からの出力信号値が閾値 V L より小さい場合には“ローレベル (Low)”の信号を出力し、逆に 20 大きい場合には“ハイレベル (High)”の信号を出力する。

【 0 0 4 7 】

この場合、整流・積分回路 5 1 及び前記閾値 V L により時定数が設定されているので、“ピッ”や“ブッ”等の単なる操作音は検出せず、“ピー”等の電気メス 8 の出力中に連動して鳴り続ける連続した出力音のみを検出することが可能である。

【 0 0 4 8 】

また、前記閾値 V L は、例えば集中操作パネル 1 4 を用いて自在に変更可能であり、電気メス 8 の種類や機種に応じて出力音のみを検出させるために、前記時定数を自在に調節可能である。

【 0 0 4 9 】

C P U 4 5 は、前記コンパレータ 5 2 による比較結果に基づき、電気メス 8 の出力状態、あるいは非出力状態であるかを判断し、この判断結果に基づいて気腹装置 9 の排煙動作を制御する。 30

【 0 0 5 0 】

例えば、C P U 4 5 は、コンパレータ 5 2 による比較結果がローレベルの信号である場合には電気メス 8 が非出力状態であると判断して気腹装置 9 の排煙動作を行わず、逆にハイレベルの信号である場合には電気メス 8 が出力状態であると判断して気腹装置 9 の排煙動作を駆動するように制御する。

【 0 0 5 1 】

このような制御例の一例を示すフローチャートが図 8 に示されている。 40

次に、本実施例の内視鏡システムの制御動作を図 8 を参照しながら説明する。

【 0 0 5 2 】

本実施例の内視鏡システムにおいては、電源を投入すると、システムコントローラ 1 5 の C P U 4 5 は、図示しない内部のメモリに記憶された図 8 に示すプログラムを読み出して起動する。

【 0 0 5 3 】

図 8 に示すように、前記 C P U 4 5 は、ステップ S 1 の処理により、電気メス 8 の背面に取り付けられたマイク 1 8 によって出力音信号をシステムコントローラ 1 5 内の波形認識回路 4 6 内に取り込む。

【 0 0 5 4 】

この場合、マイク 18 からの出力音信号（図 5 参照）は、帯域フィルタ 46 a によって出力音信号の所定範囲の帯域成分のみが通過されて整流・積分回路 51 に出力される。

【0055】

そして、CPU 45 は、続くステップ S2 の処理にて前記帯域フィルタ 46 a の出力信号に整流・積分回路 51 によって整流処理、積分処理を施すように制御する。こうして、整流・積分回路 51 の出力信号の波形は、図 7 に示すものとなる。

【0056】

そして、CPU 45 は、続くステップ S3 の処理により、コンパレータ 52 によって、整流・積分回路 51 からの出力信号値と予め設定された閾値 VL とを比較させる。

この場合、コンパレータ 52 は、図 7 に示すように、例えば整流・積分回路 51 からの出力信号値が閾値 VL より小さい場合には“ローレベル（Low）”の信号を出力し、逆に大きい場合には“ハイレベル（High）”の信号を出力する。 10

【0057】

次に、CPU 45 は、続くステップ S4 の判断処理にて、コンパレータ 52 による比較結果である出力信号が“ハイレベル（High）”の信号であるか否かを判断し、“ハイレベル（High）”の信号であった場合にはステップ S6 に移行し、逆に、そうでない場合（“ローレベル（Low）”の信号であった場合）にはステップ S5 に移行する。

【0058】

ステップ S5 の処理では、コンパレータ 52 による比較結果である出力信号が“ハイレベル（High）”の信号でない場合なので、CPU 45 は、電気メス 8 が非出力状態であると判断して、気腹装置 9 による排煙動作を駆動しないように制御する。 20

【0059】

一方、ステップ S6 の処理では、コンパレータ 52 による比較結果である出力信号が“ハイレベル（High）”の信号である場合なので、CPU 45 は、電気メス 8 が出力状態であると判断して、気腹装置 9 による排煙動作を駆動するように制御する。

【0060】

なお、この場合、CPU 45 は、内部に設けられたタイマーからの時間情報を用いて、電気メス 8 が予め設定された設定時間中連続して出力状態であると認識後、気腹装置 9 による排煙動作を駆動するように制御しても良い。これにより、電気メス 8 の出力状態を確実に検出可能となる。もちろん、前記設定時間は任意に設定可能である。 30

【0061】

したがって、本実施例によれば、前記制御を行うことにより、通信機能を有してない焼灼装置 8 を用いた場合でも、簡単な構成で且つ安価で気腹装置 9 による排煙動作を自動的に制御することが可能となる。このことにより、腹腔内において常にクリアーな視野が確保できる。

【0062】

また、電気メス 8 と電氣的な接続を行わなくても電気メス 8 の出力を検出できるので、電気メス 8 のノイズの影響を受けず、また、電気メス 8 との電氣的分離等、電気安全性の確保を容易に行うことができ、開発期間の短縮化、開発費の低減化及びコスト低減化を図ることが可能となる。 40

【0063】

また、通信制御の対応を行う必要がないため、電気メス 8 に応じた通信のためのプログラム、あるいは通信部分の設計や部品が不要となり、開発期間の短縮化、開発費の低減化及びコスト低減化を図ることが可能となる。

【0064】

さらに、通信制御の対応を行う必要がないため、新機種の高周波焼灼装置でも即座に対応することが可能である。

【0065】

なお、本実施例では、マイク 18 からの出力音信号に基づき電気メス 8 の動作状態を識別したが、これに限定されるものではなく、例えば、前記マイク 18 の取付部 18 a に、 50

電気メス 8 の出力時に点灯する L E D の発する光を受光する受光手段を設け、この受光手段によって受光された光の有無に基づいて電気メス 8 の動作状態を識別するように構成しても良い。この場合も、前記実施例 1 と同様の作用、効果が得られる。

【実施例 2】

【0066】

図 9 乃至図 15 は本発明の実施例 2 に係わり、図 9 は実施例 2 における波形認識回路の具体的な構成を示すブロック図、図 5 は図 9 の登録波形メモリに予め登録された機種毎の登録波形を示す図、図 11 は集中操作パネルによって高周波焼灼装置の出力音信号の比較波形入力操作を行う場合の説明図、図 12 は図 11 の比較波形入力操作によって検出された出力音信号の比較波形を示す図、図 13 は図 10 に示す登録波形と図 12 に示す比較波形との波形比較処理を説明する説明図、図 14 は時間毎の図 13 の波形比較処理結果及び排煙動作状態を示すタイミング図、図 15 は図 9 の C P U による気腹装置の動作制御例を示すフローチャートである。

10

【0067】

本実施例の内視鏡システムは、さらに、精度の良い電気メス 8 の動作状態の検出ができるように構成しており、実施例 1 と同様な構成要素については説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

【0068】

本実施例の内視鏡システムの全体構成は、実施例 1 における内視鏡外科手術システム 1 と略同様であり、この内視鏡外科手術システム 1 に用いられるシステムコントローラ 15

20

【0069】

この波形認識回路 46 A は、図 9 に示すように、帯域フィルタ 46 a と、A / D 変換器 61 と、波形メモリ 62 と、登録波形メモリ 63 と、を有している。

【0070】

マイク 18 からの出力音信号（図 5 参照）は、帯域フィルタ 46 a によって出力音信号の所定範囲の帯域成分のみが通過されて A / D 変換器 61 に出力される。

【0071】

A / D 変換器 61 は、供給されたアナログ式の出力音信号をディジタル化してディジタル式の出力音データに変換し、波形メモリ 62 に出力する。

30

この場合、A / D 変換器 61 は、所定のサンプリング周波数（サンプリング時間）毎に前記ディジタル式の出力音波形データを出力する。また、C P U 45 は、内部の図示しないタイマーカウンタを用いて前記 A / D 変換器 61 によるサンプリング時間を計測するようにしている。

【0072】

波形メモリ 62 は、シフトレジスタ、又はリングバッファ方式のメモリで、一番古いデータを削除しながら最新のデータを追加記憶していくメモリであり、データは時系列に並んで記憶されている。また、メモリー容量は出力波形の一周期以上の容量からなるメモリである。

【0073】

40

そして、波形メモリ 62 は、A / D 変換器 61 からの出力音波形データを A / D 変換器 61 のサンプリング時間毎に追加記憶し、読み出し時には記憶されている前記出力音波形データを C P U 45 に与える。なお、波形メモリ 62 の出力音波形データの読み出しは、前記 C P U 45 によって制御されるようになっている。

【0074】

また、前記登録波形メモリ 63 は、電気メス 8 の機種 8 A ~ 8 C 毎の一周期（1 サイクル）の出力音波形データ 63 a ~ 63 c を格納している。

例えば、前記登録波形メモリ 63 は、機種名 8 A（U E S - 20）に基づく出力音波形データ 63 a と、機種名 8 B（U E S - 30）に基づく出力音波形データ 63 b と、機種名 8 C（P S D - 30）に基づく出力音波形データ 63 c と、を記憶している。なお、こ

50

れに限定されることはなく、他の異なる機種の実出力音波形データを登録しても良い。

【0075】

これら登録波形メモリ63に記憶された機種毎の各登録波形データは、CPU45による読み出し制御によって読み出されるようになっている。

【0076】

なお、本実施例の内視鏡システムは、前記登録波形メモリ63に、任意の機種の実出力音波形データを登録することが可能である。

【0077】

この場合の所定の電気メス8における比較波形入力操作を行う際の比較波形登録画面14Aが図11に示されている。

【0078】

図11に示すように、CPU45は、集中操作パネル14等により比較波形登録を示すモード実行が操作されると、集中操作パネル14に比較波形登録画面14Aを表示させる。

【0079】

この比較波形登録画面14Aは、前記波形メモリ62からの出力音波形データ(A/D変換器出力音波形データ)61aと、この出力音波形データ61aの一周期の始点を指示する始点スライドバー50及び終点を指示する終点スライドバー50Aと、前記始点スライドバー50を波形の位相方向に調整するための始点操作ボタン14aと、前記終点スライドバー50Aを波形の位相方向に調整するための終点操作ボタン14bと、前記始点操作ボタン14a及び終点操作ボタン14bとで1周期が設定された状態の出力音波形データ61aを登録する登録ボタン50Bと、を有している。

【0080】

この構成により、前記集中操作パネル14に設けられた比較波形登録画面14Aを用いて適宜操作することにより、任意の機種の実電気メス8における一周期(1サイクル)の実出力音波形データ53の波形登録を行うことができる。

【0081】

その他の構成は、前記実施例1の構成と略同様である。

【0082】

次に、本実施例の内視鏡システムにおけるCPU45による制御動作を図13乃至図15を参照しながら説明する。

【0083】

本実施例の内視鏡システムにおいては、電源を投入すると、システムコントローラ15のCPU45は、図示しない内部のメモリに記憶された図15に示すプログラムを読み出して起動する。

【0084】

図15に示すように、ステップS1の処理により、電気メス8の背面に取り付けられたマイク18によって出力音信号をシステムコントローラ15内の波形認識回路46A内に取り込む。

【0085】

この場合、マイク18からの出力音信号(図5参照)は、帯域フィルタ46aによって出力音信号の所定範囲の帯域成分のみが通過されてA/D変換器61に出力される。

【0086】

そして、CPU45は、続くステップS10の処理にて前記帯域フィルタ46aの実出力信号をA/D変換器61によって所定のサンプリング周波数(サンプリング時間S1)毎にデジタル変換してデジタル式の実出力音波形データを得、波形メモリ62に出力する。

【0087】

そして、続くステップS11の処理にて波形メモリ62によりA/D変換器61からの出力音波形データを更新記憶させる。このステップS11の処理では、前記A/D変換器

10

20

30

40

50

6 1 のサンプリング時間 $S 1$ 毎に出力音波形データが波形メモリ 6 2 に供給されるので、この波形メモリ 6 2 に記憶されている出力音波形データのうち、一番古いデータを削除し、供給された最新の出力音波形データを追加記憶し更新させる。

【0088】

次に、CPU 4 5 は、ステップ $S 1 2$ の判断処理により、内部のタイマーカウンタ（図示せず）を用いて A / D 変換器 6 1 によるサンプリング回数が所定回数（所定サンプリング時間）を超えたか否かを判断し、超えたと判断した場合にはステップ $S 1 3$ に移行し、そうでない場合には処理をステップ $S 1$ に戻す。

【0089】

つまり、このステップ $S 1 2$ の判断処理は、A / D 変換器 6 1 によるサンプリング時間 $S 1$ が、その特性から極めて短い時間となっているので、CPU 4 5 の負荷を減らすために、1 サンプリング時間 $S 1$ 毎、つまり、波形メモリ 6 2 中の 1 データが更新される毎には登録波形との比較処理（ステップ $S 1 4$ ）は行わず、所定サンプリング時間（ $S 1 \times n$ 毎、 n は整数）、つまり、波形メモリ 6 2 中の所定データ数が更新される毎に比較処理（ステップ $S 1 4$ ）を行わせるための判断処理である。当然、CPU 4 5 のパワーが十分であれば、ステップ $S 1 2$ の判断処理なしに、1 サンプリング時間 $S 1$ 毎に比較処理（ステップ $S 1 4$ ）を行っても良い。

10

【0090】

ステップ $S 1 3$ の処理では、次回の比較処理（ステップ $S 1 4$ ）までの所定時間を計測するために、図示しないタイマーカウンタのサンプリング時間計測値をリセットし、ステップ $S 1 4$ の判断処理に移行する。

20

【0091】

ステップ $S 1 4$ の判断処理では、CPU 4 5 は、波形メモリ 6 2 から読み出した出力音波形データと、登録波形メモリ 6 3 から読み出した登録音波形データと比較し、一致している場合には電気メス 8 が出力状態であると判断してステップ $S 1 5$ に移行し、一致していない場合にはステップ $S 1 6$ に移行する。

【0092】

CPU 4 5 は、前記所定のサンプリング回数を計測するタイマーとは別に、内部のタイマーカウンタによって出力音波形の一周期に対応する時間（一周期時間計測値ともいう）も計測するようになっている。

30

【0093】

前記ステップ $S 1 5$ の処理では、現在の出力音波形データと、登録波形メモリ 6 3 から読み出した登録音波形データとが一致している場合であるので、CPU 4 5 は、前記タイマーカウンタ（図示せず）の一周期時間計測値をリセットし、続くステップ $S 5$ の処理により気腹装置 9 による排煙動作を駆動するように制御する。そして、処理を前記ステップ $S 1$ に戻す。

【0094】

一方、前記ステップ $S 1 6$ の判断処理は、ステップ $S 1 4$ にて現在の出力音波形データと、登録波形メモリ 6 3 から読み出した登録音波形データとが一致したと判断したが、波形が全く異なる波形で一致しなかった場合（意図する出力音波形でない場合）と波形は同じだが、比較する位相が異なっていたために一致しなかった場合（意図する出力音波形だが比較部分がずれていて不一致となった場合）とがあるため、出力音波形の一周期の全ての位相で比較を行うために、CPU 4 5 は、前記タイマーカウンタ（図示せず）の一周期時間計測値が一周期以上であるか否かを判断する。

40

【0095】

CPU 4 5 は、前記一周期時間計測値が一周期よりも小さい場合には、位相がずれて比較しているだけで電気メス 8 は出力中である可能性があるので、気腹装置 9 の動作状態は変更せずにそのまま処理を前記ステップ $S 1$ に戻す。前記一周期時間計測値が一周期よりも大きい場合には、電気メス 8 は出力中ではないと判断して続くステップ $S 6$ の処理により気腹装置 9 による排煙動作を駆動しないように制御する。そして、処理を前記ステップ

50

S 1 に戻す。

【 0 0 9 6 】

図 1 3 は、前記ステップ S 1 4 による判断処理による波形比較処理を説明するための説明図であり、図 1 4 は前記ステップ S 1 4、ステップ S 1 5、ステップ S 1 6 の処理結果に基づいて制御される気腹装置 9 の排煙動作状態を示している。

【 0 0 9 7 】

図 1 3 に示すように、前記ステップ S 1 4 の判断処理において、例えば、前記登録波形メモリ 6 3 に登録されている登録音波形データが図 1 2 に示す機種名 (U E S - 2 0) 8 A の出力音波形データ 5 3 とすると、前記 C P U 4 5 は、時間 1、所定サンプリング時間後の時間 2、以降、所定サンプリング時間経過毎の時間 3、時間 4・・・時間 n に、波形メモリ 6 2 から読み出した波形データである A / D 変換器の出力音波形データ 6 1 a と、前記出力音波形データ 5 3 との比較を行う。つまり、所定サンプリング時間毎の比較結果が得られる。

10

【 0 0 9 8 】

したがって、前記ステップ S 1 2 ~ ステップ S 1 6 の処理を行うことにより、図 1 3 及び図 1 4 に示すように、時間 1 では波形比較は不一致で一周期時間計測以上、時間 2 では波形比較は不一致で一周期時間計測以上、時間 3 では波形比較は不一致で一周期時間計測以上となる比較結果が得られ、そして、時間 4 にて初めて位相が一致して波形が一致することになる比較結果が得られて一周期計測値もリセットされる。このことにより、時間 1 ~ 時間 3 の間では、気腹装置 9 の排煙動作は行われず、時間 4 にて気腹装置 9 の排煙動作が駆動することになる。

20

【 0 0 9 9 】

その後、前記出力音波形データ 5 3 は一周期で登録されているので、時間 5 ~ 時間 7 では一致しないが、一周期時間計測値が一周期未満であるため、比較する位相がずれているだけで、電気メス 8 は出力中である可能性があるため、気腹装置 9 の排煙動作は変更せず、そのまま駆動状態を維持する。時間 n + 1 にて不一致且つ一周期以上となるので、出力音波形は、電気メス 8 の出力音とは異なると判定でき、気腹装置 9 の排煙動作を停止させる。

【 0 1 0 0 】

そして、以降、前記同様の判断処理が行われることになる。

30

【 0 1 0 1 】

したがって、本実施例によれば、前記制御を行うことにより、前記実施例 1 の効果に加えて、出力音の波形を意図する出力音の波形と比較して判断を行うので、さらに、精度の良い電気メス 8 の出力状態の検出が可能となるとともに、応答性を実施例 1 よりも向上できる。

【 0 1 0 2 】

なお、本実施例において、前記 A / D 変換器 6 1 におけるサンプリング周波数と、登録波形メモリ 6 3 に登録されている出力音波形のサンプリング周波数とは同じになるように設定されている。

【 実施例 3 】

40

【 0 1 0 3 】

図 1 6 乃至図 2 1 は本発明の実施例 3 に係わり、図 1 6 は実施例 3 における波形認識回路の具体的な構成を示すブロック図、図 1 7 は図 1 6 の登録波形メモリに予め登録された機種毎の周波数係数を示す図、図 1 8 は集中操作パネルによって高周波焼灼装置の出力音信号の比較周波数係数入力操作を行う場合の説明図、図 1 9 は図 1 8 の比較周波数係数入力操作によって検出された出力音信号の比較周波数係数を示す図、図 2 0 は図 1 6 の A / D 変換器出力波形と図 1 6 の D F F T の出力周波数計数との関係を示すグラフ、図 2 1 は図 1 6 の C P U による気腹装置の動作制御例を示すフローチャートである。

【 0 1 0 4 】

本実施例の内視鏡システムは、前記実施例 1 よりも精度の良い電気メス 8 の出力状態の

50

検出ができるように構成しており、前記実施例 1 及び前記実施例 2 と同様な構成要素については説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

【0105】

本実施例の内視鏡システムの全体構成は、実施例 1 における内視鏡外科手術システム 1 と略同様であり、この内視鏡外科手術システム 1 に用いられるシステムコントローラ 15 は、図 16 に示す波形認識回路 46B を有している。

【0106】

この波形認識回路 46B は、図 16 に示すように、帯域フィルタ 46a と、A/D 変換器 61 と、波形メモリ 62 と、離散フーリエ変換回路 (Discrete Fast Fourier Transform: 以下、DFFT と称す) 71 と、登録波形メモリ 63A と、を有している。

10

【0107】

本実施例 2 に設けられた DFFT 71 は、波形メモリ 62 からの出力音波形データに離散フーリエ変換処理を施して出力音波形データの周波数に応じた周波数係数を取得し、CPU 45 に供給する。

【0108】

また、前記登録波形メモリ 63A は、電気メス 8 の機種 8A ~ 8C 毎の出力音波形データにおける周波数係数 64a ~ 64c を格納している。

例えば、前記登録波形メモリ 63A は、機種名 8A (UES - 20) に基づく出力音波形データの周波数係数 64a と、機種名 8B (UES - 30) に基づく出力音波形データの周波数係数 64b と、機種名 8C (PSD - 30) に基づく出力音波形データの周波数係数 64c と、を記憶している。なお、これに限定されることはなく、他の異なる機種の出力音波形データの周波数係数を登録しても良い。

20

【0109】

これら登録波形メモリ 63A に記憶された機種毎の各登録周波数係数は、CPU 45 による読み出し制御によって読み出されるようになっている。

【0110】

なお、本実施例の内視鏡システムは、前記登録波形メモリ 63A に、任意の機種の出力音波形データを登録することが可能である。

【0111】

この場合の所定の電気メス 8 における比較周波数係数入力操作を行う際の比較周波数計数登録画面 14B が図 18 に示されている。

30

【0112】

図 18 に示すように、CPU 45 は、集中操作パネル 14 等により比較周波数係数登録モード実行が操作されると、集中操作パネル 14 に比較周波数係数登録画面 14B を表示させる。

この比較周波数係数登録画面 14B は、前記波形メモリ 62 からの出力音波形データ (A/D 変換器出力音波形データ) 61a と、この出力音波形データ 61a に離散フーリエ変換処理を施すことにより得た出力音波形データ 61a の周波数に応じた周波数係数 65 と、この周波数係数 65 を登録する登録ボタン 50B と、を有している。

【0113】

この構成により、前記集中操作パネル 14 に設けられた比較周波数係数登録画面 14B を用いて適宜操作することにより、任意の機種の電気メス 8 における出力音波形データの周波数係数 65 の登録を行うことができる。

40

【0114】

この場合、図 20 に示すように、前記 DFFT 71 の出力 71a は、A/D 変換器出力 61 の出力波形データ 61a の位相期間 L1 であっても、この位相期間 L2 とは異なる位相期間 L2 であっても同じ周波数係数 64a となるので、前記実施例 2 のように位相のずれを考慮しなくても良い。

その他の構成は、前記実施例 2 の構成と略同様である。

【0115】

50

次に、本実施例の内視鏡システムにおけるCPU45による制御動作を図19乃至図21を参照しながら説明する。

【0116】

本実施例の内視鏡システムにおいては、電源を投入すると、システムコントローラ15のCPU45は、図示しない内部のメモリに記憶された図21に示すプログラムを読み出して起動する。

【0117】

図21に示すように、前記CPU45により起動されるプログラムは、前記実施例2におけるプログラム(図15参照)のステップS13とステップS14との間にステップS20の処理を設けるとともに、実施例2における前記プログラムのステップS15及びステップS16を削除している。また、ステップS1からステップS13までの処理は、実施例2と同じである。

【0118】

ステップS20の処理では、CPU45は、DFFT71によって波形メモリ62からの出力音波形データに離散フーリエ変換処理を施して、出力音波形データの周波数に応じた周波数係数を取得し、ステップS21に移行する。

【0119】

ステップS21の判断処理では、CPU45は、DFFT71の出力である出力音波形データの周波数に応じた周波数係数と、登録波形メモリ63Aから読み出した登録周波数係数と比較し、一致している場合にはステップS5に移行し、一致していない場合にはステップS6に移行する。

【0120】

そして、前記実施例2と同様に、CPU45は、一致している場合に、電気メス8が出力状態であると判断して、ステップS5の処理により気腹装置9による排煙動作を駆動するように制御する。そして、処理を前記ステップS1に戻す。

【0121】

一方、一致していない場合、電気メス8は意図した出力状態ではないと判断し、CPU45は、ステップS6の処理により気腹装置9による排煙動作を駆動しないように制御する。そして、処理を前記ステップS1に戻す。

【0122】

すなわち、本実施例では、図20にて説明したように、前記DFFT71の出力71aは、A/D変換器61の出力波形データ61aの位相期間L1であっても、この位相期間L2とは異なる位相期間L2であっても同じ周波数係数64aとなるので、前記実施例2のように位相のずれによる不一致を考慮しなくても良い。このことにより、実施例2におけるステップS15及びステップS16の処理を削除することができる。

その他の作用については前記実施例2と同様である。

【0123】

したがって、本実施例によれば、実施例2の効果を有する他に、比較する出力音波形データの周期(位相)を正確に検出せすども、比較処理を行うことができる。このことにより、制御手順の簡易化及びコストの低減化に寄与できる。

【実施例4】

【0124】

図22及び図23は本発明の実施例4に係わり、図22は実施例4における波形認識回路の具体的な構成を示すブロック図、図23は図22のCPUによる気腹装置の動作制御例を示すフローチャートである。なお、図22及び図23は、前記実施例1及び前記実施例2と同様な構成要素及び処理内容については同一の符号及びステップS番号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

【0125】

本実施例の内視鏡システムの全体構成は、実施例1における内視鏡外科手術システム1と略同様であり、この内視鏡外科手術システム1に用いられるシステムコントローラ15

10

20

30

40

50

内の波形認識回路 46C は、前記実施例 1 と前記実施例 2 とを組み合わせで構成されたものである。

【0126】

すなわち、前記波形認識回路 46C は、図 22 に示すように、帯域フィルタ 46a と、整流・積分回路 51 と、コンパレータ 52 と、A/D 変換器 61 と、波形メモリ 62 と、登録波形メモリ 63 と、を有している。

【0127】

前記コンパレータ 52 は実施例 1 と同様に比較結果を CPU 45 に出力し、前記波形メモリ 62 は実施例 2 と同様に読み出した出力音波形データを前記 CPU 45 に出力する。

【0128】

その他の構成は、前記実施例 1 及び実施例 2 と同様である。

【0129】

本実施例の内視鏡システムにおいては、前記 CPU 45 は、図 23 に示すプログラムに基づいて、気腹装置 9 の排煙動作制御を行う。このプログラムは、図 23 に示すように、実施例 1 におけるプログラム（ステップ S1 ～ステップ S6 のルーチン：図 8 参照）と、実施例 2 におけるプログラム（ステップ S10 ～ステップ S16 のルーチン：図 15 参照）とを組み合わせたものである。

【0130】

つまり、CPU 45 は、図 23 に示すように、ステップ S4 の判断処理によってコンパレータによる比較結果である出力信号が“ハイレベル（High）”の信号であると判断された場合のみ、前記ステップ S10 ～ステップ S16 のルーチンを実行して出力音波形データと登録波形データとの比較を行い、比較結果に基づきステップ S5 またはステップ S6 の処理により、気腹装置 9 の排煙動作を制御する。

【0131】

その他の作用は、前記実施例 1 及び実施例 2 と同様である。

【0132】

したがって、本実施例によれば、実施例 2 の効果に加え、電気メス 8 の出力音データを検出したときのみ比較演算処理を行うので、前記実施例 2 よりも CPU 45 の負荷を減らすことができる。

【実施例 5】

【0133】

図 24 及び図 25 は本発明の実施例 5 に係わり、図 24 は実施例 5 における波形認識回路の具体的な構成を示すブロック図、図 25 は図 24 の CPU による気腹装置の動作制御例を示すフローチャートである。なお、図 24 及び図 25 は、前記実施例 1 及び前記実施例 3 と同様な構成要素及び処理内容については同一の符号及びステップ S 番号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

【0134】

本実施例の内視鏡システムの全体構成は、実施例 1 における内視鏡外科手術システム 1 と略同様であり、この内視鏡外科手術システム 1 に用いられるシステムコントローラ 15 内の波形認識回路 46D は、前記実施例 1 と前記実施例 3 とを組み合わせで構成されたものである。

【0135】

すなわち、前記波形認識回路 46D は、図 22 に示すように、帯域フィルタ 46a と、整流・積分回路 51 と、コンパレータ 52 と、A/D 変換器 61 と、波形メモリ 62 と、DFFT 71 と、登録波形メモリ 63A と、を有している。

【0136】

前記コンパレータ 52 は実施例 1 と同様に比較結果を CPU 45 に出力し、前記 DFFT 71 は実施例 3 と同様に出力音波形データの周波数計数を前記 CPU 45 に出力する。

【0137】

その他の構成は、前記実施例 1 及び実施例 3 と同様である。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 8 】

本実施例の内視鏡システムにおいては、前記CPU45は、図25に示すプログラムに基づいて、気腹装置9の排煙動作制御を行う。このプログラムは、図25に示すように、実施例1におけるプログラム（ステップS1～ステップS6のルーチン：図8参照）と、実施例3におけるプログラム（ステップS10～ステップS13、ステップS20及びステップS21までのルーチン：図21参照）とを組み合わせたものである。

【 0 1 3 9 】

つまり、CPU45は、図25に示すように、ステップS4の判断処理によってコンパレータによる比較結果である出力信号が“ハイレベル（High）”の信号であると判断された場合のみ、前記ステップS10～ステップS13、ステップS20及びステップS21までのルーチンを実行して出力音波形データの周波数計数と登録波形データの周波数係数との比較を行い、比較結果に基づきステップS5またはステップS6の処理により、気腹装置9の排煙動作を制御する。

10

【 0 1 4 0 】

その他の作用は、前記実施例1及び実施例3と同様である。

【 0 1 4 1 】

したがって、本実施例によれば、実施例3の効果に加え、電気メス8の出力音データを検出したときのみに比較演算処理を行うので、前記実施例3よりもCPU45の負荷を減らすことができる。

【 0 1 4 2 】

なお、本発明の前記第1～第5実施例に係る内視鏡システムは、後述する技術を適用しても良い。このような技術を図26乃至図32を参照しながら開示する。

20

【 0 1 4 3 】

図26は集中操作パネルに表示された不具合入力画面を示す図、図27は内視鏡システム電源投入後のモニター画面の表示画面、図28は内視鏡システム電源投入後の集中操作パネルの表示画面である。

【 0 1 4 4 】

従来例では、手術中、故障等不具合が発見された機器を、翌日違う術者等がそのことに気づかずに引き続きその内視鏡システムを使用した場合、術中にその機器を使用するときに接続機器の電源を投入したときに初めて、同じ不都合が発生してしまう虞れがあった。

30

【 0 1 4 5 】

しかしながら、本発明に係る内視鏡システムは、前記問題点に鑑み、伝達忘れによる同じ不具合を回避することが可能に構成されている。

【 0 1 4 6 】

すなわち、CPU45は、内視鏡システム電源投入時に、集中操作パネル14上に図26に示す不具合入力画面14A1を表示させる。この不具合入力画面14A1は、図26に示すように、例えば、“不具合機器”“現象”“入力者”及び“日付”等の各項目に対して入力操作できるようになっている。

【 0 1 4 7 】

したがって、術者は、図14に示す前記不具合入力画面14A1を用いて不具合機器、不具合内容及びその他の内容を入力する。すると、CPU45は、前記不具合入力画面14A1を入力操作して入力された入力情報を、メモリ49あるいはCPU45内の図示しないメモリに記憶する。

40

【 0 1 4 8 】

そして、次回、内視鏡システムの電源が投入されると、CPU45は、前記メモリ49あるいはCPU45内の図示しないメモリに前記入力情報が記憶されている場合には、前記入力情報を読み出し、この読み出した前記入力情報を、図27のモニタ12（又は27）上の画面12Aと、図28の集中操作パネル14上のパネル画面14B1との少なくとも一方に表示させる。

【 0 1 4 9 】

50

また、前記CPU45は、図示はしないが接続された接続機器の故障部位や不具合を自動的に検出する自己診断プログラムを内部のメモリに記憶しており、この自己診断プログラムを実行することで不具合の接続機器を検出した場合には、この接続機器の不具合情報を前記メモリ49あるいはCPU45内の図示しないメモリに記憶する。

【0150】

そして、次回、内視鏡システムの電源が投入されると、CPU45は、前記メモリ49あるいはCPU45内の図示しないメモリに前記不具合情報が記憶されている場合、その不具合接続機器の電源がOFFであっても、前記不具合情報を読み出し、この読み出した前記不具合情報を、図27のモニタ12（又は27）上の画面12Aと、図28の集中操作パネル14上のパネル画面14B1との少なくとも一方に表示させる。

10

【0151】

このことにより、内視鏡システムを使用する術者等に伝達しなければならない不具合を内視鏡システム自体が記憶し、次回起動時に記憶内容を自動的に表示することので伝達事項が確実に伝わることになり、伝達忘れによる不具合を回避することが可能となる。

【0152】

なお、図26に示す集中操作パネルに表示された不具合入力画面14A1は、これに限定されることはなく、例えば図29に示すように伝達事項入力画面14C1や、あるいは図32に示すように自動的に通知する通知日または通知期間の入力が可能な通知日入力項目を有する伝達事項入力画面14E1を用いて該当する伝達情報を入力し、記憶するように構成しても良い。

20

【0153】

この場合の次回の内視鏡システム電源投入時における表示例が、図30及び図31に示されている。すなわち、次回、内視鏡システムの電源が投入されると、CPU45は、前記メモリ49あるいはCPU45内の図示しないメモリに前記伝達情報が記憶されている場合、前記伝達情報を読み出し、この読み出した前記伝達情報を、図30のモニタ12（又は27）上の画面12Bと、図31の集中操作パネル14上のパネル画面14D1との少なくとも一方に表示させる。

【0154】

また、CPU45は、前記メモリ49あるいはCPU45内の図示しないメモリに前記伝達情報とともに通知日情報が記憶されている場合、前記伝達情報及び通知日情報を読み出し、通知日情報の通知日に応じてこの読み出した前記伝達情報を、図30のモニタ12（又は27）上の画面12Bと、図31の集中操作パネル14上のパネル画面14D1との少なくとも一方に表示させる。このことにより、前記同様の効果が得られる。

30

【0155】

本発明は、以上述べた実施例のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【図面の簡単な説明】

【0156】

【図1】本発明の実施例1に係る内視鏡外科手術システムの全体構成を示す構成図。

【図2】図1の内視鏡外科手術システムの各機器の接続関係を示すブロック図。

40

【図3】高周波焼灼装置の背面側に図2のマイクの取り付け状態を示す斜視図。

【図4】図2の波形認識回路の具体的な構成を示すブロック図。

【図5】図4の波形認識回路に取り込まれるマイク出力波形を示す波形図。

【図6】図4の整流・積分回路によって整流された整流波形を示す波形図。

【図7】図4の整流・積分回路の出力波形と閾値との比較によって得られる図4のコンパレータの出力特性を示すグラフ。

【図8】図4のCPUによる気腹装置の動作制御例を示すフローチャート。

【図9】本発明の実施例2に係る波形認識回路の具体的な構成を示すブロック図。

【図10】図9の登録波形メモリに予め登録された機種毎の登録波形を示す図。

【図11】集中操作パネルによって高周波焼灼装置の出力音信号の比較波形入力操作を行

50

う場合の説明図。

【図 1 2】図 1 1 の比較波形入力操作によって検出された出力音信号の比較波形を示す図。

【図 1 3】図 1 0 に示す登録波形と図 1 2 に示す比較波形との波形比較処理を説明する説明図。

【図 1 4】時間毎の図 1 3 の波形比較処理結果及び排煙動作状態を示すタイミング図。

【図 1 5】図 9 の C P U による気腹装置の動作制御例を示すフローチャート。

【図 1 6】本発明の実施例 3 に係る波形認識回路の具体的な構成を示すブロック図。

【図 1 7】図 1 6 の登録波形メモリに予め登録された機種毎の周波数係数を示す図。

【図 1 8】集中操作パネルによって高周波焼灼装置の出力音信号の比較周波数係数入力操作を行う場合の説明図。 10

【図 1 9】図 1 8 の比較周波数係数入力操作によって検出された出力音信号の比較周波数係数を示す図。

【図 2 0】図 1 6 の A / D 変換器出力波形と図 1 6 の D F F T の出力周波数計数との関係を示すグラフ。

【図 2 1】図 1 6 の C P U による気腹装置の動作制御例を示すフローチャート。

【図 2 2】本発明の実施例 4 に係る波形認識回路の具体的な構成を示すブロック図。

【図 2 3】図 2 2 の C P U による気腹装置の動作制御例を示すフローチャート。

【図 2 4】本発明の実施例 5 に係る波形認識回路の具体的な構成を示すブロック図。

【図 2 5】図 2 4 の C P U による気腹装置の動作制御例を示すフローチャート。 20

【図 2 6】集中操作パネルに表示された不具合入力画面を示す図。

【図 2 7】内視鏡システム電源投入後のモニター画面の表示画面。

【図 2 8】内視鏡システム電源投入後の集中操作パネルの表示画面。

【図 2 9】集中パネルに表示された伝達事項入力画面を示す図。

【図 3 0】内視鏡システム電源投入後のモニター画面の表示画面。

【図 3 1】内視鏡システム電源投入後の集中操作パネルの表示画面。

【図 3 2】図 2 9 に示す伝達事項入力画面の他の一例を示す図。

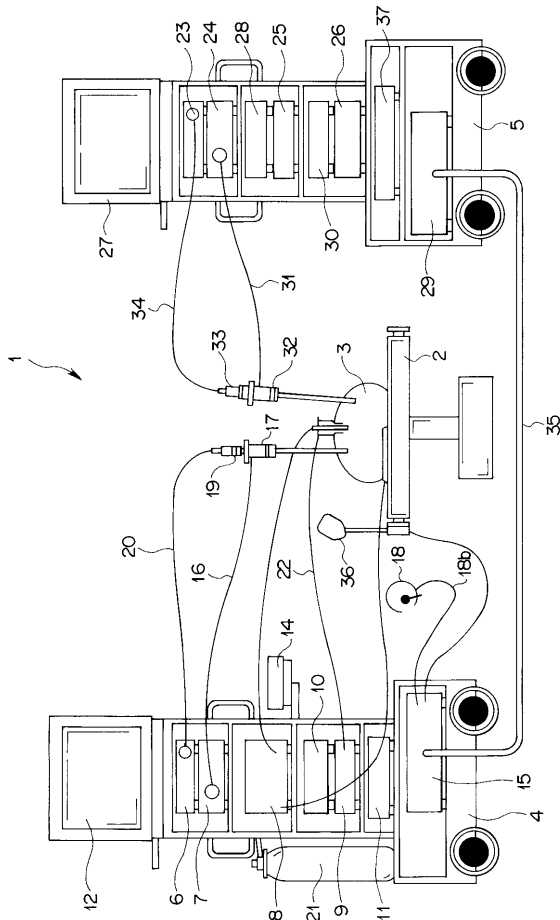
【符号の説明】

【 0 1 5 7 】

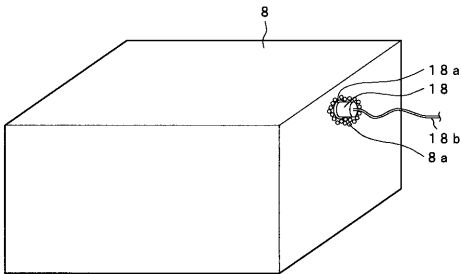
- 1 ... 内視鏡外科手術システム、 30
- 4 ... 第 1 のトロリー、
- 5 ... 第 2 のトロリー、
- 6 ... 第 1 の T V カメラ装置、
- 7 ... 第 1 の光源装置、
- 8 モニタ
- 8 ... 高周波焼灼装置、
- 9 ... 気腹装置、
- 1 0 ... 超音波観測装置、
- 1 2 ... 第 1 のモニタ、
- 1 4 ... 集中操作パネル、 40
- 1 4 A ... 比較波形登録画面、
- 1 4 B ... 比較周波数係数登録画面、
- 1 5 ... システムコントローラ、
- 1 6 ... ライトガイドケーブル、
- 1 7 ... 第 1 の内視鏡、
- 1 8 ... マイク、
- 1 8 a ... 取付部、
- 1 8 a ... 接続ケーブル、
- 1 9 ... カメラヘッド、
- 2 0 ... カメラケーブル、 50

2 2 ... 気腹チューブ、	
2 3 ... 第 2 の T V カメラ 装置、	
2 4 ... 第 2 の 光源 装置、	
2 5 ... 超音波 処置 装置、	
2 6 ... V T R、	
2 7 ... 第 2 の モニタ、	
2 8 ... 碎石 装置、	
2 9 ... 中継 ユニット、	
3 0 ... シェーバ、	
3 2 ... 第 2 の 内視 鏡、	10
3 3 ... 第 2 の カメラ ヘッド、	
3 5 ... システム ケーブル、	
3 6 ... リモコン、	
3 8 ... 通信 ケーブル、	
3 9 ... 映像 ケーブル、	
4 6、 4 6 a ~ 4 6 D ... 波形 認識 回路、	
4 6 a ... 帯域 フィルタ、	
4 7 ... 音声 合成 回路、	
4 8 ... スピーカ、	
4 9 ... メモリ、	20
5 1 ... 積分 回路、	
5 2 ... コンパレータ、	
5 3 ... 出力 音 波形 データ、	
6 1 ... A / D 変換 器、	
6 2 ... 波形 メモリ、	
6 3 ... 登録 波形 メモリ、	
6 3 a ~ 6 3 c ... 出力 音 波形 データ、	
6 4 a ~ 6 4 c ... 周波数 係数、	
6 5 ... 周波数 係数、	
7 1 ... D F F T。	30

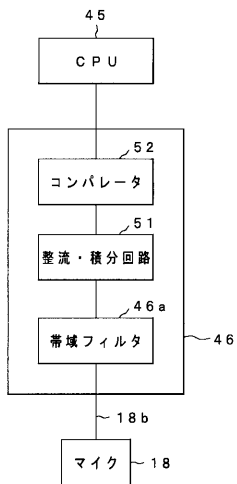
【図 1】



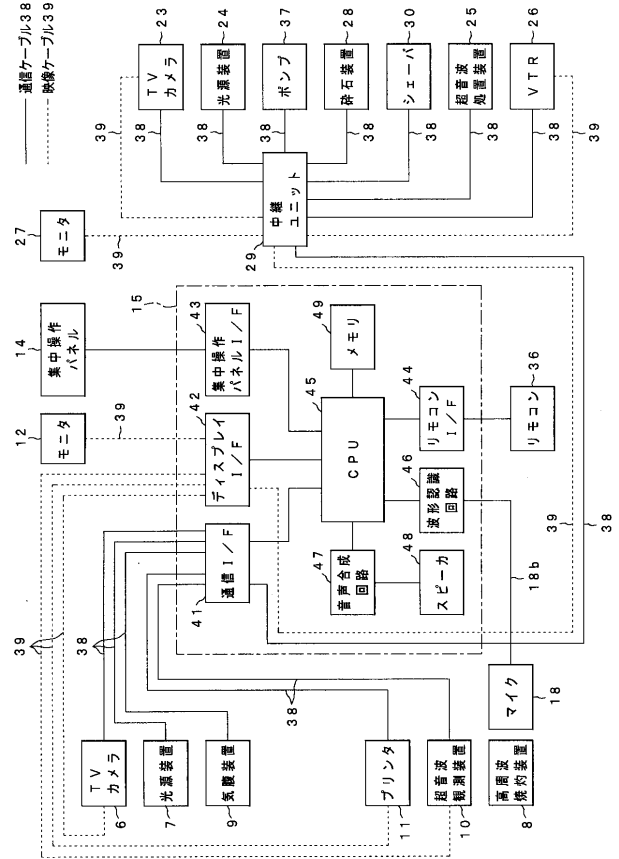
【図 3】



【図 4】

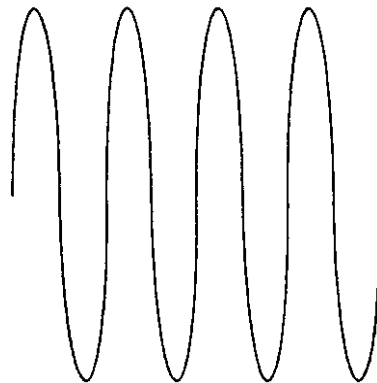


【図 2】

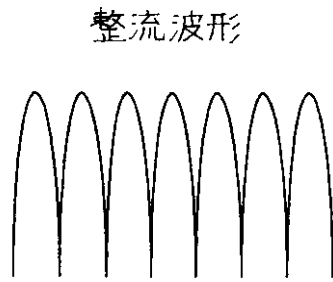


【図 5】

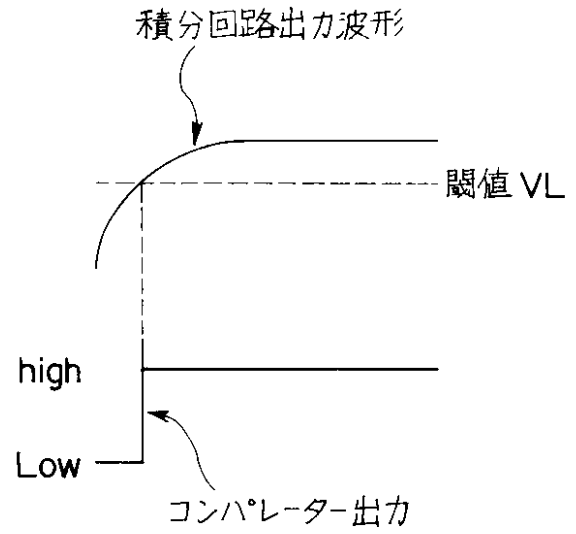
マイク出力波形



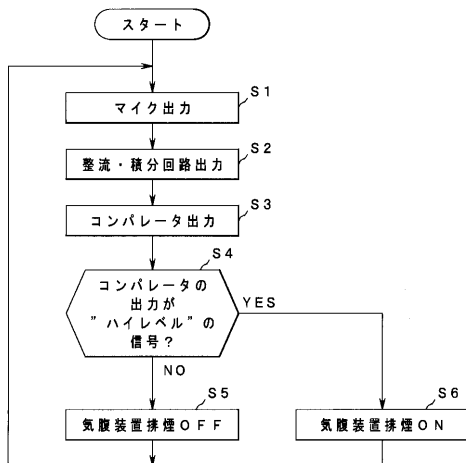
【図 6】



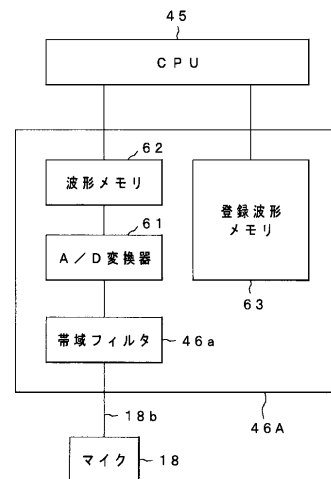
【図 7】



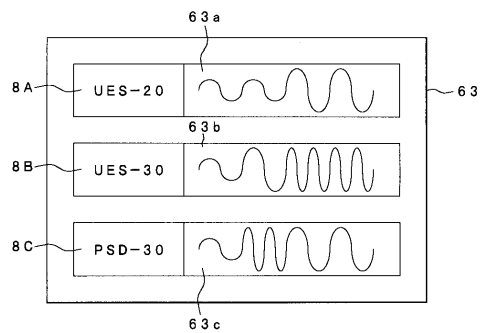
【図 8】



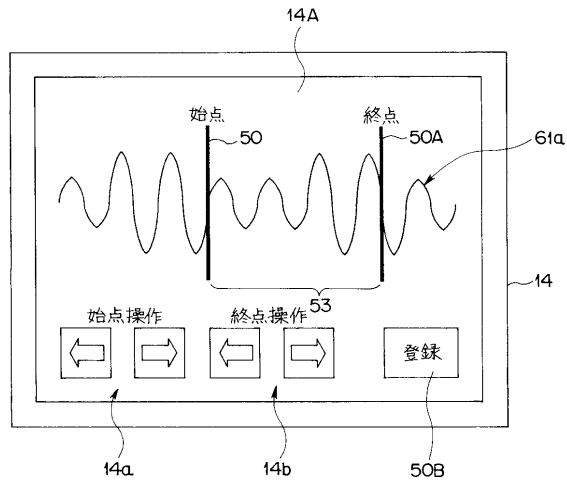
【図 9】



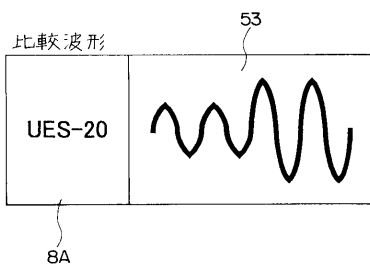
【図 10】



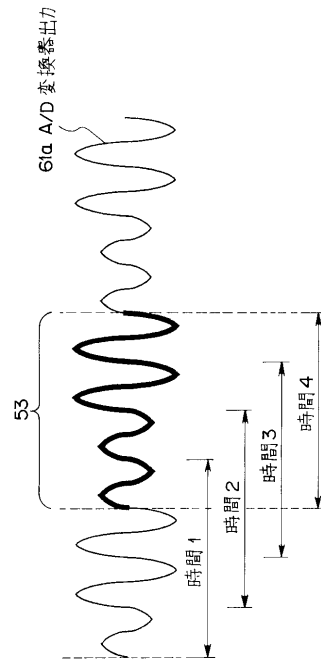
【図 1 1】



【図 1 2】



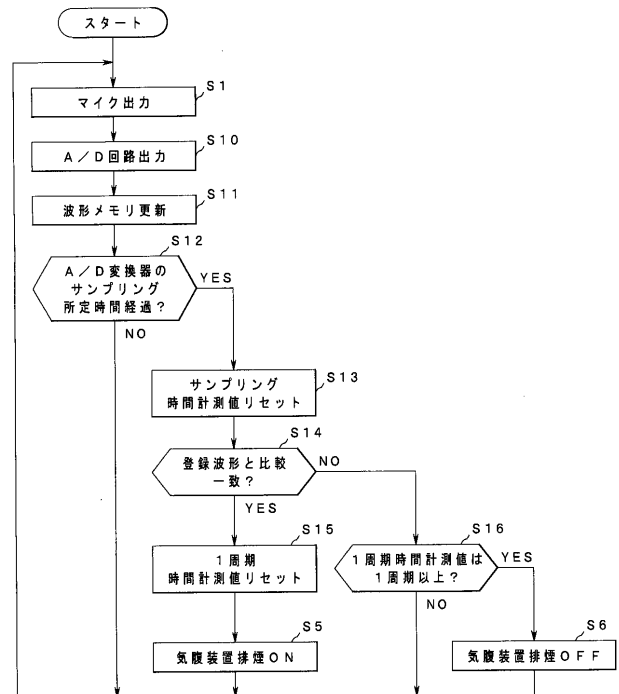
【図 1 3】



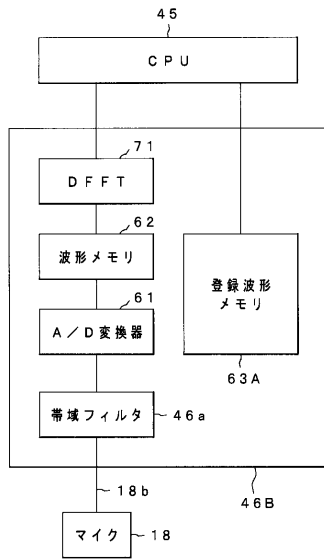
【図 1 4】

波形比較 1周期計測 排煙動作	時間1	時間2	時間3	時間4	時間5	時間6	時間7	時間8	...	時間n	時間n+1	時間n+2
	不一致	不一致	不一致	一致	不一致	不一致	不一致	一致	...	不一致	不一致	不一致
	1周期以上	1周期以上	1周期以上	計測リセット	1周期未満	1周期未満	1周期未満	計測リセット	...	1周期未満	1周期以上	1周期以上
	OFF	OFF	OFF	ON	ON	ON	ON	ON	...	ON	OFF	OFF

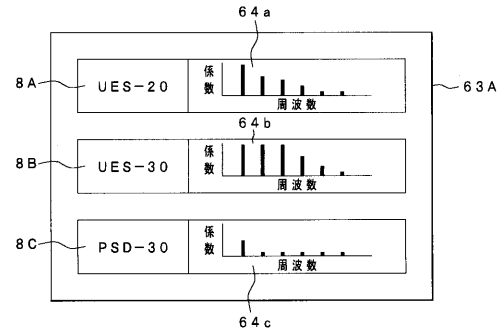
【図 1 5】



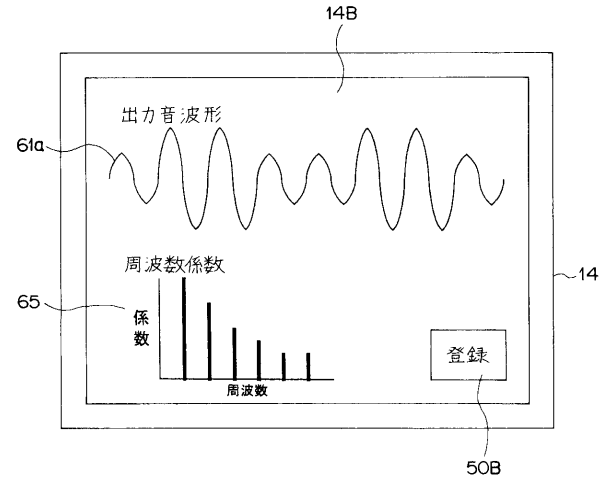
【図 16】



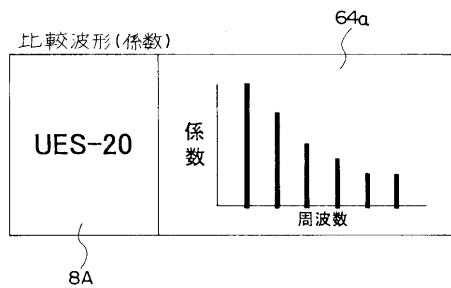
【図 17】



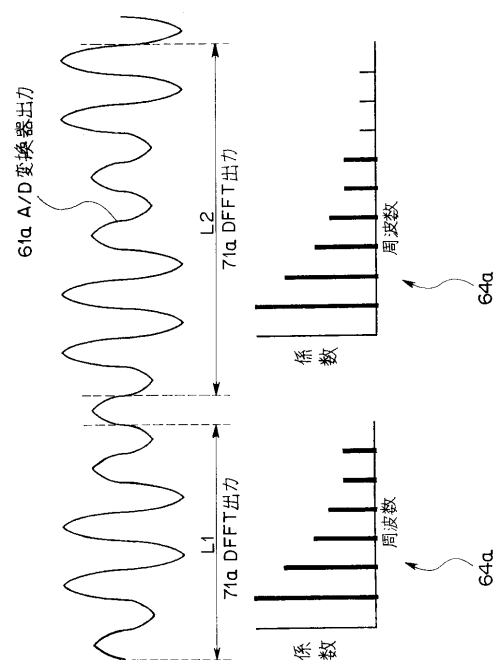
【図 18】



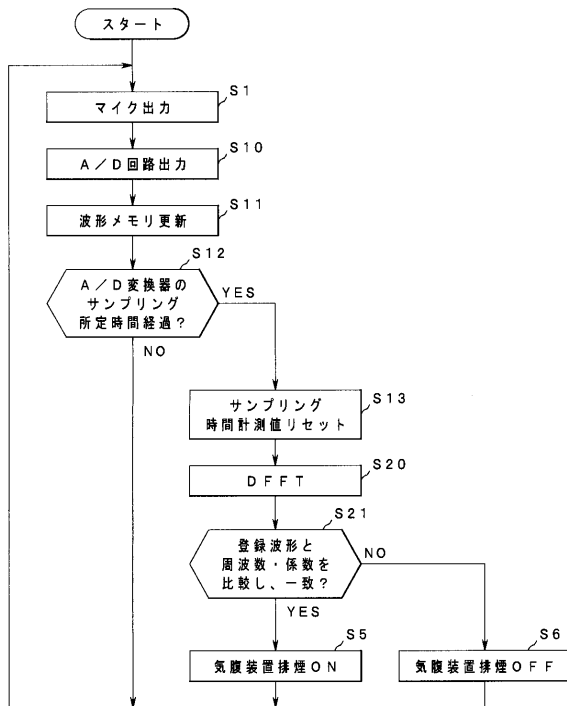
【図 19】



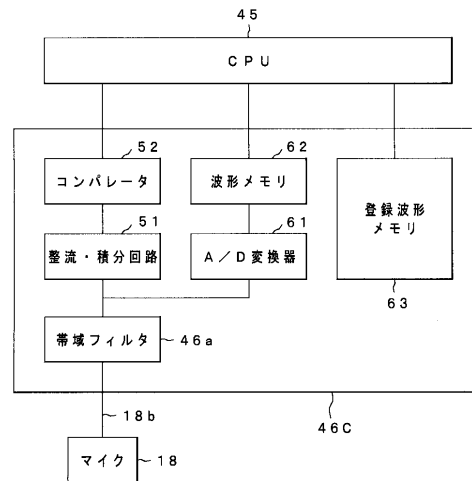
【図 20】



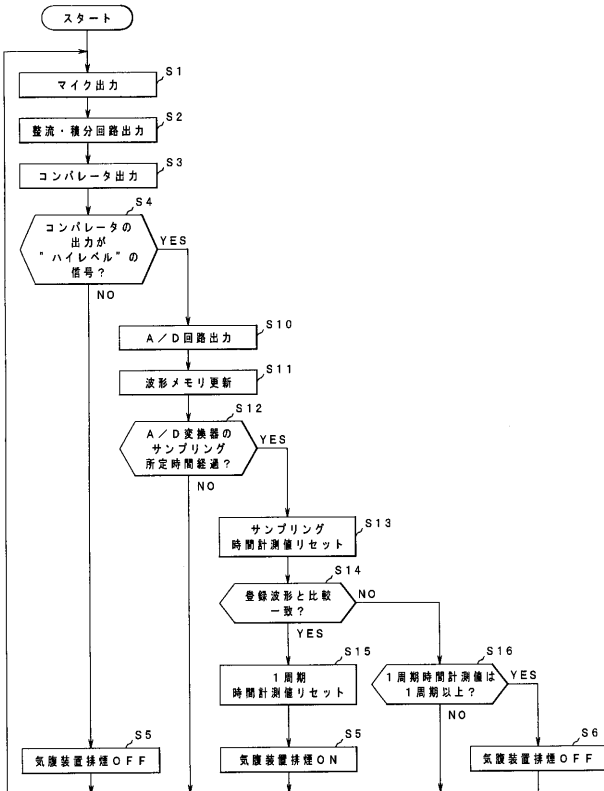
【図 2 1】



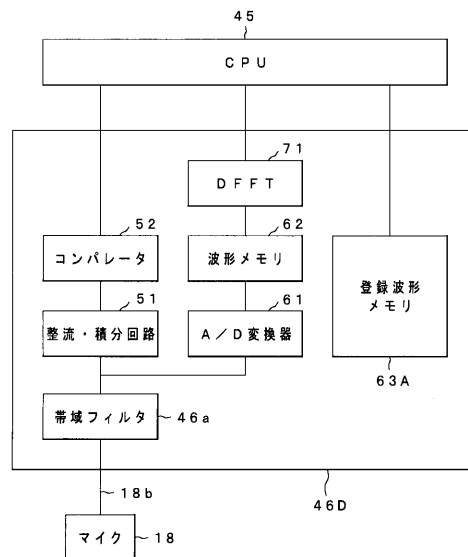
【図 2 2】



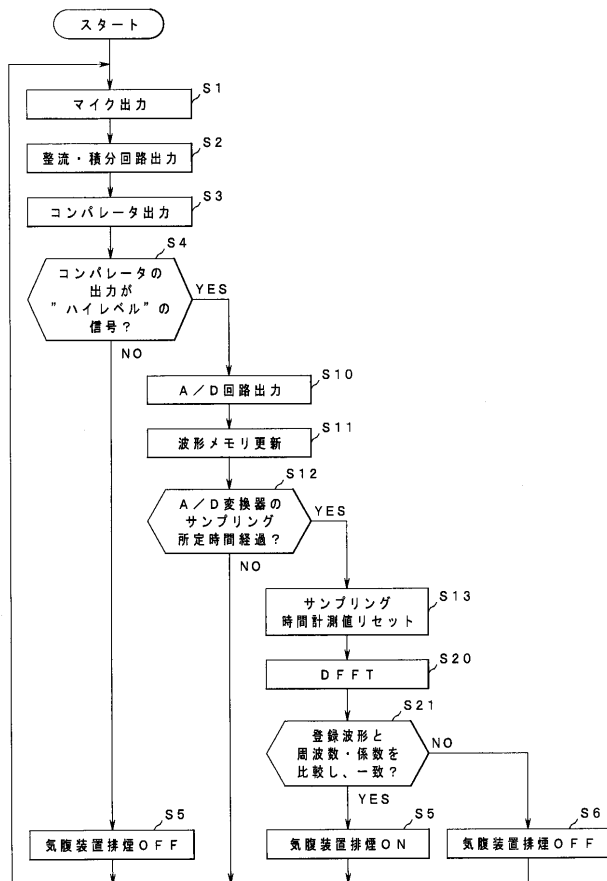
【図 2 3】



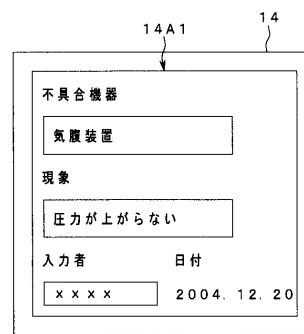
【図 2 4】



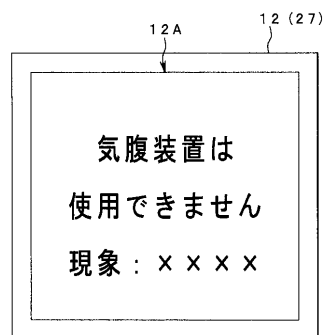
【図 25】



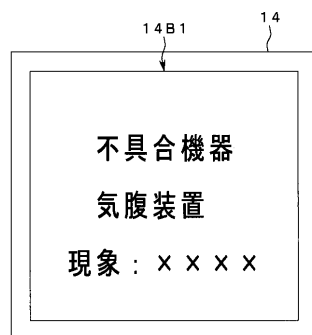
【図 26】



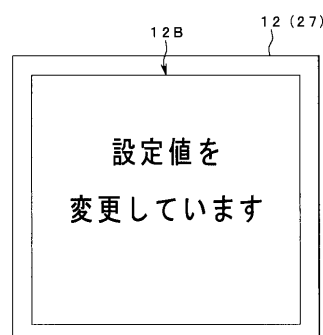
【図 27】



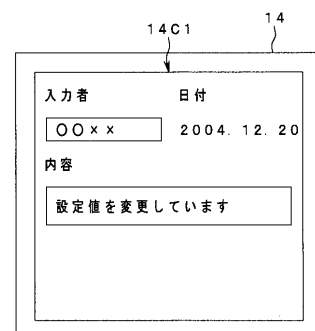
【図 28】



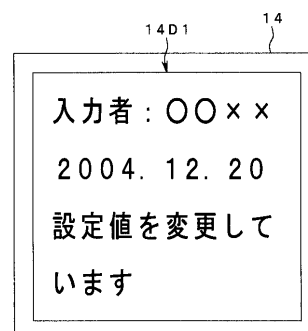
【図 30】



【図 29】



【図 31】



【図 3 2】

14E1

14

入力者 日付

〇〇〇〇 x x x x

内容

電気メス修理中です

通知期日

2004. 12. 20-25

解决的问题：提供一种内窥镜系统，该内窥镜系统具有简单的结构，并且即使使用不具有通信功能的消融装置，也能够通过吹入装置自动地控制排烟操作。 解决方案：通过输出声音通知操作状态的电刀8可拆卸地设置有麦克风18，该麦克风18能够检测在与电刀8分离的状态下输出的输出声音信号。系统控制器15中的波形识别电路46将通过对来自麦克风18的输出声音信号进行整流和积分而获得的输出数据与预设阈值进行比较，以确定电刀8的输出状态。识别。然后，CPU 45基于识别结果来控制气腹装置9的排烟操作。[选择图]图2

