

(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2007-75396
(P2007-75396A)

(43) 公開日 平成19年3月29日(2007.3.29)

(51) Int.Cl.
A61B 1/00 (2006.01)

F I
A61B 1/00 332D

テーマコード (参考)
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2005-267911 (P2005-267911)	(71) 出願人	000000527 ペンタックス株式会社 東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(22) 出願日	平成17年9月15日 (2005.9.15)	(74) 代理人	100078880 弁理士 松岡 修平
		(72) 発明者	田代 陽資 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 HH02 HH09

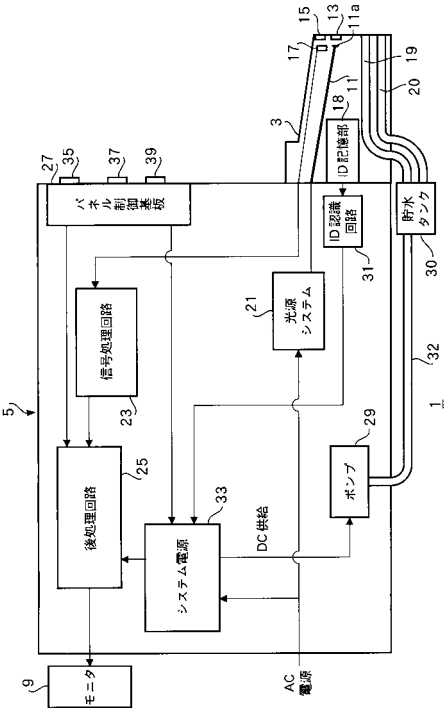
(54) 【発明の名称】 医療用送気装置

(57) 【要約】

【課題】 ポンプを内蔵した医療用送気装置、特に内視鏡システムにおいて、送気管、特に内視鏡スコープに応じて被験者の体腔内に適切な送気量を供給することを目的とする。

【解決手段】 送気手段を含む第一の装置と、送気管を有する第二の装置と、を有する医療用送気装置であって、前記第二の装置は、該装置の識別情報を記憶する記憶手段を有し、前記第一の装置は、前記識別情報を認識するための認識手段を有し、前記第一の装置は、前記認識手段による認識の結果に応じて前記送気手段の送気量を変化させる医療用送気装置を提供する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

送気手段を含む第一の装置と、
送気管を有し、前記第一の装置に接続可能な第二の装置と、を有する医療用送気装置であって、

前記第二の装置は、該装置の識別情報を記憶する記憶手段を有し、

前記第一の装置は、前記識別情報を認識するための認識手段を有し、

前記第一の装置は、前記認識手段による認識の結果に応じて前記送気手段の送気量を変化させることを特徴とする医療用送気装置。

【請求項 2】

10

前記第一の装置は前記送気手段に供給する電圧を制御するための電圧制御手段を有し、前記電圧制御手段は前記認識手段による認識の結果に応じた電圧値を前記送気手段に供給して送気量を変化させることを特徴とする請求項 1 に記載の医療用送気装置。

【請求項 3】

前記送気手段に供給する電圧が直流電圧であることを特徴とする請求項 2 に記載の医療用送気装置。

【請求項 4】

前記第一の装置は、前記認識手段による認識の結果に応じた前記送気手段の送気量をさらに微調整するための、送気量微調整手段を有することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれかに記載の医療用送気装置。

20

【請求項 5】

前記送気量微調整手段は、前記送気手段に供給される電圧値を所定量増減させることを特徴とする請求項 4 に記載の医療用送気装置。

【請求項 6】

送気手段を備えるプロセッサ部と、

体腔内に挿入され、送気管を有するスコープ部と、を有し、

前記スコープ部は該スコープの識別情報を記憶する記憶手段を有し、

前記プロセッサ部は、前記スコープ部の記憶手段に記憶された識別情報に基づいて前記スコープ部の種類を識別するための認識手段を有し、

前記プロセッサ部は、前記認識手段による認識の結果に応じて前記送気手段の送気量を変化させることを特徴とする内視鏡システム。

30

【請求項 7】

前記プロセッサ部は前記送気手段に供給する電圧を制御するための電圧制御手段を有し、前記電圧制御手段は前記認識手段による認識の結果に応じた電圧値を前記送気手段に供給して送気量を変化させることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記送気手段に供給する電圧が直流電圧であることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記プロセッサ部は、前記認識手段による認識の結果に応じた前記送気手段の送気量をさらに微調整するための、送気量微調整手段を有することを特徴とする請求項 6 から 8 のいずれかに記載の内視鏡システム。

40

【請求項 10】

前記送気量微調整手段は、前記送気手段に供給される電圧値を所定量増減させることを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、気体を供給するためのポンプを備える医療用送気装置に関し、特に、気体を供給するためのポンプを備える内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、体腔内を体外から観察する内視鏡システムが広く使用されている。術者は、該内視鏡システムを用いて患者の体腔内を観察するとき、内視鏡スコープを体腔内に挿入しやすくするため、または観察を容易にするために、例えば胃、大腸などの体腔内において内視鏡スコープ先端から気体を送出して該体腔を膨らますことを行っている。体腔内に送出的される気体は、内視鏡システムに内蔵されたポンプにより、内視鏡スコープに設けられたエアパイプ（送気管）を通じて体腔内に供給される。気体を体腔内に供給するためのポンプを備える流体供給装置は、例えば特許文献1に記載されている。

10

【0003】

【特許文献1】特開平5-228104号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

通常、内視鏡システムを用いた診察が行われるとき、観察部位に応じた適切な径を有する内視鏡スコープが使用される。体腔内の細い通路には細い径の内視鏡スコープが、太い通路には太い径の内視鏡スコープが使用される。内視鏡スコープに設けられたエアパイプ（送気管）の径も、内視鏡スコープの径に依存する。内視鏡システムでは、観察部位に応じた内視鏡スコープがプロセッサに適宜付け替えられて診察が行われる。

20

【0005】

従来、内視鏡システムに備えられたポンプの出力は、一定、ないしはHigh/Lowモードを手動で設定できる程度であった。例えば、細い径の内視鏡スコープでは、エアパイプの径も細いため、太いエアパイプより流体に対する圧力損失が大きいため、内視鏡スコープ先端の送気口において十分な圧力が得られず、その結果十分な送気量を得られない場合がある。また、太い径の内視鏡スコープでは、エアパイプの径も太いため、細いエアパイプより流体に対する圧力損失が小さいため、内視鏡スコープ先端の送気口において圧力が高くなり、その結果必要以上の送気量となってしまう場合がある。また圧力損失はエアパイプの長さにも依存するため、供給される気体量はエアパイプの長さにも依存する。したがって、ポンプの出力が一定である場合、内視鏡スコープに応じて、適切な送気量を得ることができないという問題点があった。

30

【0006】

また、手動でHigh/Lowモードを切り替えることができたとしても、ポンプの出力を微調整することができないため、内視鏡スコープごとに適切な送気量を得ることができないという問題点があった。

【0007】

本発明は、以上の事情に鑑み、気体を供給するためのポンプを備える医療用送気装置において送気管を含む装置の種類に応じて適切な送気量を得ることができる医療用送気装置を提供する。より詳細には、体腔内に気体を供給するためのポンプを備える内視鏡システムにおいて、内視鏡スコープの種類に応じて適切な送気量を得ることができる内視鏡システムを提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記の課題を解決するため、本発明では、送気手段を含む第一の装置と、送気管を有する第二の装置と、を有する医療用送気装置であって、前記第二の装置は、該装置の識別情報を記憶する記憶手段を有し、前記第一の装置は、前記識別情報を認識するための認識手段を有し、前記第一の装置は、前記認識手段による認識の結果に応じて前記送気手段の送気量を変化させることを特徴とする医療用送気装置を提供する。

【0009】

50

また、本発明に係る医療用送気装置は、前記第一の装置は前記送気手段に供給する電圧を制御するための電圧制御手段を有し、前記電圧制御手段は前記認識手段による認識の結果に応じた電圧値を前記送気手段に供給して送気量を変化させることを特徴とする。

【0010】

また、本発明に係る医療用送気装置は、前記送気手段に供給する電圧が直流電圧であることを特徴とする。

【0011】

また、本発明に係る医療用送気装置は、前記第一の装置は、前記認識手段による認識の結果に応じた前記送気手段の送気量をさらに微調整するための、送気量微調整手段を有することを特徴とする。

10

【0012】

また、本発明に係る医療用送気装置は、前記送気量微調整手段は、前記送気手段に供給される電圧値を所定量増減させることを特徴とする。

【0013】

また、上記の課題を解決するため、本発明では、送気手段を備えるプロセッサ部と、体腔内に挿入され、送気管を有するスコープ部と、を有し、前記スコープ部は該スコープの識別情報を記憶する記憶手段を有し、前記プロセッサ部は前記スコープ部の記憶手段に記憶された識別情報に基づいて前記スコープ部の種類を識別するための認識手段を有し、前記プロセッサ部は、前記認識手段による認識の結果に応じて前記送気手段の送気量を変化させることを特徴とする内視鏡システムを提供する。

20

【0014】

また、本発明に係る内視鏡システムは、前記プロセッサ部は前記送気手段に供給する電圧を制御するための電圧制御手段を有し、前記電圧制御手段は前記認識手段による認識の結果に応じた電圧値を前記送気手段に供給して送気量を変化させることを特徴とする。

【0015】

また、本発明に係る内視鏡システムは、前記送気手段に供給する電圧が直流電圧であることを特徴とする。

【0016】

また、本発明に係る内視鏡システムは、前記プロセッサ部は、前記認識手段による認識の結果に応じた前記送気手段の送気量をさらに微調整するための、送気量微調整手段を有することを特徴とする。

30

【0017】

また、本発明に係る内視鏡システムは、前記送気量微調整手段は、前記送気手段に供給される電圧値を所定量増減させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、気体を供給するためのポンプを備える医療用送気装置において送気管を含む装置の種類に応じて適切な送気量を得ることができ、特に、体腔内に気体を供給するためのポンプを備える内視鏡システムにおいて、内視鏡スコープの種類に応じて適切な送気量を得ることができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。図1は、本発明による内視鏡システムを示す図である。内視鏡システム1は、被験者の体内に挿入される内視鏡スコープ3、プロセッサ5、内視鏡スコープ3で撮像された画像を表示するモニター9を有する。内視鏡スコープ3とプロセッサ5とは、コネクタを介して接続されている。

【0020】

内視鏡スコープ3は、ライトガイド11、配光レンズ13、対物レンズ15、撮像素子17、ID記憶部18、エアパイプ19、給水パイプ20を有する。

【0021】

50

ライトガイド 11 は、プロセッサ 5 から供給された照射光をコネクタから内視鏡スコープ 3 の先端部付近のライトガイド先端部 11a に伝送する。配光レンズ 13 は、ライトガイド先端部 11a から出射された照射光を被験者の体内に拡散させて照射するために用いられる。対物レンズ 15 は、被験者の体内からの反射光を受光する。撮像素子 17 は、CCD 等であり、対物レンズ 15 を介して得られた反射光による体内の像を電気信号に変換して被験者の体内を撮像する機能を有する。ID 記憶部 18 は、内視鏡スコープの種類を識別するための内視鏡スコープ ID を記憶している。

【0022】

エアパイプ 19 は、プロセッサ 5 から供給された気体（空気）を被験者の体内に供給するための通路である。エアパイプ 19 は、内視鏡スコープ 3 の外部から内視鏡スコープ 3 の所定の位置に挿入され、内視鏡スコープ 3 の先端部まで挿通されている。給水パイプ 20 は、プロセッサ 5 から供給された液体（水）を被験者の体内に供給するための通路である。給水パイプ 20 もエアパイプ 19 同様、内視鏡スコープ 3 の外部から内視鏡スコープ 3 の所定の位置に挿入され、内視鏡スコープ 3 の先端部まで挿通されている。

【0023】

プロセッサ 5 は、光源システム 21、信号処理回路 23、後処理回路 25、パネル制御基板 27、ポンプ 29、貯水タンク 30、ID 認識回路 31、システム電源 33 を有する。プロセッサ 5 では、外部の AC 電源により、光源システム 21 及びシステム電源 33 にそれぞれ電力が供給されている。

【0024】

光源システム 21 は、ランプ及び昇圧器等を有し、コネクタを介して内視鏡スコープ 3 に照射光を提供する。

【0025】

システム電源 33 は、信号処理回路 23、後処理回路 25、パネル制御基板 27、ポンプ 29、ID 認識回路 31 に電源を供給している（信号処理回路 23、ID 認識回路 31、パネル制御基板 27 への電源供給を示すラインの図示は省略）。また、システム電源 33 は、内視鏡スコープ 3 にも電源を供給しており、特に、撮像素子 17 には複数種類の電圧・信号等を供給している（不図示）。

【0026】

信号処理回路 23 は、撮像素子 17 から伝送されてきた出力信号（画像信号）を A/D 変換する機能を有する。後処理回路 25 は、信号処理回路 23 から出力されたデジタル信号を処理して映像信号に変換する機能を有する。後処理回路 25 により出力された映像信号により、モニタ 9 の画面には、観察部位の映像が表示される。

【0027】

ポンプ 29 は、送気パイプ 32 を通じて貯水タンク 30 に、大気中からの空気を供給する。ポンプ 29 の出力は、システム電源 33 から供給される DC 電圧の値により決まる。貯水タンク 30 は、水を保持しており、ポンプ 29 の出力によって該タンク内部が加圧され、その加圧圧力に応じて、空気または水のいずれか一方を送出することができるような構成となっている。貯水タンク 30 から気体を送出される場合は、エアパイプ 19 に空気が送り出される。それに対して、水が送出的る場合は、給水パイプ 20 に水が送り出される。エアパイプ 19 及び給水パイプ 20 の径は、内視鏡スコープ 3 の種類に応じて異なる。

【0028】

ID 認識回路 31 は、ID 記憶部 18 に記憶された内視鏡スコープ ID を認識して内視鏡スコープ 3 の種類を識別する。ID 認識回路 31 は、認識された内視鏡スコープ ID に基づく情報（ID 認識信号）をシステム電源 33 に送信する。システム電源 33 は、ID 認識信号を受信したのち、あらかじめ記憶されている内視鏡スコープの種類に応じた DC 電圧の値を選択して、該 DC 電圧をポンプ 29 に供給する。この構成により、内視鏡スコープ 3 の種類に応じてポンプ 29 の出力が選択されるため、内視鏡スコープ 3 ごとに適切な送気量を得ることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

パネル制御基板 27 は、後処理回路 25 及びシステム電源 33 等に所定の操作を行うための操作ボタン等を備える。具体的には、ポンプに供給される DC 電圧を所定の値だけ増加させる（例えば + 3 V）電圧 HIGH ボタン 35、ポンプに供給される DC 電圧を所定の値だけ減少させる（例えば - 3 V）電圧 LOW ボタン 37、電圧 Standard ボタン 39 等を備える。

【 0 0 3 0 】

図 2 は、システム電源 33 の機能ブロック図を示す。図 2 では、システム電源 33 のうちポンプに DC 電圧を供給する機能のみを説明している。システム電源 33 は、CPU 41、ROM 43、電圧供給部 45 を有する。CPU 41 は、ID 認識回路 31 により送信された ID 認識信号を受信する。ROM 43 には、内視鏡スコープ 3 の種類に応じた適切な DC 電圧値を示すデータが格納されている。CPU 41 は、内視鏡スコープ 3 の種類に応じた適切な DC 電圧値に関するデータを ROM 43 から取得する。電圧供給部 45 は、CPU 41 から DC 電圧値を示すデータを受信し、そのデータに基づく DC 電圧をポンプ 29 に供給する。

10

【 0 0 3 1 】

次に、本発明の実施形態においてプロセッサ 5 により行われる処理をフローチャートを用いて説明する。図 3 は、内視鏡スコープの種類に応じてポンプの送気量を変更する処理を示すフローチャートである。

【 0 0 3 2 】

内視鏡システムの電源がオンされると、システムに必要な初期設定が行われる（ステップ S 101）。次に内視鏡スコープ 3 がプロセッサ 5 に接続されているかどうか判定される（ステップ S 103）。このとき、ID 認識回路 31 は ID 認識信号をシステム電源 33 に向けて送信する。内視鏡スコープ 3 が未接続ならば（S 103：NO）、内視鏡スコープ 3 が接続されるまで本処理は待機状態となる。内視鏡スコープ 3 が接続済みならば（S 103：YES）、ステップ S 105 へと進む。ステップ S 105 では、ID 認識回路 31 が、接続された内視鏡スコープ 3 の ID 記憶部 18 に記憶された情報を読み取り、内視鏡スコープ 3 の種類を識別する。ステップ S 105 の処理により、内視鏡スコープの種類が識別されると、ステップ S 107 へと進む。

20

【 0 0 3 3 】

ステップ S 107 では、システム電源 33 が ID 認識信号を受信して、識別された内視鏡スコープ 3 に応じた DC 電圧をポンプ 29 に供給する。その後、患部の処置または検査等が行われる。

30

【 0 0 3 4 】

ステップ S 109 では、内視鏡スコープ 3 がプロセッサ 5 から取り外されたかどうか判断される。内視鏡スコープ 3 が取り外されない場合（S 109：NO）、本処理は待機状態となる。内視鏡スコープ 3 が取り外されたら（S 109：YES）、ステップ S 111 に進む。ステップ S 111 では、プロセッサ 5 に新たな内視鏡スコープが接続されたかどうかを判断する。新たな内視鏡スコープが接続されると（S 111：YES）、再びその内視鏡スコープの種類を識別する処理が行われる（ステップ S 105）。内視鏡スコープが接続されなければ（S 111：NO）、ステップ S 113 へ進み、システムが終了されたかどうか判断される。システムが終了されていなければ（S 113：NO）、ステップ S 103 へ戻り、システムが終了されれば（S 113：YES）、本処理は終了となる。

40

【 0 0 3 5 】

上述のように、本発明の実施形態によれば、検査に使用される内視鏡スコープ 3 をプロセッサ 5 に接続すると、プロセッサ 5 が自動的に内視鏡の種類を識別して、ポンプ 29 に適切な DC 電圧を供給する。ポンプ 29 は、内視鏡の種類に応じた出力を供給することができるため、適切な送気量で空気を被験者の体内に注入することができる。

【 0 0 3 6 】

50

さらに、本発明の実施形態では、プロセッサ5により自動的に調整されたポンプ29の送気量を、術者が必要に応じて手で微調整することができる機構を有する。すなわち、電圧HIGHボタン35及び電圧LOWボタン37、電圧Standardボタン39を用いて微調整を行う。

【0037】

電圧HIGHボタン35を操作することにより、システム電源33は、ポンプ29へ供給しているDC電圧をさらに+3V増加させることができる。すなわち、電圧HIGHボタン35を操作すると、CPU41を介して電圧供給部45に指令を出すことができる(図2参照)。電圧供給部45は、内視鏡の種類に応じたDC電圧に3Vを加えた値をポンプ29に供給する。同様に、電圧LOWボタン37を操作することにより、システム電源33は、ポンプ29へ供給しているDC電圧を-3V減少させることができる。電圧HIGHボタン35及び電圧LOWボタン37の操作により変化するDC電圧をそれぞれ3Vとしたが、図示しない操作手段により、それらの値は任意に調整可能である。

10

【0038】

次に、ポンプ29の送気量を微調整する処理においてプロセッサ5により行われる処理をフローチャートを用いて説明する。図4は、内視鏡スコープの種類に応じてポンプの送気量を変更し、さらに微調整可能な処理を示すフローチャートである。なお、図4の処理はプロセッサ5において送気量の微調整を機能させる場合に、図3の処理に代えてプロセッサ5において実行される処理である。

【0039】

20

図4におけるステップS201からステップS205までの処理は、図3におけるステップS101からステップS105までの処理と同様である。ステップS207では、システム電源33がID認識信号を受信して、識別された内視鏡スコープ3に応じたDC電圧をポンプ29に供給する。この内視鏡スコープ3に応じたDC電圧をポンプ29に供給している状態を通常モード(Standardモード)とする。

【0040】

S207の処理ののち、術者は、通常モード(Standardモード)の送気量における被験者の体内の様子等から、ポンプ29の送気量の増減が必要か判断する。ステップS209では、電圧HIGHボタン35、電圧LOWボタン37、電圧Standardボタン39を介してポンプ29の出力変更の指示があったか否かが判定される。プロセッサ5は、ポンプ29の出力変更の指示がなければ(ステップS209:NO)、ポンプ29の出力を変更せずにステップS219に進む。ポンプ29の出力変更の指示があれば(ステップS209:YES)、ステップS211に進み、どのモードへの変更の指示があったかが判断される。

30

【0041】

ステップS211では、どの出力モードへの変更の指示があったかを判断する。電圧HIGHボタン35が操作されたならばステップS213へ、電圧LOWボタン37が操作されたならばステップS217へ、電圧Standardボタン39が操作されたならばステップS215へそれぞれ進む。ステップS213では、出力モードをHighモードに切り替える。すなわち、Highモードとは、ステップS207で設定されたStandardモードのDC電圧に+3V(上述のように変更可能)を加えて供給する状態である。ステップS217では、出力モードをLowモードに切り替える。すなわち、Lowモードとは、ステップS207で設定されたStandardモードのDC電圧から-3V(同様に変更可能)減少させて供給する状態である。ステップS215では、出力モードをStandardモードに切り替える。すなわち、ステップS215の処理は、ポンプ29へのDC電圧供給状態がHighモード或いはLowモードである場合に、ステップS209及びS211において電圧Standardボタン39が操作されたと判断された場合に行われる処理である。

40

【0042】

ステップS219では、内視鏡スコープ3がプロセッサ5から取り外されたかどうか

50

判断される。内視鏡スコープ 3 が取り外されていなければ (S 2 1 9 : N O)、ステップ S 2 2 0 9 に戻る。内視鏡スコープ 3 が取り外されたら (S 2 1 9 : Y E S)、ステップ S 2 2 1 に進む。ステップ S 2 2 1 では、プロセッサ 5 に新たな内視鏡スコープが接続されたかどうかを判断する。新たな内視鏡スコープが接続されると (S 2 2 1 : Y E S)、再びその内視鏡スコープの種類を識別する処理が行われる (ステップ S 2 0 5)。内視鏡スコープが接続されなければ (S 2 2 1 : N O)、ステップ S 2 2 3 へ進み、システムが終了されたかどうか判断される。システムが終了されていなければ (S 2 2 3 : N O)、ステップ S 2 0 3 へ戻り、システムが終了されれば (S 2 2 3 : Y E S)、本処理は終了となる。

【 0 0 4 3 】

10

以上説明したように、内視鏡スコープから送気される気体量を微調整したい場合には、内視鏡システムに設けられた電圧 H I G H ボタン 3 5、電圧 L O W ボタン 3 7 等を使用することにより、ポンプ 2 9 に供給される電圧を微調整することができる。そのため、適切な送気量で被験者の体内に送気することが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 4 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明による内視鏡システムを示す図である。

【 図 2 】 図 2 は、システム電源の概略構成を示す図である。

【 図 3 】 図 3 は、内視鏡スコープの種類に応じてポンプの送気量を変更する処理を示すフローチャートである。

20

【 図 4 】 図 4 は、内視鏡スコープの種類に応じてポンプの送気量を変更し、さらに微調整を行う処理を示すフローチャートである。

【 符号の説明 】

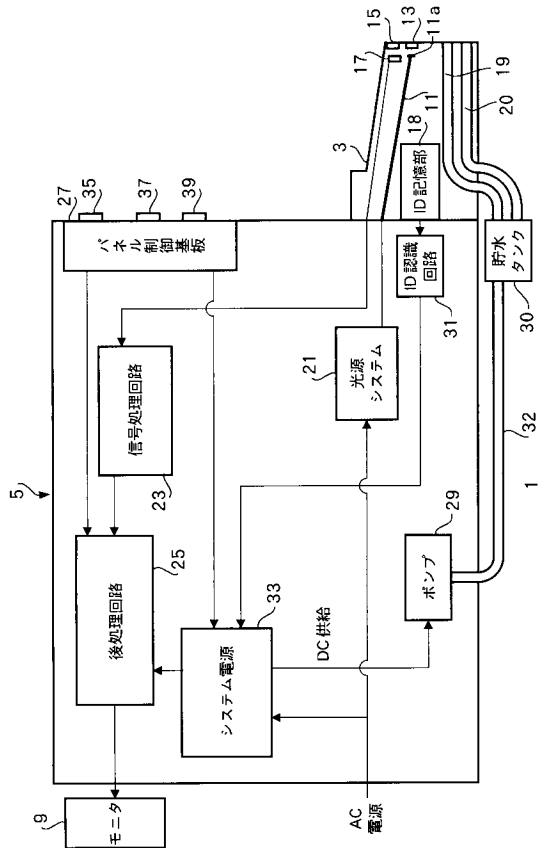
【 0 0 4 5 】

- 1 内視鏡システム
- 3 内視鏡スコープ
- 5 プロセッサ
- 9 モニタ
- 1 1 ライトガイド
- 1 1 a ライトガイド先端部
- 1 3 配光レンズ
- 1 5 対物レンズ
- 1 7 撮像素子
- 1 8 I D 記憶部
- 1 9 エアパイプ
- 2 0 給水パイプ
- 2 1 光源システム
- 2 3 信号処理回路
- 2 5 後処理回路
- 2 7 パネル制御基板
- 2 9 ポンプ
- 3 0 貯水タンク
- 3 1 I D 認識回路
- 3 3 システム電源
- 3 5 電圧 H I G H ボタン
- 3 7 電圧 L O W ボタン
- 4 1 C P U
- 4 3 R O M
- 4 5 電圧供給部

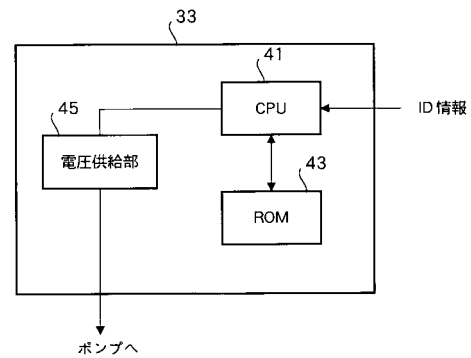
30

40

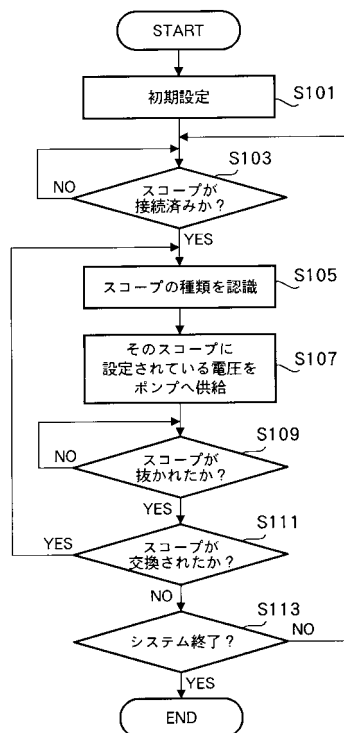
【図 1】



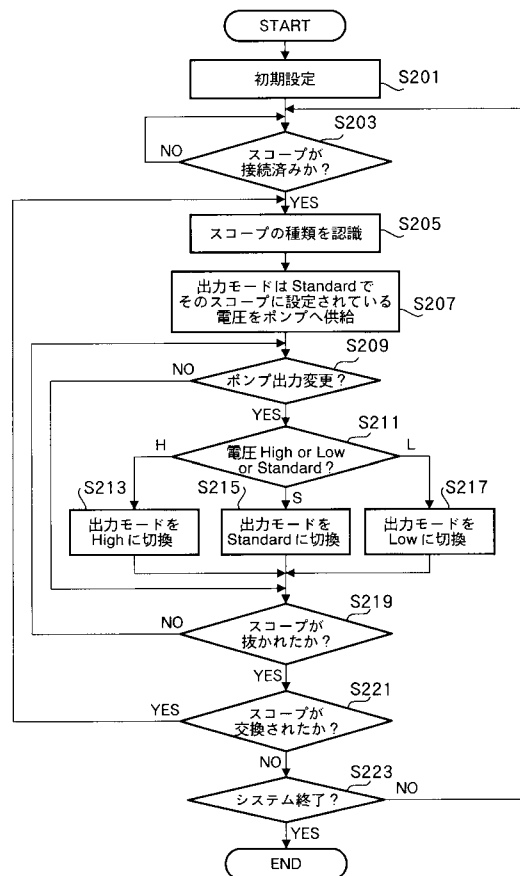
【図 2】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	医用空气供应装置		
公开(公告)号	JP2007075396A	公开(公告)日	2007-03-29
申请号	JP2005267911	申请日	2005-09-15
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	田代陽資		
发明人	田代 陽資		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.332.D A61B1/015.514		
F-TERM分类号	4C061/HH02 4C061/HH09 4C161/HH02 4C161/HH09		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在具有内置泵，特别是内窥镜系统的医用空气供给装置中，根据空气供给管，特别是内窥镜镜在被检体的体腔内提供适当的空气供给量。一种医疗空气供应装置，其具有包括空气供应单元的第一装置和包括空气供应管的第二装置，其中第二装置存储该装置的标识信息。第一装置具有用于识别识别信息的识别装置，并且第一装置具有根据识别装置的识别结果的供气装置的功能。提供了一种医疗空气供应装置，其改变了供应的空气量。[选型图]图1

