

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4800647号
(P4800647)

(45) 発行日 平成23年10月26日(2011.10.26)

(24) 登録日 平成23年8月12日(2011.8.12)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 3 2 A

請求項の数 2 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2005-82545 (P2005-82545)	(73) 特許権者	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(22) 出願日	平成17年3月22日(2005.3.22)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(65) 公開番号	特開2005-312934 (P2005-312934A)	(72) 発明者	上杉 武文 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
(43) 公開日	平成17年11月10日(2005.11.10)	(72) 発明者	佐野 大輔 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
審査請求日	平成20年1月16日(2008.1.16)	(72) 発明者	野田 賢司 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2004-97126 (P2004-97126)		
(32) 優先日	平成16年3月29日(2004.3.29)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

腹腔内に挿通され、腹腔内に所定の腹腔用気体を送気するための気腹用ガイド管と、
前記気腹用ガイド管に接続されると共に一端に第1のコネクタを有する、前記所定の腹腔用気体を供給するための第1の気体供給管路と、

管腔内に挿入され、管腔内に所定の管腔用気体を送気する内視鏡と、
前記内視鏡に接続されると共に一端に第2のコネクタを有する、前記所定の管腔用気体を供給するための第2の気体供給管路と、

前記第1の気体供給管路における前記第1のコネクタと、前記第2の気体供給管路における前記第2のコネクタとを接続可能とし、前記第1の気体供給管路に対して前記所定の腹腔用気体を、および前記第2の気体供給管路に対して前記所定の管腔用気体をそれぞれ供給するための送気装置と、

を備えた内視鏡システムであって、

前記送気装置は、

前記第1のコネクタまたは前記第2のコネクタを接続可能な第1の口金と、
前記第1の口金とは異なる口金であって、前記第1のコネクタまたは前記第2のコネクタを接続可能な第2の口金と、

前記腹腔用気体または前記管腔用気体を供給する1つの気体源と、

前記気体源から供給される気体の圧力を制御して、前記腹腔用気体または前記管腔用気体を前記第1の口金に供給する第1の気体供給ユニットと、

10

20

前記気体源から供給される気体の圧力を制御して、前記腹腔用気体または前記管腔用気体を前記第 2 の口金に供給する第 2 の気体供給ユニットと、

前記第 1 の口金に前記第 1 のコネクタもしくは前記第 2 のコネクタが接続された際、または、前記第 2 の口金に前記第 1 のコネクタもしくは前記第 2 のコネクタが接続された際に、これら接続されたコネクタが前記第 1 のコネクタであるか前記第 2 のコネクタであるかの種別を判定する判定手段と、

前記判定手段の判定結果に基づいて、前記第 1 の口金と前記第 2 の口金とに接続されたコネクタの種別に応じて、前記第 1 の気体供給管路または第 2 の気体供給管路に対して、前記腹腔用気体または前記管腔用気体を供給するよう制御する制御手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記第 1 の口金および前記第 2 の口金は、それぞれ口金用電気接点を有し、

前記第 1 のコネクタおよび前記第 2 のコネクタは、それぞれ第 1 のコネクタ用電気接点および第 2 のコネクタ用電気接点を有し、

前記判定手段は、前記第 1 の口金および前記第 2 の口金における前記口金用電気接点と、接続された前記コネクタにおける前記電気接点との接続関係を検出し、前記第 1 の口金および前記第 2 の口金に接続された前記コネクタの種別を判定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、被検体の体腔に所定の種類の気体（例えば二酸化炭素ガス）を供給する送気装置、特に、腹腔と管腔など、異なる体腔に異なる圧力の気体を供給する送気装置を有する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、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が行われている。この腹腔鏡下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第 1 のトラカールと、処置具を処置部位に導く第 2 のトラカールとが穿刺される。この腹腔鏡下外科手術では、第 1 のトラカールの挿通孔を介して腹腔内に挿入された内視鏡により、処置部位と第 2 のトラカールの挿通孔を介して挿入された処置具を観察しながら処置等が行われる。

30

【0003】

このような腹腔鏡下外科手術においては、前記内視鏡の視野を確保する目的及び前記処置具を操作するための領域を確保する目的で、腹腔内に気腹用気体として例えば二酸化炭素ガス（以下、炭酸ガスとも記載する）などを注入する気腹装置が用いられている。

【0004】

また、胃や大腸などの管腔内の診断や処置を行う場合にも、前記内視鏡及び前記処置具が用いられている。このような内視鏡観察下で患者の胃や大腸などの管腔内の診断や処置などの医療処置を行う際にも、前記内視鏡の視野を確保する目的及び前記処置具を操作するための領域を確保する目的で、管腔内に管腔用気体として空気などの気体が注入される。この場合、前記空気は、送気ポンプによって管腔内に送気される場合が多いが、前記炭酸ガスを用いることも可能である。

40

【0005】

近年、新たな試みとして、腹腔鏡下外科手術において、管腔内に前記内視鏡を挿入して内部と外部とから処置部位を特定して治療を行うことがある。この場合にも、管腔内に挿入した内視鏡から例えば空気を送り込んで管腔を膨らませることがある。

【0006】

しかし、上述のように空気を前記管腔内に送り込んだ場合、空気は生体に吸収されにくいため、管腔内が膨らんだままの状態になって、腹腔鏡下において必要な空間領域を確保

50

することが難しくなる虞れがある。このため、大腸等の生体に吸収されやすい気体、例えば炭酸ガスを送る装置であるエンドスコープ・CO₂・レギュレータ（以下、ECRと称す）を使用することが考えられる。

【0007】

図13は前記ECRを設けた、内視鏡下で外科手術を行う従来の外科手術装置の概略構成を示す説明図である。

【0008】

図13に示すように、前記従来の外科手術装置50では使用する周辺医療用機器の種類が多く、1台のカートに各種医療用機器を収めることができないため、これら複数の医療用機器を数台のカート60, 70に分けて搭載する一方、これらのカートをはば一ヶ所に集めて操作性を向上させるように努めている。

10

【0009】

例えば、前記第1のカート60にはモニタ61, 集中表示パネル62, 第1のカメラコントロールユニット63a, 第1光源64a, 第2のカメラコントロールユニット63b, 第2光源64b, システムコントローラ65, ビデオミキサー66, VTR67, 分配器68, 通信用コネクタ69などが搭載されており、前記第2カート70にはモニタ71, 高周波焼灼装置72, 気腹器73, CO₂ポンペ74, 吸引ボトル75, 分配器76, 通信用コネクタ77などが搭載されている。

【0010】

そして、各種医療用機器は、前記第1のカート60及び前記第2のカート70内で図示しない通信ケーブルを介してそれぞれのカート60, 70に配設されている分配器68, 76と電氣的に接続されている。また、前記第1のカート60と前記第2のカート70とは通信ケーブルを内設したユニバーサルケーブル78を介して電氣的に接続されている。さらに、前記第1カート60及び前記第2カート70と前記周辺機器コントローラ80とは通信ケーブルを内設したユニバーサルコード82を介して電氣的に接続されている。

20

【0011】

前記周辺機器コントローラ80には第1のカート60及び第2のカート70に搭載されている医療用機器の設定スイッチが集中制御操作部81に集約されている。

【0012】

さらに、前記第1カート60の第1光源64aまたは第2光源64bに、炭酸ガス(CO₂)供給用チューブ92を介してECR90が接続されており、このECR90は、炭酸ガスポンペ(以下、CO₂ポンペとも記載する)91に接続されている。

30

【0013】

このように、内視鏡下で外科手術を行う従来の外科手術装置にECRを設けて構成した場合には、その外科手術装置は、前記気腹器及びCO₂ポンペと、ECR及びCO₂ポンペとを別々に配置することになる。これは、周辺医療用機器の種類を多くし、その各種医療用機器を複数台のカートに納めることになり、移動が面倒になる。

【0014】

腹腔内に炭酸ガスを送気する気腹器などの送気装置においては、従来から、種々提案がなされている。

40

【0015】

例えば、特許文献1(特開2000-139830号公報)には、送気流量が設定値に達していない場合には、電空比例弁の出力圧力が上昇するように制御信号を前記電空比例弁に供給して、生体内圧が設定値となるように送気流量を制御するようにした送気装置が開示されている。

【0016】

また、特許文献2(特開8-256972号公報)には、気体供給源から気腹用の挿入具に至る気体供給管路の流通状態を切替える複数の管路切替手段(電磁弁)をマニホールドバルブと一体的に組み付けて構成することにより、流量制御部の小型化を図るようにした気腹装置が開示されている。

50

【特許文献1】特開2000-139830号公報

【特許文献2】特開8-256972号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

しかしながら、前記従来例では、気腹器とECRという2つの装置を別々に用意しなくてはならず、準備が煩雑になり、またスペース的に非効率であるといった問題点があった。さらに、装置が別々に分かれていると、気腹器のガス供給口金に管腔用チューブを接続したり、ECRのガス供給口金に腹腔用チューブを接続したりするなどの接続間違いを起し易い。

10

本発明は前記事情に鑑みてなされたものであり、腹腔用ガスの供給口金と管腔用ガスの供給口金とに対するチューブの接続を誤り無く且つ迅速に行なうことができ、これにより、よりの確な送気を行なうことができる送気装置を有す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】

【0018】

上述した目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、
腹腔内に挿通され、腹腔内に所定の腹腔用気体を送気するための気腹用ガイド管と、
前記気腹用ガイド管に接続されると共に一端に第1のコネクタを有する、前記所定の腹腔用気体を供給するための第1の気体供給管路と、
管腔内に挿入され、管腔内に所定の管腔用気体を送気する内視鏡と、
前記内視鏡に接続されると共に一端に第2のコネクタを有する、前記所定の管腔用気体を供給するための第2の気体供給管路と、
前記第1の気体供給管路における前記第1のコネクタと、前記第2の気体供給管路における前記第2のコネクタとを接続可能とし、前記第1の気体供給管路に対して前記所定の腹腔用気体を、および前記第2の気体供給管路に対して前記所定の管腔用気体をそれぞれ供給するための送気装置と、
を備えた内視鏡システムであって、
前記送気装置は、
前記第1のコネクタまたは前記第2のコネクタを接続可能な第1の口金と、
前記第1の口金とは異なる口金であって、前記第1のコネクタまたは前記第2のコネクタを接続可能な第2の口金と、
前記腹腔用気体または前記管腔用気体を供給する1つの気体源と、
前記気体源から供給される気体の圧力を制御して、前記腹腔用気体または前記管腔用気体を前記第1の口金に供給する第1の気体供給ユニットと、
前記気体源から供給される気体の圧力を制御して、前記腹腔用気体または前記管腔用気体を前記第2の口金に供給する第2の気体供給ユニットと、
前記第1の口金に前記第1のコネクタもしくは前記第2のコネクタが接続された際、または、前記第2の口金に前記第1のコネクタもしくは前記第2のコネクタが接続された際に、これら接続されたコネクタが前記第1のコネクタであるか前記第2のコネクタであるかの種別を判定する判定手段と、
前記判定手段の判定結果に基づいて、前記第1の口金と前記第2の口金とに接続されたコネクタの種別に応じて、前記第1の気体供給管路または第2の気体供給管路に対して、前記腹腔用気体または前記管腔用気体を供給するよう制御する制御手段と、
を具備したことを特徴とする。

20

30

40

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、腹腔用の供給口金と管腔用の供給口金とを設けて一体的に構成するとともに、炭酸ガスをそれぞれの供給口金を介して正しい送気圧で送気することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 2 3 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【 0 0 2 4 】

(第1の実施の形態)

図1～6を参照して、本発明の送気装置に係る第1の実施の形態を説明する。

【 0 0 2 5 】

図1に、本発明の送気装置を適用した本実施例の内視鏡システム1を示す。同図に示すように、この内視鏡システム1は、手術台2に横たわる患者3の腹腔内の内視鏡検査を行う内視鏡5を有し、この内視鏡5は撮像素子を内蔵したTVカメラヘッド4が装着されている。

10

【 0 0 2 6 】

患者3の腹腔内には、内視鏡5による視野を確保するために炭酸ガスを腹腔内に送気して気腹を行うための気腹用ガイド管6(トラカール)と、電氣的に焼灼処置を行う電気メス用プローブ(図示せず)を挿入する電気メス用ガイド管(トラカール)7とが穿刺されている。

【 0 0 2 7 】

TVカメラヘッド4には信号ケーブル8が接続されている。内視鏡5にはライトガイドケーブル9が接続されている。また、気腹用ガイド管6には気腹用チューブ(以下、腹腔用チューブと称す)10が接続され、電気メス用ガイド管7に挿入された電気メス用プローブ(図示せず)には信号ケーブル11が接続されている。

20

【 0 0 2 8 】

信号ケーブル8及びライトガイドケーブル9は、トロリ18に搭載されたカメラコントロールユニット(以下、CCUと称す)19、第1光源装置20に接続されている。腹腔用チューブ10は、トロリ18に搭載された気腹器である送気装置21に接続されている。また、信号ケーブル11は、トロリ18に搭載された電気メス装置23に接続されている。

【 0 0 2 9 】

また、本実施例の内視鏡システム1は、患者3の大腸などの管腔内の内視鏡検査を行う内視鏡12を有している。この内視鏡12は、把持部14の後端側の操作部13に設けられた送気ボタン13aを押下することによって、ユニバーサルコード17内の送気管路(図示せず)を介して供給された炭酸ガスなどの気体を挿入部16の先端部から送気できるようになっている。

30

【 0 0 3 0 】

ユニバーサルコード17は、内部に図示しないが信号ケーブルやライトガイド及び送気管路を有しており、コネクタ部17Aを介してトロリ18に搭載された第2光源装置24に接続されている。コネクタ部17Aは、送気装置21からの管腔用チューブ22が接続される炭酸ガス供給口17aを有し、この炭酸ガス供給口17aを介して送気装置21により炭酸ガスが供給されるようになっている。

【 0 0 3 1 】

トロリ18には、撮像素子に対する信号処理を行うCCU19、内視鏡5に照明光を供給するための第1光源装置20と、腹腔用と管腔用との気体(炭酸ガス)を供給する送気装置21と、焼灼用高周波電力を供給する電気メス装置23と、内視鏡12に照明光を供給するための第2光源装置24とが搭載されている。さらに、トロリ18には、全体の制御を行うシステムコントローラ25と、第2光源装置24に接続され、内視鏡12に使用されるCCU19Aと、CCU19、19Aからの映像信号を記録するVTR(図示せず)と、システムコントローラ25からのCCU19、19Aにより得た映像信号を映像として表示するモニタ26と、送気装置21に高圧ガス用チューブ29Aを介して炭酸ガスを供給する炭酸ガスポンペ(CO2ポンペ)29とが搭載されている。

40

【 0 0 3 2 】

また、表示を行う表示パネル27と操作を行う操作パネル28とがトロリ18に取り

50

付けられている。

【 0 0 3 3 】

CCU 19、19A等の各医療機器は、図示しない通信ケーブルでシステムコントローラ25と接続されている。システムコントローラ25の操作は、タッチパネル式の操作パネル28か、または図示しないリモコンで行うことができる。また、システムコントローラ25の表示は、操作パネル28または表示パネル27で行う。

【 0 0 3 4 】

CCU 19は、内視鏡5からの撮像信号に信号処理を施し、撮像信号に基づく映像信号を、システムコントローラ25、モニタ26及びVTR（図示せず）に供給する。

【 0 0 3 5 】

CCU 19Aは、内視鏡12からの撮像信号に信号処理を施し、撮像信号に基づく映像信号を、システムコントローラ25及びVTR（図示せず）に供給する。

【 0 0 3 6 】

第1光源装置20は、ライトガイドケーブル9内のライトガイドを介して内視鏡5に設けられた照明光学系に対して照明光を供給するための光源装置である。また、第2光源装置24は、ユニバーサルコード17内のライトガイドを介して内視鏡12に設けられた照明光学系に対して照明光を供給するための光源装置である。

【 0 0 3 7 】

送気装置21は、内部構成については後述するが、接続される気腹用ガイド管7を介して患者体内の例えば腹腔内に炭酸ガスを送気して内視鏡5による視野を確保するとともに、接続される内視鏡12の挿入部16先端を介して患者体内の例えば管腔内に炭酸ガスを送気して内視鏡12による視野を確保するためのものである。

【 0 0 3 8 】

また、送気装置21のフロントパネルFPには、腹腔用チューブ10が接続される腹腔用供給口金21Aと、炭酸ガス供給口金17aからの管腔用チューブ22が接続される管腔用供給口金21Bとが設けられている（図5参照）。

【 0 0 3 9 】

電気メス装置23は、例えば患者の腹部領域内の異常部を電気熱により切断したりする手術処置具と、その処置具に対して高周波電流を出力する高周波出力装置である。

【 0 0 4 0 】

システムコントローラ25には、操作パネル28や後述する送気装置21の設定操作部41（図2参照）からの信号を受ける操作信号受信部、操作パネル28や送気装置21の表示部42（図2参照）に表示するのに必要な情報を送信する操作ドライブ部、表示パネル27や送気装置21の表示部42で表示するのに必要な情報を送信する表示ドライブ部が設けてある。

【 0 0 4 1 】

また、システムコントローラ25は、トロリ18に搭載されている医療機器と通信を行う図示しない通信部と電氣的に接続しており、この通信部（図示せず）は通信ケーブルによりCCU 19、19A、第1光源装置20、送気装置21、電気メス装置23、第2光源装置24、図示しないVTRと接続され、これらの医療機器と双方向の通信を行うことができるようになっている。なお、図1中では、さらに、送気装置21が接続ケーブル25Aを介してシステムコントローラ25に接続された構成を示している。

【 0 0 4 2 】

また、システムコントローラ25は内部に映像信号処理部（図示せず）を有し、この映像信号処理部（図示せず）は、CCU 19、19Aからの映像信号に信号処理して生成した映像情報をモニタ26などに送信することができるようにしている。

【 0 0 4 3 】

モニタ26は、システムコントローラ25から供給された映像情報、つまり、内視鏡画像を表示する。

【 0 0 4 4 】

10

20

30

40

50

次に、送気装置 2 1 の構成について図 2 を参照しながら説明する。

【 0 0 4 5 】

図 2 に示すように、送気装置 2 1 は、高圧口金 3 0、供給圧センサ 3 1、減圧器 3 2、第 1 及び第 2 電空比例弁 3 3、3 4、第 1 及び第 2 電磁弁 3 5、3 6、圧力センサ 3 7、第 1 及び第 2 流量センサ 3 8、3 9、コントローラ 4 0、設定操作部 4 1、表示部 4 2、第 1 検出部 2 1 A 1 を有する腹腔用供給口金 2 1 A、第 2 検出部 2 1 B 1 を有する管腔用供給口金 2 1 B を有している。

【 0 0 4 6 】

炭酸ガスポンペ 2 9 と送気装置 2 1 とは高圧ガス用チューブ 2 9 A によって連結されている。高圧ガス用チューブ 2 9 A の一端部は送気装置 2 1 に設けられている高圧口金 3 0 に連結される。

10

【 0 0 4 7 】

システムコントローラ 2 5 から延出する信号ケーブル 2 5 A は、送気装置 2 1 の図示しない電気コネクタに着脱自在に取付けられ、内部のコントローラ 4 0 に電氣的に接続されるようになっている。

【 0 0 4 8 】

腹腔用チューブ 1 0 の他端部（コネクタ部）は、送気装置 2 1 に設けられている腹腔用供給口金 2 1 A に着脱自在に取付けられるようになっている。また、管腔用チューブ 2 2 の他端部（コネクタ部）は、送気装置 2 1 に設けられている管腔用供給口金 2 1 B に着脱自在に取付けられるようになっている。

20

【 0 0 4 9 】

炭酸ガスポンペ 2 9 に貯留されている液状の二酸化炭素は、気化されて送気装置 2 1 内の内部管路を介して減圧器 3 2 に導かれる。そして、炭酸ガスは減圧器 3 2 により所定の圧力に減圧された後、2 系統に形成された内部管路に導かれ、それぞれ第 1 及び第 2 電空比例弁 3 3、3 4 により、腹腔内及び管腔内に適した圧力に調節される。

【 0 0 5 0 】

そして、第 1 電空比例弁 3 3 により調整された腹腔用の炭酸ガスは、第 1 電磁弁 3 5、第 1 流量センサ 3 8、腹腔用供給口金 2 1 A、腹腔用チューブ 1 0、気腹用ガイド管 6 に設けられている流路（送気管路：図示せず）を通して腹腔内に導かれるようになっている。

30

【 0 0 5 1 】

また、第 2 電空比例弁 3 4 により調整された管腔用の炭酸ガスは、第 2 電磁弁 3 6、第 2 流量センサ 3 9、管腔用供給口金 2 1 B、管腔用チューブ 2 2、コネクタ部 1 7 A、ユニバーサルコード 1 7、内視鏡 1 2 に設けられている流路（送気管路：図示せず）を通して管腔内に導かれるようになっている。

【 0 0 5 2 】

供給圧センサ 3 1 は、炭酸ガスポンペ 2 9 から供給される炭酸ガスの圧力を計測して、その計測結果をコントローラ 4 0 に出力する。減圧器 3 2 は、炭酸ガスポンペ 2 9 から供給された炭酸ガスの圧力を所定の圧力に減圧し、第 1 電空比例弁 3 3 及び第 2 電空比例弁 3 4 に供給する。

40

【 0 0 5 3 】

第 1、第 2 電空比例弁 3 3、3 4 は、コントローラ 4 0 によって圧力の制御が可能で、減圧器 3 2 によって減圧された圧力を、コントローラ 4 0 からの制御信号に基づいてさらに所定の範囲内で調節する。

【 0 0 5 4 】

例えば、第 1 及び第 2 電空比例弁 3 3、3 4 は、コントローラ 4 0 からの制御信号に基づいて減圧器 3 2 により減圧された炭酸ガスの圧力を 0 ~ 5 0 0 mm H g の範囲内で減圧可能である。

【 0 0 5 5 】

なお、腹腔用に適した送気圧の範囲としてはおよそ 0 ~ 8 0 mm H g が望ましく、送

50

気流量の適した範囲としてはおよそ0.1～35 L/minが望ましい。また、管腔用に適した送気圧の範囲としては、およそ0～500 mmHgが望ましく、送気流量の適した範囲としては1～3 L/minが望ましい。

【0056】

第1及び第2電磁弁35, 36は、コントローラ40によって開閉制御が可能なバルブであり、コントローラ40からの制御信号に基づいて開状態又は閉状態に切り替えられる。

【0057】

圧力センサ37は、第1電磁弁35が閉じているとき、腹腔の圧力を計測して、その計測結果をコントローラ40に出力する。

10

【0058】

第1流量センサ38は、第1電磁弁35を通過してこの内部管路を流れる炭酸ガスの流量を計測して、その計測結果をコントローラ40に出力する。第2流量センサ39は、第2電磁弁36を通過してこの内部管路を流れる炭酸ガスの流量を計測して、その計測結果をコントローラ40に出力する。

【0059】

なお、図示はしないが第1電磁弁35と第1流量センサ38との間に排気弁を設けても良い。この排気弁は、圧力センサ37の計測値が腹腔内圧力設定値を超えているとき、コントローラ40からの制御信号に基づいて腹腔内圧力を減圧させるために弁を開放状態にするようになっている。これによって、腹腔内の炭酸ガスが大気中に放出される。なお、管腔用内部管路側(第2電磁弁36と第2流量センサ39との間)にも前記同様の圧力センサ及び排気弁を設けても良い。

20

【0060】

また、コントローラ40には、後述する設定操作部41が接続されており、コントローラ40は設定操作部41からの操作信号に基づき前記各種制御を行うことが可能である。設定操作部41及び表示部42を備えたフロントパネルFPの構成については後述する。

【0061】

図3には、図1の操作パネル28の構成例が示されている。

【0062】

図3に示すように、操作パネル28には、送気装置(気腹器)21による腹腔用又は管腔用の気腹流量を調節するための設定操作ボタン28aと、電気メス装置(高周波燃焼装置)23の出力値を調節するための操作ボタン28bと、CCU19, 19Aの色調を調節するための操作ボタン28cと、モニタ26に表示する映像情報の表示切換えを指示するための操作ボタン28dと、VTRによる録画又は録画停止を指示するための操作ボタン28eと、第1光源装置20及び第2光源装置24の光量を調節するための操作ボタン28fとが設けられている。

30

【0063】

図4には、図1の表示パネル27の表示画面の一例が示されている。

【0064】

図4に示すように、例えば、表示パネル27の表示画面上にはシステムコントローラ25が通信制御している装置である送気装置21、電気メス装置23、送水・吸引ポンプ(図示せず)、VTR(図示せず)の機能に関する設定・動作状態がそれぞれの表示エリア27A(27a, 27b), 27c, 27d, 27eに表示されるようになっている。なお、表示エリア27Aは、送気装置21に関する設定、動作状態を表示するもので、腹腔内圧力表示27a及び腹腔内圧力表示27aや炭酸ガス残量表示、流量表示等を表示している。

40

【0065】

次に、送気装置21のフロントパネルFPに設けられた設定操作部41及び表示部42の構成例について図5を参照しながら説明する。

【0066】

50

図5に示すように、送気装置21のフロントパネルFPには、設定操作部41及び表示部42が設けられている。

【0067】

設定操作部41及び表示部42は、炭酸ガスポンベ29に関する設定、操作及び表示のための設定表示部21Cと、腹腔に関する設定、操作及び表示のための設定表示部21Dと、管腔に関する設定、操作及び表示のための設定表示部21Eとに分割されている。また、設定表示部21Dの下側には、腹腔用供給口金21Aが設けられている。さらに、設定表示部21Eの下側には、管腔用供給口金21Bが設けられている。このような配置構成により、術者にとって送気装置21の操作がし易く、また各表示が見易いものとなっている。

10

【0068】

設定表示部21Cには、表示部42であるガス残量表示部21a、設定操作部41である送気開始ボタン21b、送気停止ボタン21c、電源スイッチ21dが設けられている。

【0069】

設定表示部21Dには、表示部42である腹腔内圧力表示部21e、流量表示部21f、送気ガス総量表示部21g及び圧力警告灯2h、設定操作部41である腹腔内圧力設定ボタン21i、送気ガス流量設定ボタン21j、腹腔指示ボタン21kが設けられている。

【0070】

設定表示部21Eには、表示部42である管腔流量表示部21l、設定操作部41である管腔指示ボタン21m及び送気ガス流量設定ボタン21nが設けられている。

20

【0071】

電源スイッチ21dは、送気装置21の電源をオン状態又はオフ状態に切り替えるスイッチである。送気開始ボタン21bは、送気開始を指示するボタンである。送気停止ボタン21cは、送気されている状態を送気停止状態に切り替えるためのスイッチである。

【0072】

腹腔内圧力設定ボタン21i及び送気ガス流量設定ボタン21jは、それぞれ2つの操作ボタンを有し、これらボタンを適宜操作することによって設定値を徐々に高くなる方向、または、設定値を徐々に低くなる方向に変化させられるようになっている。

30

【0073】

ガス残量表示部21aには炭酸ガスポンベ29内の炭酸ガス残量が表示される。腹腔内圧力表示部21eは左右2つの表示部を有し、右側の表示部には圧力センサ37の測定値に基づく値が表示され、左側の表示部には例えば腹腔内圧力設定ボタン21iをボタン操作して設定された設定圧が表示される。

【0074】

流量表示部21fは左右2つの表示部を有し、右側の表示部には例えば第1流量センサ38によって計測された測定値に基づく値が表示され、左側の表示部には送気ガス流量設定ボタン21jをボタン操作して設定された設定流量が表示される。

【0075】

送気ガス総量表示部21gには第1流量センサ38の計測値に基づいてコントローラ40で演算によって求められた送気したガス総量が表示される。圧力警告灯2hは、圧力センサ37の測定値が予め設定されている腹腔内圧力の設定値より所定の圧力だけ高くなったとき、コントローラ40からの制御信号に基づいて例えば消灯状態から点滅表示状態又は赤色発光状態に変化されて、腹腔内圧力が設定値より高くなったことを術者等に告知する。

40

【0076】

腹腔指示ボタン21kは、送気装置21による炭酸ガスの送気を腹腔内に対して行う腹腔送気モードを選択するための指示ボタンであり、ボタン操作することにより、腹腔送気モードが選択されるようになっている。

50

【 0 0 7 7 】

一方、管腔流量表示部 2 1 l は左右 2 つの表示部を有し、右側の表示部には流量センサ 3 9 の測定値に基づく値が表示され、左側の表示部には送ガス流量設定ボタン 2 1 n をボタン操作して設定された設定流量が表示される。

【 0 0 7 8 】

管腔指示ボタン 2 1 m は、送気装置 2 1 による炭酸ガスの送気を管腔内に対して行う管腔送気モードを選択するための指示ボタンであり、ボタン操作することにより、管腔送気モードが選択されるようになっている。

【 0 0 7 9 】

送ガス流量設定ボタン 2 1 n は、送気装置 2 1 による炭酸ガスの送気を管腔内に対して行う際の送気炭酸ガス流量を設定するための 2 つの操作ボタンを有し、これらボタンを適宜操作することによって設定値を徐々に高くなる方向、または、設定値を徐々に低くなる方向に変化させられるようになっている。

【 0 0 8 0 】

なお、管腔用の設定表示部 2 E に、圧力警告灯 2 h と同様の管腔圧力警告灯を設けても良い。

【 0 0 8 1 】

また、本実施例では、腹腔指示ボタン 2 1 K 及び管腔指示ボタン 2 1 m を双方共に操作すれば、腹腔送気モードと管腔送気モードとを同時に実行することができるようになっている。

【 0 0 8 2 】

ところで、本実施例の送気装置 2 1 は、前記したように気腹器と E C R とを一体化して構成したことによって、腹腔用供給口金 2 1 A と管腔用供給口金 2 1 B との 2 つの送気用口金を有している。したがって、これら 2 つの腹腔用供給口金 2 1 A と管腔用供給口金 2 1 B とを設けた場合、炭酸ガスをそれぞれの供給口金に対して正しい送気圧で送気するためには、誤接続を防止することが必要である。

【 0 0 8 3 】

そこで、本実施例の送気装置 2 1 では、誤接続を防止するために腹腔用供給口金 2 1 A と管腔用供給口金 2 1 B とに改良がなされている。このような構成例について図 6 を参照しながら説明する。

【 0 0 8 4 】

なお、本実施例の送気装置 2 1 では、腹腔用供給口金 2 1 A には、コントローラ 4 0 の第 1 電空比例弁 3 3 に対する制御により腹腔用に適した圧力の炭酸ガスが供給され、また、管腔用供給口金 2 1 B には、同様にコントローラ 4 0 の第 2 電空比例弁 3 4 に対する制御により腹腔用に適した圧力の炭酸ガスが供給されているものとする。

【 0 0 8 5 】

図 6 (A) に示すように、本実施例の送気装置 2 1 には、誤接続を防止するために、腹腔用チューブ 1 0 と管腔用チューブ 2 2 とを誤って接続してしまうこと(すなわち、入れ違接続)を防止する誤接続防止手段の一部を有する腹腔用供給口金 2 1 A 及び管腔用供給口金 2 1 B が設けられている。

【 0 0 8 6 】

腹腔用供給口金 2 1 A と管腔用供給口金 2 1 B とは、例えば口金の外径を違えるとともに、外周上に設けた突起部の数を違えることより、口金の自他識別を可能にし、これにより誤接続を防止するようにしている。

【 0 0 8 7 】

また、腹腔用供給口金 2 1 A に接続される腹腔用チューブ 1 0 のコネクタ(以下、腹腔用コネクタと称す) 4 3 及び、管腔用供給口金 2 1 B に接続される管腔用チューブ 2 2 のコネクタ(以下、管腔用コネクタと称す) 4 4 は、図示はしないが、これら供給口金の形状に合わせた形状に構成されている。

【 0 0 8 8 】

10

20

30

40

50

図6(B)に示すように、腹腔用供給口金21Aは、例えば管腔用供給口金21Bの外径よりも大きく、外周上の所定箇所には1つの突起部45を設けて形成されている。また、腹腔用コネクタ43は、図示はしないが腹腔用供給口金21Aの外径に合わせた内径を有し、その内周面には突起部45が嵌合する切り欠き(図示せず)を設けて形成されている。こうして、腹腔用コネクタ43は、腹腔用供給口金21Aと嵌合して接続されるようになっている。

【0089】

図6(C)に示すように、管腔用供給口金21Bは、例えば腹腔用供給口金21Aの外径より小さく、外周上の所定箇所には2つの突起部45を設けて形成されている。また、管腔用コネクタ44は、図示はしないが管腔用供給口金21Bの外径に合わせた内径を有し、その内周面には2つの突起部45が嵌合する2つの切り欠きを設けて形成されている。こうして、管腔用コネクタ44は、管腔用供給口金21Bと嵌合して接続されるようになっている。

【0090】

なお、本実施例では、腹腔用供給口金21Aと管腔用供給口金21Bとを互いに差別化するために、外径の大きさ、突起部の数等を変更するように構成したが、これに限定されるものではない。例えば、外径の大きさについては、管腔用供給口金21B及び管腔用コネクタ44のペアの方が、腹腔用供給口金21A及び腹腔用コネクタ43のペアよりも大きくなるようにしてもよい。また、腹腔用供給口金21A及び管腔用供給口金21Bの外周面に形成する突起部45、すなわち腹腔用コネクタ43及び管腔用コネクタ44の内周面に形成する凹部RSの数は、図6(B)及び図6(C)に示すものに限定されることなく、例えば、管腔用供給口金及び管腔用コネクタのそれを3つ以上にしてもよい。

【0091】

さらに、突起及び凹部を形成することなく、口金21A, 21Bの外径サイズ、すなわちコネクタ44, 45の内径サイズのみを腹腔用及び管腔用とで互いに相違させるようにしてもよい。反対に、口金及びコネクタのサイズ及び形状は腹腔用及び管腔用とで全く同一として、突起及び凹部の数またはその形状で互いに区別するようにしてもよい。

【0092】

さらには、供給口金の外周部およびコネクタの外周部にそれぞれを識別するための色部材等を設けて識別可能に構成しても良い。

【0093】

次に、本実施例の送気装置21の作用について説明する。

【0094】

術者は、腹腔鏡下外科手術において、大腸などの管腔内に内視鏡12を挿入して内部と外部とから処置部位を特定して治療を行うために、送気装置21への腹腔用チューブ10及び管腔用チューブ22の接続を行うものとする。

【0095】

この場合、腹腔用供給口金21Aと管腔用供給口金21Bとは、図6(A)に示すように、口金の外径が大小異なり、さらに、外周上に設けた突起部の数が異なるように構成されているため、術者は、目視したのみで、腹腔用供給口金21Aと管腔用供給口金21Bとを認識できる。

【0096】

さらに、腹腔用コネクタ43及び、管腔用コネクタ44は、2つの供給口金21A, 21Bの形状に合わせた形状にそれぞれ構成されているので、術者が誤って腹腔用供給口金21Aに管腔用コネクタ44を接続しようとしても、嵌合せず接続することはできない。もちろん、術者が誤って管腔用供給口金21Bに腹腔用コネクタ43を接続しようとしても、嵌合せず接続することもできない。これにより、誤接続を防止することができる。

【0097】

そして、本実施例の送気装置21では、術者が腹腔指示ボタン21k、管腔指示ボタン21m及び送気開始ボタン21bを操作することにより、前記したように腹腔用供給口

10

20

30

40

50

金 2 1 A には、コントローラ 4 0 の第 1 電空比例弁 3 3 に対する制御により腹腔用に適した圧力の炭酸ガスが供給され、また、管腔用供給口金 2 1 B には、同様にコントローラ 4 0 の第 2 電空比例弁 3 4 に対する制御により腹腔用に適した圧力の炭酸ガスが供給される。すなわち、腹腔用供給口金 2 1 A 及び管腔用供給口金 2 1 B には、それぞれ正しい送気圧で送気されることになる。

【 0 0 9 8 】

したがって、本実施例によれば、1つの送気装置 2 1 に、従来の気腹器の機能と E C R の機能とを持たせたことにより、スペースの有効利用を図ることができる。

【 0 0 9 9 】

また、この統合した送気装置 2 1 のフロントパネル F P に腹腔用供給口金 2 1 A と管腔用供給口金 2 1 B と並べて設けたので、従来のように、別々の装置のガス供給用口金にそれぞれコネクタを接続する場合に比べて、その接続操作を短時間に且つスムーズに行なうことができるとともに、誤接続も少なくなる。この的確なチューブ接続を行なって、炭酸ガスを同時に腹腔内と管腔内に送気して両方を膨らませ、内視鏡 5 , 1 2 や処置具 (図示せず) の視野をそれぞれ十分に確保することができる。

【 0 1 0 0 】

さらに、本実施例に係る送気装置 2 1 において、腹腔用供給口金 2 1 A と管腔用供給口金 2 1 B とに腹腔用コネクタ 4 3 と管腔用コネクタ 4 4 をそれぞれ接続する際の誤接続を防止する手段を積極的に構築している。このため、コネクタの誤接続を防止ことができ、これら 2 つの腹腔用供給口金 2 1 A と管腔用供給口金 2 1 B とを介してそれぞれ正しい送気圧で炭酸ガスを送気することができる。

【 0 1 0 1 】

(第 2 の実施の形態)

図 7 ~ 9 を参照して、本発明の送気装置の第 2 の実施の形態に係る、同送気装置を実施した内視鏡システムを説明する。なお、この実施例において、第 1 の実施の形態で説明したものと同一又は同等の作用効果については同一符号を付して、その説明を省略又は簡略化する。この省略及び簡略化のし方は、第 3 の実施の形態以降の実施例にも適用する。

【 0 1 0 2 】

本実施例の送気装置 2 1 は、腹腔用供給口金 2 1 A と管腔用供給口金 2 1 B のサイズそのものは互いに同一にしているが、接続状態を電氣的に検出して、この検出結果に応じて 2 つの供給口金 2 1 A , 2 1 B に対する送気を制御する点が第 1 の実施の形態のものとは相違する。

【 0 1 0 3 】

図 7 (A) に示すように、本実施例の送気装置 2 1 のフロントパネル F P には、略同形状 (同径) であり、その外周面上に 3 つの電気接点部 4 6 b が形成された腹腔用供給口金 4 6 A 及び管腔用供給口金 4 6 B が設けられている。

【 0 1 0 4 】

この電気接点部 4 6 b は、それぞれ 1 対の導電性の電気切片から成る。本実施例の場合、腹腔用供給口金 4 6 A 及び管腔用供給口金 4 6 B には図 7 (C)、7 (E) に示す如く、一例として、3つの電気接点部 4 6 b が形成されている。また、腹腔用供給口金 4 6 A 及び管腔用供給口金 4 6 B の外周面上の一部には、位置決め溝 4 6 a がそれぞれ設けられている。

【 0 1 0 5 】

一方、腹腔用コネクタ 4 3 A 及び管腔用コネクタ 4 4 A は、2つの供給口金 4 6 A , 4 6 B にそれぞれ嵌合する形状で構成されている。また、腹腔用コネクタ 4 3 A 及び管腔用コネクタ 4 4 A は、電気接点部 4 6 b とそれぞれ電氣的に接触する電気接点部 4 3 b を内周上に設けて構成されている。この電気接点部 4 3 b は例えば導電性材料から成る。本実施例の場合、腹腔用コネクタ 4 3 A には図 7 (B) に示す如く、一例として、2つの電気接点部 4 3 b が形成されている。また、管腔用コネクタ 4 4 A には図 (7) E に示す如く、一例として、3つの電気接点部 4 3 b が形成されている。さらに、腹腔用コネクタ 4 3

A及び管腔用コネクタ44Aは、その内周面の所定位置に、位置決め溝46aに嵌合して位置決めするための位置決め突起部43a、44aを設けて構成されている。

【0106】

すなわち、図7(B)に示すように、腹腔用コネクタ43Aは、内周面の下側の所定箇所に2つの電気接点部43bを配設している。腹腔用コネクタ43Aが嵌合する腹腔用供給口金46Aは、図7(C)に示すように、3つの電気接点部46bを配設している。

【0107】

この腹腔用コネクタ43Aを腹腔用供給口金46Aに嵌合して接続する場合には、位置決め突起部43aが位置決め溝46aに係合することにより、2つの電気接点部43bは、2つの電気接点部46bに確実にそれぞれ電氣的に接続されるようになっている。

10

【0108】

また、腹腔用供給口金46Aの電気接点部46b及び腹腔用コネクタ43Aの電気接点部43bは、センサとしての第1検出部21A1を形成する(図8参照)。

【0109】

口金46Aの電気接点部46bのそれぞれはコントローラ40に接続されており、接続判断時にコントローラ40から通電される。このため、両接点部46b及び43bが互いにそれぞれ接触している場合、コントローラ40はかかる通電に応じた接続正常を示す電気信号を得ることができる。すなわち、本実施例の場合、コントローラ40は、腹腔用供給口金46Aに設けられた3つの電気接点部46bのうちの、所定位置に在る2つから接続を示す電気信号が得られる接続正常の状態が否かを判断する。これにより、第1検出部21A1を、腹腔用供給口金46Aと腹腔用コネクタ43Aとの接続状態を検知するセンサとして機能させることができる。つまり、コントローラ40は、口金及びコネクタが電氣的に適正に接続されているか否かを示す情報を得ることができる。

20

【0110】

反対に、上述した接続正常の状態ではない場合(腹腔用供給口金46Aの3つの電気接点部46bのうちの、1つ又は3つから接触を示す信号が得られる場合、又は、何れからも接触を示す信号が得られない場合)、コントローラ40は反対に接続異常(誤接続)を示す電気信号を得ることができる。

【0111】

すなわち、図8に示す如く、第1検出部21A1はコネクタと口金の接続状態を検知するセンサとして機能でき、2つの電気接点部43b、46bがそれぞれ電氣的に適正に接続されているか否かを示す情報をコントローラ40に与えることができる。

30

【0112】

一方、図7(D)に示すように、管腔用コネクタ44Aは、内周面の下側の所定箇所に、3つの電気接点部43bを配設している。

【0113】

管腔用コネクタ44Aが嵌合する管腔用供給口金46Bは、図7(E)に示すように、管腔用コネクタ44Aの3つの電気接点部43bにそれぞれ電氣的に接触するように外周面上の所定位置に3つの電気接点部46bを配設している。

【0114】

管腔用コネクタ44Aを管腔用供給口金46Bに嵌合して接続する場合には、前述と同様に、位置決め突起部44aが位置決め溝46aに係合することにより、3つの電気接点部43bが、3つの電気接点部46bに確実にそれぞれ電氣的に接続されるようになっている。

40

【0115】

また、管腔用供給口金46Bの電気接点部46b及び管腔用コネクタ43Bの電気接点部43bは、センサとしての第2検出部21A2を形成する(図8参照)。口金46Bの電気接点部46bのそれぞれはコントローラ40に接続されており、接続判断時にコントローラ40から通電される。

【0116】

50

このため、両接点部 4 6 b 及び 4 3 b が互いにそれぞれ接触している場合、コントローラ 4 0 はかかる通電に応じた接続正常を示す電気信号を得ることができる。すなわち、本実施例の場合、コントローラ 4 0 は、腹腔用供給口金 4 6 A に設けられた 3 つの電気接点部 4 6 b のうちの 3 つ全てから接続を示す電気信号が得られる接続正常の状態か否かを判断する。これにより、第 2 検出部 2 1 A 2 を、管腔用供給口金 4 6 B と管腔用コネクタ 4 3 B との接続状態を検知するセンサとして機能させることができる。つまり、コントローラ 4 0 は、口金及びコネクタが電氣的に適正に接続されているか否かを示す情報を得ることができる。

【 0 1 1 7 】

反対に、両接点部 4 6 b 及び 4 3 b のうちの一部でも互いに離別している場合、コントローラ 4 0 は接続異常（誤接続）を示す電気信号を得ることができる。

10

【 0 1 1 8 】

すなわち、図 8 に示す如く、第 2 検出部 2 1 A 2 はコネクタと口金の接続状態を検知するセンサとして機能でき、2 つの電気接点部 4 3 b、4 6 b がそれぞれ電氣的に適正に接続されているか否かを示す情報をコントローラ 4 0 に与えることができる。

【 0 1 1 9 】

その他の構成は、第 1 の実施の形態のものと同じ又は同等である。次に、本実施例の送気装置 2 1 の作用について説明する。

【 0 1 2 0 】

術者は、腹腔用コネクタ 4 3 A を腹腔用供給口金 4 6 A に嵌合して接続する。この場合、位置決め突起部 4 3 a が位置決め溝 4 6 a に係合することにより、2 つの電気接点部 4 3 b は、3 つの電気接点部 4 6 b に確実にそれぞれ電氣的に接続される。

20

【 0 1 2 1 】

また、術者は、管腔用コネクタ 4 4 A を管腔用供給口金 4 6 B に嵌合して接続する。この場合、位置決め突起部 4 4 a が位置決め溝 4 6 a に係合することにより、3 つの電気接点部 4 3 b は、3 つの電気接点部 4 6 b に確実にそれぞれ電氣的に接続される。

【 0 1 2 2 】

コントローラ 4 0 は、第 1 の検出部 2 1 A 1 及び第 2 の検出部 2 1 A 2 にそれぞれ通電して、その通電結果を読み取る（図 9；ステップ S 2 1）。この通電の結果、コネクタ 4 3 A（4 4 A）が口金 4 6 A（4 6 B）に誤り無く接続されている場合、互いに電気接点部 4 3 b、4 6 b は導通していることから、例えば電位 = 0 の信号を得ることができ、一方、誤って接続されている場合、互いに電気接点部 4 3 b、4 6 b は一部、非導通になることから、例えば電位 = 1 の信号を得ることができる。

30

【 0 1 2 3 】

ついで、コントローラ 4 0 は、腹腔用コネクタ 4 3 A が腹腔用供給口金 4 6 A に適正に接続されているか否かを判断する（ステップ S 2 2）。さらに、管腔用コネクタ 4 4 A が管腔用供給口金 4 6 B に適正に接続されているか否かを判断する（ステップ S 2 3）。なお、これらの判断における「適正に」には、誤り無く、すなわち入れ違いで接続されていることは無いが、差込方が不十分であるなどの「不適正（不完全）な接続状態」でない場合も含まれる。

40

【 0 1 2 4 】

これらのステップ S 2 2、S 2 3 の判断で共に YES となる場合、すなわち両コネクタ 4 3 A、4 4 A が両口金 4 6 A、4 6 B に共に適正に接続されていると判断できる場合、コントローラ 4 0 は、第 1 の電空比例弁 3 3 及び第 2 電空比例弁 3 4 の圧力制御動作を許容する（ステップ S 2 4）。これにより、第 1 電空比例弁 3 3 はその吐出圧が腹腔用に適した圧力となるように弁制御を行う。また、第 2 電空比例弁 3 4 は吐出圧が管腔用に適した圧力となるように弁制御を行う。

【 0 1 2 5 】

これに対し、例えば術者が誤って、腹腔用供給口金 4 6 A に管腔用コネクタ 4 4 A を嵌合した場合には、第 1 検出部 2 1 A 1 は、3 つの電気接点部 4 6 b がいずれも接触するた

50

め、電氣的に接続されていない旨の検出結果がコントローラ40で得られる(ステップS22、NO)。これにより、コントローラ40は、誤接続されたものと判断して、送気出力をしないように第1電空比例弁33及び第1電磁弁35を制御するとともに、かかる送気停止の旨の表示を例えばフロントパネルFP上の図示しないランプを点滅させるなどして、告知を行なう(ステップS25)。

【0126】

また、例えば術者が誤って管腔用供給口金46Bに腹腔用コネクタ43Aを嵌合した場合には、第2検出部21A1は、3つの電気接点部43bとは完全に電氣的に接触しないため、この場合も、電氣的に接続されていない旨の検出結果がコントローラ40で得られる(ステップS23、NO)。これにより、コントローラ40は、誤接続されたものと判断して、送気出力をしないように第2電空比例弁34及び第2電磁弁36を制御する。

10

【0127】

したがって、本実施例によれば、第1の実施の形態と同様の効果が得られる。すなわち、腹腔用チューブ10及び/又は管腔用チューブ22を誤って口金46B及び/又は46Aに接続した場合でも、この誤接続であることが自動的に確実に検知され、供給口金46A及び/又は46Bに対する炭酸ガスの不適正な圧力での供給が自動的に停止される。

【0128】

このため、術者は、チューブ10(22)を正しい口金46A(46B)に再接続することになり、かかる再接続が適性になされたときには、供給口金46A及び/又は46Bに対する炭酸ガスの適正な圧力での供給が許可される。

20

【0129】

このように、本実施例によれば、腹腔用供給口金46Aと管腔用供給口金46Bとを同様の形状に構成した場合でも、結果として誤接続することなく、これら2つの供給口金46A、46Bに対してそれぞれ正しい送気圧で炭酸ガスを送気することが可能となる。口金46A、46Bの径及び形状そのものは共通であるから、製造コストの面で有利である。

【0130】

(第3の実施の形態)

図10～図11を参照して、本発明の送気装置の第3の実施の形態に係る、同送気装置を実施した内視鏡システムを説明する。

30

【0131】

本実施例は、第2の実施の形態の送気装置21を改良したもので、電気接点部の接触の有無に基づいて腹腔用及び管腔用コネクタの識別判断を行うのではなく、電気接点部の内部抵抗値を検出し、この検出結果に基づき腹腔用及び管腔用コネクタの識別判断を行うように構成したことが異なる点である。

【0132】

図10(A)及び図10(D)に示すように、本実施例の送気装置21には、第2の実施の形態と略同様に同形状(同径)の腹腔用供給口金47A及び管腔用供給口金47Bが設けられている。また、腹腔用供給口金47A及び管腔用供給口金47Bは、外周面上に2つの電気接点部47bをそれぞれ配設している。

40

【0133】

一方、腹腔用コネクタ43B及び管腔用コネクタ44Bは、第2の実施の形態と略同様に2つの供給口金46A、46Bに嵌合する形状で構成されている。また、腹腔用コネクタ43A及び管腔用コネクタ44Aは、電気接点47bの配設位置に合わせて、電気接点47bとそれぞれ電氣的に接触する2つの電気接点部43b、46bを内周面上に設けて構成されている。

【0134】

図10(B)に示すように、腹腔用コネクタ43Bは、2つの電気接点部43bに抵抗R1に相当する抵抗値を有している。この抵抗R1の抵抗値は、電気接点部43bの内部抵抗値である。

50

【 0 1 3 5 】

図 1 0 (C) に示すように、管腔用コネクタ 4 4 B は、2 つの電気接点部 4 6 b に抵抗 R 2 に相当する抵抗値を有している。この抵抗 R 2 の抵抗値は、電気接点部 4 6 b の内部抵抗値である。本実施例では、抵抗 R 1 の抵抗値と R 2 の抵抗値とは同じでなく、予め決められた異なる抵抗値となっており、これらの抵抗値はコントローラ 4 0 内の図示しない記憶部に記録されるようになっている。

【 0 1 3 6 】

本実施例では、腹腔用コネクタ 4 3 B を腹腔用供給口金 4 7 A に嵌合して接続する場合には、位置決め突起部 4 3 a が位置決め溝 4 7 a に係合することにより、2 つの電気接点部 4 3 b は、2 つの電気接点部 4 7 b に確実にそれぞれ電氣的に接続されるようになっている。

10

【 0 1 3 7 】

一方、管腔用コネクタ 4 4 B を管腔用供給口金 4 7 B に嵌合して接続する場合には、前記同様、位置決め突起部 4 4 a が位置決め溝 4 7 a に係合することにより、2 つの電気接点部 4 6 b は、2 つの電気接点部 4 7 b に確実にそれぞれ電氣的に接続されるようになっている。

【 0 1 3 8 】

さらに、腹腔用供給口金 4 7 A の電気接点部 4 7 b 及び管腔用供給口金 4 7 B の電気接点部 4 7 b は、第 2 の実施の形態と同様に、コントローラ 4 0 に接続されており、接続判断時にコントローラ 4 0 から通電を受けるようになっている。

20

【 0 1 3 9 】

このため、腹腔用供給口金 4 7 A の 2 つの電気接点部 4 7 b と腹腔用コネクタ 4 3 B の 2 つの電気接点部 4 3 b (抵抗 R 1) とにより、センサとしての第 1 検出部 2 1 A 1 が構成されている。また、管腔用供給口金 4 7 B の 2 つの電気接点部 4 7 b と管腔用コネクタ 4 4 B の 2 つの電気接点部 4 6 b (抵抗 R 2) とにより、センサとしての第 2 検出部 2 1 A 2 が構成されている (前述した図 8 参照) 。

【 0 1 4 0 】

その他の構成は、第 2 の実施の形態と同様である。

【 0 1 4 1 】

なお、本実施例では、腹腔側には 2 つの電気接点部 4 3 b 、 4 7 b 、管腔側には 2 つの電気接点部 4 6 b 、 4 7 b を設けた構成について説明したが、これに限定されることはなく、少なくとも 1 つの電気接点部を腹腔側及び管腔側にそれぞれ設けると共に、コネクタ側の電気接点部にそれぞれ抵抗値の異なる抵抗 R 1 , R 2 を設けて構成しても良い。

30

【 0 1 4 2 】

次に、本実施例の送気装置 2 1 の作用について図 1 1 を参照しながら説明する。

【 0 1 4 3 】

術者は、腹腔鏡下外科手術において、大腸などの管腔内に内視鏡 1 2 を挿入して内部と外部とから処置部位を特定して治療を行うために、送気装置 2 1 への腹腔用チューブ 1 0 及び管腔用チューブ 2 2 の接続を行うものとする。

【 0 1 4 4 】

このとき、送気装置 2 1 の電源が投入されているものとする、コントローラ 4 0 は、図 1 1 に示すプログラムを起動する。

40

【 0 1 4 5 】

そして、コントローラ 4 0 は、ステップ S 1 の処理で、第 1 検出部 2 1 A 1 及び第 2 検出部 2 1 B 1 に通電を行なうことにより、接続されたコネクタ (腹腔用コネクタ 4 3 B 及び管腔用コネクタ 4 4 B) の抵抗 R 1 , R 2 の各抵抗値を検出 (測定) する。

【 0 1 4 6 】

その後、コントローラ 4 0 は、ステップ S 2 の判断処理にて、第 1 検出部 2 1 A 1 により検出された抵抗値が腹腔用コネクタ 4 3 B の抵抗 R 1 の抵抗値と同じであるか否かを判断する。

50

【 0 1 4 7 】

この場合、検出された抵抗値が腹腔用コネクタ 4 3 B の抵抗 R 1 の抵抗値と同じであると判断した場合、コントローラ 4 0 は処理をステップ S 3 に移行し、逆に同じでないものと判断した場合には、ステップ S 5 の処理により誤接続したものとみなして、表示部 4 2 の図示しない誤接続表示部を点灯させて術者に告知させると同時に、炭酸ガスの送気を停止するように第 1 電空比例弁 3 3 及び第 1 電磁弁 3 5 を制御した後、処理をステップ S 1 に戻す。

【 0 1 4 8 】

ステップ S 3 の判断処理では、コントローラ 4 0 は、第 2 検出部 2 1 B 1 により検出された抵抗値が管腔用コネクタ 4 4 B の抵抗 R 2 の抵抗値と同じであるか否かを判断する。

10

【 0 1 4 9 】

この場合、検出された抵抗値が管腔用コネクタ 4 4 B の抵抗 R 2 の抵抗値と同じであると判断した場合、コントローラ 4 0 は処理をステップ S 4 に移行し、逆に同じでないものと判断した場合には、処理をステップ S 5 に移行して前記同様に告知表示及び送気出力停止処理を行った後、処理をステップ S 1 に戻す。

【 0 1 5 0 】

そして、コントローラ 4 0 は、ステップ S 4 の処理により、腹腔用供給口金 4 7 A に腹腔用に適した圧力の炭酸ガスを供給するように第 1 電空比例弁 3 3 を制御すると同時に、管腔用供給口金 4 7 B に管腔用に適した圧力の炭酸ガスを供給するように第 2 電空比例弁 3 4 を制御する。そして、コントローラ 4 0 は、次回のコネクタの接続に備えて、処理を

20

【 0 1 5 1 】

したがって、本実施例によれば、第 2 の実施例と同様に、腹腔用供給口金 4 7 A と管腔用供給口金 4 7 B とを同様の形状に構成した場合でも最終的には誤接続を防止して、これら 2 つの供給口金 4 7 A , 4 7 B に対してそれぞれ正しい送気圧で炭酸ガスを送気することが可能となる。

【 0 1 5 2 】

(第 4 の実施の形態)

図 1 2 を参照して、本発明の送気装置の第 4 実施の形態に係る、同送気装置を実施した内視鏡システムを説明する。なお、図 1 2 は、第 3 の実施の形態の図 1 1 に示す処理内容と同様な処理内容については同一のステップ番号を付してある。

30

【 0 1 5 3 】

本実施の形態では、第 3 の実施の形態の送気装置 2 1 と略同様であるが、コントローラ 4 0 によって、電気接点部の内部抵抗値を検出し、この検出結果に基づき腹腔用及び管腔用コネクタの接続判断を行い、この判断結果に基づき、接続されたコネクタの種類に応じて最適な所定圧で送気する自動制御を行うように構成したことが異なる点である。

【 0 1 5 4 】

その他の送気装置 2 1 の構成は、第 2 の実施の形態と同様である。

【 0 1 5 5 】

本実施例の送気装置 2 1 の作用を、図 1 2 を参照しながら説明する。

40

【 0 1 5 6 】

術者は、腹腔鏡下外科手術において、大腸などの管腔内に内視鏡 1 2 を挿入して内部と外部とから処置部位を特定して治療を行うために、送気装置 2 1 への腹腔用チューブ 1 0 及び管腔用チューブ 2 2 の接続を行うものとする。

【 0 1 5 7 】

このとき、送気装置 2 1 の電源が投入されているものとする、コントローラ 4 0 は、図 1 2 に示すプログラムを起動する。

【 0 1 5 8 】

そして、コントローラ 4 0 は、ステップ S 1 の処理で、第 1 検出部 2 1 A 1 及び第 2 検出部 2 1 B 1 を介して、口金 4 7 A 及び 4 7 B に接続されたコネクタ (腹腔用コネクタ 4

50

3 Bや管腔用コネクタ4 4 B)の抵抗R 1, R 2の各抵抗値を検出(測定)する。

【0 1 5 9】

その後、コントローラ4 0は、ステップS 2の判断処理にて、第1検出部2 1 A 1により検出された抵抗値が腹腔用コネクタ4 3 Bの抵抗R 1の抵抗値と同じであるか否かを判断する。

【0 1 6 0】

この検出された抵抗値が腹腔用コネクタ4 3 Bの抵抗R 1の抵抗値と同じであると判断した場合、コントローラ4 0は処理をステップS 1 0に移行させ、逆に同じでないものと判断した場合には処理をステップS 1 1に移行させる。

【0 1 6 1】

ステップS 1 0では、コントローラ4 0は、腹腔用供給口金4 7 Aに腹腔に適した圧力の炭酸ガスを供給するための腹腔用圧力設定値を指令するとともに、この腹腔用圧力設定値に基づいて第1電空比例弁3 3を制御し、その後、処理をステップS 3に移行させる。

【0 1 6 2】

ステップS 1 1の判断処理では、コントローラ4 0は、第1検出部2 1 A 1により検出された抵抗値が管腔用コネクタ4 4 Bの抵抗R 2の抵抗値と同じであるか否かを判断する。この検出された抵抗値が管腔用コネクタ4 4 Bの抵抗R 2の抵抗値と同じであると判断した場合、コントローラ4 0は腹腔用供給口金4 7 Aに管腔用コネクタ4 4 Bが接続されたと判断する。そして、ステップS 1 2の処理にて、腹腔用供給口金4 7 Aから管腔に適した圧力の炭酸ガスを送気するための管腔用圧力設定値を指令するとともに、この管腔用圧力設定値に基づいて第1電空比例弁3 3を制御する。この後、処理をステップS 3に移行させる。一方、ステップS 1 1の判断処理で、同じでないものと判断した場合にも処理をステップS 3に戻す。

【0 1 6 3】

ステップS 3の判断処理では、コントローラ4 0は、第2検出部2 1 B 1により検出された抵抗値が管腔用コネクタ4 4 Bの抵抗R 2の抵抗値と同じであるか否かを判断する。

【0 1 6 4】

これにより、検出された抵抗値が管腔用コネクタ4 4 Bの抵抗R 2の抵抗値と同じであると判断された場合、コントローラ4 0は処理をステップS 1 3に移行させ、逆に同じでないものと判断した場合には処理をステップS 1 4に移行させる。

【0 1 6 5】

ステップS 1 3では、コントローラ4 0は、管腔用供給口金4 7 Bに管腔に適した圧力に炭酸ガスを供給するための管腔用圧力設定値を指令するとともに、その管腔用圧力設定値に基づいて第2電空比例弁3 4を制御し、その後、処理をステップS 1に戻す。

【0 1 6 6】

また、ステップS 1 4の判断処理では、コントローラ4 0は、第2検出部2 1 B 1により検出された抵抗値が腹腔用コネクタ4 3 Bの抵抗R 1の抵抗値と同じであるか否かを判断する。そして、検出された抵抗値が腹腔用コネクタ4 3 Bの抵抗R 1の抵抗値と同じであると判断した場合、コントローラ4 0は、管腔用供給口金4 7 Bに腹腔用コネクタ4 3 Bが接続されたと判断する。そして、ステップS 1 5の処理により、管腔用供給口金4 7 Bから腹腔に適した圧力の炭酸ガスを送気するための腹腔用圧力設定値を指令するとともに、この腹腔用圧力設定値に基づいて第2の電空比例弁3 4を制御する。この後、処理はステップS 1に戻される。一方、ステップS 1 4の判断処理にて、同じでないものと判断された場合にも、処理はステップS 1に戻される。

【0 1 6 7】

これにより、腹腔用供給口金4 7 A及び管腔用供給口金4 7 Bに、誤って異なる種類のコネクタを接続した場合でも、その腹腔用コネクタ4 3 Bまたは管腔用コネクタ4 4 Bに基づく正しい送気圧で腹腔用供給口金4 7 A及び管腔用供給口金4 7 Bを介して送気することが可能となる。

【0 1 6 8】

10

20

30

40

50

したがって、本実施例によれば、誤接続の有無に拘わらず自動的に腹腔用コネクタ 4 3 B 及び管腔用コネクタ 4 4 B を自動認識し、この認識結果に基づき正しい送気圧で送気することが可能となる。また、このような自動制御が可能であるため、送気装置 2 1 内の腹腔側送気管路または管腔側送気管路が故障した場合でも、故障してない送気供給口金を介して腹腔内または管腔内の最適な圧力で自動的に送気することができるため、手術を中断することなく行うことが可能となる。

【 0 1 6 9 】

上述した各実施例に係る送気装置は、腹腔用の供給口金と管腔用の供給口金とを設けて一体的に構成するとともに、炭酸ガスをそれぞれの供給口金を介して正しい送気圧で送気することができるので、手術室のスペースの有効利用を図ることができ、また、腹腔鏡下外科手術において、管腔内に内視鏡を挿入して内部と外部とから処置部位を特定して治療を行う場合には特に有効である。

10

【 0 1 7 0 】

なお、本発明は、以上述べた第 1 乃至第 4 の実施の形態のみに限定されるものではなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、前記実施例には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 7 1 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の送気装置の第 1 の実施の形態に係る、当該送気装置を有する内視鏡システムを説明する構成図。

20

【 図 2 】 図 2 は、第 1 の実施の形態に係る送気装置の構成を説明するブロック図。

【 図 3 】 図 3 は、送気装置の操作パネルを説明する図。

【 図 4 】 図 4 は、送気装置の表示パネルを説明する図。

【 図 5 】 図 5 は、送気装置の設定操作部及び表示部を備えたフロントパネルを説明する図。

【 図 6 】 図 6 において、同図 (A) は、ガス供給用口金を装着した送気装置のフロントパネルとそのガス供給用口金に接続される腹腔用チューブ及び管腔用チューブとを示す斜視図、同図 (B) は、腹腔用供給口金と腹腔用チューブのコネクタとの接続状態を説明する、長手方向に直交する方向に沿った構造を示す断面図、及び、同図 (C) は、管腔用供給口金と管腔用チューブのコネクタとの接続状態を説明する、長手方向に直交する方向に沿った構造を示す断面図。

30

【 図 7 】 図 7 において、同図 (A) は、本発明の送気装置の第 2 の実施の形態に係る、ガス供給用口金を装着した送気装置のフロントパネルとそのガス供給用口金に接続される腹腔用チューブ及び管腔用チューブとを示す斜視図、同図 (B) は、腹腔用チューブのコネクタの長手方向に直交する方向に沿った構造を示す断面図、同図 (C) は、管腔用チューブのコネクタの長手方向に直交する方向に沿った構造を示す断面図、同図 (D) は、腹腔用供給口金の長手方向に直交する方向に沿った構造を示す断面図、及び、同図 (E) は、管腔用供給口金の長手方向に直交する方向に沿った構造を示す断面図。

【 図 8 】 図 8 は、第 2 の実施の形態に係る送気装置の構成を説明するブロック図。

40

【 図 9 】 図 9 は、第 2 の実施の形態に係る、コントローラによって実行されるチューブの誤接続判定及び判定結果に基づくガス供給制御の処理の概要を説明するフローチャート。

【 図 1 0 】 図 1 0 において、同図 (A) は、本発明の送気装置の第 3 の実施の形態に係る、ガス供給用口金を装着した送気装置のフロントパネルとそのガス供給用口金に接続される腹腔用チューブ及び管腔用チューブとを示す斜視図、同図 (B) は、腹腔用チューブのコネクタの長手方向に直交する方向に沿った構造を示す断面図、同図 (C) は、管腔用チューブのコネクタの長手方向に直交する方向に沿った構造を示す断面図、及び、同図 (D) は、腹腔用供給口金及び管腔用供給口金それぞれの長手方向に直交する方向に沿った構造を示す断面図。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、第 3 の実施の形態に係る、コントローラによって実行されるチュー

50

ブの誤接続判定及び判定結果に基づくガス供給制御の処理の概要を説明するフローチャート。

【図12】図12は、本発明の第4の実施の形態に係る、コントローラによって実行されるチューブの誤接続判定及び判定結果に基づくガス供給制御の処理の概要を説明するフローチャート。

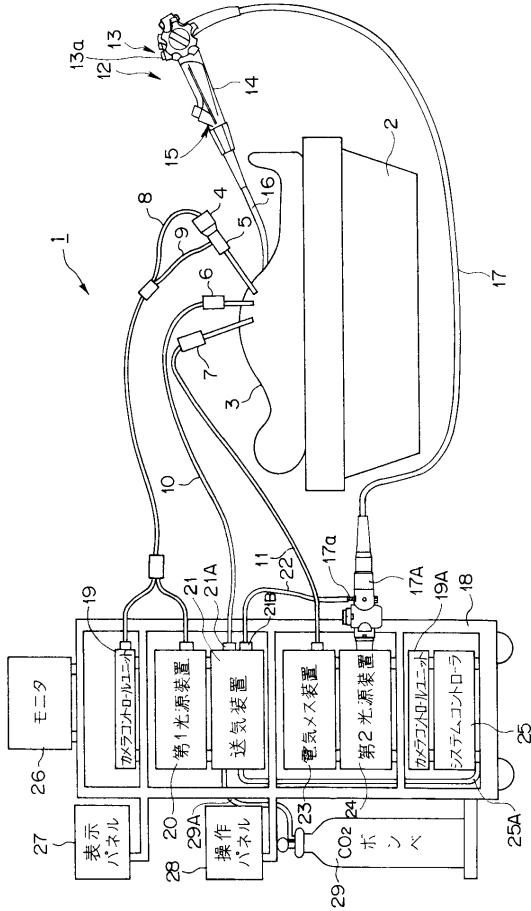
【図13】ECRを設けた従来の外科手術装置の概略構成を示す説明図。

【符号の説明】

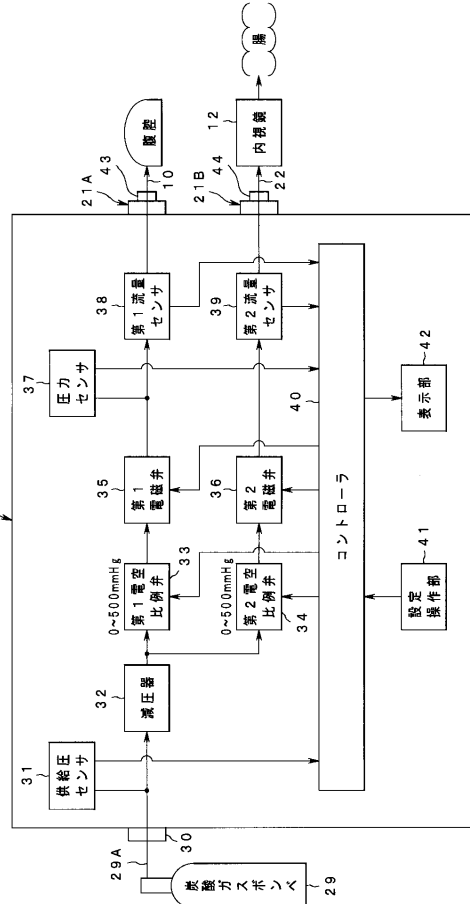
【0172】

1 ... 内視鏡システム、	
2 ... 手術台、	10
5、12 ... 内視鏡、	
6 ... 気腹用ガイド管（トラカール）、	
10 ... 腹腔用チューブ、	
13a ... 送気ボタン、	
14 ... 把持部、	
16 ... 挿入部、	
17 ... ユニバーサルコード、	
17A ... コネクタ部、	
17a ... 炭酸ガス供給口、	
21 ... 送気装置、	20
21A ... 腹腔用供給口金、	
21A1 ... 第1検出部、	
21B ... 管腔用供給口金、	
21B1 ... 第2検出部、	
22 ... 管腔用チューブ、	
23 ... 電気メス装置、	
24 ... 第2光源装置	
25 ... システムコントローラ、	
26 ... モニタ、	
27 ... 表示パネル、	30
29 ... 炭酸ガスポンペ、	
29A ... 高圧ガス用チューブ、	
30 ... 高圧口金、	
31 ... 供給圧センサ、	
32 ... 減圧器、	
33 ... 第1電空比例弁、	
34 ... 第2電空比例弁、	
35 ... 第1電磁弁、	
36 ... 第2電磁弁、	
37 ... 圧力センサ、	40
38 ... 第1流量センサ、	
39 ... 第2流量センサ、	
40 ... 制御部、	
41 ... 設定操作部、	
42 ... 表示部、	
FP ... フロントパネル	
RS ... 凹部。	

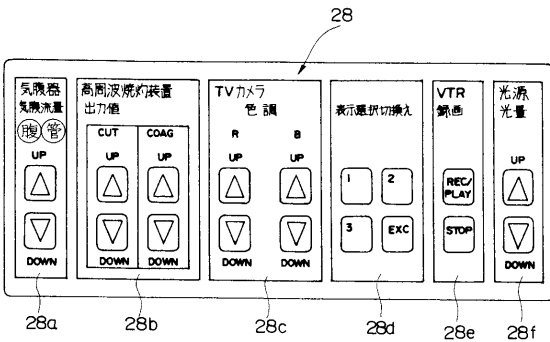
【図1】



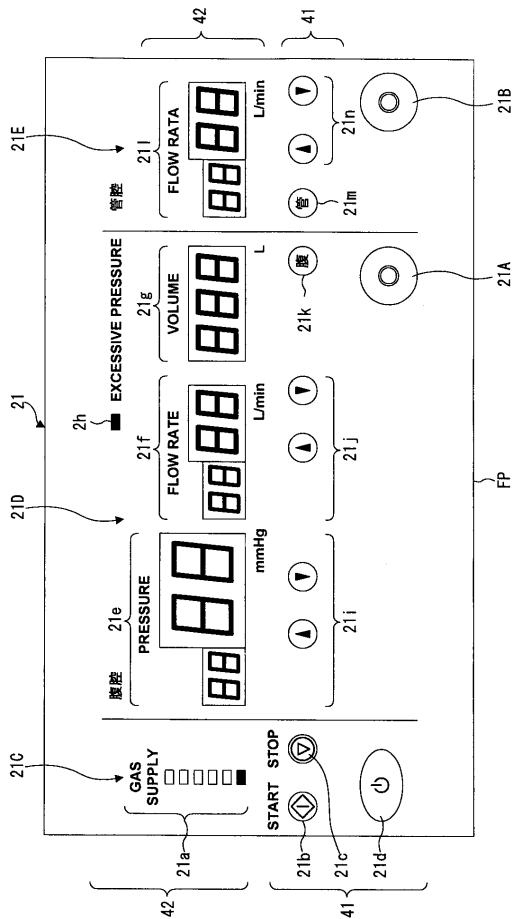
【図2】



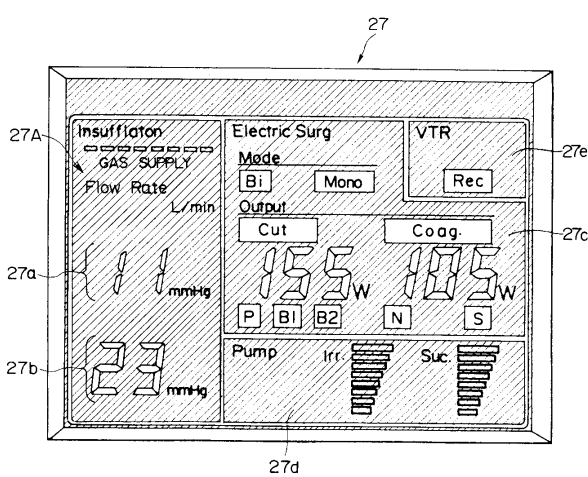
【図3】



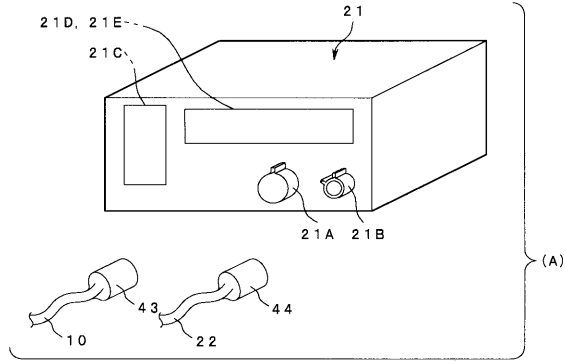
【図5】



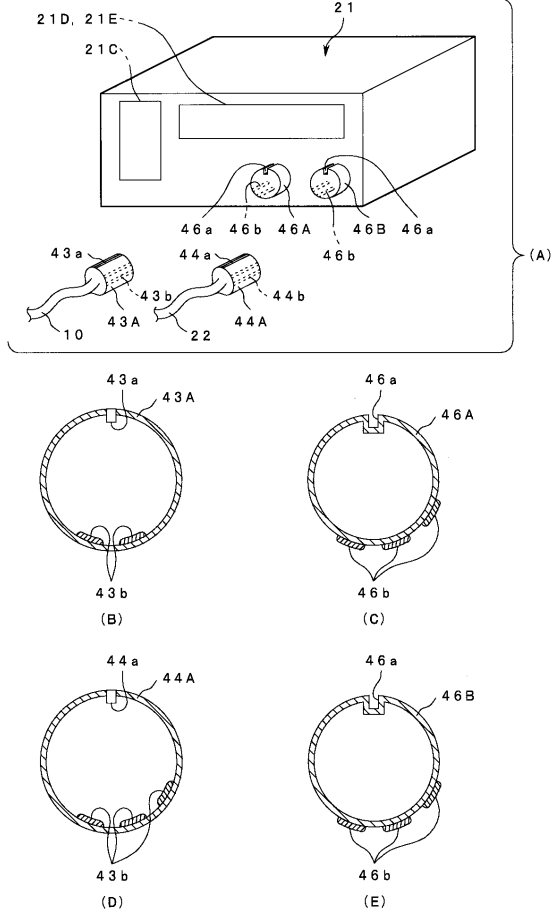
【図4】



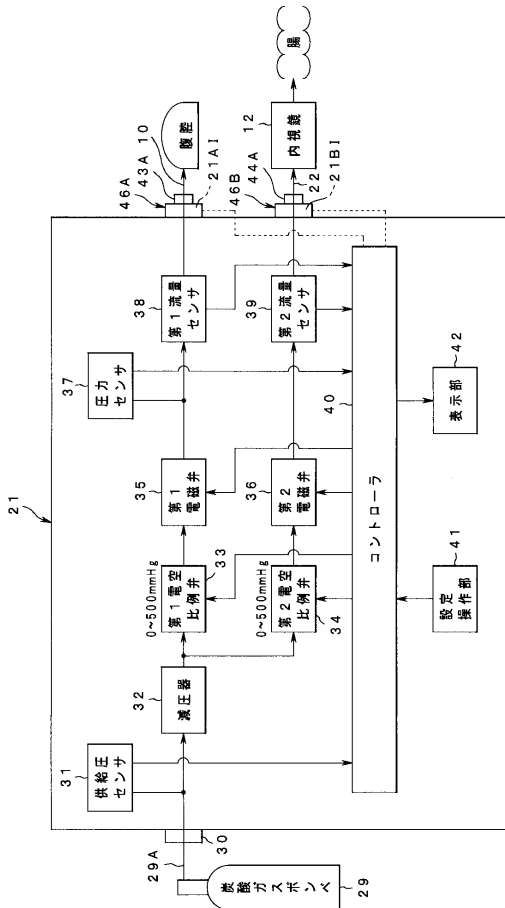
【図6】



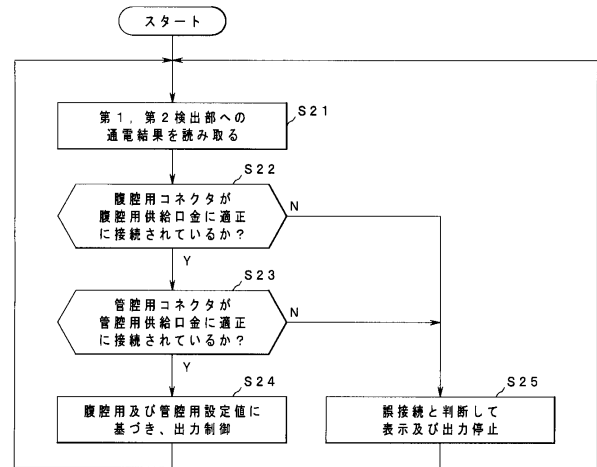
【図7】



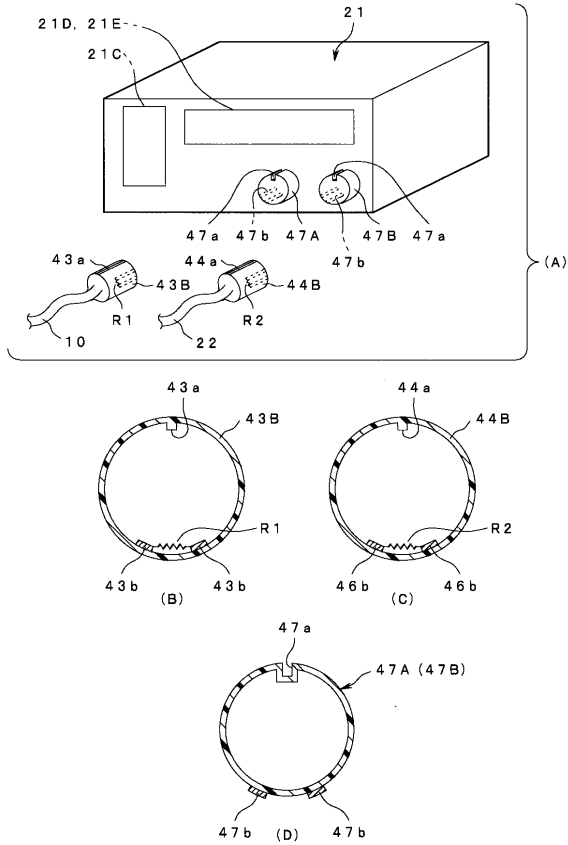
【図8】



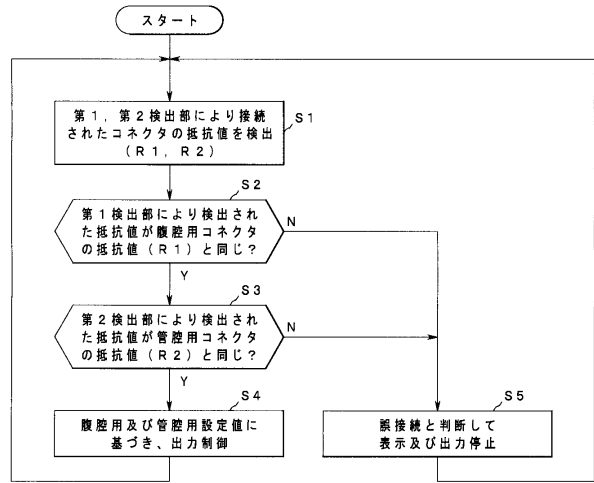
【図9】



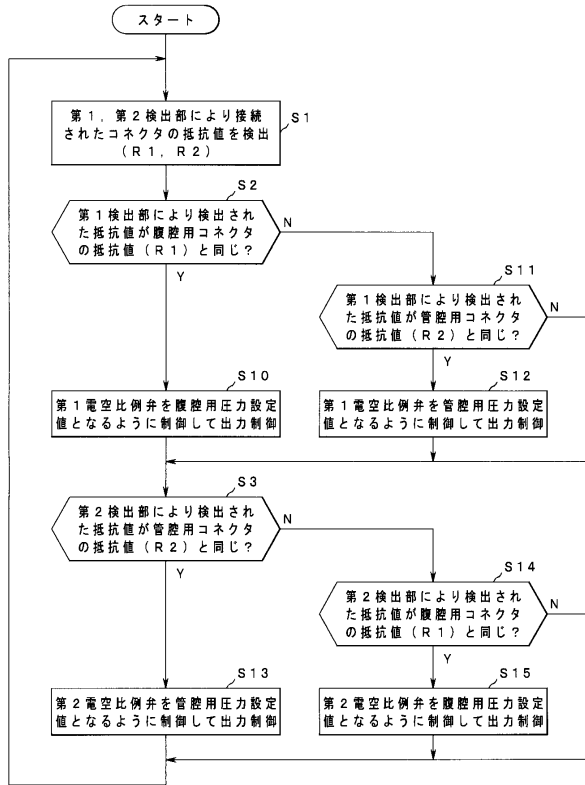
【図10】



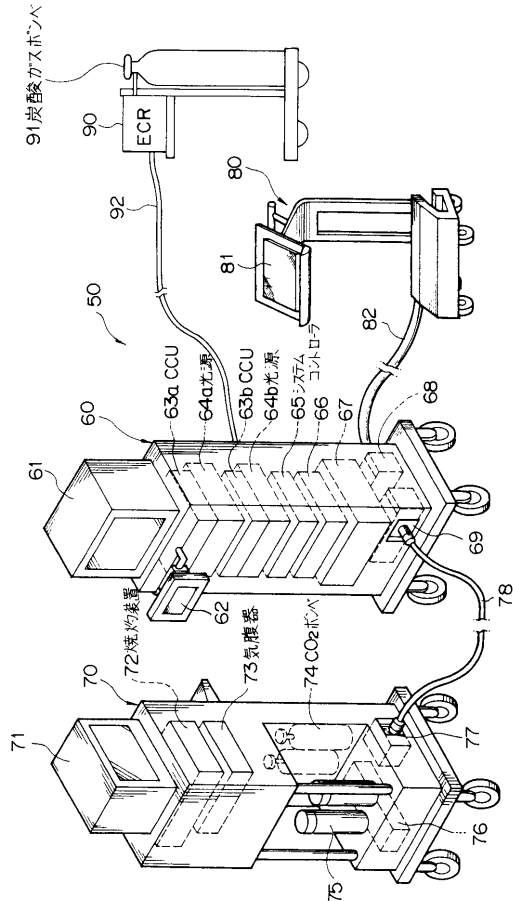
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

(72)発明者 重昆 充彦

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開平06-209901(JP,A)

特開2003-070131(JP,A)

特開平06-296589(JP,A)

特開2001-120493(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

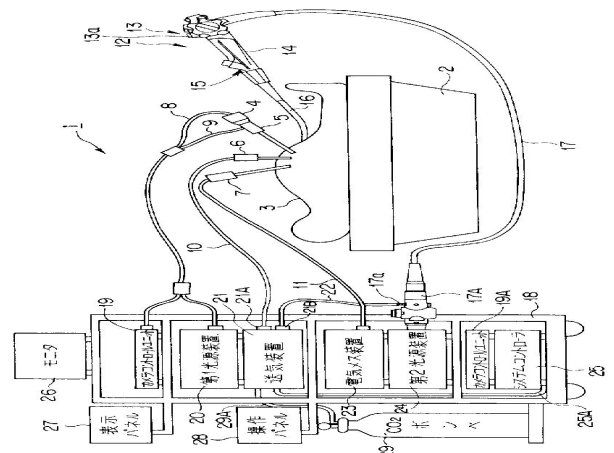
G02B 23/24

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4800647B2	公开(公告)日	2011-10-26
申请号	JP2005082545	申请日	2005-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	上杉武文 佐野大輔 野田賢司 重昆充彦		
发明人	上杉 武文 佐野 大輔 野田 賢司 重昆 充彦		
IPC分类号	A61B1/00 A61M13/00 F16L37/60		
CPC分类号	A61M13/003 A61B50/13 A61M2202/0225 A61M2205/18 A61M2205/3331 A61M2205/3334 A61M2205/3344 A61M2205/502 A61M2205/583 A61M2205/6027 A61M2205/6045 A61M2205/6081 Y10T137/598 A61M2202/0007		
FI分类号	A61B1/00.332.A A61B1/00.550 A61B1/00.640 A61B1/015.511 A61B1/015.514		
F-TERM分类号	4C061/AA24 4C061/CC06 4C061/HH03 4C061/HH56 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL03 4C061/NN07 4C061/YY03 4C061/YY12 4C161/AA24 4C161/CC06 4C161/HH03 4C161/HH56 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL03 4C161/NN07 4C161/YY03 4C161/YY12		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2004097126 2004-03-29 JP		
其他公开文献	JP2005312934A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：与一个用于腹腔的供应接口和一个用于管腔的供应接口一体形成一个空气供给器，并使二氧化碳气体能够通过适当的供给口被送入送风压力。解决方案：空气供给器21内部包括两个管道，其为腹腔提供具有压力的二氧化碳气体并且具有用于腔腔的压力，并且外部具有腹腔供应接口管21A的两个接口和腹腔供给接口管21B。腔管10和腔腔管22分别连接。连接到穿过腹壁刺穿的气腹导管（套管针）6的腹腔管10连接到腹部供给管嘴21A，并且连接到内窥镜12的管腔管22具有插入管腔的插入部分16。连接到腔腔供应接口管21B。腹腔供给管嘴21A和管腔供给管嘴21B可识别地形成，这可以防止连接错误。Z

【图1】



【图3】