

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4611193号
(P4611193)

(45) 発行日 平成23年1月12日(2011.1.12)

(24) 登録日 平成22年10月22日(2010.10.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
G 0 2 B 23/24 (2006.01)A 6 1 B 1/00 3 0 0 Q
G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 1 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2005-376237 (P2005-376237)
 (22) 出願日 平成17年12月27日(2005.12.27)
 (65) 公開番号 特開2007-175230 (P2007-175230A)
 (43) 公開日 平成19年7月12日(2007.7.12)
 審査請求日 平成19年8月30日(2007.8.30)

(73) 特許権者 304050923
 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 瀬川 和則
 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
 審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カバーガラスを挿入部の先端部に有する内視鏡を備えた内視鏡装置であって、
 上記挿入部に設けられた第1のチューブと、
 上記挿入部に設けられ、上記第1のチューブより径が大きく、上記第1のチューブの外
 周面を覆うように配置される第2のチューブと、
 上記第1のチューブ内に設けられた撮像手段と、
 上記第2のチューブの先端部に配置されたカバーガラスと、
 上記第2のチューブの内部における、上記第1のチューブの先端部から上記第1のチュ
 ーブの先端部に対向する上記カバーガラスの対向面までの間であって、かつ、上記撮像手
 段の撮像する撮像範囲に含まれない位置に配置された、上記カバーガラスを温める発熱手
 段と、
 上記カバーガラスの温度に基づいて上記発熱手段を制御する発熱制御手段と、
 を具備し、
 上記発熱手段は、発熱抵抗体を含んで構成され、
 上記内視鏡は、上記発熱抵抗体を識別する識別手段を有し、
 上記発熱制御手段は、上記識別手段と、上記発熱抵抗体の抵抗値から算出した温度とに
 基づいて上記発熱手段を制御することを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

本発明は、カバーガラスの曇りを防止することができる内視鏡装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

近年、内視鏡装置は、例えば医療分野、工業分野など、様々な分野において用いられている。医療分野においては、内視鏡装置は、例えば体腔内の臓器の観察、処置具を用いての治療処置、内視鏡観察下における外科手術などに用いられる。

【 0 0 0 3 】

このような医療分野において、内視鏡は、体温と等しい温度であり、かつ、湿度が高い環境の体内に挿入される。このような環境に内視鏡が挿入された場合、内視鏡先端部に配置されたカバーガラスに曇りが生じることがある。この曇りを防止するためには、カバーガラスを温めてから体内に挿入する必要がある。

【 0 0 0 4 】

特開 2 0 0 2 - 2 9 1 6 8 4 号公報には、内視鏡の内外の温度差により発電し、内視鏡先端部に配置された発熱素子により、カバーガラスを加温して曇りを防止する外科手術用内視鏡が提案されている。

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 2 - 2 9 1 6 8 4 号公報

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

しかしながら、上述した提案による外科手術用内視鏡は、内視鏡先端部の温度を精度よく制御することができないといった問題を有する。

【 0 0 0 6 】

そこで本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、内視鏡先端部の温度を精度よく制御して、カバーガラスの曇りを防止することができる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 】

【 0 0 0 7 】

本発明の内視鏡装置は、カバーガラスを挿入部の先端部に有する内視鏡を備えた内視鏡装置であって、上記挿入部に設けられた第 1 のチューブと、上記挿入部に設けられ、上記第 1 のチューブより径が大きく、上記第 1 のチューブの外周面を覆うように配置される第 2 のチューブと、上記第 1 のチューブ内に設けられた撮像手段と、上記第 2 のチューブの先端部に配置されたカバーガラスと、上記第 2 のチューブの内部における、上記第 1 のチューブの先端部から上記第 1 のチューブの先端部に対向する上記カバーガラスの対向面までの間であって、かつ、上記撮像手段の撮像する撮像範囲に含まれない位置に配置された、上記カバーガラスを温める発熱手段と、上記カバーガラスの温度に基づいて上記発熱手段を制御する発熱制御手段と、を具備し、上記発熱手段は、発熱抵抗体を含んで構成され、上記内視鏡は、上記発熱抵抗体を識別する識別手段を有し、上記発熱制御手段は、上記識別手段と、上記発熱抵抗体の抵抗値から算出した温度とに基づいて上記発熱手段を制御することを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 8 】

本発明は、内視鏡先端部の温度を精度よく制御して、カバーガラスの曇りを防止することができる内視鏡装置を提供することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 9 】

以下、本発明の実施の形態における内視鏡装置について図を用いて詳細に説明する。上述したように、内視鏡装置を用いて外科手術などを行う際、内視鏡挿入部の先端部に配置されるカバーガラスに、曇りが生じることがある。そのため、このカバーガラスは、体温より高く生体組織に熱傷を起こさない程度の温度、例えば 3 8 以上 4 1 以下に保たれ

10

20

30

40

50

る必要がある。

本発明の実施の形態における内視鏡装置は、カバーガラスの温度を検出して、その温度を制御することによって、曇りを防止することができ、かつ安全な温度を保つことができるようにしたものである。

【 0 0 1 0 】

(第1の実施の形態)

まず、図 1 を用いて、第1の実施の形態における内視鏡装置について以下に説明する。

図 1 は、内視鏡装置の概略的な外観図である。図 1 に示すように、内視鏡装置 1 は、内視鏡 2 と、光源装置 3 と、発熱制御手段としてのカメラコントロールユニット (以下、C C U と略記) 4 と、トロッカー 5 を含んで構成される。

10

【 0 0 1 1 】

内視鏡 2 は、観察対象に挿入する挿入部 6 と、挿入部 6 の基端部に接続される操作部 7 と、を含んで構成される。この操作部 7 は、内視鏡 2 を操作するためのスイッチ類が設けられており、光源装置 3、及び C C U 4 に接続される。トロッカー 5 は、例えば腹壁を通して、腹腔内に内視鏡 2 を挿入するための器具であり、C C U 4 と接続される。C C U 4 は、内部に C P U 8 を含む種々の装置、及び回路を有している。

【 0 0 1 2 】

この内視鏡装置 1 による観察は、トロッカー 5 を人体の腹壁を通すように配置した状態において行われる。内視鏡 2 の挿入部 6 は、このトロッカー 5 に挿入されることによって、スムーズに所望の観察箇所案内される。

20

【 0 0 1 3 】

挿入部 6 には、後述するライトガイドが内挿されており、光源装置 3 からの照明光を観察箇所に照射することができる。さらに、挿入部 6 は、撮像手段が先端部に配置されており、この撮像素子は、C C U 4 による制御に基づいて、観察箇所からの反射光を撮像する。

【 0 0 1 4 】

そして、C C U 4 は、C P U 8 を含む種々の装置、及び回路により動作しており、撮像した画像の処理を行い、処理された画像は、例えば図示しないモニタ等へ出力され、表示される。

30

【 0 0 1 5 】

次に、図 2 を用いて、挿入部 6 の詳細な構成を説明する。

図 2 は、挿入部 6 の概略的な構成図である。図 2 に示すように、挿入部 6 は、第 1 のチューブであるインナーチューブ 1 0 と、インナーチューブ 1 0 よりも径が大きく、インナーチューブ 1 0 の外周面を覆うように配置された第 2 のチューブであるアウターチューブ 1 1 と、を含んで構成される。アウターチューブ 1 1 は、生体組織に直接触れることがあるため、インナーチューブ 1 0、及びアウターチューブ 1 1 は、絶縁材料により構成されている。

【 0 0 1 6 】

また、図 2 に示すように、インナーチューブ 1 0 は、レンズ 1 2 と、撮像手段としての電荷結合素子 (以下、C C D と略記) 1 3 と、発熱手段としてのヒータ 1 4 と、を有する。ヒータ 1 4 は、リング形状であり、そのリング形状の外周面がインナーチューブ 1 0 の先端部の内壁面に沿うように配置される。

40

【 0 0 1 7 】

レンズ 1 2 は、インナーチューブ 1 0 の先端部のリング形状のヒータ 1 4 の内周側に配置される。また、C C D 1 3 は、レンズ 1 2 が外部からの光をインナーチューブ 1 0 の内部に結像する位置に、受光面が位置するように配置される。

【 0 0 1 8 】

一方、アウターチューブ 1 1 には、ライトガイドファイバであるライトガイド 1 5 がアウターチューブ 1 1 の軸方向に沿って内挿されており、ライトガイド 1 5 の先端は、アウ

50

ターチューブ１１の先端面に露出している。また、アウターチューブ１１の先端部には、光を透過する部材により構成された円板状のカバーガラス１６が配置される。

【００１９】

そして、温度検出手段としての温度センサ１７は、カバーガラス１６のレンズ１２に対向する内側の面に接触するように配置される。なお、カバーガラス１６は、レンズによって構成されても良い。また、ライトガイド１５を設けずに、挿入部６の先端部に発光ダイオードを備えるようにしても良い。

【００２０】

さらに詳細な挿入部６の構成を断面図を用いて以下に説明する。

図３は、図２のII-II線に沿った概略的な断面図である。図３に示すように、ＣＣＤ１３、ヒータ１４、及び温度センサ１７は、それぞれ信号線Ｌを介してＣＣＵ４に接続されている。ヒータ１４、及び温度センサ１７は、それぞれＣＣＤ１３の撮像範囲（図中、２点鎖線にて撮像範囲を示す）に含まれない位置に配置される。

【００２１】

なお、ヒータ１４は、上述した位置、及び形状に限らず、インナーチューブ１０の先端部から、対向するカバーガラス１６の対向面までの間であって、ＣＣＤ１３の撮像範囲に含まれないように配置されるならば、どのような位置、及び形状であっても良い。

【００２２】

上述したように、光源装置３において発生した照明光は、ライトガイド１５により導光され、挿入部６の先端、つまり、アウターチューブ１１の先端から照射される。照明された観察箇所からの反射光は、カバーガラス１６を透過し、レンズ１２によってＣＣＤ１３の受光面に結像する。ＣＣＤ１３は、ＣＣＵ４によって制御され、結像した像を撮像し、ＣＣＵ４へ撮像信号を出力する。

【００２３】

また、ヒータ１４、及び温度センサ１７は、挿入部６を人体に挿入したときに発生するカバーガラス１６の曇りを防止するための構成要素である。ヒータ１４は、ＣＣＵ４により電圧を印加されて発熱し、カバーガラス１６を温める。

【００２４】

カバーガラス１６の温度は、温度センサ１７によって検出される。この温度センサ１７は、温度に応じて抵抗値が変化し、抵抗値は、ＣＣＵ４により常に検出される。そして、ＣＣＵ４によって、カバーガラス１６の温度を所定の温度にするように、検出した温度に応じてヒータ１４に印加する電圧が制御される。

【００２５】

続いて、トロツカー５の構成について説明する。

図４は、トロツカー５の概略的な断面構成図である。トロツカー５は、本体部１８と、挿入部１９とから構成され、本体部１８、及び挿入部１９には、内視鏡２の挿入部６を案内する管路２０が形成されている。さらに、本体部１８は、内視鏡２の挿入部６が管路２０に挿入されたことを検出する挿入検出手段としての挿入検出センサ２５を有している。

【００２６】

この挿入検出センサ２５は、例えばフォトカプラ等で構成され、例えばＬＥＤ等により構成された発光部２５ａと、例えばフォトトランジスタによって構成された受光部２５ｂを有し、それぞれＣＣＵ４に接続される。なお、この挿入検出センサ２５は、内視鏡２の挿入部６が管路２０に挿入されたことを検出することができれば、例えば接触センサ等のセンサであっても良い。

【００２７】

トロツカー５は、上述したように、外科手術において、生体の体壁に穿刺して内視鏡や処置具などの器具を体腔内に案内するために用いられる。図４に示すように、トロツカー５は、挿入部１９が体壁２１に挿入された状態において、内視鏡２の挿入部６が、管路２０内に挿入される。内視鏡２の挿入部６が管路２０に挿入された場合、挿入検出センサ２５の発光部２５ａからの光は、挿入部６によって遮光される。

【 0 0 2 8 】

その結果、受光部 2 5 b に流れる電流が変化するため、内視鏡 2 の挿入部 6 が管路 2 0 に挿入されたことを検出することができる。この電流の変化は、C C U 4 により常に監視される。

【 0 0 2 9 】

次に、本実施の形態の内視鏡装置 1 の特徴である曇り防止機能について説明する。以下に説明する機能は、C P U 8 を含む種々の装置、及び回路により実現されるものである。

図 5 は、内視鏡装置 1 の曇り防止機能に関する概略的なブロック構成図である。図 5 においては、光源装置 3 は図示せず、説明は省略する。また、C C U 4 についても、一般的に内視鏡装置が有する画像処理等の機能に関する説明は省略する。

10

【 0 0 3 0 】

内視鏡装置 1 は、内視鏡 2 と、C C U 4 と、トロツカー 5 とを有する。内視鏡 2 は、ヒータ 1 4 と、温度センサ 1 7 とを有する。C C U 4 は、抵抗値 - 電圧値変換部 3 0 と、アナログデジタル変換部（以下、A / D 変換部と略記）3 1 と、電圧値 - 温度テーブル変換部 3 2 と、制御電圧算出部 3 3 と、デジタルアナログ変換部（以下、D / A 変換部と略記）3 4 と、電圧増幅部 3 5 と、スイッチ制御部 3 6 と、スイッチ 3 7 とを含んで構成される。トロツカー 5 は、挿入検出センサ 2 5 を有する。

【 0 0 3 1 】

電圧値 - 温度テーブル変換部 3 2、制御電圧算出部 3 3、及びスイッチ制御部 3 6 のそれぞれにおける機能は、C P U 8 等により実現される。抵抗値 - 電圧値変換部 3 0、A / D 変換部 3 1、D / A 変換部 3 4、電圧増幅部 3 5、及びスイッチ 3 7 は、それぞれ電気回路等によって実現される。

20

【 0 0 3 2 】

温度センサ 1 7 は、信号線を介して抵抗値 - 電圧値変換部 3 0 と接続される。この温度センサ 1 7 は、上述したように、カバーガラス 1 6 の温度に応じて抵抗値を変化させる。抵抗値 - 電圧値変換部 3 0 は、温度センサ 1 7 の抵抗値を常に検出しており、検出した抵抗値を電圧値に変換する。

【 0 0 3 3 】

この電圧値は、A / D 変換部 3 1 に入力され、アナログ信号からデジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された電圧値は、電圧値 - 温度テーブル変換部 3 2 に入力される。電圧値 - 温度テーブル変換部 3 2 は、デジタル信号に変換された電圧値と温度の関係を示すテーブルデータを予め記憶している。電圧値 - 温度テーブル変換部 3 2 は、このテーブルデータと入力された電圧値に基づいて、カバーガラス 1 6 の温度を算出する。算出された温度は、制御電圧算出部 3 3 に入力される。

30

【 0 0 3 4 】

制御電圧算出部 3 3 は、入力された温度に基づいて、カバーガラス 1 6 が所定の温度、例えば 3 8 以上 4 1 以下になるようにヒータ 1 4 に印加する電圧値を算出する。例えば、カバーガラス 1 6 の温度が所定の温度より低く、その温度差が大きい場合、ヒータ 1 4 に印加する電圧値は、大きくなる。例えば、カバーガラス 1 6 の温度が所定の温度より低く、その温度差が小さい場合、ヒータ 1 4 に印加する電圧値は、小さくなる。例えば、カバーガラス 1 6 の温度が所定の温度より高く、その温度差が大きい場合、ヒータ 1 4 に電圧を印加しない。例えば、カバーガラス 1 6 の温度が所定の温度より高く、その温度差が小さい場合、ヒータ 1 4 に印加する電圧値は、小さくなる。なお、所定の温度は、例えば図示しないユーザインターフェイスを設けることによって、自由に設定できるようにしても良い。

40

【 0 0 3 5 】

算出した電圧値は、D / A 変換部 3 4 に入力され、D / A 変換部 3 4 は、入力された電圧値をデジタル信号からアナログ信号に変換する。変換された電圧値は、電圧増幅部 3 5 に入力され、増幅される。

50

【 0 0 3 6 】

電圧増幅部 3 5 は、スイッチ 3 7 を介してヒータ 1 4 と接続されており、スイッチ 3 7 は、CCU 4 の電源が入ると通常オン状態となる。電圧増幅部 3 5 は、スイッチ 3 7 を介して、増幅した電圧値をヒータ 1 4 に印加する。

【 0 0 3 7 】

トロッカー 5 の挿入検出センサ 2 5 は、信号線を介してスイッチ制御部 3 6 に接続される。挿入検出センサ 2 5 がトロッカー 5 に挿入部 6 が挿入されたことを検出すると、スイッチ制御部 3 6 は、スイッチ 3 7 を所定の時間だけオフ状態、つまり、ヒータ 1 4 に印加される電圧をゼロにする。

【 0 0 3 8 】

以上説明した構成により、内視鏡装置 1 は、カバーガラス 1 6 の温度を温度センサ 1 7 によって検出し、ヒータ 1 4 の出力にフィードバックすることができる。その結果、カバーガラス 1 6 の温度を正確に制御することができ、かつ、カバーガラス 1 6 が曇ることを防止することができる。

【 0 0 3 9 】

次に、図 6 に、ヒータ 1 4 に印加される電圧と時間の関係、及びカバーガラス 1 6 の温度と時間の関係を示す。図 6 の上の図は、ヒータ 1 4 に印加される電圧と時間の関係を示す図であり、図 6 の下の図は、カバーガラス 1 6 の温度と時間の関係を示す図である。

【 0 0 4 0 】

内視鏡装置 1 の使用者は、カバーガラス 1 6 が曇るのを防ぐため、観察対象である人体に挿入部 6 を挿入する前に、カバーガラス 1 6 を所定の温度に温めなければならない。以下の説明では、この所定の温度は 3 9 とし、体外の温度、例えば室温は 2 7 、体内の温度は 3 7 とする。

【 0 0 4 1 】

まず、内視鏡装置 1 の電源をオンにする前は、図 6 の領域 A に示すように、ヒータ 1 4 に電圧は印加されず、カバーガラス 1 6 の温度も室温と同じ 2 7 である、

時間 t_1 において内視鏡装置 1 の電源がオンにされると、カバーガラス 1 6 の温度を 3 9 にするように、ヒータ 1 4 に電圧が印加される。図 6 の領域 B に示すように、ヒータ 1 4 に電圧が印加され、カバーガラス 1 6 の温度が上昇する。カバーガラス 1 6 の温度が上昇するに従って、ヒータ 1 4 に印加される電圧は、徐々に減少し、カバーガラス 1 6 の温度が 3 9 になるように、ヒータ 1 4 に印加される電圧は制御される。

【 0 0 4 2 】

そして、時間 t_2 において挿入部 6 がトロッカー 5 の管路 2 0、つまり体内に挿入されると、挿入検出センサ 2 5 により、挿入部 6 が管路 2 0 に挿入されたことが検出される。すると、スイッチ制御部 3 6 により、スイッチ 3 7 がオフ状態にされ、その結果、ヒータ 1 4 に印加される電圧はゼロになる。所定の時間が経過し、時間 t_3 になると、スイッチ制御部 3 6 は、再びスイッチ 3 7 をオン状態にし、ヒータ 1 4 に印加する電圧の制御を再開する。

【 0 0 4 3 】

ここで、時間 t_2 から t_3 までの領域 C において、ヒータ 1 4 に電圧を印加しない時間を設けた理由を以下に説明する。

体内の温度は、3 7 であるために、体内においてカバーガラス 1 6 を所定の温度 3 9 に保つために必要な電圧は、体外においてカバーガラス 1 6 を所定の温度 3 9 に保つために必要な電圧より小さくなる。そのため、挿入部 6 を人体に挿入した直後、ヒータ 1 4 に印加される電圧は、カバーガラス 1 6 を 3 9 に保つために必要な電圧よりも過剰な状態となる。

【 0 0 4 4 】

その結果、カバーガラス 1 6 の温度は急激に上昇し、生体組織に熱傷を起こす可能性が発生してしまう。図 6 に、二点鎖線により、領域 C においてスイッチ 3 7 がオフ状態にされない場合のヒータ 1 4 に印加される電圧の変化、及びカバーガラス 1 6 の温度変化を示

10

20

30

40

50

す。

【0045】

以上説明したように、本実施の形態の内視鏡装置1は、カバーガラス16の温度を温度センサ17によって検出し、ヒータ14の出力にフィードバックする。その結果、カバーガラス16の温度を正確に制御することができ、かつ、カバーガラス16が曇ることを防止することができる。

【0046】

また、トロッカー5により、挿入部6を人体に挿入した場合のヒータ14の過剰な加熱を防止し、生体組織の熱傷を防ぐことができる。さらに、ヒータ14をインナーチューブ10の先端部から、対向するカバーガラス16の対向面までの空間に配置することによって、近年細径化が進む内視鏡挿入部の設計上の自由度を確保することができる。

10

【0047】

(第2の実施の形態)

以下に第2の実施の形態について図を用いて詳細に説明する。

本実施の形態の内視鏡装置は、第1の実施の形態と異なり、温度検出手段としての温度センサを備えないため、挿入部の細径化を図ることができる。また、本実施の形態の内視鏡装置は、発熱手段としてのヒータを識別する識別手段を有することにより、ヒータ毎の温度と抵抗値の特性に応じた、精度のよい温度制御をすることができる。

【0048】

本実施の形態は、第1の実施の形態と同様の構成を含むため、同じ構成要素は同一符号により記し、説明は省略する。

20

まず、本実施の形態の内視鏡装置1の特徴である曇り防止機能について、以下に説明する。以下に説明する機能は、CPU8を含む種々の装置、及び回路により実現される。

【0049】

図7は、内視鏡装置1の曇り防止機能に関する概略的なブロック図である。図7においては、第1の実施の形態と同様に光源装置3は図示せず、説明は省略する。また、CCU4についても、一般的に内視鏡装置が有する画像処理等の機能に関する説明は省略する。

【0050】

内視鏡装置1は、内視鏡2、発熱制御手段としてのCCU4を有している。内視鏡2はそれぞれ、発熱手段としてのヒータ40を備える挿入部6と、識別手段としての抵抗49を備える操作部7とを有する。CCU4は、電圧電流検出部41と、電圧電流A/D変換部42と、抵抗値算出部43と、抵抗値-温度テーブル変換部44と、制御電圧算出部45と、D/A変換部46と、電圧増幅部47と、A/D変換部48と、抵抗50とを含んで構成される。

30

【0051】

抵抗値算出部43、抵抗値-温度テーブル変換部44、及び制御電圧算出部45におけるそれぞれの機能は、CPU8等により実現される。電圧電流検出部41、電圧電流A/D変換部42、D/A変換部46、電圧増幅部47、及びA/D変換部48は、それぞれ電気回路等によって実現される。

【0052】

挿入部6の先端部の構成は図2と同様の構成である。挿入部6のヒータ40は、温度によって抵抗値が変化する発熱抵抗体を含んで構成され、この発熱抵抗体は、例えば白金、モリブデン等によって構成される。このヒータ40は、第1の実施の形態のヒータ14(図2参照)と同様の形状であり、インナーチューブ10の先端部から、対向するカバーガラス16の対向面までの間に配置される。

40

【0053】

上述したように発熱抵抗体は、温度によって抵抗値が変化するため、発熱抵抗体の抵抗値を制御することによって、温度の制御をすることが可能となる。しかし、発熱抵抗体は、種類によって温度と抵抗値の特性に差があり、算出した温度が実際の温度とは異なることがある。

50

【 0 0 5 4 】

図 8 に、発熱抵抗体の温度と抵抗値の特性の例を示す。図 8 には、発熱抵抗体 D、E、及び F の温度と抵抗値の特性を示す。図 8 に示すように、発熱抵抗体 D、E、及び F の温度と抵抗値の特性は、線形関係を有し、それぞれ傾き、及び切片が異なる。

【 0 0 5 5 】

その結果、例えば発熱抵抗体 E の抵抗値を 200 に制御した場合、温度は 39 になるが、発熱抵抗体 D は、抵抗値 200 において 37 になり、同じ抵抗値に制御しても 2 の温度差を生じる。また、所望の温度として 39 にしたい場合、発熱抵抗体 E の抵抗値は 200 であるが、発熱抵抗体 F の抵抗値は 190 にしなければならない。

【 0 0 5 6 】

このように発熱抵抗体は、種類によって温度と抵抗値の特性に差があり、温度を精度良く制御するためには、この特性の差を考慮しなければならない。

【 0 0 5 7 】

そのため、操作部 7 は、発熱抵抗体の特性に応じて予め決められたヒータ 40 の種類を識別するために、ヒータ 40 の種類に応じて異なる値の抵抗値を有する抵抗 49 を備える。CCU 4 は、抵抗 49 の抵抗値を検出することにより、ヒータ 40 の種類を特定し、ヒータ 40 毎の温度と抵抗値の特性に基づいて温度を算出することができる。

【 0 0 5 8 】

この抵抗 49 は、A/D 変換部 48、及び所定の抵抗値を有する抵抗 50 と接続される。A/D 変換部 48 は、抵抗 49、及び抵抗 50 に所定の電圧を印加することによって生じる分圧を検出する。抵抗 49 の抵抗値は、抵抗 50 の抵抗値が予め設定されていることから、検出した分圧から算出することができる。さらに、A/D 変換部 48 は、算出した抵抗値をデジタル信号に変換し、抵抗値 - 温度テーブル変換部 44 に出力する。

【 0 0 5 9 】

一方、ヒータ 40 は、信号線を介して電圧電流検出部 41、及び電圧増幅部 47 に接続されている。電圧電流検出部 41 は、ヒータ 40 の電圧値、及び電流値を検出する。検出された電圧値、及び電流値は、電圧電流 A/D 変換部 42 に入力され、電圧電流 A/D 変換部 42 は、入力された電圧値、及び電流値をアナログ信号からデジタル信号へと変換する。

【 0 0 6 0 】

デジタル信号に変換された電圧値、及び電流値は、抵抗値算出部 43 に入力される。抵抗値算出部 43 は、入力された電圧値、及び電流値に基づいて抵抗値を算出する。算出された抵抗値は、抵抗値 - 温度テーブル変換部 44 に入力される。

【 0 0 6 1 】

抵抗値 - 温度テーブル変換部 44 は、抵抗 49 の抵抗値に応じたヒータ 40 の温度と電圧値の特性を示すテーブルデータを予め記憶しており、入力した抵抗 49 の抵抗値と、ヒータ 40 の抵抗値とに基づいて、温度を算出する。

【 0 0 6 2 】

制御電圧算出部 45 は、入力した温度に基づいて、カバーガラス 16 が所定の温度、例えば 38 以上 41 以下になるようにヒータ 40 に印加する電圧値を算出する。なお、所定の温度は、例えば図示しないユーザインターフェイスを設けることによって、例えば 38 以上 41 以下の範囲内において自由に設定できるようにしても良い。

【 0 0 6 3 】

算出した電圧値は、D/A 変換部 46 に入力され、D/A 変換部 46 は、入力した電圧値をデジタル信号からアナログ信号に変換する。変換された電圧値は、電圧増幅部 47 に入力され、増幅される。電圧増幅部 47 は、増幅した電圧値をヒータ 40 に印加する。

【 0 0 6 4 】

以上説明した構成により、カバーガラス 16 の温度をヒータ 40 の出力にフィードバックすることによって、カバーガラス 16 の温度を正確に制御することができ、かつ、カバーガラス 16 が曇ることを防止することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 5 】

また、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、温度センサ 1 7 を有さないため、第 1 の実施の形態より内視鏡 2 の挿入部 6 の細径化が可能である。

【 0 0 6 6 】

さらに、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、ヒータ 4 0 を識別する識別手段である抵抗 4 9 を有することにより、ヒータ 4 0 の種類に応じて精度よく温度制御をすることができる。

【 0 0 6 7 】

なお、本実施の形態の識別手段は、抵抗 4 9 によって構成されていたが、例えばヒータ 4 0 の温度と抵抗値の特性を記憶する記憶装置等によって構成されても良い。また、本実施の形態において、ヒータ 4 0 の種類を識別するようにしているが、さらにヒータ 4 0 の配置位置等の情報を識別して温度を算出するようにしても良い。

【 0 0 6 8 】

なおまた、本実施の形態の内視鏡装置 1 において、異なる種類のヒータ 4 0 をそれぞれ有する複数の内視鏡 2 を C C U 4 に接続可能にし、C C U 4 がそれぞれの内視鏡 2 に応じた温度と抵抗値の特性を記憶するようにしても良い。

【 0 0 6 9 】

さらに、本実施の形態において、抵抗値 - 温度テーブル変換部 4 4 は、ヒータ 4 0 の種類に応じた温度と抵抗値の特性を予め記憶しているが、ヒータ 4 0 を構成する発熱抵抗体の個体ごとの温度と抵抗値の特性を予め記憶するようにしても良い。この場合、より細やかな温度の制御を行うことが可能になる。

【 0 0 7 0 】

なお、本実施の形態においても、第 1 の実施の形態と同様に、内視鏡装置 1 は、トロッカ 5 を有する構成でも良い。この場合、挿入部 6 を人体に挿入した場合のヒータ 4 0 の過剰な加熱を防止し、生体組織の熱傷を防ぐことができる。

【 0 0 7 1 】

(第 3 の実施の形態)

以下に第 3 の実施の形態について図を用いて詳細に説明する。

本実施の形態の内視鏡装置は、第 1 の実施の形態と異なり、ヒータを備えておらず、ライトガイドによって発熱手段を構成している。ヒータは、カバーガラスを温めるのに十分な熱容量が必要とされるため、例えば温度センサ等より素子が大きい。そのため、第 1 の実施の形態よりも、挿入部の細径化が可能になる。

本実施の形態は、第 1 の実施の形態と同様の構成を含むため、同じ構成要素は同一符号により記し、説明は省略する。

【 0 0 7 2 】

図 9 は、挿入部 6 の概略的な構成図である。図 9 に示すように、第 1 の実施の形態とは異なり、インナーチューブ 1 0 は、ヒータ 1 4 を備えない。また、アウターチューブ 1 1 には、ライトガイド 1 5 と共に、先端面が遮光されたライトガイド 6 3 がアウターチューブ 1 1 の軸方向に沿って内挿される。照明光がこのライトガイド 6 3 に入射すると、ライトガイド 6 3 の先端面において、照明光が熱に変わる。

【 0 0 7 3 】

つまり、ライトガイド 6 3 は、発熱手段を構成し、第 1 の実施の形態におけるヒータ 1 4 と同様の機能を有する。ライトガイド 6 3 における発熱量は、光源装置 3 において、ライトガイド 6 3 に入射する照明光の光量を制御することによって変化する。ライトガイド 6 3 における発熱量の制御の詳細は後述する。

【 0 0 7 4 】

続いて、本実施の形態の内視鏡装置 1 の曇り防止機能に関する概略的な構成を説明する。以下に説明する機能は、C P U 8 を含む種々の装置、及び回路により実現される。図 1 0 は、内視鏡装置 1 の曇り防止機能に関する概略的なブロック図である。C C U 4 については、一般的に内視鏡装置が有する画像処理等の機能に関する説明は省略する。

【 0 0 7 5 】

内視鏡装置 1 は、内視鏡 2 と、光源装置 3 と、CCU 4 とを有する。光源装置 3、及び CCU 4 は、発熱制御手段を構成する。内視鏡 2 は、温度検出手段としての温度センサ 17 を備える挿入部 6 を有する。光源装置 3 は、モータ 60 と、遮光板 61 と、ランプ 62 とを有する。また、光源装置 3 から挿入部 6 の先端部まで、ライトガイド 15 と、ライトガイド 63 が設けられる。CCU 4 は、抵抗値 - 電圧値変換部 30 と、A/D 変換部 31 と、電圧値 - 温度テーブル変換部 32 と、制御電圧算出部 33 と、D/A 変換部 34 と、電圧増幅部 35 とを含んで構成される。

【 0 0 7 6 】

電圧値 - 温度テーブル変換部 32、及び制御電圧算出部 33 におけるそれぞれの機能は、CPU 8 等により実現される。また、抵抗値 - 電圧値変換部 30、A/D 変換部 31、D/A 変換部 34、及び電圧増幅部 35 は、それぞれ電気回路等によって実現される。

10

【 0 0 7 7 】

温度センサ 17 は、信号線を介して抵抗値 - 電圧値変換部 30 と接続される。この温度センサ 17 は、上述したように、カバーガラス 16 の温度に応じて抵抗値を変化させる。抵抗値 - 電圧値変換部 30 は、温度センサ 17 の抵抗値を常に検出しており、検出した抵抗値を電圧値に変換する。

【 0 0 7 8 】

この電圧値は、A/D 変換部 31 に入力され、アナログ信号からデジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された電圧値は、電圧値 - 温度テーブル変換部 32 に入力される。電圧値 - 温度テーブル変換部 32 は、デジタル信号に変換された電圧値と温度の関係を示すテーブルデータを予め記憶している。電圧値 - 温度テーブル変換部 32 は、このテーブルデータと入力された電圧値に基づいて、カバーガラス 16 の温度を算出する。算出された温度は、制御電圧算出部 33 に入力する。

20

【 0 0 7 9 】

制御電圧算出部 33 は、入力された温度に基づいて、モータ 60 に印加する電圧値を算出する。算出した電圧値は、D/A 変換部 34 に入力され、D/A 変換部 34 は、入力された電圧値をデジタル信号からアナログ信号に変換する。変換された電圧値は、電圧増幅部 35 に入力され、増幅される。

【 0 0 8 0 】

電圧増幅部 35 は、モータ 60 に接続されており、増幅した電圧をモータ 60 に印加する。モータ 60 は、入力された電圧に応じて、遮光板 61 を動作させる。遮光板 61 は、モータ 60 に入力された電圧に応じてライトガイド 63 に入射する照明光を調節できるように配置される。

30

【 0 0 8 1 】

内視鏡装置 1 の電源が入れると、ランプ 62 は点灯し、照明光は、ライトガイド 15、及びライトガイド 63 に入射する。ライトガイド 63 に入射した照明光は、挿入部 6 の先端面において遮光され、熱を発生する。発生した熱は、カバーガラス 16 を温め、カバーガラス 16 が曇るのを防止する。

【 0 0 8 2 】

温度センサ 17 は、カバーガラス 16 の温度を検出し、検出した温度に応じて、遮光板は動作する。その結果、ライトガイド 63 に入射する照明光の光量が調節され、カバーガラス 16 の温度は、制御される。

40

【 0 0 8 3 】

以上説明したように、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、カバーガラス 16 の温度を温度センサ 17 によって検出し、ライトガイド 63 による発熱にフィードバックする。その結果、カバーガラス 16 の温度を正確に制御することができ、かつ、カバーガラス 16 が曇ることを防止することができる。

また、挿入部 6 は、発熱手段としてのヒータを備えないため、内視鏡挿入部の細径化を図ることができる。

50

【 0 0 8 4 】

なお、本実施の形態においても、第 1 の実施の形態と同様に、内視鏡装置 1 は、トロツカー 5 を有する構成でも良い。この場合、挿入部 6 を人体に挿入した場合のヒータ 40 の過剰な加熱を防止し、生体組織の熱傷を防ぐことができる。

【 0 0 8 5 】

以上説明したように、本発明の実施の形態における内視鏡装置は、内視鏡先端部の温度を精度よく制御して、カバーガラスの曇りを防止することができる内視鏡装置を提供することができる。

【 0 0 8 6 】

なお、本発明は前述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変更し
10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 7 】

【図 1】第 1 の実施の形態に係る、内視鏡装置の概略的な外観図である。

【図 2】第 1 の実施の形態に係る、挿入部の概略的な構成図である。

【図 3】第 1 の実施の形態に係る、図 2 の II - II 線に沿った概略的な断面図である。

【図 4】第 1 の実施の形態に係る、トロツカーの概略的な断面構成図である。

【図 5】第 1 の実施の形態に係る、曇り防止機能に関する概略的なブロック構成図である

。

【図 6】第 1 の実施の形態に係る、ヒータに印加される電圧と時間の関係、及びカバーガ
20

ラスの温度と時間の関係を示す図である。

【図 7】第 2 の実施の形態に係る、曇り防止機能に関する概略的なブロック構成図である

。

【図 8】第 2 の実施の形態に係る、発熱抵抗体の温度と抵抗値の特性の例である。

【図 9】第 3 の実施の形態に係る、挿入部の概略的な構成図である。

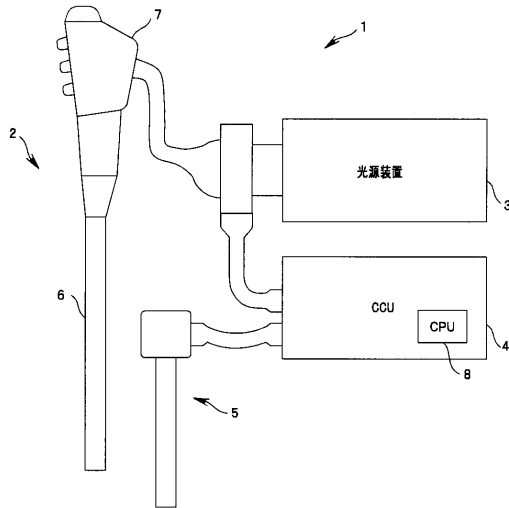
【図 10】第 3 の実施の形態に係る、曇り防止機能に関する概略的なブロック構成図であ
る。

【符号の説明】

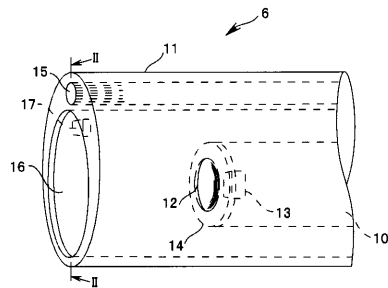
【 0 0 8 8 】

1 内視鏡装置、2 内視鏡、5 トロツカー、6 挿入部、7 操作部、1 30
0 インナーチューブ、11 アウターチューブ、12 レンズ、13 電荷結
合素子、14 ヒータ、15 ライトガイド、16 カバーガラス、17 温度
センサ、18 本体部、19 挿入部、20 管路、21 体壁、25 挿入
検出センサ、61 遮光板、62 ライト、63 ライトガイド

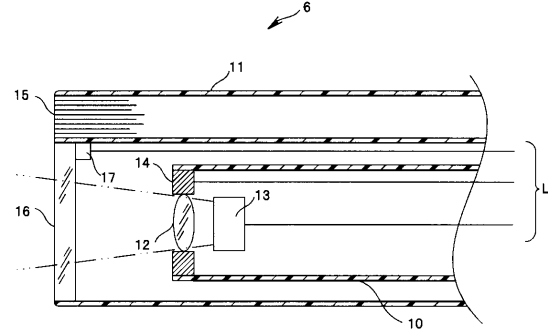
【図 1】



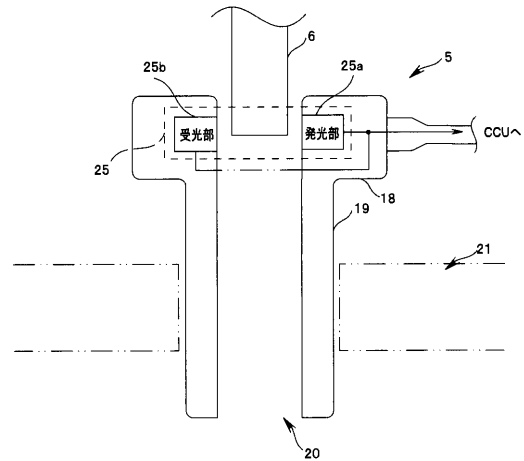
【図 2】



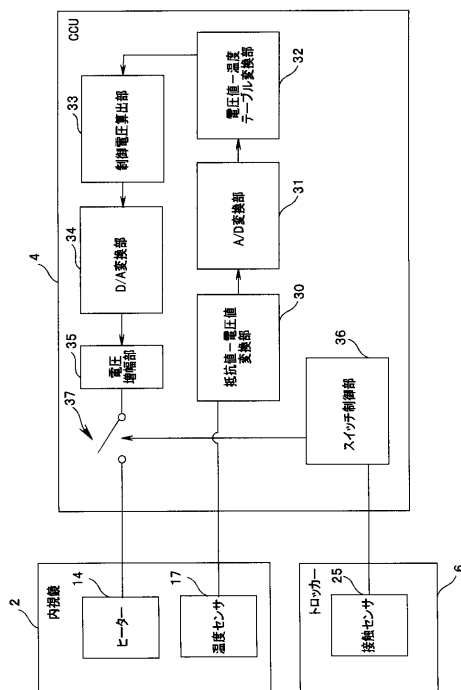
【図 3】



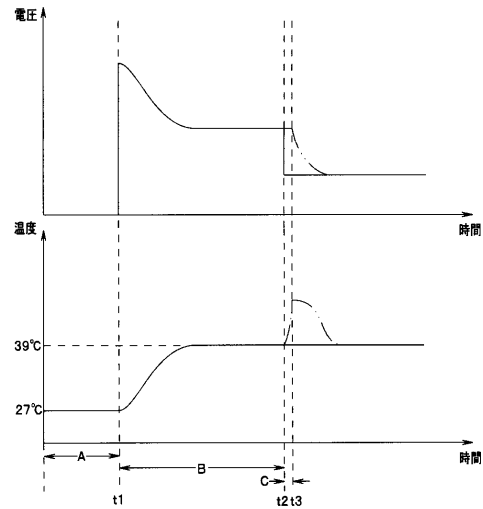
【図 4】



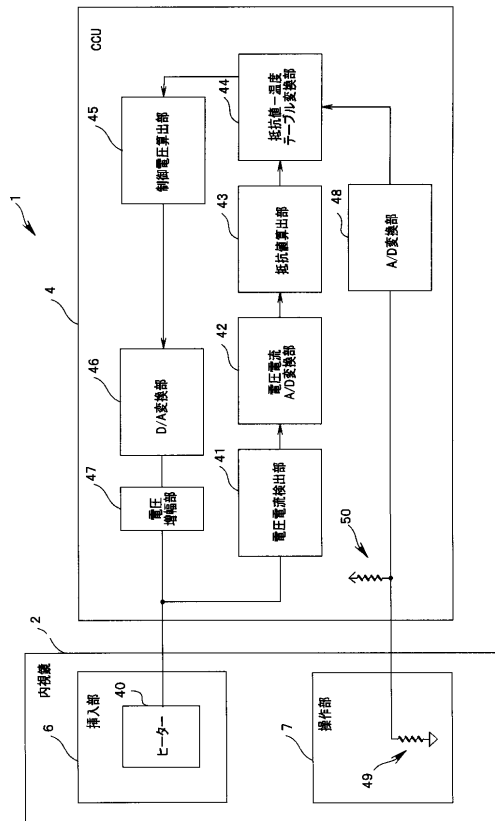
【図 5】



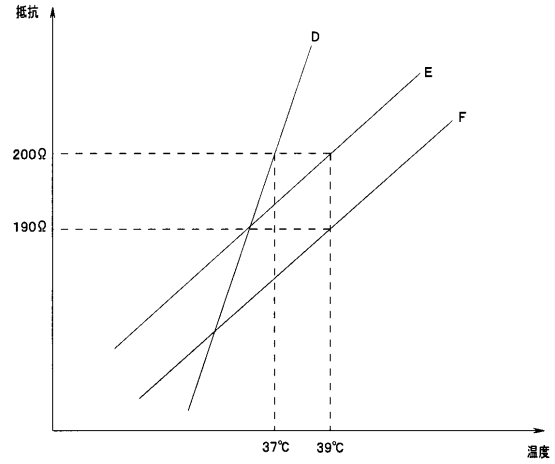
【図 6】



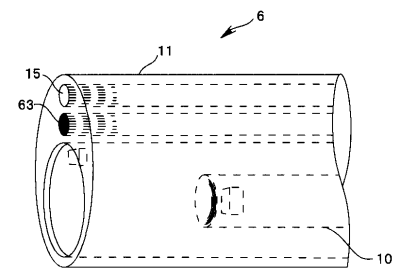
【図 7】



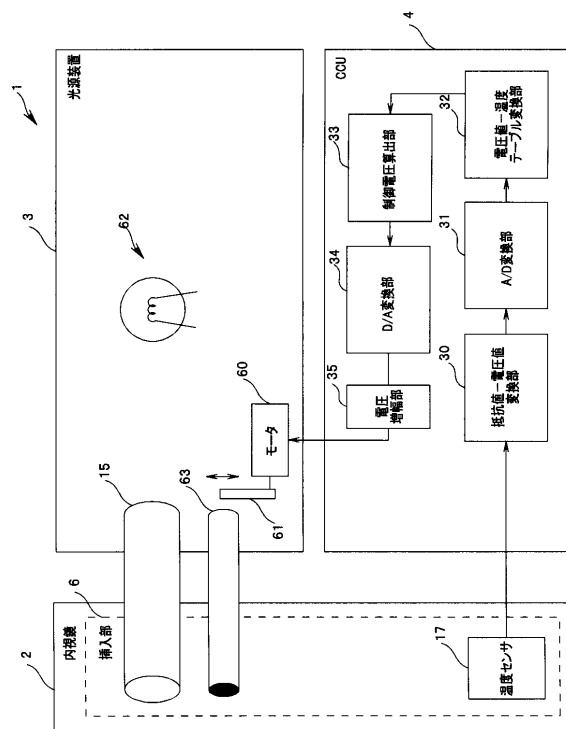
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2002-291684(JP,A)
特開2003-334157(JP,A)
特開2003-284677(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP4611193B2	公开(公告)日	2011-01-12
申请号	JP2005376237	申请日	2005-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	瀬川和則		
发明人	瀬川 和則		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/127 A61B1/051 A61B1/128 A61B5/01		
FI分类号	A61B1/00.300.Q G02B23/24.A A61B1/00.T A61B1/00.550 A61B1/00.640 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/05 A61B1/12.530 A61B1/12.532		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/DA13 2H040/DA17 2H040/GA02 4C061 /FF38 4C061/JJ06 4C161/FF38 4C161/JJ06		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2007175230A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够精确地控制内窥镜远端部分的温度并防止盖玻璃起雾的内窥镜设备。内窥镜装置1包括内窥镜2，CCU 4和套管针5。内窥镜2具有加热器14和温度传感器17。CCU 4包括电阻值 - 电压值转换单元30，模数转换单元（下文中简称为A / D转换单元）31，电压值 - 温度表转换单元32，控制电压计算单元33，数字模拟转换单元（下文中简称为D / A转换单元）34，电压放大单元35，开关控制单元36和开关37。套管针5具有插入检测传感器25。点域5

【 図 5 】

