

(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2007-175230
(P2007-175230A)

(43) 公開日 平成19年7月12日(2007.7.12)

(51) Int.CI.

A61B 1/00 (2006.01)
G02B 23/24 (2006.01)

F 1

A 61 B 1/00
G 02 B 23/243 0 0 Q
A

テーマコード(参考)

2 H 0 4 0
4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日特願2005-376237 (P2005-376237)
平成17年12月27日 (2005.12.27)(71) 出願人 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 濑川 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
F ターム(参考) 2H040 BA23 CA11 CA22 DA12 DA13
DA17 GA02
4C061 FF38 JJ06

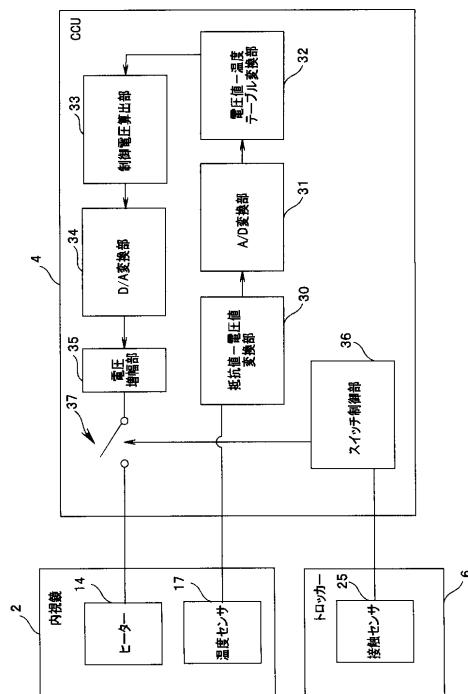
(54) 【発明の名称】内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】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を目的とする。

【解決手段】内視鏡装置1は、内視鏡2と、CCU4と、トロッカーフレーム5を有する。内視鏡2は、ヒータ14と、温度センサ17とを有する。CCU4は、抵抗値-電圧値変換部30と、アナログデジタル変換部(以下、A/D変換部と略記)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、デジタルアナログ変換部(以下、D/A変換部と略記)34と、電圧増幅部35と、スイッチ制御部36と、スイッチ37とを含んで構成される。トロッカーフレーム5は、挿入検出センサ25を有する。

【選択図】図5



【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、
を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

上記挿入部は、
第1のチューブと、
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のチューブとを有し、
上記カバーガラスは、上記第2のチューブの先端部に配置されることを特徴とする請求
項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

上記発熱手段は、上記第2のチューブの内部に配置されることを特徴とする請求項2に
記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

上記発熱手段は、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に配置されることを特徴とする請求項3に記載
の内視鏡装置。

【請求項 5】

さらに、上記第1のチューブ内に設けられた撮像手段を有し、
上記発熱手段は、上記撮像手段の撮像する撮像範囲に含まれないような位置に配置され
ることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

さらに、上記撮像手段の撮像する撮像範囲に含まれないような位置に配置され、上記カ
バーガラスの温度を検出する温度検出手段を有し、

上記発熱制御手段は、上記温度検出手段が検出した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ことを特徴とする請求項5に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

さらに、上記カバーガラスの温度を検出する温度検出手段を有し、
上記発熱制御手段は、上記温度検出手段が検出した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ことを特徴とする請求項1から請求項5のいずれか一つに記載の
内視鏡装置。

【請求項 8】

上記温度検出手段は、上記カバーガラスに接触するように配置されることを特徴とする
請求項6又は請求項7に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

上記発熱手段は、発熱抗体を含んで構成され、
上記発熱制御手段は、上記発熱抗体の抵抗値から算出した温度に基づいて上記発熱手
段を制御することを特徴とする請求項1から請求項5のいずれか一つに記載の内視鏡装置
。

【請求項 10】

上記内視鏡は、上記発熱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、上記発熱抗体の抵抗値から算出した温度とに
に基づいて上記発熱手段を制御することを特徴とする請求項9に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

さらに、上記発熱手段は、上記第2のチューブに内挿され、先端部が遮光されたライト
ガイドファイバであることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

10

20

30

40

50

上記発熱制御手段は、上記内視鏡の体腔内への挿入を案内するトロッカーに上記挿入部が挿入された場合、上記発熱手段の出力を所定の時間だけ停止することを特徴とする請求項1から請求項11のいずれか一つに記載の内視鏡装置。

【請求項13】

上記挿入部が、上記トロッカーに挿入されたかどうかを検出する挿入検出手段を有し、上記発熱制御手段は、上記挿入検出手段の検出結果に基づいて上記発熱手段の出力を停止することを特徴とする請求項12に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

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】

【0002】

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。

【0003】

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。

20

【0004】

特開2002-291684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2002-291684号公報

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

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。

【0006】

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】

【0007】

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、を具備する。

40

【発明の効果】

【0008】

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】

【0009】

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

50

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38以上41以下に保たれる必要がある。

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としたものである。

【0010】

(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、CCUと略記)4と、トロッカ-5を含んで構成される。 10

【0011】

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CCU4に接続される。トロッカ-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、CCU4と接続される。CCU4は、内部にCPU8を含む種々の装置、及び回路を有している。

【0012】

この内視鏡装置1による観察は、トロッカ-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-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に案内される。 20

【0013】

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、CCU4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。 30

【0014】

そして、CCU4は、CPU8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に出力され、表示される。

【0015】

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10と、インナーチューブ10よりも径が大きく、インナーチューブ10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11と、を含んで構成される。アウターチューブ11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10、及びアウターチューブ11は、絶縁材料により構成されている。

【0016】

また、図2に示すように、インナーチューブ10は、レンズ12と、撮像手段としての電荷結合素子(以下、CCDと略記)13と、発熱手段としてのヒータ14と、を有する。ヒータ14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10の先端部の内壁面に沿うように配置される。 40

【0017】

レンズ12は、インナーチューブ10の先端部のリング形状のヒータ14の内周側に配置される。また、CCD13は、レンズ12が外部からの光をインナーチューブ10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。

【0018】

一方、アウターチューブ11には、ライトガイドファイバであるライトガイド15がア

50

ウターチューブ 11 の軸方向に沿って内挿されており、ライトガイド 15 の先端は、アウターチューブ 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。

10

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、CCD 13、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 CCU 4 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 CCD 13 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、CCD 13 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。

20

【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 CCD 13 の受光面に結像する。CCD 13 は、CCU 4 によって制御され、結像した像を撮像し、CCU 4 へ撮像信号を出力する。

20

【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、CCU 4 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、CCU 4 により常に検出される。そして、CCU 4 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。

30

【0025】

続いて、トロッカー 5 の構成について説明する。

図 4 は、トロッカー 5 の概略的な断面構成図である。トロッカー 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。

40

【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 CCU 4 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】

トロッカー 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、トロッカー 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

50

5 の発光部 25a からの光は、挿入部 6 によって遮光される。

【0028】

その結果、受光部 25b 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 20 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、CCU4 により常に監視される。

【0029】

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、CPU8 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、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。

【0030】

内視鏡装置 1 は、内視鏡 2 と、CCU4 と、トロッカー 5 とを有する。内視鏡 2 は、ヒータ 14 と、温度センサ 17 とを有する。CCU4 は、抵抗値 - 電圧値変換部 30 と、アナログデジタル変換部（以下、A/D 変換部と略記）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、デジタルアナログ変換部（以下、D/A 変換部と略記）34 と、電圧増幅部 35 と、スイッチ制御部 36 と、スイッチ 37 を含んで構成される。トロッカー 5 は、挿入検出センサ 25 を有する。

【0031】

電圧値 - 温度テーブル変換部 32、制御電圧算出部 33、及びスイッチ制御部 36 のそれぞれにおける機能は、CPU8 等により実現される。抵抗値 - 電圧値変換部 30、A/D 変換部 31、D/A 変換部 34、電圧増幅部 35、及びスイッチ 37 は、それぞれ電気回路等によって実現される。

【0032】

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。

【0033】

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 に入力される。

【0034】

制御電圧算出部 33 は、入力された温度に基づいて、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 14 に印加する電圧値を算出する。例えば、カバーガラス 16 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 14 に印加する電圧値は、大きくなる。例えば、カバーガラス 16 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 14 に印加する電圧値は、小さくなる。例えば、カバーガラス 16 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 14 に電圧を印加しない。例えば、カバーガラス 16 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 14 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。

【0035】

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

10

20

30

40

50

に入力され、増幅される。

【0036】

電圧増幅部35は、スイッチ37を介してヒータ14と接続されており、スイッチ37は、CCU4の電源が入ると通常オン状態となる。電圧増幅部35は、スイッチ37を介して、増幅した電圧値をヒータ14に印加する。

【0037】

トロッカ-5の挿入検出センサ25は、信号線を介してスイッチ制御部36に接続される。挿入検出センサ25がトロッカ-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36は、スイッチ37を所定の時間だけオフ状態、つまり、ヒータ14に印加される電圧をゼロにする。

【0038】

以上説明した構成により、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ことができる。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。

【0039】

次に、図6に、ヒータ14に印加される電圧と時間の関係、及びカバーガラス16の温度と時間の関係を示す。図6の上の図は、ヒータ14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16の温度と時間の関係を示す図である。

【0040】

内視鏡装置1の使用者は、カバーガラス16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16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39とし、体外の温度、例えば室温は27、体内の温度は37とする。

【0041】

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14に電圧は印加されず、カバーガラス16の温度も室温と同じ27である。

時間t1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16の温度を39にするように、ヒータ14に電圧が印加される。図6の領域Bに示すように、ヒータ14に電圧が印加され、カバーガラス16の温度が上昇する。カバーガラス16の温度が上昇するに従って、ヒータ14に印加される電圧は、徐々に減少し、カバーガラス16の温度が39になるように、ヒータ14に印加される電圧は制御される。

【0042】

そして、時間t2において挿入部6がトロッカ-5の管路20、つまり体内に挿入されると、挿入検出センサ25により、挿入部6が管路20に挿入されたことが検出される。すると、スイッチ制御部36により、スイッチ37がオフ状態にされ、その結果、ヒータ14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t3になると、スイッチ制御部36は、再びスイッチ37をオン状態にし、ヒータ14に印加する電圧の制御を再開する。

【0043】

ここで、時間t2からt3までの領域Cにおいて、ヒータ14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、37であるために、体内においてカバーガラス16を所定の温度39に保つために必要な電圧は、体外においてカバーガラス16を所定の温度39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14に印加される電圧は、カバーガラス16を39に保つために必要な電圧よりも過剰な状態となる。

【0044】

その結果、カバーガラス16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37がオフ状態にさ

10

20

30

40

50

れない場合のヒータ14に印加される電圧の変化、及びカバーガラス16の温度変化を示す。

【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、トロッカーフレーム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。

【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。

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。

【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、例えは白金、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。

【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

10

20

30

40

50

とがある。

【0054】

図8に、発熱抗体の温度と抵抗値の特性の例を示す。図8には、発熱抗体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。

【0055】

その結果、例えば発熱抗体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、発熱抗体Eの抵抗値は200であるが、発熱抗体Fの抵抗値は190にしなければならない。

10

【0056】

このように発熱抗体は、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。

【0057】

そのため、操作部7は、発熱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。CCU4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。

【0058】

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。

20

【0059】

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。

30

【0060】

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。

【0061】

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の抵抗値に基づいて、温度を算出する。

【0062】

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。

40

【0063】

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。

【0064】

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

50

ーガラス 16 が曇ることを防止することができる。

【0065】

また、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、温度センサ 17 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。

【0066】

さらに、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、ヒータ 40 を識別する識別手段である抵抗 49 を有することにより、ヒータ 40 の種類に応じて精度よく温度制御をすることができる。

【0067】

なお、本実施の形態の識別手段は、抵抗 49 によって構成されていたが、例えばヒータ 40 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 40 の種類を識別するようにしているが、さらにヒータ 40 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。

【0068】

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 40 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。

【0069】

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 44 は、ヒータ 40 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 40 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。

【0070】

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 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。

【0071】

(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。

【0072】

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 10 は、ヒータ 14 を備えない。また、アウターチューブ 11 には、ライトガイド 15 と共に、先端面が遮光されたライトガイド 63 がアウターチューブ 11 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 63 に入射すると、ライトガイド 63 の先端面において、照明光が熱に変わる。

【0073】

つまり、ライトガイド 63 は、発熱手段を構成し、第 1 の実施の形態におけるヒータ 14 と同様の機能を有する。ライトガイド 63 における発熱量は、光源装置 3 において、ライトガイド 63 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 63 における発熱量の制御の詳細は後述する。

【0074】

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 10 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

10

20

30

40

50

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。

【0075】

内視鏡装置1は、内視鏡2と、光源装置3と、CCU4とを有する。光源装置3、及びCCU4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。CCU4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。

【0076】

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、CPU8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。

【0077】

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あり、検出した抵抗値を電圧値に変換する。

【0078】

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。

【0079】

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。

【0080】

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。

【0081】

内視鏡装置1の電源が入れられると、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。

【0082】

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。

【0083】

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

10

20

30

40

50

図ることができる。

【0084】

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。

【0085】

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。

【0086】

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ない程度に改変が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0087】

【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、トロッカ-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】

【0088】

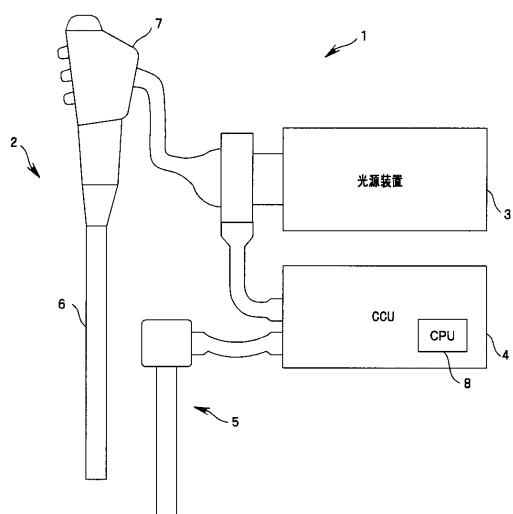
1 内視鏡装置、2 内視鏡、5 トロッカ-、6 挿入部、7 操作部、10 インナーチューブ、11 アウターチューブ、12 レンズ、13 電荷結合素子、14 ヒータ、15 ライトガイド、16 カバーガラス、17 温度センサ、18 本体部、19 挿入部、20 管路、21 体壁、25 挿入検出センサ、61 遮光板、62 ライト、63 ライトガイド

10

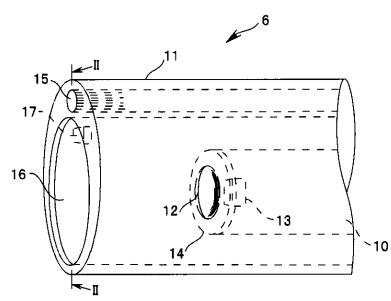
20

30

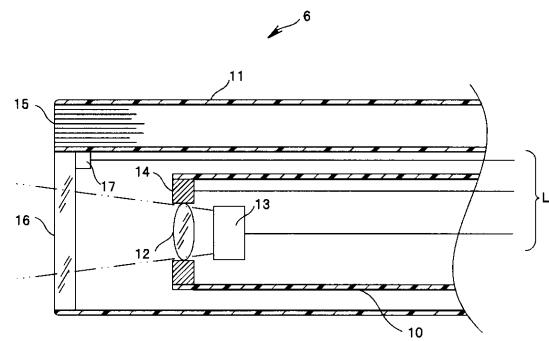
【図1】



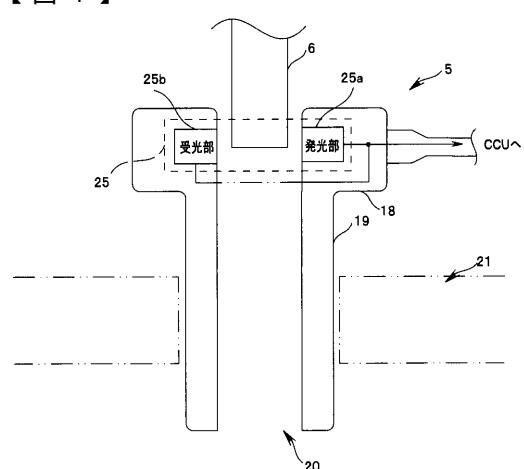
【図2】



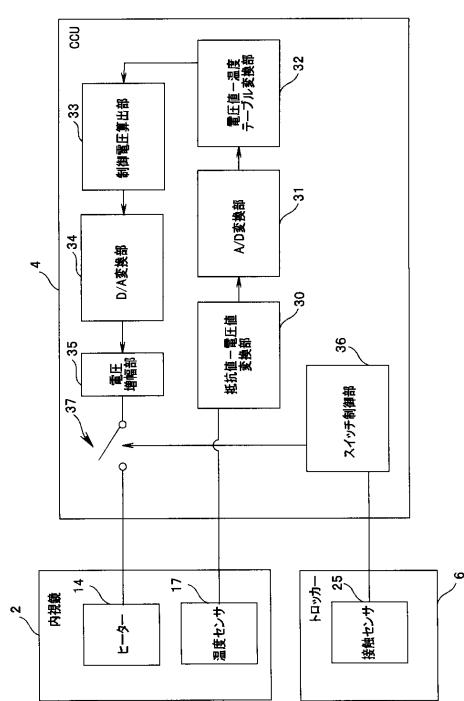
【図3】



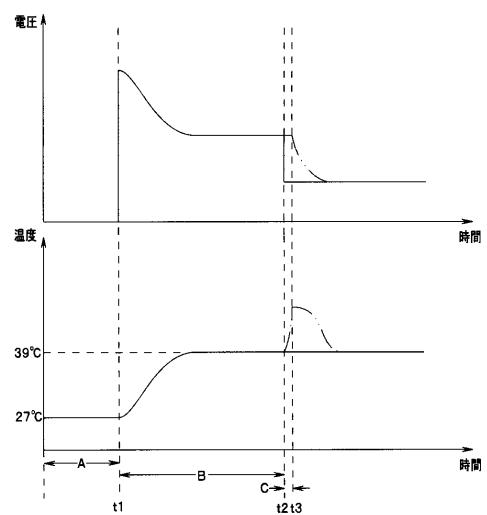
【図4】



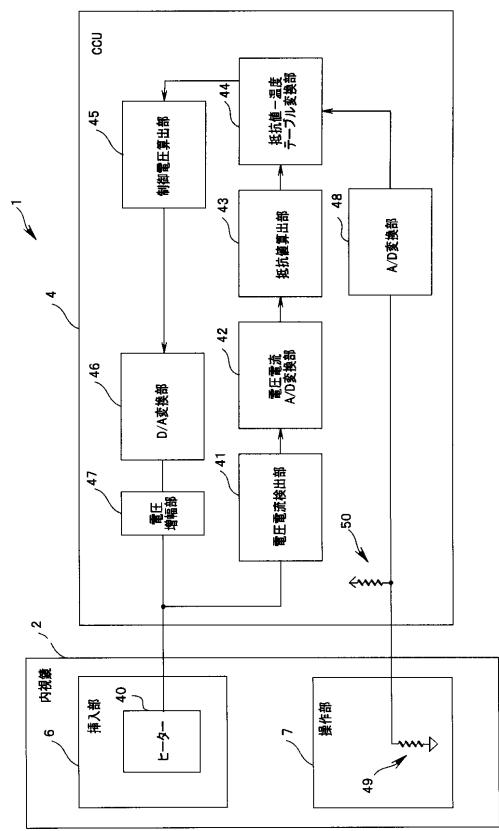
【図5】



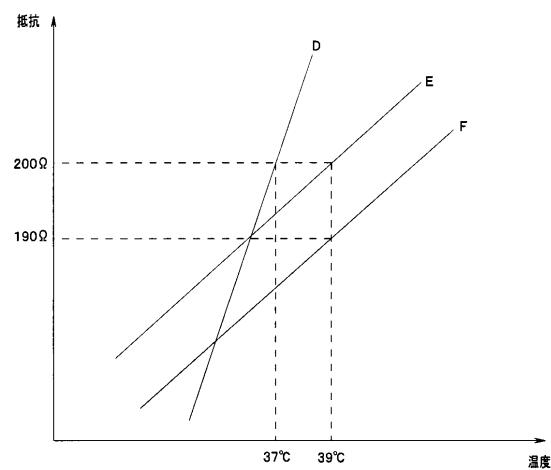
【図6】



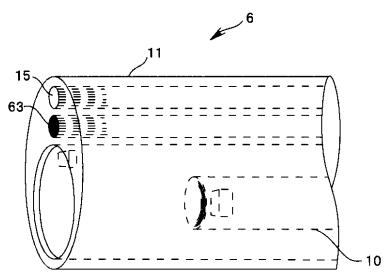
【図7】



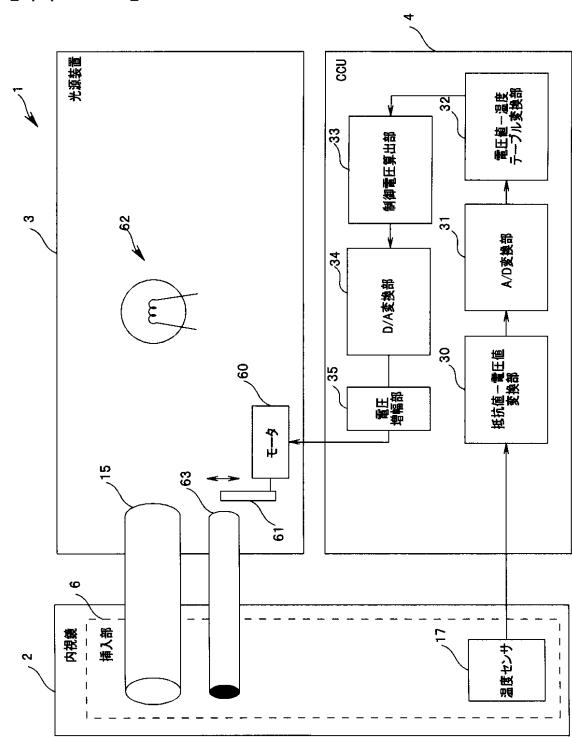
【図8】



【図9】



【図10】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2007175230A	公开(公告)日	2007-07-12
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		
[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	JP4611193B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够精确控制内窥镜尖端部分温度的内窥镜装置，以防止盖玻璃变得模糊。
SOLUTION：内窥镜装置1具有内窥镜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/电压转换部分30，模拟/数字转换部分（以下称为A / D转换部分31，
电压/温度表转换部分32，控制电压计算部分33，数字/模拟转换部分（以
下称为D / A转换部分）34，电压放大器35，开关控制器36和开关37.套
管针5包括插入传感器25

