

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5186130号
(P5186130)

(45) 発行日 平成25年4月17日 (2013. 4. 17)

(24) 登録日 平成25年1月25日 (2013. 1. 25)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Q

G 0 2 B 23/24 (2006. 01)

G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 13 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2007-103591 (P2007-103591)
 (22) 出願日 平成19年4月11日 (2007. 4. 11)
 (65) 公開番号 特開2008-259611 (P2008-259611A)
 (43) 公開日 平成20年10月30日 (2008. 10. 30)
 審査請求日 平成22年1月19日 (2010. 1. 19)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100090169
 弁理士 松浦 孝
 (74) 代理人 100147762
 弁理士 藤 拓也
 (72) 発明者 入山 典子
 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

審査官 原 俊文

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】

内視鏡スコープの先端部に設けられて、観察対象物を撮像して映像信号を出力する撮像素子と、

内視鏡スコープの先端部に設けられて、前記撮像素子に取り付けられ、前記撮像素子が出力した映像信号を増幅する電子回路と、

内視鏡スコープの先端部から露出するように設けられ、前記撮像素子を外部から保護するレンズ部材と、

前記先端部に設けられ前記先端部の温度を測定する先端温度計と、

前記先端部に設けられ前記先端部の周囲の温度を測定する周囲温度計と、

前記先端温度計及び前記周囲温度計の測定値の差分値を用いて前記電子回路に流れる電流の制御を行うことにより前記先端部の温度を上昇させ、前記レンズ部材の結露を取り除く電流制御回路とを備える内視鏡装置。

【請求項 2】

内視鏡スコープの先端部から露出するように設けられ、観察対象物に照明光を投光する複数の照明手段をさらに備え、

前記内視鏡スコープの長手方向外側から前記先端部を見たとき、前記先端温度計は前記レンズ部材及び複数の前記照明手段からの距離が略等しい位置に設けられる請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記先端部は観察対象物に放水するための送水口を備え、

前記送水口から放水したとき、前記電流制御回路は電流の制御を行う請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記電流制御回路は、前記先端温度計の測定値よりも前記周囲温度計の測定値が大きいときに前記電子回路に流れる電流を増加させ、前記電流の増加により前記電子回路を発熱させ、前記電子回路の発熱により前記先端部の温度を上昇させ、前記先端部に設けられるレンズの結露を取り除く請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記電流制御回路は、前記電流のオン又はオフを切り替える第 1 のスイッチング手段と、

10

前記第 1 のスイッチング手段から出力される電流の大きさを調節する第 2 のスイッチング手段とを備える請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記第 1 のスイッチング手段は定電流回路を備え、

前記第 2 のスイッチング手段は開閉回路と抵抗と処理装置とを備え、前記開閉回路は、前記処理装置からの信号に従って前記定電流回路に前記抵抗を接続することにより前記第 1 のスイッチング手段から出力される電流の大きさを調節する請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

20

前記第 2 のスイッチング手段は複数の開閉回路を備え、前記複数の開閉回路は平行に接続され、前記処理装置からの信号に従って前記定電流回路に前記抵抗を接続する請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記内視鏡装置は、複数の内視鏡スコープと接続可能である内視鏡プロセッサを備え、
前記電流制御回路は、前記電子回路に流れる電流を増加させることにより、前記先端部の温度を上昇させ、

前記内視鏡プロセッサは、前記内視鏡スコープの種類毎に前記電流の増加量及び増加を維持する時間を記憶する記憶手段を備える請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

30

前記内視鏡装置は前記内視鏡スコープから送られる画像信号の処理を行う内視鏡プロセッサを備え、

前記電流制御回路は、前記内視鏡スコープが前記内視鏡プロセッサに接続されていない状態から接続された状態に変化したときに、前記電子回路に流れる電流を増加させる請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記内視鏡装置は前記内視鏡スコープから送られる画像信号の処理を行う内視鏡プロセッサと、観察対象物に投光する照明手段とをさらに備え、

前記電流制御回路は、前記内視鏡スコープが前記内視鏡プロセッサに接続されていない状態から接続された状態に変化したとき、かつ前記照明手段が点灯されたときに、前記電子回路に流れる電流を増加させる請求項 1 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 11】

前記内視鏡装置は体内に挿入されていることを検出する検出手段をさらに備え、

前記内視鏡スコープが体内に挿入されていることを前記検出手段が検知したとき、前記電子回路に流れる電流を所定値まで前記電流制御回路が減少させ、前記先端部の温度上昇を停止させる請求項 9 又は 10 に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記内視鏡装置は、複数の内視鏡スコープと接続可能である内視鏡プロセッサを備え、
前記電流制御回路は、前記電子回路に流れる電流を増加させることにより、前記先端部の温度を上昇させ、

50

前記内視鏡スコープは、前記内視鏡プロセッサの種類毎に前記電流の増加量及び増加を維持する時間を記憶する記憶手段を備える請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 3】

前記内視鏡装置は、複数の内視鏡スコープと接続可能である内視鏡プロセッサと、前記内視鏡スコープが前記内視鏡プロセッサに接続されていない状態から接続された状態に変化したことを検知する接続検知手段と、前記内視鏡スコープが体内に挿入されている状態にあることを検出する検出手段とをさらに備え、

前記電流制御回路は、前記内視鏡スコープが前記内視鏡プロセッサに接続されていない状態から接続された状態に変化したと前記接続検知手段が検出したときには第 1 の電流値を最大値として前記電子回路に流れる電流の制御を行い、体内に挿入されている状態にあると前記検出手段が検出したときには前記第 1 の電流値よりも低い電流値を最大値として前記電子回路に流れる電流の制御を行う請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は内視鏡スコープ先端部の結露を取り除く内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡装置は内視鏡スコープと内視鏡プロセッサとを主に備え、例えば人体の体内を観察、検査、あるいは治療するために用いられる。内視鏡スコープの先端には撮像素子と照明とが設けられる。先端が人体に挿入されると撮像素子は体内を撮像し、得られた動画が内視鏡プロセッサに伝送される。内視鏡プロセッサは伝送された動画を画像処理して記録する。

【0003】

人体内部は湿度が高いため、内視鏡先端部の表面は人体内部よりも低温であるときに結露する。結露により照明光は拡散されて十分な照明を提供できなくなり、撮像素子は鮮明な画像を得ることができなくなる。これを解消するために内視鏡の外表面にペルチェ素子を設けることにより電力を得て、その電力を使用して発熱素子が内視鏡の先端部を加熱し、内視鏡先端部の結露を除去する硬性内視鏡が知られている。

【特許文献 1】特開 2002 - 291684 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、軟性内視鏡は可撓性が要求されるため、ペルチェ素子を外表面に設けると可撓性を維持することができない。また発熱素子及びペルチェ素子を設けることにより、内視鏡の径が太くなって人体に対する負荷が大きくなる。

【0005】

本発明はこれらの問題を解決するためになされたものであり、可撓性及び内視鏡の径の細さを維持しながら、内視鏡先端部の表面における結露を常に除去することが可能な内視鏡装置を得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明による内視鏡装置は、内視鏡の先端部に設けられる電子回路と、先端部に設けられ先端部の温度を測定する先端温度計と、先端部に設けられ観察対象物の温度を測定する周囲温度計と、先端温度計及び周囲温度計の測定値の差分値を用いて電子回路に流れる電流の制御を行うことにより先端部の温度を上昇させ、先端部に設けられるレンズの結露を取り除く電流制御回路とを備えることを特徴とする。

【0007】

先端部は観察対象物に投光するための複数の照明手段と、観察対象物を撮像するために前記電子回路に取り付けられる撮像素子とをさらに備え、先端温度計は撮像素子及び複数

10

20

30

40

50

の照明手段との略中央に配置されることが望ましい。

【 0 0 0 8 】

先端部は観察対象物に水を放水するための送水口を備え、送水口から水を放水したとき、電流制御回路は電流の制御を行うことが好ましい。

【 0 0 0 9 】

電流制御回路は、先端温度計の測定値よりも周囲温度計の測定値が大きいときに電子回路に流れる電流を増加させ、電流の増加により電子回路を発熱させ、電子回路の発熱により先端部の温度を上昇させ、先端部に設けられるレンズの結露を取り除くものであればなお良い。

【 0 0 1 0 】

10

電流制御回路は、電流のオン又はオフを切り替える第1のスイッチング手段と、第1のスイッチング手段から出力される電流の大きさを調節する第2のスイッチング手段とを備えることが好ましい。

【 0 0 1 1 】

第1のスイッチング回路は定電流回路を備え、第2のスイッチング手段は開閉回路と抵抗と処理装置とを備え、開閉回路は、処理装置からの信号に従って定電流回路に抵抗を接続することにより第1のスイッチング手段から出力される電流の大きさを調節するものであることが望ましい。

【 0 0 1 2 】

第2のスイッチング手段は複数の開閉回路を備え、複数の開閉回路は平行に接続され、処理装置からの信号に従って定電流回路に抵抗を接続するものであればなお良い。

20

【 0 0 1 3 】

内視鏡装置は内視鏡スコープの種類毎に電流の増加量及び増加させる時間を記憶する記憶手段を備えても良い。

【 0 0 1 4 】

内視鏡装置は内視鏡スコープから送られる画像信号の処理を行う内視鏡プロセッサを備え、電流制御回路は、内視鏡スコープが内視鏡プロセッサに接続されたときに、電子回路に流れる電流を増加させることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

内視鏡装置は内視鏡スコープから送られる画像信号の処理を行う内視鏡プロセッサと、観察対象物に投光する照明手段とをさらに備え、電流制御回路は、内視鏡スコープが内視鏡プロセッサに接続され、かつ照明手段が点灯されたときに、電子回路に流れる電流を増加させても良い。

30

【 0 0 1 6 】

内視鏡装置は体内に挿入されていることを検出する検出手段をさらに備え、電流制御回路は、検出手段が内視鏡スコープが体内に挿入されたことを検知したとき、電子回路に流れる電流を減少させるのであればなお好ましい。

【 0 0 1 7 】

内視鏡装置は内視鏡プロセッサの種類毎に電流の増加量及び増加させる時間を記憶する記憶手段を備えても良い。

40

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、内視鏡先端部の表面における結露を常に除去することが可能な内視鏡装置を得ることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 9 】

以下、本発明における内視鏡装置の第1実施形態について添付図面を参照して説明する。

【 0 0 2 0 】

図1を用いて内視鏡装置の構成について説明する。

50

【 0 0 2 1 】

内視鏡装置 1 0 0 は、内視鏡スコープ 2 0 0 と内視鏡スコープ 2 0 0 が接続される内視鏡プロセッサ 3 0 0 とからなる。内視鏡スコープ 2 0 0 は人体に挿入され、体内の観察部位の画像を内視鏡プロセッサ 3 0 0 に伝達する。内視鏡プロセッサ 3 0 0 は照明用光源 3 2 0 を備え内視鏡スコープ 2 0 0 に照明光を供給し、内視鏡スコープ 2 0 0 から伝達された映像を画像処理して記録する。

【 0 0 2 2 】

内視鏡プロセッサ 3 0 0 には画像表示装置 4 0 0 が接続される。内視鏡スコープ 2 0 0 から伝達された映像や、内視鏡プロセッサ 3 0 0 に記録された映像を表示する。

【 0 0 2 3 】

内視鏡スコープ 2 0 0 は人体内部に挿入される挿入部 2 1 0 と、内視鏡スコープ 2 0 0 を操作するための操作部 2 4 0 と、内視鏡スコープ 2 0 0 を内視鏡プロセッサ 3 0 0 に接続するコネクタ 2 3 0 とから成る。挿入部 2 1 0 は可撓性を有する円柱形状であり、ユーザは操作部 2 4 0 を把持して内視鏡スコープ 2 0 0 の操作を行う。

【 0 0 2 4 】

コネクタ 2 3 0 はスコープ内回路 2 3 1 を備え、接続部 2 3 9 で内視鏡スコープ 3 0 0 と接続する。スコープ内回路 2 3 1 は、マイコン 2 3 4 と、第 1 のスイッチング回路である定電流回路 2 3 2 と、開閉回路 2 3 3 とを備える。マイコン 2 3 4 は開閉回路 2 3 3 を制御する。開閉回路 2 3 3 は定電流回路 2 3 2 に接続され、定電流回路 2 3 2 から出力される電流の大きさを变化させる。定電流回路 2 3 2 は電子回路 2 1 6 に定電流を流して電子回路 2 1 6 から送信される信号を補償する。

【 0 0 2 5 】

接続部 2 3 9 には接続検知スイッチ 2 3 5 が設けられる。接続検知スイッチ 2 3 5 は内視鏡スコープ 2 0 0 と内視鏡プロセッサ 3 0 0 との接続を検知して、マイコン 2 3 4 に通知する。

【 0 0 2 6 】

操作部 2 4 0 には、照明のオン・オフや、画像の記録等を行うためのスイッチから成る操作スイッチ 2 4 2 が設けられる。

【 0 0 2 7 】

挿入部 2 1 0 の先端である先端部 2 2 0 には、撮像レンズ 2 1 1、照明レンズ 2 2 1、周囲温度計 2 5 4、及び先端温度計 2 5 2 が設けられる。

【 0 0 2 8 】

撮像レンズ 2 1 1 の光軸上には撮像素子 2 1 2 が設けられる。撮像素子 2 1 2 は電子回路 2 1 6 と共に基板 2 1 3 に取り付けられる。電子回路 2 1 6 からは撮像素子 2 1 2 からの信号を伝送する信号線 2 1 4 が操作部 2 4 0 に延びる。

【 0 0 2 9 】

照明レンズ 2 2 1 は、内視鏡プロセッサ 3 0 0 から供給される照明光を観察部位に照射する。照明光は内視鏡スコープ 2 0 0 の操作部 2 4 0 から先端部 2 2 0 に延びるライトガイドファイバ 2 2 3 を介し、内視鏡プロセッサ 3 0 0 から照明レンズ 2 2 1 へ送られる。

【 0 0 3 0 】

先端温度計 2 5 2 は先端部 2 2 0 に埋め込まれ、先端部 2 2 0 の温度を測定する。周囲温度計 2 5 4 は先端部 2 2 0 から突出し、先端部 2 2 0 周辺の温度を測定する。各温度計は例えば熱電対が用いられる。熱電対は挿入部 2 1 0 内部を通して内視鏡操作部 2 4 0 に設けられるシリアルデータ変換回路 2 4 4 に接続され、温度に応じて電圧を出力する。シリアルデータ変換回路 2 4 4 は熱電対が出力した電圧をシリアルデータに変換する。シリアルデータはマイコン 2 3 4 に伝送され、温度データとして記録される。

【 0 0 3 1 】

シリアルデータ変換回路 2 4 4 が電圧をシリアルデータに変換することにより、温度データを安定して伝送することが可能になる。

【 0 0 3 2 】

図 2 を用いて内視鏡先端部 2 2 0 の構成について説明する。図 2 は先端部 2 2 0 を軸方向から見た図である。

【 0 0 3 3 】

先端部 2 2 0 には、2つの照明レンズ 2 2 1、鉗子口 2 6 0、先端温度計 2 5 2、及び撮像レンズ 2 1 1 が露出する。鉗子口 2 6 0、先端温度計 2 5 2、及び撮像レンズ 2 1 1 は先端部 2 2 0 の中心を通る直線上にそれぞれの略中心が置かれるように設けられる。鉗子口 2 6 0 及び撮像レンズ 2 1 1 は円周の近辺に設けられる。先端温度計 2 5 2 は、鉗子口 2 6 0 と撮像レンズ 2 1 1 との間であって、先端部 2 2 0 の中心付近にその中心が置かれるように設けられる。2つの照明レンズ 2 2 1 は先端部 2 2 0 の中心を対象の中心として、互いに略点对称の位置に設けられる。

10

【 0 0 3 4 】

ユーザは鉗子口 2 6 0 を介して鉗子等の手術器具を観察部位に導入して観察部位の治療等を行う。鉗子口 2 6 0 を通じて水又は薬液を注入することも可能である。体液等で覆われた観察部位を水等を用いて洗浄することにより鮮明な画像を得ることができる。

【 0 0 3 5 】

先端温度計 2 5 2 の中心は、撮像レンズ 2 1 1 及び2つの照明レンズ 2 2 1 の中心から略等しい位置に設けられる。これにより、先端部 2 2 0 に設けられる発熱体である電子回路 2 1 6 及び2つの照明レンズ 2 2 1 から均等に影響を受け、正確な先端部 2 2 0 の温度を測定することが可能となる。

【 0 0 3 6 】

20

図 3 を用いてスコープ内回路 2 3 1 の動作について説明する。図 3 は内視鏡スコープ 2 0 0 内部に設けられる電子回路の一部を模式的に示した図である。

【 0 0 3 7 】

撮像素子 2 1 2 には電子回路 2 1 6 内に設けられるバッファ回路 2 1 5 が接続される。撮像素子 2 1 2 から出力された映像信号はバッファ回路 2 1 5 により増幅され、挿入部 2 1 0 内に設けられる信号線 2 1 4 を介して伝送される。

【 0 0 3 8 】

信号線 2 1 4 は、操作部 2 3 0 に設けられる第 1 のスイッチング回路である定電流回路 2 3 2 に接続される。定電流回路 2 3 2 は第 1 のトランジスタ Q 4 と3つの抵抗 R 1、R 2、R 3 とから主に構成される。第 1 の入力端 2 3 7 に流される電流は、抵抗 R 1 を経てトランジスタ Q 4 のベース端子 B 1 に入力する。トランジスタ Q 4 はベース端子 B 1 に入力される電流の大きさに従って電子回路 2 1 6 へ流れる電流の大きさを決定する。ベース端子 B 1 に入力される電流は抵抗 R 2 を経てグラウンドに接続されるため、電子回路 2 1 6 へ流れる電流の大きさは R 2 の値に依存する。

30

【 0 0 3 9 】

第 2 のスイッチング回路 2 3 6 はマイコン 2 3 4 と第 2 のトランジスタ Q 5 と抵抗 R 4 とから主に構成される。

【 0 0 4 0 】

マイコン 2 3 4 は先端部 2 2 0 を加温するとき、第 2 のトランジスタ Q 5 のベース端子 P 1 へ電流を流す。これにより、第 1 の入力端 2 3 7 から入力された電流は第 2 のトランジスタ Q 5 を通過することが可能となり、抵抗 R 4 を経てグラウンドに接続される。このとき、第 1 の入力端 2 3 7 に印加される電圧は一定であるため、第 1 のトランジスタ Q 4 のベース端子 B 1 に入力される電流の大きさは抵抗 R 2、R 4 との合成抵抗の値に依存することになる。この合成抵抗値は R 2 よりも小さいため、電子回路 2 1 6 へ流れる電流の大きさが増加する。

40

【 0 0 4 1 】

増加された電流が信号線 2 1 4 を介して電子回路 2 1 6 に与えられると、電子回路 2 1 6 が発熱する。熱は先端部 2 2 0 に伝達されて撮像レンズ 2 1 1 及び照明レンズ 2 2 1 を暖める。撮像レンズ 2 1 1 及び照明レンズ 2 2 1 は人体の体内温度である約 3 7 よりも高い温度、例えば約 4 2 にまで暖められる。これにより撮像レンズ 2 1 1 及び照明レン

50

ズ 2 2 1 は周囲の温度よりも高温になり、撮像レンズ 2 1 1 及び照明レンズ 2 2 1 に生じる結露が消える。一定時間が経過すると、マイコン 2 3 4 はベース端子 P 1 へ電流を流すことを停止する。そのため第 1 の入力端 2 3 7 からの電流は抵抗 R 2 のみを流れる。これにより電子回路 2 1 6 に流れる電流の大きさは下げられ、電子回路 2 1 6 は発熱しなくなり、先端部 2 2 0 は周囲に熱を奪われ、周囲の温度まで低下する。

【 0 0 4 2 】

図 4 を用いて先端部 2 2 0 の温度を上昇させる先端部温度上昇処理の流れについて説明する。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 4 1 では、周囲温度計 2 5 4 が測定した対象物の温度、すなわち体内の温度と、内視鏡先端部 2 2 0 の温度との差分値が計算される。

10

【 0 0 4 4 】

差分値はステップ S 4 2 でマイコンに入力され、マイコンは差分値から先端部 2 2 0 の温度を上昇させるか否かを決定する。

【 0 0 4 5 】

先端部 2 2 0 の温度を上昇させると判断した場合には、ステップ S 4 3 で第 2 のトランジスタに電圧を印加して、抵抗 R 4 を第 1 のトランジスタ Q 4 のベース端子 P 1 に接続する。これにより電子回路 2 1 6 に流れる電流が増加し、電子回路 2 1 6 が発熱する。

【 0 0 4 6 】

次に、ステップ S 4 4 で一定時間を経過した後に、ステップ S 4 5 で先端温度計 2 5 2 により先端部 2 2 0 の温度を測定する。先端部 2 2 0 の温度はステップ S 4 1 に入力されて、体内と先端部 2 2 0 との温度が一定の温度差となるまで、この温度比較処理を繰り返し実行する。

20

【 0 0 4 7 】

これにより、先端部 2 2 0 と体内が一定の温度差となるまで先端部 2 2 0 の温度を上昇させることが可能となる。

【 0 0 4 8 】

図 5 を用いて内視鏡装置により先端部 2 2 0 の結露を除去する結露除去処理の流れについて説明する。

【 0 0 4 9 】

30

この処理はステップ S 5 1 で内視鏡プロセッサの電源が入れると開始する。

【 0 0 5 0 】

ステップ S 5 2 では、内視鏡スコープ 2 0 0 が内視鏡プロセッサ 3 0 0 に接続されたかが判断される。接続されているとき処理は次のステップに進む。

【 0 0 5 1 】

ステップ S 5 3 では、まだ挿入部 2 1 0 は体内に挿入されておらず、体外用温度制御処理が開始される。体外用温度制御処理は前述の先端部温度上昇処理に従って行われる。

【 0 0 5 2 】

体外用温度制御処理において、例えば上限値を約 1 0 m A とする電流が電子回路 2 1 6 に流され、電子回路 2 1 6 は発熱する。電子回路 2 1 6 が生じた熱は撮像素子 2 1 2 に伝達される。体外用温度制御処理は体内に挿入される前に終了し電子回路 2 1 6 は体内を観察するとき熱を生じないため、撮像素子 2 1 2 の温度は観察を開始する前に下がる。そのため、観察時に撮像素子 2 1 2 の温度が高くなって映像信号に熱によるノイズが混入することはない。

40

【 0 0 5 3 】

これにより、挿入部 2 1 0 が体内へ挿入されることによる先端部 2 2 0 の結露を短時間で解消することが可能となる。

【 0 0 5 4 】

次にステップ S 5 4 において、周囲温度計 2 5 4 が一定時間以上 3 6 を超えているかが判断される。一定時間以上 3 6 を超えるまでこの判断は繰り返される。超えた場合に

50

は体内に挿入部 2 1 0 が挿入されたと判断し、ステップ S 5 5 に処理が移る。

【 0 0 5 5 】

ステップ S 5 5 では、挿入部 2 1 0 が体内に挿入されるときに体内用温度制御処理が開始される。体内用温度制御処理は前述の先端部温度上昇処理に従って行われ、先端部温度上昇処理において得られた体内温度は、画像表示装置に表示される。ユーザは、表示された体内温度を用いて観察部位の診断を行うことが可能となる。

【 0 0 5 6 】

体内用温度制御処理では、電子回路 2 1 6 に流される電流の上限値は体外用温度制御処理よりも低い。体外用温度制御処理により先端部 2 2 0 の温度は体内温度である 3 7 程度に保たれているため、先端部 2 2 0 の温度が体内温度よりも低くなるおそれがないためである。

10

【 0 0 5 7 】

電流の上限値を低く抑えることにより、撮像素子 2 1 2 から出力される映像信号に熱によるノイズが混入することを防止することができる。

【 0 0 5 8 】

次に、ステップ S 5 6 において、送水ボタン 2 4 2 が押されたか否かが判断される。送水ボタン 2 4 2 が押されると、ステップ S 5 7 において送水時温度制御処理に処理が移る。送水ボタン 2 4 2 が押されない場合には、処理はステップ S 5 8 の体内用温度制御処理へ移る。

【 0 0 5 9 】

20

送水時温度制御処理は、前述の先端部温度処理に従って行われる。送水時温度制御処理においては、電子回路 2 1 6 に流される電流の上限値は例えば 1 0 m A 程度である。体内用温度制御処理における電流値よりも高い値であり、撮像素子 2 1 2 から出力される映像信号に熱によるノイズが混入する可能性が生じる。しかし、放水後は撮像レンズ 2 1 1 に水滴が付着して観察を中止する必要があるため、結露を除去するまでのわずかな時間であれば、観察に支障が生じることはない。

【 0 0 6 0 】

これにより、送水により先端部 2 2 0 の熱が奪われて温度が急激に下がることによる先端部 2 2 0 の結露を防止することが可能となる。

【 0 0 6 1 】

30

送水時温度制御処理が終了すると、ステップ S 5 8 において体内用温度制御処理が開始される。そしてステップ S 5 9 では、観察終了によりこの処理が終了する。

【 0 0 6 2 】

次に、図 6 を用いて先端部 2 2 0 の温度を上昇させる体外用温度制御処理について説明する。

【 0 0 6 3 】

体外用温度制御処理は内視鏡プロセッサ 3 0 0 に内視鏡スコープ 2 0 0 を取り付けたとときに行われる。内視鏡スコープ 2 0 0 が内視鏡プロセッサ 3 0 0 に挿入されると、接続部 2 3 5 に設けられた接点 2 3 8 を介して内視鏡プロセッサ 3 0 0 から内視鏡スコープ 2 0 0 に電力が与えられ、V c c が上昇する。挿入により接続検知スイッチ 2 3 5 がオンになると、マイコン 2 3 4 が接続を検知して、ベース端子 P 1 に電流を流す。ベース端子 P 1 へ電流が流されると、第 1 のトランジスタ Q 4 のベース端子 B 1 に抵抗 R 4 が接続される。これにより合成抵抗が減少して、電子回路 2 1 6 に流される電流 I が上昇する。

40

【 0 0 6 4 】

接続後一定時間が経過すると、マイコン 2 3 4 はベース端子 P 1 へ流す電流を停止する。これにより抵抗 R 4 は第 1 のトランジスタ Q 4 のベース端子 B 1 に接続されなくなって抵抗が増加する。そして、電子回路 2 1 6 に流れる電流値は減少する。

【 0 0 6 5 】

接続から電流を停止するまでの加温時間は、ライトガイドファイバ 2 2 3 の太さ及び数、挿入部 2 1 0 の太さ、並びに光源の種類によって実験により定められ、マイコン 2 3 4

50

に記憶される。人体内部の温度は約 37 であるが約 42 を超えると人体に悪影響を及ぼすため、先端温度が約 37 から約 42 の範囲となるように加温時間が定められる。挿入部 210 が太いときは先端部 220 が暖まりにくいため電流を流す時間は大きくなり、ライトガイドファイバ 223 が多いときはライトガイドファイバ 223 の発熱により先端部 220 が熱を持つため電流を流す時間は少なくなる。

【0066】

マイコン 234 は照明用光源 320 の種類によっても加温時間を変化させる。照明用光源 320 の種類は接続部 235 を介して検知される内視鏡プロセッサ 300 の情報から判断され、照明用光源 320 の種類に応じた加温時間をマイコン 234 が記憶する。

【0067】

図 7 を用いて内視鏡スコープ 200 先端温度の時間変化について、比較例による内視鏡装置の時間変化と比較して説明する。

【0068】

横軸は電子回路 216 に流される電流量を増加させたとき、つまり加温を開始したときからの経過時間を示し、縦軸は先端部 220 の温度を示す。実線 41 に示すように、加温開始から電流量が増加させられると、先端部 220 の温度は実線 42 に示すように上昇する。所定の時間が経過すると電流値は下げられ、電子回路 216 は発熱しなくなって加温が終了する。このときの先端部 220 の温度は約 42 である。加温が終了すると先端部 220 の熱は周囲に奪われて低下し、周囲温度である約 37 にまで低下する。

【0069】

比較例 1 は挿入部 210 の径が大きい内視鏡装置における先端部 220 の温度変化を示したグラフである。この例では、電子回路 216 に流される電流量は破線 43 に示すように一定であって、電子回路 216 の発熱量はわずかである。さらに、挿入部 210 の径が大きいことにより挿入部 210 の熱容量が大きいので、照明により加温されても約 37 になることはない。そのため、破線 44 に示すように先端部 220 温度は約 37 に達せず、先端部 220 の結露は解消しない。

【0070】

比較例 2 は挿入部 210 の径が小さい内視鏡装置における先端部 220 の温度変化を示したグラフである。この例では、電子回路 216 に流される電流量は破線 43 に示すように一定であって、電子回路 216 の発熱量はわずかである。また、挿入部 210 の径が小さいため挿入部 210 の熱容量は小さい。そのため、先端部 220 は電子回路 216 の発熱、及び照明からの熱により約 37 に到達する。これにより先端部 220 の結露は解消する。しかし、先端部 220 に与えられる熱量が小さいため、結露が解消するまでに時間がかかる。

【0071】

ここで、先端部 220 の温度上昇性状は挿入部 210 の太さだけでなく、ライトガイドファイバ 223 の太さ及び数等によっても影響を受け得る。そのため、ライトガイドファイバ 223 が細く、又は少ない内視鏡スコープは、比較例 1 及び 2 と同様の性状を示しうる。

【0072】

図 8 を用いて先端部 220 の結露が解消される時間と挿入部 210 の径との関係について説明する。横軸は挿入部 210 の径を示し、縦軸は先端部 220 の結露が解消するまでの時間を示す。

【0073】

実線 51 は本実施形態による内視鏡装置を示したものであり、破線 52 は電子回路 216 により加温しない比較例を示したものである。挿入部 210 の熱容量は、径が大きくなるに従って大きくなるため、先端部 220 の結露が解消するまでの時間が増える。しかし、先端部 220 を加温することにより結露が解消するまでの時間が短くなる。

【0074】

本実施形態によれば、内視鏡スコープを内視鏡プロセッサに挿入したときに先端部 22

10

20

30

40

50

0を加温するため、観察前に結露を除去することが可能となる。

【0075】

次に図9を用いて第2の実施形態による体外用温度制御処理について説明する。第1の実施形態と同様の構成に関しては説明を省略する。

【0076】

体外用温度制御処理は内視鏡プロセッサ300に内視鏡スコープ200を取り付け、照明のスイッチ236をオンにしたときに行われる。

【0077】

内視鏡スコープ200が内視鏡プロセッサ300に挿入されると、接続部235に設けられた接点を介して内視鏡プロセッサ300から内視鏡スコープ200に電力が与えられ、Vccが上昇する。さらに、照明のスイッチ242がオンにされると、マイコン234が照明スイッチ242のオンを検知して、ベース端子P1に電流を流す。これにより合成抵抗が減少して、電子回路216に流される電流Iが上昇する。

【0078】

照明スイッチ242は観察を開始するときにオンにされるものであるため、本実施形態によれば、観察の開始を検知して、先端部220の結露を除去することができる。

【0079】

なお、マイコン234が検知するのは照明スイッチ236のオンでなくとも良く、観察を開始するために操作されるスイッチであれば良い。

【0080】

次に図10を用いて第3の実施形態による体外用温度制御処理について説明する。第1の実施形態と同様の構成に関しては説明を省略する。

【0081】

体外用温度制御処理は第1の実施形態と同様に、内視鏡プロセッサ300に内視鏡スコープ200を取り付けたときに行われ、先端部220の温度が上昇する。そして挿入部210が体内に挿入されると、マイコン234は挿入を検知して、ベース端子P1に流れる電流を切断する。電子回路216に流される電流Iが下げられて加温が終了する。

【0082】

体内への挿入は、画像の変化をマイコン234が検知することにより検出される。画像の変化は例えば画像の明るさの変化や、画像が有する色のうち体内組織の多くが有するピンク系の色の占める割合が高くなることにより、検知される。

【0083】

先端部220の温度が規定値まで上昇していないときでも、観察の開始を検知することが可能なスイッチ236が押されると電流値は減少する。これにより、温度が上昇して体内組織に悪影響が及ぶことを防止する。

【0084】

また、本実施形態によれば、内視鏡スコープ200が体内に挿入される前に先端部220を暖めることができる。これにより内視鏡スコープ200が体内に挿入されたときに結露が生じず、結露の解消を待つ必要がなくなって観察時間を短縮することが可能になる。

【0085】

なお、体内へ挿入部210が挿入されたことを検知するのはマイコン234でなく、内視鏡プロセッサ300が備える処理装置であっても良い。

【0086】

また、ベース端子P1に流れる電流を切断するときは、体内への挿入を検知したときではなく、操作部230に設けられる観察スイッチが押されたときでもよい。

【0087】

なお、定電流回路232及び第2のスイッチング回路236は内視鏡プロセッサに設けられても良い。操作部を小型化することができる。

【0088】

また、開閉回路233は複数設けられても良い。このとき、開閉回路233はベース端

10

20

30

40

50

子 B 1 に並列に接続される。定電流回路から流される電流値は、ライトガイドファイバ 2 2 3 の太さ及び数、挿入部 2 1 0 の太さ、並びに光源の種類によって実験により定められ、マイコン 2 3 4 に記憶される。人体内部の温度は約 3 7 であるが約 4 2 を超えると人体に悪影響を及ぼすため、先端温度が約 3 7 から約 4 2 の範囲となるように電流値が定められる。挿入部 2 1 0 が太いときは先端部 2 2 0 が暖まりにくいため電流量は大きくなり、ライトガイドファイバ 2 2 3 が多いときはライトガイドファイバ 2 2 3 の発熱により先端部 2 2 0 が熱を持つため電流量は少なくなる。これにより、定電流回路 2 3 2 から流れる電流の大きさをきめ細かく制御することができると共に、様々な内視鏡スコープ及び内視鏡プロセッサに対応することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

10

【 0 0 8 9 】

【図 1】第 1 の実施形態による内視鏡装置のブロック図である。

【図 2】内視鏡の先端部を模式的に示した図である。

【図 3】内視鏡スコープの回路の一部を模式的に示した図である。

【図 4】温度制御処理を示したフローチャートである。

【図 5】内視鏡装置による処理を示したフローチャートである。

【図 6】電子回路に流す電流のタイミングを示したタイミングチャートである。

【図 7】先端部の温度変化を示したグラフである。

【図 8】先端部の結露が除去されるに要する時間を示したグラフである。

【図 9】第 2 の実施形態により電子回路に流す電流のタイミングを示したタイミングチャートである。

20

【図 10】第 3 の実施形態により電子回路に流す電流のタイミングを示したタイミングチャートである。

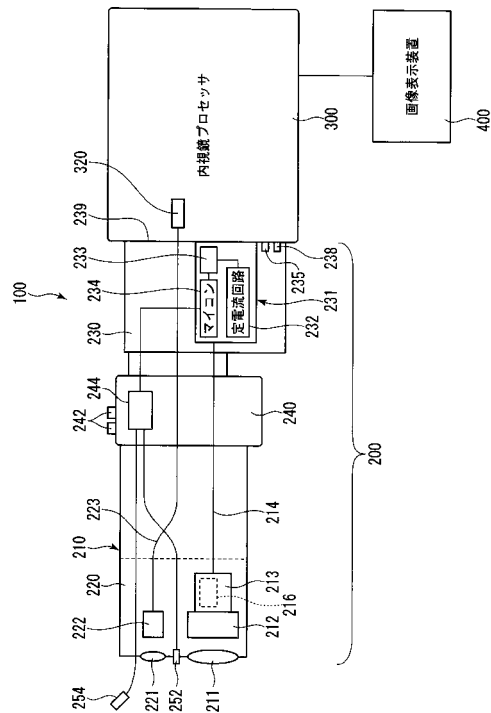
【符号の説明】

【 0 0 9 0 】

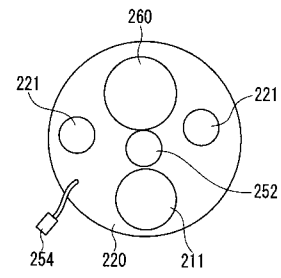
- 1 0 0 内視鏡装置
- 2 0 0 内視鏡スコープ
- 2 1 2 撮像素子
- 2 1 6 電子回路
- 2 3 2 定電流回路
- 2 3 3 開閉回路
- 2 3 4 マイコン
- 2 3 6 第 2 のスイッチング回路
- 2 5 2 先端温度計
- 2 5 4 周囲温度計
- 3 0 0 内視鏡プロセッサ
- 3 2 0 照明用光源

30

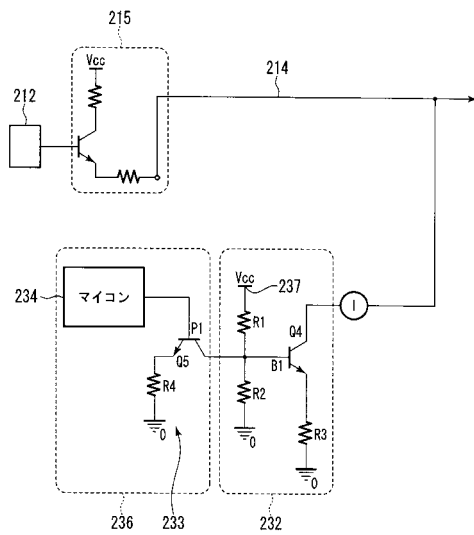
【図 1】



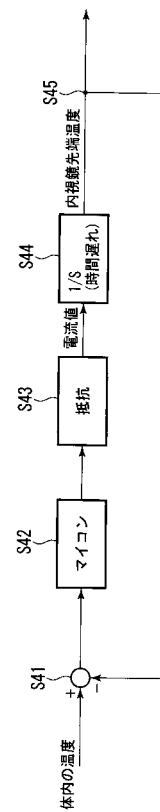
【図 2】



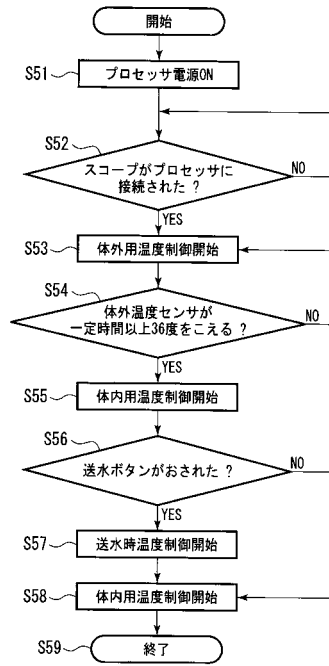
【図 3】



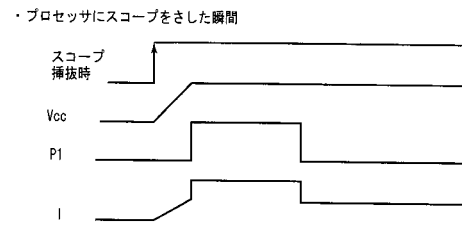
【図 4】



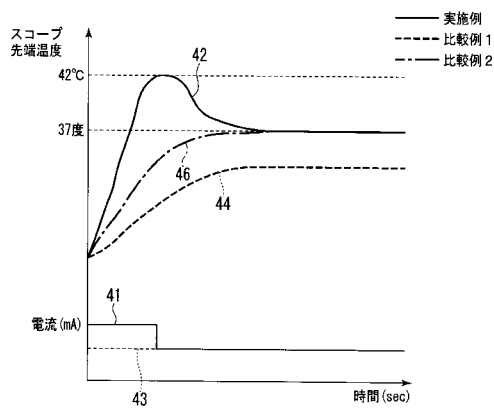
【図 5】



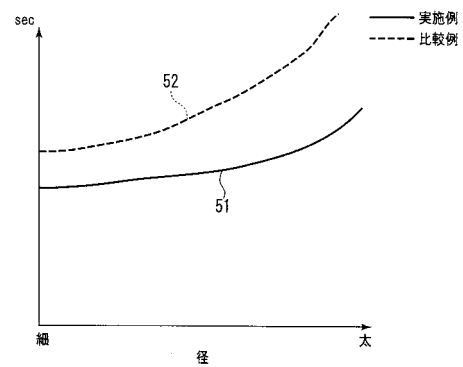
【図 6】



【図 7】

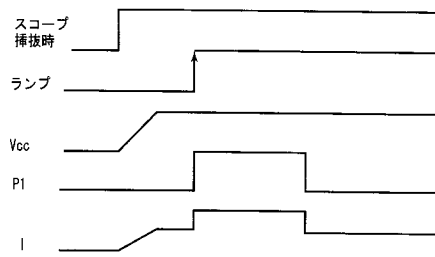


【図 8】

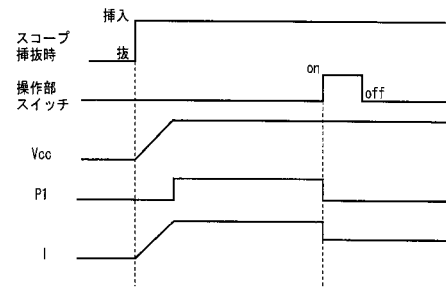


【図 9】

・ スコープをプロセッサにさした状態でランプをONにした瞬間



【図 10】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2006/102770(WO, A1)

特開平08-136831(JP, A)

特開平03-118021(JP, A)

特開平05-259756(JP, A)

特開2003-284686(JP, A)

特開2006-000282(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

G02B 23/24

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP5186130B2	公开(公告)日	2013-04-17
申请号	JP2007103591	申请日	2007-04-11
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	入山典子		
发明人	入山 典子		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/127 A61B1/00006 A61B1/128 G02B23/2423 G02B23/2476 G02B23/26 H05B1/025		
FI分类号	A61B1/00.300.Q G02B23/24.B A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.640 A61B1/12.530 A61B1/12.532 G02B23/26.C		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/BA24 2H040/DA12 2H040/DA42 2H040/DA51 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA04 4C061/CC06 4C061/FF38 4C061/JJ17 4C061/JJ18 4C061/LL02 4C161/CC06 4C161/FF38 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/LL02		
代理人(译)	松浦 孝		
其他公开文献	JP2008259611A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统，能够始终消除内窥镜远端表面的结露，同时保持内窥镜直径的灵活性和狭窄度。ŽSOLUTION：在步骤S41中，计算体内温度与内窥镜远端温度之间的微分值。在步骤S42中将微分值输入到微计算机，并且微计算机根据微分值确定是否升高远端的温度。当判断提高远端的温度时，在步骤S43中，将电压施加到第二晶体管，并且将电阻器R4连接到第一晶体管Q4的基极端子P1。因此，流过电子电路的电流增加并且电子电路产生热量。然后，在步骤S44中经过固定时间之后，在步骤S45中通过远端温度计测量远端的温度。将远端的温度输入到步骤S41，并且重复温度比较处理，直到体内温度和远端温度之间的温度差固定为止。Ž

図 1

