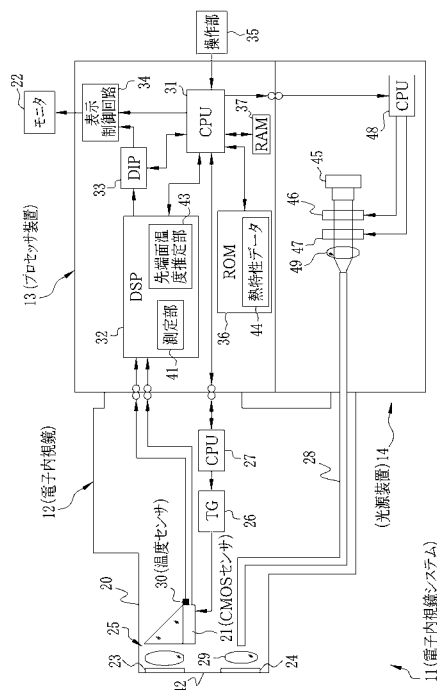




【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に挿入する挿入部の先端に前記被検体内を撮像する撮像素子を有する電子内視鏡と、

前記挿入部の先端から前記被検体内に照明光を照射する照明手段と、

前記撮像素子の温度に応じた信号を出力する温度センサと、

前記温度センサから出力される信号に基づいて前記撮像素子の温度を測定する測定手段と、

予め測定された前記撮像素子の発熱量と、前記撮像素子周辺の熱特性データを記憶する記憶手段と、

前記挿入部の先端における熱回路網モデルに基づいて、測定した前記撮像素子の温度と既知の前記熱特性データとから前記挿入部の先端面の温度を推定する先端面温度推定手段と、

を備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記熱特性データが、前記挿入部の先端における熱抵抗及び熱容量を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

少なくとも前記先端面の温度に基づいて、前記照明光の光量を調節する光量調節手段を備えることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光量調節手段は、少なくとも前記先端面の温度に基づいて、前記照明光の光量の上限値を設定し、前記上限値以下の範囲内において前記照明光の光量を調節することを特徴とする請求項 3 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記光量調節手段は、前記撮像素子の温度に基づいて設定された前記照明光の光量の上限値と、前記先端面の温度に基づいて設定された前記照明光の光量の上限値との、いずれか低い方の上限値以下の範囲内において、前記照明光の光量を調節することを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記熱特性データには、前記被検体内の温度 T_a 、前記撮像素子の発熱量 Q 、前記撮像素子 - 前記被検体間の熱抵抗 R_1 、前記撮像素子 - 前記先端面間の熱抵抗 R_2 、前記撮像素子近傍の熱容量 C が含まれ、

前記測定手段は、時間間隔 Δt 毎に前記撮像素子の温度 T_1 を測定するとともに、前記時間間隔 Δt 間の前記撮像素子の温度 T_1 の変化量 ΔT_1 を測定し、

前記温度推定手段は、前記熱回路網モデルを表す下記式に基づいて、前記先端面の温度 T_2 の推定値を算出することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

$$\text{式： } (T_1 - T_a) / R_1 + (T_1 - T_2) / R_2 + C \Delta T_1 / \Delta t = Q$$

【請求項 7】

前記温度センサは、前記撮像素子自身であり、

前記測定手段は、前記撮像素子における光を受光しない画素から出力される暗時出力値に基づいて前記撮像素子の温度を測定することを特徴とする請求項 1 ~ 6 いずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

前記照明手段は、前記照明光を発生する光源と、前記照明光の光量を調節する絞り手段とを有し、

前記光量調節手段は、前記絞り手段を制御して前記照明光の光量を調節することを特徴とする請求項 3 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 9】

前記絞り手段は、所定サイズの絞り開口と、前記絞り開口の開口量を調節する絞り羽根とからなり、

前記光量調節手段は、前記絞り羽根を制御して前記照明光の光量を調節することを特徴とする請求項 8 に記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に挿入される挿入部の先端に撮像素子を有する電子内視鏡によって被検体内を撮影する電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野において、電子内視鏡システムを利用した検査が広く普及している。電子内視鏡システムは、被検体（患者）の体内に挿入される挿入部を有する電子内視鏡と、電子内視鏡に接続されるプロセッサ装置及び光源装置等から構成される。

【0003】

電子内視鏡は、被検体内に照明光を照射する照明窓や、被検体内を撮像する撮像素子を挿入部の先端（以下、先端部という）に有する。プロセッサ装置は、撮像素子から出力される撮像信号に対して各種処理を施し、診断に供する観察画像を生成する。観察画像は、プロセッサ装置に接続されたモニタに表示される。光源装置は、光量を調節可能な白色光源を有し、電子内視鏡に照明光を供給する。照明光は、電子内視鏡内に挿通されたライトガイドを通じて先端部に導光され、レンズ等からなる照明光学系を介して照明窓から被検体内に照射される。

【0004】

先端部は、電子内視鏡を使用すると、ライトガイドの伝達損失による発熱や、撮像素子の発熱等によって温度が上昇する。先端部の温度が上昇すると、撮像素子の暗電流ノイズが増加し、白く目立つ画素（いわゆる白傷）が目立つようになり、観察画像が劣化する。また、高温状態にさらされ続けると、撮像素子の寿命が縮まるという問題もある。さらに、先端部の温度が上昇すると、被検体内に火傷を負わせてしまう危険性もある。

【0005】

こうした先端部の温度上昇の問題を解決するために、近年では、先端部の温度を監視する温度センサを設け、先端部の温度が所定温度以上に上昇しないように照明光の光量を制御する電子内視鏡システムが知られている（特許文献 1，2）。

【0006】

また、先端部に照明光を発する LED を設けた電子内視鏡も知られているが、照明光を発光するときに LED が発熱するので、先端部の発熱の問題は上述と同様であり、温度センサによって測定した先端部の温度に応じて照明光量の上限を制限する電子内視鏡が知られている（特許文献 3，4）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】特開昭 63 - 071233 号公報

【特許文献 2】特開 2007 - 117538 号公報

【特許文献 3】特開 2007 - 252516 号公報

【特許文献 4】特開 2008 - 035883 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上述のように、電子内視鏡システムにおいては、先端部の温度の温度に応じて照明光の光量を調節することによって先端部の温度上昇を抑えることが好ましい。しかし、特許文献 1 - 4 では、先端部の最先端の表面（以下、先端面という）や照明光を発光する LED

10

20

30

40

50

、撮像素子に設けた１つの温度センサによって測定した温度を先端部の温度としているが、実際の先端部内には、ライトガイド（や照明光用ＬＥＤ）と撮像素子の発熱要因の配置及び各々の発熱量に応じた温度分布が生じるので、例えば、先端面と撮像素子の温度を各々同時に正確に測定することはできないという問題がある。

【０００９】

例えば、先端面の温度は、被検体内に接触したり、送水口から水を吹きかけて撮影用の観察窓を洗浄したりしたときに急激に変化することがある。このため、先端面に温度センサを配置して先端面の温度を先端部の温度として測定すると、撮像素子が高温状態であっても、先端面の温度が急激に低下したことを反映して照明光量が増大され、観察画像が劣化する。

10

【００１０】

一方、撮像素子に温度センサを配置して撮像素子の温度を先端部の温度として測定すると、先端面の温度が下がってもこれを反映できずに撮像素子の温度が十分に冷却されるまで照明光量が過剰に低減された状態が続き、暗い観察画像を撮影し続ける期間が無用に長くなることがある。

【００１１】

こうしたことから、単純に先端部の温度を測定し、先端部の温度に応じて照明光量を調節するだけでなく、先端面や撮像素子といった複数箇所について温度を測定し、これらの各箇所の温度に応じて、より細かく適切に照明光の光量を調節することが望まれる。

【００１２】

しかしながら、先端部の複数箇所について温度を測定するために、複数箇所に温度センサを設けると、各温度センサの設置スペースや各温度センサから信号を読み出すための配線等によって挿入部（及び先端部）が太径化し、被検者への負荷が増大するという問題がある。

20

【００１３】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、１つの温度センサによって撮像素子と先端面の温度を各々正確に測定することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１４】

本発明の電子内視鏡システムは、被検体内に挿入する挿入部の先端に前記被検体内を撮像する撮像素子を有する電子内視鏡と、前記挿入部の先端から前記被検体内に照明光を照射する照明手段と、前記撮像素子の温度に応じた信号を出力する温度センサと、前記温度センサから出力される信号に基づいて前記撮像素子の温度を測定する測定手段と、予め測定された前記撮像素子の発熱量と、前記撮像素子周辺の熱特性データを記憶する記憶手段と、前記挿入部の先端における熱回路網モデルに基づいて、測定した前記撮像素子の温度と既知の前記熱特性データとから前記挿入部の先端面の温度を推定する先端面温度推定手段と、を備えることを特徴とする。

30

【００１５】

前記熱特性データが、前記挿入部の先端における熱抵抗及び熱容量を含むことが好ましい。

40

【００１６】

少なくとも前記先端面の温度に基づいて、前記照明光の光量を調節する照明光量調節手段を備えることが好ましい。

【００１７】

前記光量調節手段は、少なくとも前記先端面の温度に基づいて、前記照明光の光量の上限值を設定し、前記上限値以下の範囲内において前記照明光の光量を調節することが好ましい。

【００１８】

前記光量調節手段は、前記撮像素子の温度に基づいて設定された前記照明光の光量の上限值と、前記先端面の温度に基づいて設定された前記照明光の光量の上限值との、いずれ

50

か低い方の上限値以下の範囲内において、前記照明光の光量を調節することが好ましい。

【0019】

前記熱特性データには、前記被検体内の温度 T_a 、前記撮像素子の発熱量 Q 、前記撮像素子 - 前記被検体間の熱抵抗 R_1 、前記撮像素子 - 前記先端面間の熱抵抗 R_2 、前記撮像素子近傍の熱容量 C が含まれ、前記測定手段は、時間間隔 Δt 毎に前記撮像素子の温度 T_1 を測定するとともに、前記時間間隔 Δt 間の前記撮像素子の温度 T_1 の変化量 ΔT_1 を測定し、前記温度推定手段は、前記熱回路網モデルを表す下記式に基づいて、前記先端面の温度 T_2 の推定値を算出することが好ましい。

$$\text{式： } (T_1 - T_a) / R_1 + (T_1 - T_2) / R_2 + C \Delta T_1 / \Delta t = Q$$

【0020】

前記温度センサは、前記撮像素子自身であり、前記測定手段は、前記撮像素子における光を受光しない画素から出力される暗時出力値に基づいて前記撮像素子の温度を測定することが好ましい。

【0021】

前記照明手段は、前記照明光を発生する光源と、前記照明光の光量を調節する絞り手段とを有し、前記光量調節手段は、前記絞り手段を制御して前記照明光の光量を調節することが好ましい。

【0022】

前記絞り手段は、所定サイズの絞り開口と、前記絞り開口の開口量を調節する絞り羽根とからなり、前記光量調節手段は、前記絞り羽根を制御して前記照明光の光量を調節することが好ましい。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、1つの温度センサによって撮像素子と先端面の温度を各々正確に測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】電子内視鏡システムの構成を示す外観図である。

【図2】電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図3】CMOSセンサの電氣的構成を示すブロック図である。

【図4】絞り機構の構成を示す説明図である。

【図5】先端部の熱回路網モデルを示す図である。

【図6】熱抵抗 R_1 、 R_2 を同定する様態を示すフローチャートである。

【図7】熱容量 C を同定する様態を示すフローチャートである。

【図8】電子内視鏡システムの動作様態を示すフローチャートである。

【図9】CMOS温度 T_1 及び先端面温度 T_2 に応じて光量上限を切り替える様態を示す説明図である。

【図10】CMOS温度 T_1 及び先端面温度 T_2 に応じて光量上限を切り替える様態を示す説明図である。

【図11】先端面に温度センサを設ける構成を示すブロック図である。

【図12】先端面に温度センサを設ける場合の熱回路網モデルを示す図である。

【図13】熱回路網モデルの他の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

図1に示すように、電子内視鏡システム11は、電子内視鏡12、プロセッサ装置13、及び光源装置14からなる。電子内視鏡12は、被検者の体内に挿入される可撓性の挿入部16と、挿入部16の基端部分に連設された操作部17と、プロセッサ装置13及び光源装置14に接続されるコネクタ18と、操作部17 - コネクタ18間を繋ぐユニバーサルコード19とを有する。挿入部16の先端（以下、先端部という）20には、被検体内撮影用のCMOS型イメージセンサ（図2参照。以下、CMOSセンサという）21が設

10

20

30

40

50

けられている。

【 0 0 2 6 】

操作部 1 7 には、先端部 2 0 を上下左右方向に湾曲させるためのアングルノブや、挿入部 1 6 の先端からエアや水を噴出させるための送気 / 送水ボタン、観察画像を静止画記録するためのリリースボタン、モニタ 2 2 に表示された観察画像を拡大 / 縮小を指示するズームボタンといった操作部材が設けられている。また、操作部 1 7 の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口が設けられている。鉗子口は、挿入部 1 6 内の鉗子チャンネルを通して、先端部 2 0 に設けられた鉗子出口に連通している。

【 0 0 2 7 】

プロセッサ装置 1 3 は、光源装置 1 4 と電氣的に接続され、電子内視鏡システム 1 1 の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置 1 3 は、ユニバーサルコード 1 9 や挿入部 1 6 内に挿通された伝送ケーブルを介して電子内視鏡 1 2 に給電を行い、CMOS センサ 2 1 の駆動を制御する。また、プロセッサ装置 1 3 は、伝送ケーブルを介して、CMOS センサ 2 1 から出力された撮像信号を取得し、各種画像処理を施して画像データを生成する。プロセッサ装置 1 3 で生成された画像データは、プロセッサ装置 1 3 にケーブル接続されたモニタ 2 2 に観察画像として表示される。

【 0 0 2 8 】

図 2 に示すように、先端部 2 0 には、観察窓 2 3、照明窓 2 4、タイミングジェネレータ（以下、TG という）2 6、CPU 2 7、温度センサ 3 0 等が設けられている。観察窓 2 3 の奥にはレンズ群及びプリズムからなる対物光学系 2 5 によって被検体内の像が撮像領域 5 1（図 3 参照）に結像されるように CMOS センサ 2 1 が配置されている。照明窓 2 4 からは照明光が被検体内に照射される。照明光は、光源装置 1 4 から電子内視鏡 1 2 に供給され、ユニバーサルコード 1 9 及び挿入部 1 6 に挿通されたライトガイド 2 8 によって導光されて、出射端に配置された照明レンズ 2 9 によって照明窓 2 4 を介して被検体内に照射される。

【 0 0 2 9 】

CMOS センサ 2 1 は、対物光学系 2 5 によって撮像領域 5 1 に結像される被検体内の像を光電変換し、撮像信号として出力する。CMOS センサ 2 1 は、対物光学系 2 5 によって被検体の像が結像される前面（撮像面）に、所定配列の複数の画素からなる撮像領域 5 1 を有する。撮像領域 5 1 は、中央の受光部と、受光部を囲むように設けられたオプティカルブラック（OB）部とからなる。受光部は、被検体内の撮像に用いられる開口された画素が配列された領域であり、各画素に複数の色セグメントからなるカラーフィルタ、例えばベイヤー配列の原色（RGB）あるいは補色（CMY または CMYG）カラーフィルタが形成されている。OB 部は、遮光された画素からなる領域であり、暗電流ノイズに応じたデータ（画素値）を出力する。CMOS センサ 2 1 が出力する撮像信号には、受光部から出力されるデータとともに OB 部から出力されたデータが含まれる。CMOS センサ 2 1 が出力する撮像信号は、ユニバーサルコード 1 9 及びコネクタ 1 8 を介してプロセッサ装置 1 3 に入力され、DSP 3 2（後述）の作業メモリに一旦格納される。その後、撮像信号に対して各種信号処理を施され、観察画像が生成される。

【 0 0 3 0 】

温度センサ 3 0 は、例えばサーミスタからなり、CMOS センサ 2 1 に取り付けられる。温度センサ 3 0 は、CMOS センサ 2 1 の温度が上昇すると、これに応じて抵抗値が増大し、CMOS センサ 2 1 の温度が下降すると、これに応じて温度センサの抵抗値が減少する。温度センサ 3 0 の抵抗値を示す信号は、温度信号として DSP 3 2 に入力され、CMOS センサ 2 1 の温度に換算される。なお、ここでは温度センサ 3 0 としてサーミスタを用いる例を説明するが、熱電対等、他の温度センサを用いても良い。

【 0 0 3 1 】

TG 2 6 には、CMOS センサ 2 1 にクロック信号を与える。CMOS センサ 2 1 は、TG 2 6 から入力されるクロック信号に応じて撮像動作を行ない、撮像信号を出力する。なお、TG 2 6 は、CMOS センサ 2 1 内に設けられていても良い。CPU 2 7 は、電子

10

20

30

40

50

内視鏡 12 とプロセッサ装置 13 とが接続された後、プロセッサ装置 13 の CPU 31 からの動作開始信号に基づいて TG 26 を駆動させる。

【0032】

プロセッサ装置 13 は、CPU 31、デジタル信号処理回路（以下、DSP という）32、デジタル画像処理回路（以下、DIP という）33、表示制御回路 34、操作部 35 等を有する。

【0033】

CPU 31 は、図示しないデータバスやアドレスバス、制御線を介して各部と接続されており、プロセッサ装置 13 全体の動作を統括的に制御する。ROM 36 には、プロセッサ装置 13 の動作を制御するための各種プログラム（OS、アプリケーションプログラム等）やデータ（グラフィックデータ、温度センサ 30 の特性データ、先端部 20 の熱特性データ（後述）等）が記憶される。CPU 31 は、ROM 36 から必要なプログラムやデータを読み出して、作業メモリである RAM 37 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU 31 は、検査日時、被検体や術者の情報等の文字情報といった検査毎に変わる情報を、後述する操作部 35 や LAN 等のネットワークより取得し、RAM 37 に記憶する。

【0034】

DSP 32 は、CMOS センサ 21 から入力される撮像信号に対して、色分離、色補間、ゲイン補正、ホワイトバランス調整、ガンマ補正等の各種信号処理を施し、画像データを生成する。DSP 32 で生成された画像データは、DIP 33 の作業メモリに入力される。また、DSP 32 は、例えば生成した画像データの各画素の輝度を平均した平均輝度値等、ALC 制御（後述）に必要な ALC 制御用データを生成し、CPU 31 に入力する。

【0035】

さらに、DSP 32 は、CMOS センサ 21 の温度を測定する測定部 41、CMOS センサ 21 の温度に基づいて先端部 20 の先端の面（以下、先端面という）42 の温度を推定する先端面温度推定部 43 を備える。

【0036】

測定部 41 は、温度センサ 30 から入力される温度信号（サーミスタの抵抗値）が入力される。測定部 41 は、既知の温度センサ 30 の特性データに基づいて温度信号を温度に換算することにより、CMOS センサ 21 の温度 T_1 （以下、CMOS 温度という）を測定する。測定部 41 による CMOS 温度 T_1 の測定は所定時間間隔 Δt 毎に行われ、測定部 41 は測定した CMOS 温度 T_1 から前回測定した CMOS 温度 T_1 を減算することにより、時間間隔 Δt 間における CMOS 温度 T_1 の変化量 ΔT_1 を算出する。測定部 41 によって測定された CMOS 温度 T_1 は、先端面温度推定部 43 における先端面温度の推定値の算出や、ALC 制御に用いられる。また、CMOS 温度 T_1 と、その変化量 ΔT_1 は、先端面温度の推定値の算出に用いられる。

【0037】

先端面温度推定部 43 は、測定部 41 から入力される CMOS センサ 21 の温度と熱特性データ 44 に基づいて、先端面 42 の温度（以下、先端面温度という） T_2 を算出（推定）する。熱特性データ 44 には、CMOS センサ 21 近傍の熱容量 C 、CMOS センサ 21 から内視鏡雰囲気 A （例えば温度 $T_a = 37$ 雰囲気に設定される。図 5 参照。）への熱抵抗 R_1 、CMOS センサ 21 から先端面 42 までの熱抵抗 R_1 、駆動状態に応じた CMOS センサ 21 の発熱量 Q 等が含まれ、各々の値が予め測定され、ROM 36 に記憶されている。先端面温度推定部 43 によって推定された先端面温度 T_2 は、ALC 制御に用いられる。

【0038】

DIP 33 は、DSP 32 で生成された画像データに対して、電子変倍、色強調処理、エッジ強調処理等の各種画像処理を施す。DIP 33 で各種画像処理を施された画像データは、観察画像として表示制御回路 34 に入力される。

【 0 0 3 9 】

表示制御回路 3 4 は、D I P 3 3 から入力される観察画像を格納する V R A M を有する。また、表示制御回路 3 4 は、C P U 3 1 から R O M 3 6 及び R A M 3 7 のグラフィックデータ等を受け取る。グラフィックデータ等には、観察画像のうち被写体が写された有効画素領域のみを表示させる表示マスク、検査日時、被検体や術者の情報等の文字情報、G U I といったものがある。表示制御回路 3 4 は、V R A M に格納した観察画像に対して、グラフィックデータ等の重畳処理を行うとともに、モニタ 2 2 の表示形式に応じたビデオ信号（コンポーネント信号、コンポジット信号等）に変換してモニタ 2 2 に出力する。これにより、モニタ 2 2 に観察画像が表示される。

【 0 0 4 0 】

操作部 3 5 は、プロセッサ装置 1 3 の筐体に設けられる操作パネル、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスであり、電子内視鏡 1 2 の操作部 1 7 にあるボタン等も含む。C P U 3 1 は、操作部 3 5 からの操作信号に応じて、電子内視鏡システム 1 1 の各部を動作させる。

【 0 0 4 1 】

プロセッサ装置 1 3 には、上記の他にも、画像データに所定の圧縮形式（例えば J P E G 形式）で画像圧縮を施す圧縮処理回路や、リリースボタンの操作に連動して、圧縮された画像をリムーバブルメディアに記録するメディア I / F、L A N 等のネットワークとの間で各種データの伝送制御を行うネットワーク I / F 当が設けられている。これらは、データバス等を介して C P U 3 1 と接続されている。

【 0 0 4 2 】

光源装置 1 4 は、光源 4 5、絞り機構 4 6、波長選択フィルタ 4 7、C P U 4 8 を有する。

【 0 0 4 3 】

光源 4 5 は、赤色から青色までのブロードな波長の光（例えば、主に 4 0 0 n m 以上 8 0 0 n m 以下の波長帯の光、以下、通常光という）を発生する。光源 4 5 は例えばキセノンランプからなり、一定の光量の通常光を発光する。光源 4 5 で発生した通常光の光量は、絞り機構 4 6 によって調節される。また、光源 4 5 で発生した通常光は、波長選択フィルタ 4 7 によって特定の狭い波長帯の光（以下、特殊光という）に制限されて被検体内に照射される場合がある。こうして光源 4 5 から発せられた照明光（通常光または特殊光）は、集光レンズ 4 9 で集光されてライトガイド 2 8 の入射端に導光される。

【 0 0 4 4 】

絞り機構 4 6 は、後述するように絞り開口 6 4（図 4 参照）や絞り開口 6 4 を開閉する絞り羽根 6 5（図 4 参照）等からなり、照明光の光量を調節する。絞り機構 4 6 は、撮影の様態や C M O S 温度 T 1、先端面温度 T 2 等に応じて、C P U 4 8 によって自動的に制御される。

【 0 0 4 5 】

波長選択フィルタ 4 7 は、光源 4 5 から発せられた通常光を特殊光に制限するフィルタである。波長選択フィルタ 4 7 は、例えば円盤の半分が切り欠かれた半円状の形状を有し、光源 4 5 と集光レンズ 4 9 の間を横切るようにモータ回転される。また、波長選択フィルタ 4 7 には、その回転位置を検出するセンサが設けられている。波長選択フィルタ 4 7 が光源 4 5 と集光レンズ 4 9 の間を横切っている間は特殊光が照射され、波長選択フィルタ 4 7 の切り欠き部分が光源 4 5 と集光レンズ 4 9 の間を横切っている間は通常光が照明光として被検体内に照射される。特殊光としては、例えば、4 5 0 n m、5 0 0 n m、5 5 0 n m、6 0 0 n m、7 8 0 n m 近傍の波長の光が上げられる。

【 0 0 4 6 】

4 5 0 n m 近傍の特殊光による撮影は、表層の血管やピットパターン等の被観察部位表面の微細構造の観察に適している。5 0 0 n m 近傍の照明光では、被観察部位の陥凹や隆起等のマクロな凹凸構造を観察することができる。5 5 0 n m 近傍の照明光は、ヘモグロビンによる吸収率が高く、微細血管や発赤の観察に適し、6 0 0 n m 近傍の照明光は、肥

10

20

30

40

50

厚の観察に適している。深層血管の観察には、インドシアニンググリーン（ICG）等の蛍光物質を静脈注射し、780nm近傍の照明光を用いることで明瞭に観察することができる。

【0047】

なお、ここでは波長選択フィルタ47を用いるが、波長選択フィルタ47に代えて、あるいは波長選択フィルタ47に加えて、41として波長帯が異なる光を発するLEDやLD等を複数備えておき、これらの点灯と消灯を制御することにより通常光と特殊光を切り替えても良い。また、青色レーザー光源、及び青色レーザー光の照射により緑色～赤色の励起光を発する蛍光体を用いて通常光を発生させ、さらに波長選択フィルタで特殊光を発生させても良い。

10

【0048】

CPU48は、プロセッサ装置13のCPU31と通信し、絞り機構46及び波長選択フィルタ47の動作制御を行う。CPU48による絞り機構46の制御は、撮影の様態等に応じて自動的に照明光の光量を調節するALC（Auto Light Control）制御である。CPU48の行うALC制御は、DSP32で生成されたALC制御用データに基づいて行われる。また、CPU48は、ALC制御を行う際に、プロセッサ装置13のCPU31を介して、CMOS温度T1と先端面温度T2を所定のタイミングで取得する。そして、CMOS温度T1及び先端面温度T2に応じて照明光量の上限を所定値に制限し、この上限以下の光量となる範囲内でALC制御を行う。

20

【0049】

電子内視鏡システム11では、CMOS温度T1に対して閾値 T_{A1} 、 T_{A2} （ $T_{A1} > T_{A2}$ ）が予め設定され、先端面温度T2に対して閾値 T_{B1} 、 T_{B2} （ $T_{B1} > T_{B2}$ ）が予め設定される。また、CMOS温度T1に対して照明光量の上限值（以下、光量上限という） L_{min1} が予め定められており、CMOS温度T1と閾値 T_{A1} 、 T_{A2} の大小関係によって光量上限が L_{min1} に制限されることがある。同様に、先端面温度T2に対して光量上限 L_{min2} が予め定められており、先端面温度T2と閾値 T_{B1} 、 T_{B2} の大小関係によって光量上限が L_{min2} に制限されることがある。なお、光量上限 L_{min1} 、 L_{min2} は任意に設定できるが、ここでは光量上限 L_{min1} よりも光量上限 L_{min2} の方が小さいとする（ $L_{min1} > L_{min2}$ ）。そして、CMOS温度T1と閾値 T_{A1} 、 T_{A2} の大小関係に基づいて光量上限を L_{min1} に制限する必要があり、これと同時に、先端面温度T2と閾値 T_{B1} 、 T_{B2} の大小関係に基づいて光量上限を L_{min2} に制限する必要がある場合、電子内視鏡システム11はより小さい光量上限 L_{min2} を採用する。

30

【0050】

CMOS温度T1に対する高温の閾値 T_{A1} は例えば60であり、CMOS温度T1がこれを超えると、観察画像に白傷が目立つようになり、診察に支障をきたしやすくなる。また、CMOS温度T1に対する低温の閾値 T_{A2} は例えば50であり、CMOSセンサ21の温度が十分に下がったことを判断する基準として用いられる。

【0051】

先端面温度T2に対する高温の閾値 T_{B1} は例えば60であり、先端面温度T2がこれを超えて上昇すると、被検体に違和感を覚えさせてしまったり、被検体内に火傷を負わせる危険が増す。先端面温度T2に対する低温の閾値 T_{B2} は例えば37であり、先端面温度T2が十分に下がったことを判断する基準として用いられる。

40

【0052】

照明光の光量上限は、後述するように、CMOS温度T1と閾値 T_{A1} 、 T_{A2} の大小関係、及び先端面温度T2と閾値 T_{B1} 、 T_{B2} の大小関係に応じて、ALC制御される照明光量の上限值を定めるものである。ALC制御において照明光の光量に上限が設定されない場合には、絞り開口64の大きさが照明光の最大光量 L_{max} である。

【0053】

CPU48は、例えばCMOS温度T1が閾値 T_{A1} より小さく、かつ、先端面温度T

50

2 が閾値 T_{B1} よりも小さい場合に、照明光の光量上限を開放し、最大光量 L_{max} 以下の範囲内で ALC 制御を行う。また、例えば、CMOS 温度 T_1 が閾値 T_{A1} を超えた場合、または先端面温度 T_2 が閾値 T_{B1} を超えた場合に、CPU 48 は照明光量の上限を光量上限 L_{min1} または L_{min2} に制限し、これ以下の範囲内で ALC 制御を行い、先端部 20 の発熱を抑える。また、CPU 48 は、照明光量の上限を光量上限 L_{min1} または L_{min2} に制限した場合、CMOS 温度 T_1 が閾値 T_{A2} を下回り、かつ、先端面温度 T_2 が閾値 T_{B2} を下回ったときに、照明光量の上限を最大光量 L_{max} に開放する。

【0054】

ライトガイド 28 は、例えば、複数の石英製光ファイバーを巻回テープ等で集束してバンドル化したものである。ライトガイド 28 の出射端に導かれた照明光は、照明レンズ 29 によって拡散された被検体内に照射される。

【0055】

図 3 に示すように、CMOS センサ 21 は、垂直走査回路 56、相関二重サンプリング (CDS) 回路 57、列選択トランジスタ 58、水平走査回路 59、及び出力回路 61 から構成される。

【0056】

撮像領域 51 には、画素 62 がマトリクス状に配列されている。画素 62 は、フォトダイオード D1、増幅用トランジスタ M1、画素選択用トランジスタ M2、およびリセット用トランジスタ M3 を有する。フォトダイオード D1 は、光電変換によって、入射光量に応じた信号電荷を生成するとともに、これを蓄積する。フォトダイオード D1 に蓄積された信号電荷は、増幅用トランジスタ M1 によって撮像信号として増幅され、画素選択用トランジスタ M2 によって、所定のタイミングで画素 62 外に出力される。また、フォトダイオード D1 に蓄積された信号電荷は、所定のタイミングでリセット用トランジスタ M3 を介してドレインに排出される。画素選択用トランジスタ M2、およびリセット用トランジスタ M3 は N チャンネルトランジスタであり、ゲートに High レベル “1” が印加されるとオン、Low レベル “0” が印加されるとオフとなる。

【0057】

撮像領域 51 には、垂直走査回路 56 から水平方向 (X 方向) に行選択線 L1 および行リセット線 L2 が配線されているとともに、CDS 回路 57 から垂直方向 (Y 方向) に列信号線 L3 が配線されている。行選択線 L1 は、画素選択用トランジスタ M2 のゲートに接続されており、行リセット線 L2 は、リセット用トランジスタ M3 のゲートに接続されている。また、列信号線 L3 は、画素選択用トランジスタ M2 のソースに接続され、CDS 回路 57 を介して、対応する列の列選択トランジスタ 58 に接続されている。

【0058】

CDS 回路 57 は、垂直走査回路 56 によって選択された行選択線 L1 に接続された画素 62 の撮像信号を、TG26 から入力されるクロック信号に基づいて保持し、ノイズ除去を行う。水平走査回路 59 は、TG26 から入力されるクロック信号に基づいて水平走査信号を発生し、列選択トランジスタ 58 のオン、オフ制御を行う。

【0059】

列選択トランジスタ 58 は、出力回路 61 に接続された出力バスライン 63 と CDS 回路 57 との間に設けられており、水平走査信号に応じて、出力バスライン 63 に撮像信号を転送させる画素を選択する。

【0060】

出力回路 61 は、CDS 回路 57 から出力バスライン 63 に順に転送される撮像信号を増幅し、A/D 変換して出力する。出力回路 61 による撮像信号の増幅率は、CPU27 から出力回路 61 にゲイン調節信号を入力することにより調節される。その後、出力回路 61 は、撮像信号を A/D 変換して DSP32 に出力する。

【0061】

図 4 に示すように、絞り機構 46 は、絞り開口 64 を開閉する絞り羽根 65 と絞り開口

10

20

30

40

50

８７を閉じる位置に絞り羽根６５を付勢するスプリング６６とを備えている。絞り羽根６５は、モータ６７から与えられるトルクによってスプリング６６の付勢力に抗して絞り開口６４の開口量が大きくなる方向（時計方向）に回転し、トルクの大きさとスプリング６６の付勢力が釣り合う位置で停止する。トルクが大きいとスプリング６６の付勢力に抗する力も大きくなるので、絞り開口６４の開口量も大きくなる。トルクが小さいとスプリング６６の付勢力に抗する力が小さくなるので絞り開口６４の開口量が小さくなる。モータ６７のトルクは、ＰＷＭ値（後述）の増加と共に大きくなり、ＰＷＭ値が下がると減少する。

【００６２】

光源装置１４のＣＰＵ４８は、ＤＳＰ３２によって算出されたＡＬＣ制御用データに基づいて、絞り羽根６５とスプリング６６からなる絞り調節機構６８を制御する。ＣＰＵ４８は、ＡＬＣ制御用データに応じて、モータ６７のトルクを決定するＰＷＭ（パルス幅変調）値を算出し、モータドライバ（図示しない）によってＰＷＭ値に応じた駆動パルスを発生させてモータ６７を駆動する。ＰＷＭ値は、モータ６７の駆動パルスのデューティ比（パルス幅をパルス周期で割った値）を決定するもので、モータ６７のトルクを決定する。ＣＰＵ４８は、ＡＬＣ制御用データが増加を要求する信号である場合には、増加分に応じてＰＷＭ値を上げ、減少を要求する信号である場合には、減少分に応じてＰＷＭ値を下げることにより、ＣＰＵ４８はＡＬＣ制御を行う。

【００６３】

図５に示すように、先端部２０内において熱が伝達する様態は、ＣＭＯＳセンサ２１が熱抵抗Ｒ１と熱容量Ｃを並列に介して内視鏡雰囲気Ａ（被検体内。以下、温度Ｔ_aの恒温状態にあるものとする）に熱接続され、先端面４２に熱抵抗Ｒ２を介して先端面４２に熱接続されるものとしてモデル化することができる。先端面温度推定部４３は、この熱回路網モデル７１にしたがってＣＭＯＳ温度Ｔ１と熱特性データ４４から先端面温度Ｔ２の推定値を算出する。

【００６４】

熱回路網モデル７１は、下記数１の式で表される。数１の式において、ＣＭＯＳ温度Ｔ１は先端面温度Ｔ２の推定時に先端面温度推定部４３に入力される変数であり、熱抵抗Ｒ１及びＲ２，熱容量Ｃ，ＣＭＯＳセンサ２１の発熱量Ｑは既知量として熱特性データ４４から取得される。熱抵抗Ｒ１及びＲ２，熱容量Ｃは、先端部２０内の物（ＣＭＯＳセンサ２１やライトガイド２９）の配置や素材等によって定まるので、電子内視鏡システム１１の使用前に予め測定（あるいは算出）される。ＣＭＯＳセンサ２１の発熱量Ｑは、ＣＭＯＳセンサ２１を駆動することによってＣＭＯＳセンサ２１自身から生じる熱量であり、駆動電圧やフレームレート等の具体的な駆動状態毎に予め測定される。なお、熱回路網モデル７１では、ライトガイド２８や照明レンズ２９等の照明系からの発熱量Ｑ'は、推定する先端面温度Ｔ２に直接反映される。

【００６５】

数１：

$$(T_1 - T_a) / R_1 + (T_1 - T_2) / R_2 + C dT_1 / dt = Q$$

【００６６】

数１は、キルヒホッフの法則により、直接的に温度を測定可能なＣＭＯＳセンサ２１からの流出熱量（左辺）が発熱量Ｑに等しいことに基づいて、熱回路網モデル７１を定式化したものである。ＣＭＯＳセンサ２１からの熱流出は、温度を推定する先端面４２を介した経路と、先端面４２を介さない経路（先端部２０の側面等からの熱流出）、ＣＭＯＳセンサ２１の周囲に蓄熱される経路がある。第１項は、ＣＭＯＳセンサ２１から先端面４２を介さずに内視鏡雰囲気Ａに流出する熱量Ｑ_１を表す項であり、ＣＭＯＳ温度Ｔ１と内視鏡雰囲気温度Ｔ_aの差に比例し、ＣＭＯＳセンサ２１ - 内視鏡雰囲気Ａ間の熱抵抗Ｒ１に反比例する。第２項は、ＣＭＯＳセンサ２１から先端面４２に流出する熱量Ｑ_２を表す項であり、ＣＭＯＳ温度Ｔ１と先端面温度Ｔ２の差に比例し、ＣＭＯＳセンサ２１ - 先端面４２間の熱抵抗Ｒ２に反比例する。第３項は、過渡的にＣＭＯＳセンサ２１の周囲に蓄熱

10

20

30

40

50

される熱量 q_3 を表す項であり、内視鏡雰囲気温度 T_a が時間変化しないものとして、CMOS 温度 T_1 の時間微分と熱容量 C の積で表される。

【0067】

数1の式を、所定時間間隔 Δt 、 Δt 間の CMOS 温度 T_1 の変化量 ΔT_1 として、微分項 (dT_1/dt) を差分近似し、推定する先端面温度 T_2 を、入力される CMOS 温度 T_1 及び既知量 R_1 、 R_2 、 C 、 Q で表すように整理すると、 $T_2 = T_1 + R_2 \cdot (T_1 - T_a) / R_1 + C \cdot R_2 \cdot \Delta T_1 / \Delta t - R_2 \cdot Q$ と書ける。したがって、CMOS 温度 T_1 を所定時間間隔 Δt 毎に測定することによって、CMOS 温度 T_1 と時間間隔 Δt 間の CMOS 温度の変化量 ΔT_1 から、先端面温度 T_2 の推定値が算出される。

【0068】

熱抵抗 R_1 及び R_2 は、図6に示すように予め同定される。まず、電子内視鏡12を恒温槽等の第1所定温度 t_a (例えば、被検体内を想定した37℃) 雰囲気内に配置して、少なくとも先端部20の全体が熱平衡状態になるのを待つ(ステップS11)。このとき、CMOS センサ21や光源45はオフにしておく。

【0069】

先端部20が第1所定温度 t_a で熱平衡状態になったら、先端面42に第2所定温度 t_2 の熱源を接触させる(ステップS12)。熱源は、例えば、アルミニウム等からなるブロック状の高熱伝導部材であり、先端部20よりも熱容量が十分に大きくなる体積を有し、先端面42に接触したことによる熱源自身の温度変化をほぼ無視できるものを用いる。また、熱源の温度 t_2 は、先に先端部20を熱平衡状態にした第1所定温度 t_a (37℃) に対して適度に差がある温度(例えば+5～10℃程度)に設定することが好ましい。熱源は、温度 t_2 を自在に調節できるものであることが好ましい。

【0070】

その後、第1所定温度 t_a 雰囲気中で、先端面42に第2所定温度の熱源を接触させた状態で、先端部20が熱平衡状態になったら、CMOS 温度 T_1 を測定する(ステップS13)。このとき、測定される CMOS 温度 T_1 を t_1 とする。また、CMOS センサ21は給電されておらず、発熱量 $Q = 0$ であり、熱平衡状態なので dT_1/dt ($\Delta T_1/\Delta t$) = 0 である。さらに、第1所定温度 T_a が第1所定温度 t_a に等しく、先端面温度 T_2 は第2所定温度 t_2 であって既知である。これらのことから、数1の式より、熱抵抗比 $R_2/R_1 = (t_2 - t_1)/(t_1 - t_a)$ によって算出する(ステップS14)。

【0071】

次に、CMOS センサ21を所定条件で駆動して(ステップS21)、再び熱平衡状態になるのを待ち、CMOS 温度 T_1 を測定する(ステップS22)。このとき測定される CMOS 温度 T_1 を t_1' とする。また、熱平衡状態なので微分項は0であり、先端部温度 $T_2 = t_2$ であるが、CMOS センサ21は所定条件で駆動されているので、CMOS センサ21は発熱量 $Q \neq 0$ で発熱している。したがって、 R_1 、 R_2 、 t_1' 、 t_2 、 t_a 、 Q は、数1の式より、 $(t_1' - t_2)/R_2 + (t_1' - t_a)/R_1 = Q$ の関係を満たす。この式と、ステップS14で算出した熱抵抗比 R_2/R_1 の値から、熱抵抗 R_1 及び R_2 が各々算出される(ステップS23)。

【0072】

熱容量 C は、熱抵抗 R_1 、 R_2 が上述のようにして算出され、既知量であることを前提として、図7に示すようにして同定される。まず、電子内視鏡12を恒温槽等の第1所定温度 t_a 雰囲気内に配置して、少なくとも先端部20の全体が熱平衡状態になるのを待つ(ステップS31)。このとき、CMOS センサ21や光源45はオフにしておく。そして、先端部20が第1所定温度 t_a で熱平衡状態になったら、先端面42に第2所定温度 t_2 の熱源を接触させる(ステップS32)。その後、熱源の温度 t_2 を段階的に変化させながら(あるいは熱源を段階的に交換しながら)、CMOS 温度 T_1 を測定する(ステップS33)。

【0073】

10

20

30

40

50

数 1 の式から、C M O S 温度 T_1 の温度変化 ($T_1 - T_a$ の温度変化) は 1 次遅れ応答を示し、時定数 τ は $\tau = C \cdot R_1 \cdot R_2 / (R_1 + R_2)$ である。したがって、時定数 τ は、ステップ S 3 3 で熱源の温度 t_2 (= 先端面温度 T_2) を段階的に変化させながら測定した C M O S 温度 T_1 の変化様態から算出する (ステップ S 3 4)。そして、算出した 1 次遅れ応答の時定数 τ を用いて、熱容量 $C = \tau \cdot (1 / R_1 + 1 / R_2)$ を算出する (ステップ S 3 5)。

【 0 0 7 4 】

上述のように構成される電子内視鏡システム 1 1 の作用について説明する。電子内視鏡 1 2 で被検体内を観察する際、術者は、電子内視鏡 1 2 とプロセッサ装置 1 3 及び光源装置 1 4 を接続し、プロセッサ装置 1 3 及び光源装置 1 4 の電源をオンにする。そして、操作部 3 5 を操作して、被検体に関する情報等を入力するとともに、挿入部 1 6 を被検体内に挿入して、検査を開始する。検査が開始されると、電子内視鏡システム 1 1 は、先端部 2 0 の照明窓 2 4 から照明光 (例えば通常光) を照射しながら、C M O S センサ 2 1 によって被検体内を撮像し、C M O S センサ 2 1 から出力される撮像信号に基づいて生成される観察画像をモニタ 2 2 に表示する。

10

【 0 0 7 5 】

図 8 に示すように、電子内視鏡 1 2 によって被検体内を所定光量の照明光で照明しながら撮影すると (ステップ S 5 1)、所定時間間隔 Δt 毎に、温度センサ 3 0 は C M O S センサ 2 1 の温度に応じて温度信号を出力し、測定部 4 1 は、温度センサ 3 0 の特性データに基づいて温度信号を温度に換算することにより C M O S 温度 T_1 、及び所定時間間隔 Δt 間における C M O S 温度 T_1 の変化量 ΔT_1 を測定する (ステップ S 5 2)。

20

【 0 0 7 6 】

先端面温度推定部 4 3 は、測定された C M O S 温度 T_1 、C M O S 温度 T_1 の変化量 ΔT_1 、熱特性データ 4 4 を取得し、前述の数 1 の式に基づいて先端面温度 T_2 の推定値を算出する (ステップ S 5 3)。

【 0 0 7 7 】

その後、光源装置 1 4 の C P U 4 8 は、プロセッサ装置 1 3 の C P U 3 1 を介して C M O S 温度 T_1 及び先端面温度 T_2 を取得し、これらの値と、閾値 T_{A1} 、 T_{A2} 、 T_{B1} 、 T_{B2} の大小関係に基づいて、A L C 制御における照明光量の上限を定める (ステップ S 5 4)。A L C 制御における照明光量の上限は、絞り開口 6 4 の開口の大きさによって定まる最大光量 L_{max} 、または、予め定められた光量上限 L_{min1} 、 L_{min2} のいずれかに設定される。

30

【 0 0 7 8 】

そして、C P U 4 8 は、撮影時に D S P 3 2 で算出される A L C 制御用データを取得して、設定した光量上限の範囲内に照明光の光量が収まるように、A L C 制御用データに基づいて絞り機構 4 6 を制御することにより、A L C 制御を行う (ステップ S 5 5)。上述の動作は、検査 (観察) が終了するまで繰り返し行われる (ステップ S 5 6)。

【 0 0 7 9 】

図 9 に示すように、C M O S 温度 T_1 により定める照明光の光量上限の関係は、C M O S 温度 T_1 が上昇する場合と、下降する場合とで異なる。検査開始直後等で C M O S 温度 T_1 が上昇する場合、C P U 4 8 は、光量上限を最大光量 L_{max} に設定し、C M O S 温度 T_1 が T_{A1} (高温閾値) までこの光量上限を維持する。そして、C M O S 温度 T_1 が T_{A1} を超えると、光量上限を光量上限 L_{min1} に制限する。一方、光量上限 L_1 が一旦光量上限 L_{min1} に制限された後、C M O S 温度 T_1 が下降する場合、C M O S 温度 T_1 が十分に下がって T_{A2} (低温閾値) になるまで、光量上限 L_1 は光量上限 L_{min1} に制限される。そして、C M O S 温度 T_1 が T_{A2} を下回ったときに、光量上限が最大光量 L_{max} に開放される。

40

【 0 0 8 0 】

図 1 0 に示すように、先端面温度 T_2 により定める照明光の光量上限の関係は、先端面温度 T_2 が上昇する場合と、下降する場合とで異なる。検査開始直後等で先端面温度 T_2

50

が上昇する場合、CPU 48は、光量上限 L_2 を最大光量 L_{max} に設定し、先端面温度 T_2 が T_{B1} （高温閾値）までこの光量上限を維持する。そして、先端面温度 T_2 が T_{B1} を超えると、光量上限を光量上限 L_{min2} に制限する。一方、光量上限 L_2 が一旦光量上限 L_{min2} に制限された後、先端面温度 T_2 が下降する場合、先端面温度 T_2 が十分に下がって T_{B2} （低温閾値）になるまで、光量上限 L_2 は光量上限 L_{min2} に制限される。そして、先端面温度 T_2 が T_{B2} を下回ったときに、光量上限が最大光量 L_{max} に開放される。

【0081】

ALC制御における照明光量の上限は、前記のCMOS温度 T_1 により定まる光量上限と、前記の先端面温度 T_2 により定まる光量上限の、いずれか低い方を採用する。

10

【0082】

さらに、電子内視鏡システム11は、CMOS温度 T_1 と先端面温度 T_2 の双方に基づいたALC制御により照明光量を調節するので、先端部20の温度としてCMOS温度 T_1 または先端面温度 T_2 を代表して用いる場合と比較して、より好適に照明光量を調節することができる。

【0083】

例えば、先端面42から水を噴出して観察窓23や照明窓24を洗浄すると、先端面温度 T_2 は即座に低下するが、水の噴出量によってはCMOS温度 T_1 は低下しなかったり、CMOS温度 T_1 が低下するにしても先端面温度 T_2 の低下タイミングからタイムラグが生じたりする。この場合に、先端部20の温度として先端面温度 T_2 を代表して用いたALC制御を行うと、先端面温度 T_2 の低下に連動して照明光量が増大されることになるので、CMOS温度 T_1 が白傷が目立つ温度（閾値 T_{A1} ）を超えてしまいやすい。しかし、電子内視鏡システム11は、CMOS温度 T_1 及び先端面温度 T_2 を同時に正確に取得し、これらの双方を参照して照明光量の上限を設定するので、上述のように先端面温度 T_2 だけが低下した場合であっても、CMOS温度 T_1 が上昇しすぎないように適切なALC制御を行うことができる。

20

【0084】

また、先端部20の温度としてCMOS温度 T_1 を用いてALC制御を行うと、CMOS温度 T_1 が白傷が目立たない程度に低温（例えば閾値 T_{A1} 以下の温度）であれば、使用状態等によっては先端面温度 T_2 が被検体内に火傷等を負わせる高温にまで温度上昇してしまう危険性がある。しかし、電子内視鏡システム11は、CMOS温度 T_1 及び先端面温度 T_2 を同時に正確に取得し、これらの双方を参照して照明光量の上限を設定するので、CMOS温度 T_1 が観察画像の取得に適切な範囲内に収まり、かつ、先端面温度 T_2 が被検体内に火傷等を負わせない範囲内に収まるように、照明光量を自動調節することができる。

30

【0085】

なお、上述の実施形態では、温度センサ30をCMOSセンサ21に設ける例を説明したが、図11に示すように電子内視鏡システム72先端面42に設けても良い。こうして先端面42に温度センサ30を設ける場合の熱回路網モデル73は、先端面42 - 内視鏡雰囲気A間の熱抵抗 R_3 、先端面42近傍の熱容量 C' 、先端面42における発熱量 Q' を用いて、図12に示すように表せる。したがって、先端面42における発熱量 Q' と、先端面42からCMOSセンサ21へ熱抵抗 R_2 を介して流出する熱量 q_2 、先端面42から内視鏡雰囲気Aへ熱抵抗 R_3 を介して流出する熱量 q_4 、熱容量 C' を介して内視鏡雰囲気Aへ流出する熱量 q_5 の和が均衡すること定式化すれば、熱回路網モデル73は数1の式とほぼ同様に表すことができる。このため、熱抵抗 R_2 、 R_3 、熱容量 C' 、照明光量に応じた先端面42における発熱量 Q' を熱特性データ44として予め求めておくことにより、先端面温度 T_2 及び先端面温度 T_2 の時間変化 ΔT_2 に基づいて、CMOS温度 T_1 の推定値を算出することができる。但し、先端面42は、電子内視鏡12の使用中でも観察窓23や照明窓24の洗浄のために水が吹きかけられることにより冷却されることがあり、洗浄用水の噴出量等によって先端面42から奪われる熱量は異なる。このため

40

50

、先端面 42 に温度センサ 30 を設けても、CMOS 温度 T_1 に直接影響する先端面 42 での発熱量 Q' だけを反映した先端面温度 T_2 を常に正確に測定することは難しい。したがって、上述の実施形態のように、CMOS センサ 21 に温度センサ 30 を設け、CMOS 温度 T_1 及び時間変化 ΔT_1 を測定し、これらに基づいて先端面温度 T_2 の推定値を算出することが好ましい。

【0086】

なお、上述の実施形態では、CMOS 温度 T_1 と先端面温度 T_2 を測定（算出）する例を説明したが、これに限らない。例えば、CMOS 温度 T_1 を測定し、ライトガイド 28 の出射端温度の推定値を算出しても良い。また、CMOS 温度 T_1 を測定し、先端部 20 側面の温度の推定値を算出しても良い。こうした場合にも、上述の実施形態の熱回路網モデル 71 とほぼ同様に各々の場合の熱回路網をモデル化し、定式化することができる。

10

【0087】

なお、上述の実施形態では、CMOS 温度 T_1 と先端面温度 T_2 の 2 箇所の温度を測定（算出）する例を説明したが、先端部 20 の 3 箇所以上の温度を測定（算出）しても良い。こうした場合には、上述の実施形態よりもより複雑な熱回路網モデルが必要となるが、上述の実施形態で説明した熱回路網モデル 71 とほぼ同様にしてモデル化し、定式化することができる。

【0088】

なお、上述の実施形態では、先端部 20 の構成を熱回路網モデル 71（図 5 参照）によってモデル化する例を説明したが、熱回路網モデルはこの例に限らない。例えば、図 13 に示すように、CMOS センサ 21 - 内視鏡雰囲気 A 間の熱抵抗 R_1 、CMOS センサ 21 近傍の熱容量 C 、CMOS センサ 21 - 先端面 42 間の熱抵抗 R_2 、先端面 42 - 内視鏡雰囲気 A 間の熱抵抗 R_3 、先端面 42 近傍の熱容量 C' 、CMOS センサ 21 の発熱量 Q 、先端面 42 における発熱量 Q' を用いた熱回路網モデル 74 を用いても良い。この熱回路網モデル 74 を用いる場合にも、数 1 式と同様にして、発熱量 Q と CMOS センサ 21 から流出する熱量 q_1 、 q_2 、 q_3 が均衡するように、かつ、発熱量 Q' と先端面 42 から流出する熱量 q_2 、 q_4 、 q_5 が均衡するように定式化し、CMOS 温度 T_1 及び時間変化量 ΔT_1 から先端面温度 T_2 の推定値を算出することができる。但し、上述の実施形態で説明した熱回路網モデル 71の方が、必要な熱特性データ 44 の少なく、推定する先端面温度 T_2 の精度も良い。

20

30

【0089】

なお、上述の実施形態では、先端部 20 の構成を熱回路網モデル 71（図 5 参照）によってモデル化し、内視鏡挿入部の先端における熱抵抗及び熱容量を熱特性データとして用いる例を説明したが、より簡便な熱回路網モデル用いても構わない。例えば、図 5 における熱容量を無視した熱回路網モデルを用いても良い。この場合、熱特性データとして R_1 と R_2 をあらかじめ同定した値を用い、 C はゼロを用いて数 1 式に基き先端面温度を推定演算すればよい。この場合、より簡便かつ高速な演算にて先端面温度 T_2 を推定することができる。

【0090】

なお、上述の実施形態では、CMOS 温度 T_1 及び先端面温度 T_2 に対して各々 2 つの閾値を設けて ALC 制御を行うとともに、照明光量を開放（最大光量 L_{max} ）と光量上限 L のいずれかに制限する例を説明したがこれに限らない。例えば、CMOS 温度 T_1 や先端面温度 T_2 に対して 3 以上の閾値を設けた ALC 制御を行うようにしても良い。また、光量上限も開放と光量上限の 2 段階の制限ではなく、2 以上の光量上限を設定し、開放を含めた 3 以上の光量上限を用いて、CMOS 温度 T_1 及び先端面温度 T_2 に応じて照明光量の上限を順に切り替えるようにしても良い。こうして複数の光量上限を設定することにより、より滑らかに照明光量を調節することができるようになり、ハンチングを防止し、観察画像の視認性を向上させることができる。

40

【0091】

なお、上述の実施形態では、熱特性データ 44（熱回路網モデル 71 における熱抵抗 R

50

1, R2、熱容量C)を同定する方法の一例を説明したが、数1の式にしたがって任意の方法で熱特性データ44を同定することができる。例えば、上述の実施形態では、必要に応じて熱源を先端面42に接触させるが、熱特性データ44の同定時にだけ外部から先端面42に温度センサを設置し、これによって先端面温度T2を直接測定できるようにしても良い。また、上述の実施形態では、熱抵抗R1, R2の同定時に、CMOSセンサ21をオフにするが、CMOSセンサ21を駆動させたままでも、異なる駆動条件下で測定を繰り返す等により熱抵抗R1, R2を同定することができる。照明光についても同様である。

【0092】

なお、上述の実施形態では、電子内視鏡12について熱特性データ44を予め同定しておく例を説明したが、部品や素材等が等しい同機種の電子内視鏡12については熱特性データ44も等しくなるので、必ずしも個々の電子内視鏡12について熱特性データ44を個別に同定しておく必要はなく、熱特性データ44は機種毎に同定すれば良い。

10

【0093】

なお、上述の実施形態では、予め熱特性データ44を記憶しておき、これに基づいて先端面温度T2の推定値を算出する例を説明したが、これに限らない。例えば、熱特性データ44のかわりに、CMOS温度T1に対応する先端面温度T2のデータをテーブル形式等で予め保持しておき、測定したCMOS温度T1を先端面温度T2に直接換算しても良い。また、こうしてCMOS温度T1に対応する先端面温度T2のデータを予め保持しておく、と、予め保持したデータの中に実測したCMOS温度T1に対応した先端面温度T2がないこともあり得るが、こうした場合にはテーブル内のデータを保管して実測したCMOS温度T1に対応した先端面温度T2を算出することが好ましい。

20

【0094】

なお、上述の実施形態では、撮像素子(イメージセンサ)としてCMOSイメージセンサ21を用いる例を説明したが、CCD型のイメージセンサ等、他の周知のイメージセンサを用いることができる。

【0095】

なお、上述の実施形態では、CMOSセンサ21に温度センサ30を設置する例を説明したが、これに限らない。CMOSセンサ21は、暗電流補正を行うために遮光された画素群(いわゆるオプティカルブラック)を有している。オプティカルブラックが出力するデータは暗電流を反映したものであり、暗電流はCMOSセンサ21の温度が高いほど顕著になる。したがって、CMOSセンサ21からオプティカルブラックが出力するデータを取得し、これをCMOSセンサ21の温度に換算するようにすれば、CMOSセンサ21自身を温度センサとして用いることができる。こうしてCMOSセンサ21を温度センサとして用いる場合、CMOSセンサ21の温度を測定するために温度センサ30を設ける必要もなくなるので、挿入部16(先端部20)をより細径化しながらも、CMOS温度T1と先端面温度T2を同時に正確に測定することができるようになる。CMOSセンサ21のかわりに、CCD型のイメージセンサ等、他のイメージセンサを用いる場合も同様である。

30

【0096】

なお、上述の実施形態では、各画素62にRGBのカラーフィルタが設けられ、カラーの撮像信号を得る方式(いわゆる同時式)を用いる例を説明したが、画素62にカラーフィルタを設けず、照明光の色をRGBに順に切り替えてフレーム毎に各色の撮像信号を得る方式(いわゆる面順次式)を採用しても良い。

40

【0097】

なお、上述の実施形態では、光源45としてキセノンランプを用いる例を説明したが、光源45はLDやLED等他の周知の光源を好適に用いることができる。上述の実施形態では、絞り機構46によって照明光量を調節する例を説明したが、LDやLED等の光量調節の容易な光源を用いる場合には、LDやLEDの出力を調節することによって照明光量を調節するようにしても良い。また、LDやLEDを照明光の光源として用いる場合に

50

は、これを先端部 20 に設けても良い。

【0098】

なお、上述の実施形態では、照明光量を調節して先端部 20 の発熱を低減させる例を説明したが、これに限らない。例えば、CMOS 温度 T1 及び先端部温度 T2 に応じて撮像信号の増幅率を変動させ、ALC 制御用データの内容を調節することによって間接的に ALC 制御による照明光の光量を調節しても良い。

【0099】

なお、上述の実施形態では、CMOS 温度 T1 と先端部温度 T2 に応じて照明光量の上限を設定する例を説明したが、CMOS 温度 T1 が閾値 T_{A1} (あるいは別途定めた所定閾値) を超えた場合に、撮像信号に暗電流補正を施すようにし、白傷の発生を抑止することが好ましい。また、CMOS 温度 T1 は、専ら暗電流補正のオンオフの切り替えに用いられるようにしても良い。

10

【0100】

なお、上述の実施形態では、所定時間間隔 Δt 毎に CMOS 温度 T1 を測定する例を説明したが、CMOS 温度 T1 を測定する時間間隔 Δt は、CMOS センサ 21 のフレーム (例えば 30 fps や 60 fps) 毎でも良く、また、数フレーム毎でも良い。

【符号の説明】

【0101】

11, 72 電子内視鏡システム

12 電子内視鏡

20

13 プロセッサ装置

14 光源装置

16 挿入部

17 操作部

18 コネクタ

19 ユニバーサルコード

20 先端部

21 CMOS センサ

22 モニタ

23 観察窓

30

24 照明窓

25 対物光学系

26 TG

27 CPU

28 ライトガイド

29 照明レンズ

30 温度センサ

31 CPU

32 DSP

33 DIP

40

34 表示制御回路

35 操作部

36 ROM

37 RAM

41 測定部

42 先端面

43 先端面温度推定部

44 熱特性データ

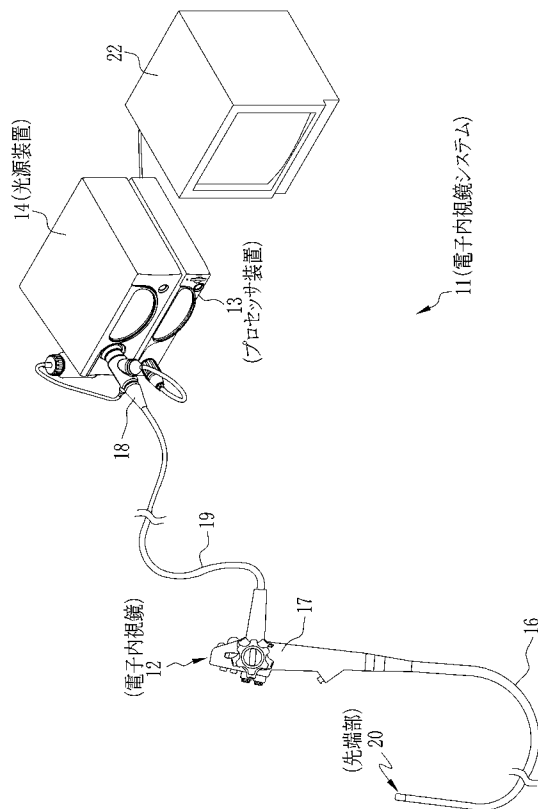
45 光源

46 絞り機構

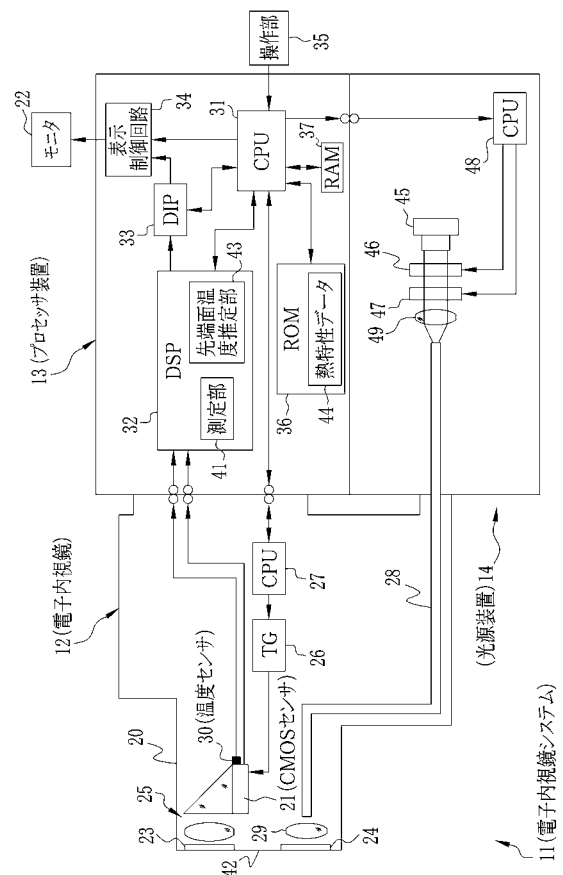
50

- 4 7 波長選択フィルタ
- 4 8 C P U
- 4 9 集光レンズ
- 5 1 撮像領域
- 5 6 垂直走査回路
- 5 7 C D S 回路
- 5 8 列選択トランジスタ
- 5 9 水平走査回路
- 6 1 出力回路
- 6 2 画素
- 6 3 出力バスライン
- 6 4 絞り開口
- 6 5 絞り羽根
- 6 6 スプリング
- 6 7 モータ
- 6 8 絞り調節機構
- 7 1 , 7 3 , 7 4 熱回路網モデル

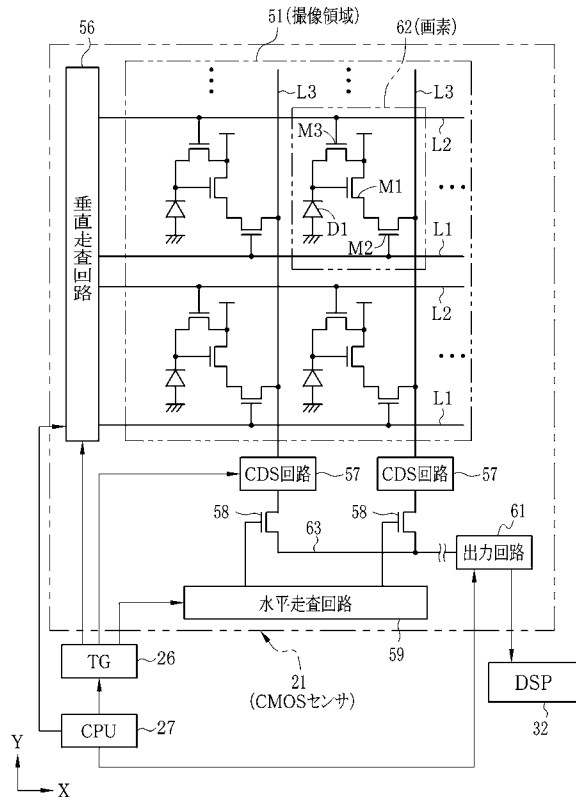
【 図 1 】



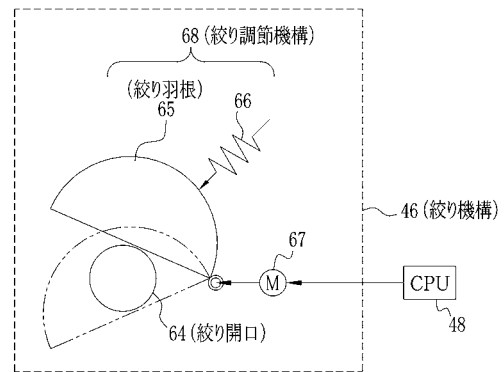
【 図 2 】



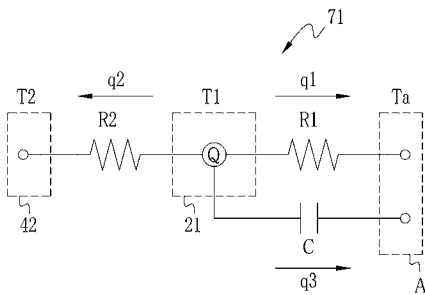
【図3】



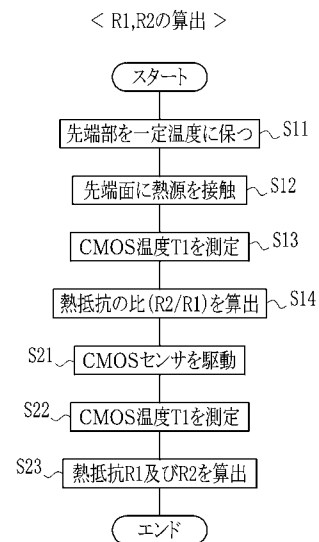
【図4】



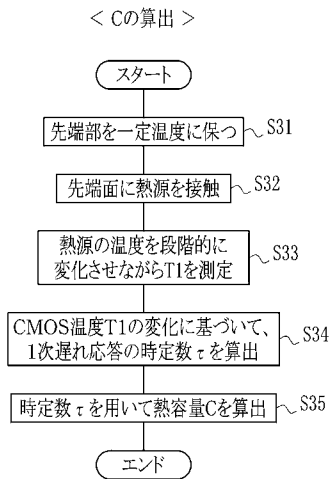
【図5】



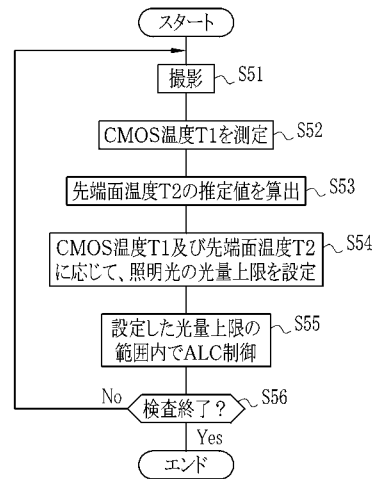
【図6】



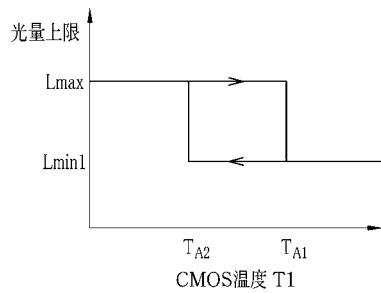
【 図 7 】



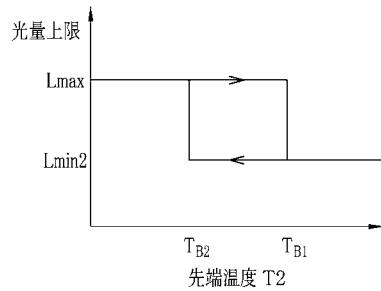
【 図 8 】



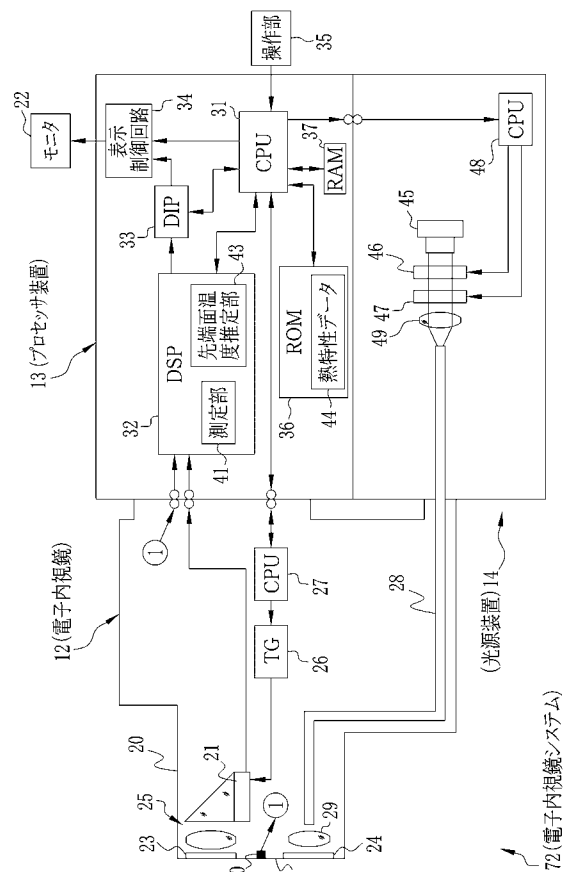
【 図 9 】



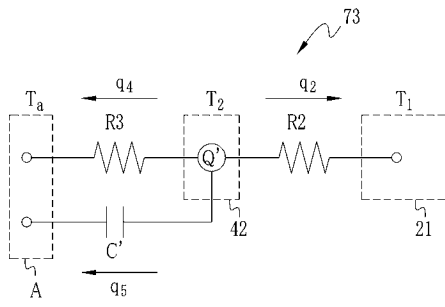
【 図 10 】



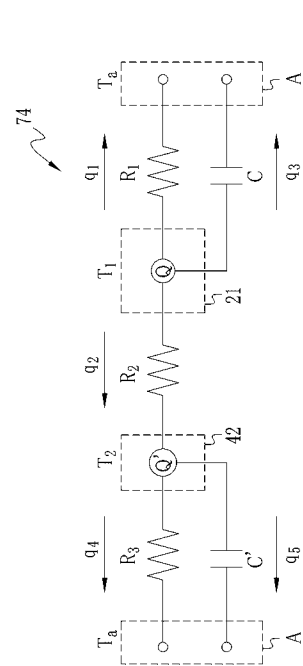
【 図 11 】



【図 1 2】



【図 1 3】



 フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
	G 0 2 B 23/26	B
	G 0 2 B 23/26	C

(72)発明者 原 和義
 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

(72)発明者 山川 真一
 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

(72)発明者 飯田 孝之
 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA10 BA23 CA10 CA22 DA12 GA02 GA04
 4C061 BB01 CC06 FF40 FF47 GG01 HH51 JJ11 LL02 MM05 NN01
 PP20 QQ09 RR02 RR15 RR17 RR24
 4C161 BB01 CC06 FF40 FF47 GG01 HH51 JJ11 LL02 MM05 NN01
 PP20 QQ09 RR02 RR15 RR17 RR24

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2012034950A	公开(公告)日	2012-02-23
申请号	JP2010179573	申请日	2010-08-10
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	芦田毅 仲村貴行 平田英俊 原和義 山川真一 飯田孝之		
发明人	芦田 毅 仲村 貴行 平田 英俊 原 和義 山川 真一 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/06.B A61B1/00.300.Y G02B23/24.B G02B23/26.B G02B23/26.C A61B1/00.300.A A61B1/00.550 A61B1/00.710 A61B1/00.731 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.612 A61B1/07.733		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/BA23 2H040/CA10 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/GA02 2H040/GA04 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/PP20 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR15 4C061/RR17 4C061/RR24 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/PP20 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/RR17 4C161/RR24		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5411086B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，该系统能够通过一个温度传感器精确地测量摄像元件和尖端表面的温度。电子内窥镜系统11包括电子内窥镜12，光源装置14，温度传感器30，测量单元41，ROM 36和尖端表面温度估计单元43。电子内窥镜12在插入部的前端（前端部20）具有CMOS传感器21。光源装置14经由光导28等用照明光照明被检体的内部。温度传感器30输出根据CMOS传感器21的温度的信号，并且测量单元41基于此来测量CMOS传感器21的温度。在ROM 36中，预先存储了包括CMOS传感器21的发热量以及尖端部20的热阻和热特性的热特性数据44。尖端表面温度估计单元43基于预定的尖端部分20的热电路网络模型，根据CMOS传感器21的温度和热特性数据44，计算尖端表面42的温度的估计值。[选择图]图2

