

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5411086号
(P5411086)

(45) 発行日 平成26年2月12日 (2014. 2. 12)

(24) 登録日 平成25年11月15日 (2013. 11. 15)

(51) Int. Cl.

F 1

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

A 6 1 B 1/00 3 0 0 A

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 B

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

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

G 0 2 B 23/26 (2006. 01)

G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 12 (全 22 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2010-179573 (P2010-179573)
 (22) 出願日 平成22年8月10日 (2010. 8. 10)
 (65) 公開番号 特開2012-34950 (P2012-34950A)
 (43) 公開日 平成24年2月23日 (2012. 2. 23)
 審査請求日 平成24年12月19日 (2012. 12. 19)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 芦田 毅
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 仲村 貴行
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 平田 英俊
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【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、

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光量調節手段と、

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】

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 または 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

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 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

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 4 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

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、時間間隔 Δt 毎に前記撮像素子の温度 T_1 を測定し、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 を測定する測定手段と、

前記被検体内の温度 T_a 、前記撮像素子の発熱量 Q 、前記撮像素子と前記被検体との間の熱抵抗 R_1 、前記撮像素子と前記挿入部の先端面との間の熱抵抗 R_2 、前記撮像素子近傍の熱容量 C を含む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を表す下記式に基づいて、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先端面の温度 T_2 の推定値を算出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。

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

【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 6 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

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 6 または 7 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 9】

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を特徴とする請求項 8 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 10】

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 9 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 11】

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 8 ～ 10 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 12】

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 11 に記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

10

【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】

20

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。

30

【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）。

40

【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】

50

【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、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。

【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く、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。

【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、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光量調節手段と、を備えることを特徴とする。

【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。また、前記温度センサは、例えば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

温度を測定してもよい。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する場合、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。前記絞り手段が、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る場合、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。

【 0 0 1 9 】

本発明の別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、時間間隔 Δt 毎に前記撮像素子の温度 T_1 を測定し、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 を測定する測定手段と、前記被検体内の温度 T_a 、前記撮像素子の発熱量 Q 、前記撮像素子と前記被検体との間の熱抵抗 R_1 、前記撮像素子と前記挿入部の先端面との間の熱抵抗 R_2 、前記撮像素子近傍の熱容量 C を含む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を表す下記式に基づいて、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先端面の温度 T_2 の推定値を算出する先端面温度推定手段と、を備える。

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

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

また、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が好ましい。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。

【 0 0 2 2 】

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】

【 0 0 2 3 】

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】

【 0 0 2 4 】

【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 1 2】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 1 3】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 が設けられている。

10

【0026】

操作部 17 には、先端部 20 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 16 の先端からエアー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 22 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 17 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 16 内の鉗子チャンネルを通して、先端部 20 に設けられた鉗子出口に連通している。

【0027】

プロセッサ装置 13 は、光源装置 14 と電氣的に接続され、電子内視鏡システム 11 の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置 13 は、ユニバーサルコード 19 や挿入部 16 内に挿通された伝送ケーブルを介して電子内視鏡 12 に給電を行い、CMOS センサ 21 の駆動を制御する。また、プロセッサ装置 13 は、伝送ケーブルを介して、CMOS センサ 21 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 13 で生成された画像データは、プロセッサ装置 13 にケーブル接続されたモニタ 22 に観察画像として表示される。

20

【0028】

図 2 に示すように、先端部 20 には、観察窓 23、照明窓 24、タイミングジェネレータ（以下、TG という）26、CPU 27、温度センサ 30 等が設けられている。観察窓 23 の奥にはレンズ群及びプリズムからなる対物光学系 25 によって被検体内の像が撮像領域 51（図 3 参照）に結像されるように CMOS センサ 21 が配置されている。照明窓 24 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 14 から電子内視鏡 12 に供給され、ユニバーサルコード 19 及び挿入部 16 に挿通されたライトガイド 28 によって導光されて、出射端に配置された照明レンズ 29 によって照明窓 24 を介して被検体内に照射される。

30

【0029】

CMOS センサ 21 は、対物光学系 25 によって撮像領域 51 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 21 は、対物光学系 25 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 51 を有する。撮像領域 51 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 21 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 21 が出力する撮像信号は、ユニバーサルコード 19 及びコネクタ 18 を介してプロセッサ装置 13 に入力され、DSP 32（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。

40

【0030】

50

温度センサ 30 は、例えばサーミスタからなり、CMOS センサ 21 に取り付けられる。温度センサ 30 は、CMOS センサ 21 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 21 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 30 の抵抗値を示す信号は、温度信号として DSP 32 に入力され、CMOS センサ 21 の温度に換算される。なお、ここでは温度センサ 30 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。

【0031】

TG 26 には、CMOS センサ 21 にクロック信号を与える。CMOS センサ 21 は、TG 26 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 26 は、CMOS センサ 21 内に設けられていても良い。CPU 27 は、電子内視鏡 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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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R1、CMOSセンサ21から先端面42までの熱抵抗R1、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、ROM36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T2は、ALC制御に用いられる。

【0038】

DIP33は、DSP32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。DIP33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。

10

【0039】

表示制御回路34は、DIP33から入力される観察画像を格納するVRAMを有する。また、表示制御回路34は、CPU31からROM36及びRAM37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、GUIといったものがある。表示制御回路34は、VRAM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22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22に出力する。これにより、モニタ22に観察画像が表示される。

【0040】

20

操作部35は、プロセッサ装置13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12の操作部17にあるボタン等も含む。CPU31は、操作部35からの操作信号に応じて、電子内視鏡システム11の各部を動作させる。

【0041】

プロセッサ装置13には、上記の他にも、画像データに所定の圧縮形式(例えばJPEG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、LAN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CPU31と接続されている。

30

【0042】

光源装置14は、光源45、絞り機構46、波長選択フィルタ47、CPU48を有する。

【0043】

光源45は、赤色から青色までのブロードな波長の光(例えば、主に400nm以上800nm以下の波長帯の光、以下、通常光という)を発生する。光源45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45で発生した通常光の光量は、絞り機構46によって調節される。また、光源45で発生した通常光は、波長選択フィルタ47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45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49で集光されてライトガイド28の入射端に導光される。

40

【0044】

絞り機構46は、後述するように絞り開口64(図4参照)や絞り開口64を開閉する絞り羽根65(図4参照)等からなり、照明光の光量を調節する。絞り機構46は、撮影の様態やCMOS温度T1、先端面温度T2等に応じて、CPU48によって自動的に制御される。

【0045】

波長選択フィルタ47は、光源45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47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45と集光レンズ49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

50

ルタ47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47が光源45と集光レンズ49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47の切り欠き部分が光源45と集光レンズ49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、450nm、500nm、550nm、600nm、780nm近傍の波長の光が上げられる。

【0046】

450nm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。500nm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。550nm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、600nm近傍の照明光は、肥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。

10

【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。

20

【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。

【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

40

【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

50

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 T_2 に対する低温の閾値 T_{B2} は例えば37であり、先端面温度 T_2 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。

【0052】

照明光の光量上限は、後述するように、CMOS温度 T_1 と閾値 T_{A1} 、 T_{A2} の大小関係、及び先端面温度 T_2 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値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 T_1 が閾値 T_{A1} より小さく、かつ、先端面温度 T_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、CPU48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、CPU48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、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値を下げることで、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Ta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：

$$(T1 - Ta) / R1 + (T1 - T2) / R2 + C dT1 / dt = Q$$

【0066】

10

20

30

40

50

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 2 1 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 7 1 を定式化したものである。CMOS センサ 2 1 からの熱流出は、温度を推定する先端面 4 2 を介した経路と、先端面 4 2 を介さない経路（先端部 2 0 の側面等からの熱流出）、CMOS センサ 2 1 の周囲に蓄熱される経路がある。第 1 項は、CMOS センサ 2 1 から先端面 4 2 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 T_1 と内視鏡雰囲気温度 T_a の差に比例し、CMOS センサ 2 1 - 内視鏡雰囲気 A 間の熱抵抗 R_1 に反比例する。第 2 項は、CMOS センサ 2 1 から先端面 4 2 に流出する熱量 q_2 を表す項であり、CMOS 温度 T_1 と先端面温度 T_2 の差に比例し、CMOS センサ 2 1 - 先端面 4 2 間の熱抵抗 R_2 に反比例する。第 3 項は、過渡的に CMOS センサ 2 1 の周囲に蓄熱される熱量 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 1 2 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 2 0 の全体が熱平衡状態になるのを待つ（ステップ S 1 1）。このとき、CMOS センサ 2 1 や光源 4 5 はオフにしておく。

【0069】

先端部 2 0 が第 1 所定温度 t_a で熱平衡状態になったら、先端面 4 2 に第 2 所定温度 t_2 の熱源を接触させる（ステップ S 1 2）。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 2 0 よりも熱容量が十分に大きくなる体積を有し、先端面 4 2 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 2 0 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 4 2 に第 2 所定温度の熱源を接触させた状態で、先端部 2 0 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 S 1 3）。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 2 1 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 S 1 4）。

【0071】

次に、CMOS センサ 2 1 を所定条件で駆動して（ステップ S 2 1）、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 S 2 2）。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 2 1 は所定条件で駆動されているので、CMOS センサ 2 1 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 S 1 4 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 S 2 3）。

【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

数1の式から、CMOS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S33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CMOS温度 T_1 の変化様態から算出する(ステップS34)。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S35)。

【0074】

上述のように構成される電子内視鏡システム11の作用について説明する。電子内視鏡12で被検体内を観察する際、術者は、電子内視鏡12とプロセッサ装置13及び光源装置14を接続し、プロセッサ装置13及び光源装置14の電源をオンにする。そして、操作部35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16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11は、先端部20の照明窓24から照明光(例えば通常光)を照射しながら、CMOSセンサ21によって被検体内を撮像し、CMOSセンサ21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22に表示する。

20

【0075】

図8に示すように、電子内視鏡12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S51)、所定時間間隔 Δt 毎に、温度センサ30はCMOSセンサ21の温度に応じて温度信号を出力し、測定部41は、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温度 T_1 、及び所定時間間隔 Δt 間におけるCMOS温度 T_1 の変化量 ΔT_1 を測定する(ステップS52)。

30

【0076】

先端面温度推定部43は、測定されたCMOS温度 T_1 、CMOS温度 T_1 の変化量 ΔT_1 、熱特性データ44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S53)。

【0077】

その後、光源装置14のCPU48は、プロセッサ装置13のCPU31を介してCMOS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、ALC制御における照明光量の上限を定める(ステップS54)。ALC制御における照明光量の上限は、絞り開口64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。

40

【0078】

そして、CPU48は、撮影時にDSP32で算出されるALC制御用データを取得し、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、ALC制御用データに基づいて絞り機構46を制御することにより、ALC制御を行う(ステップS55)。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S56)。

【0079】

図9に示すように、CMOS温度 T_1 により定める照明光の光量上限の関係は、CMOS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CMOS温度

50

T1が上昇する場合、CPU48は、光量上限を最大光量Lmaxに設定し、CMOS温度T1がTA1（高温閾値）までこの光量上限を維持する。そして、CMOS温度T1がTA1を超えると、光量上限を光量上限Lmin1に制限する。一方、光量上限L1が一旦光量上限Lmin1に制限された後、CMOS温度T1が下降する場合、CMOS温度T1が十分に下がってTB2（低温閾値）になるまで、光量上限L1は光量上限Lmin1に制限される。そして、CMOS温度T1がTB2を下回ったときに、光量上限が最大光量Lmaxに開放される。

【0080】

図10に示すように、先端面温度T2により定める照明光の光量上限の関係は、先端面温度T2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T2が上昇する場合、CPU48は、光量上限L2を最大光量Lmaxに設定し、先端面温度T2がTB1（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T2がTB1を超えると、光量上限を光量上限Lmin2に制限する。一方、光量上限L2が一旦光量上限Lmin2に制限された後、先端面温度T2が下降する場合、先端面温度T2が十分に下がってTB2（低温閾値）になるまで、光量上限L2は光量上限Lmin2に制限される。そして、先端面温度T2がTB2を下回ったときに、光量上限が最大光量Lmax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T1により定まる光量上限と、前記の先端面温度T2により定まる光量上限の、いずれか低い方を採用する。

【0082】

さらに、電子内視鏡システム11は、CMOS温度T1と先端面温度T2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T1または先端面温度T2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T2は即座に低下するが、水の噴出量によってはCMOS温度T1は低下しなかったり、CMOS温度T1が低下するにしても先端面温度T2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T2を代表して用いたALC制御を行うと、先端面温度T2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T1が白傷が目立つ温度（閾値TA1）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T1及び先端面温度T2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T2だけが低下した場合であっても、CMOS温度T1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。

【0084】

また、先端部20の温度としてCMOS温度T1を用いてALC制御を行うと、CMOS温度T1が白傷が目立たない程度に低温（例えば閾値TA1以下の温度）であれば、使用状態等によっては先端面温度T2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T1及び先端面温度T2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T1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T2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。

【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R3、先端面42近傍の熱容量C'、先端面42における発熱量Q'

10

20

30

40

50

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 の使用中にも観察窓 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、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。

10

【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。

20

【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。

30

40

【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

50

閾値を設けてA L C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、C M O S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A L C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、C M O S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。

【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_1 、 R_2 、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 T_2 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 R_1 、 R_2 の同定時に、C M O Sセンサ21をオフにするが、C M O S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 R_1 、 R_2 を同定することができる。照明光についても同様である。

10

【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。

20

【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 T_2 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、C M O S温度 T_1 に対応する先端面温度 T_2 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C M O S温度 T_1 を先端面温度 T_2 に直接換算しても良い。また、こうしてC M O S温度 T_1 に対応する先端面温度 T_2 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C M O S温度 T_1 に対応した先端面温度 T_2 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C M O S温度 T_1 に対応した先端面温度 T_2 を算出することが好ましい。

30

【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C M O Sイメージセンサ21を用いる例を説明したが、C C D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、C M O S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。C M O S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C M O Sセンサ21の温度が高いほど顕著になる。したがって、C M O S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C M O Sセンサ21の温度に換算するようにすれば、C M O S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C M O Sセンサ21を温度センサとして用いる場合、C M O S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、C M O S温度 T_1 と先端面温度 T_2 を同時に正確に測定することができるようになる。C M O Sセンサ21のかわりに、C C D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。

40

【0096】

50

なお、上述の実施形態では、各画素 6 2 に R G B 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 6 2 にカラーフィルタを設けず、照明光の色を R G B 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。

【 0 0 9 7 】

なお、上述の実施形態では、光源 4 5 としてキセノンランプを用いる例を説明したが、光源 4 5 は L D や L E D 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 4 6 によって照明光量を調節する例を説明したが、L D や L E D 等の光量調節の容易な光源を用いる場合には、L D や L E D 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、L D や L E D を照明光の光源として用いる場合には、これを先端部 2 0 に設けても良い。

10

【 0 0 9 8 】

なお、上述の実施形態では、照明光量を調節して先端部 2 0 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、C M O S 温度 T 1 及び先端部温度 T 2 に応じて撮像信号の増幅率を変動させ、A L C 制御用データの内容を調節することによって間接的に A L C 制御による照明光の光量を調節しても良い。

【 0 0 9 9 】

なお、上述の実施形態では、C M O S 温度 T 1 と先端部温度 T 2 に応じて照明光量の上限を設定する例を説明したが、C M O S 温度 T 1 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、C M O S 温度 T 1 は、専ら暗電流補正のオンオフの切り替えに用いるようにしても良い。

20

【 0 1 0 0 】

なお、上述の実施形態では、所定時間間隔 Δt 毎に C M O S 温度 T 1 を測定する例を説明したが、C M O S 温度 T 1 を測定する時間間隔 Δt は、C M O S センサ 2 1 のフレーム（例えば 3 0 f p s や 6 0 f p s ）毎でも良く、また、数フレーム毎でも良い。

【符号の説明】

【 0 1 0 1 】

1 1 , 7 2 電子内視鏡システム

1 2 電子内視鏡

1 3 プロセッサ装置

1 4 光源装置

1 6 挿入部

1 7 操作部

1 8 コネクタ

1 9 ユニバーサルコード

2 0 先端部

2 1 C M O S センサ

2 2 モニタ

2 3 観察窓

2 4 照明窓

2 5 対物光学系

2 6 T G

2 7 C P U

2 8 ライトガイド

2 9 照明レンズ

3 0 温度センサ

3 1 C P U

3 2 D S P

3 3 D I P

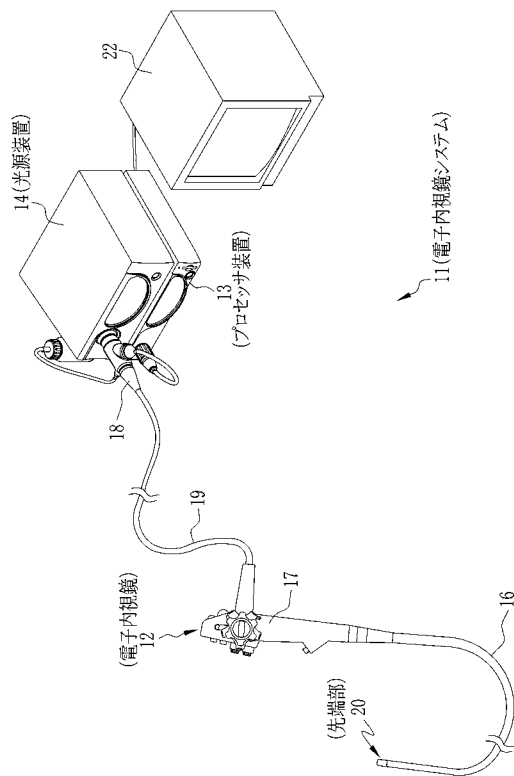
30

40

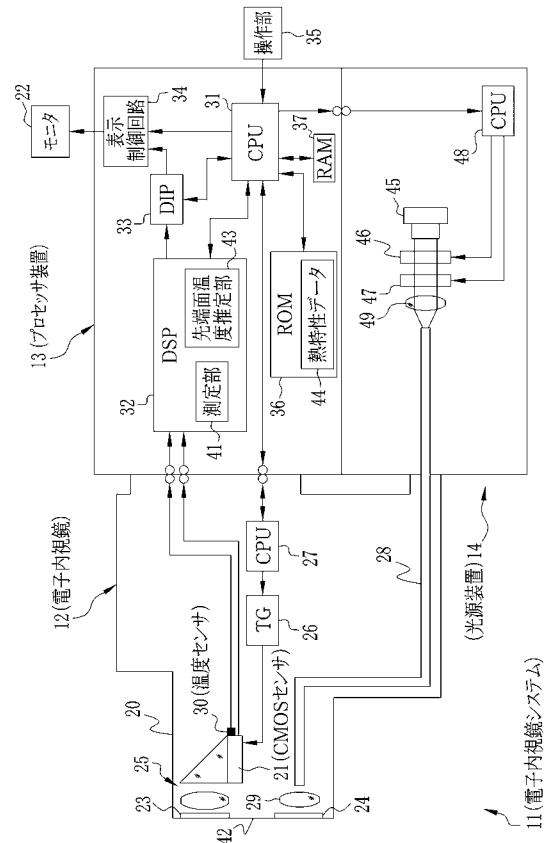
50

3 4	表示制御回路	
3 5	操作部	
3 6	R O M	
3 7	R A M	
4 1	測定部	
4 2	先端面	
4 3	先端面温度推定部	
4 4	熱特性データ	
4 5	光源	
4 6	絞り機構	10
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	20
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	

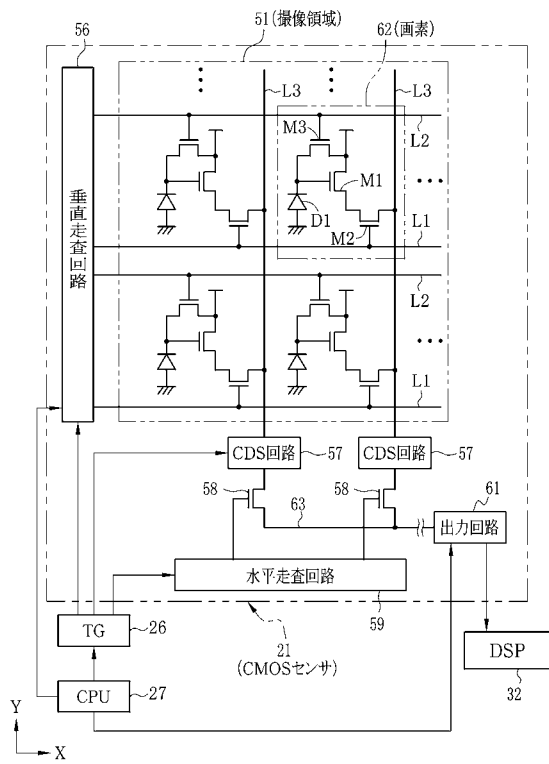
【図 1】



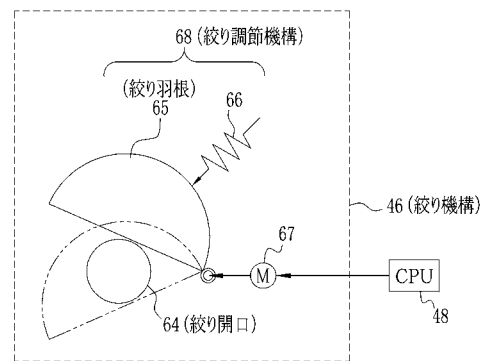
【図 2】



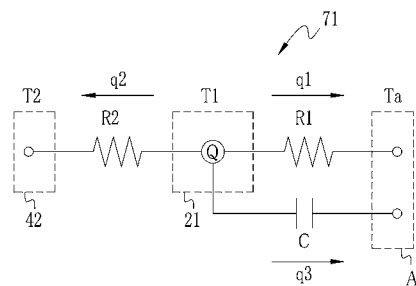
【図 3】



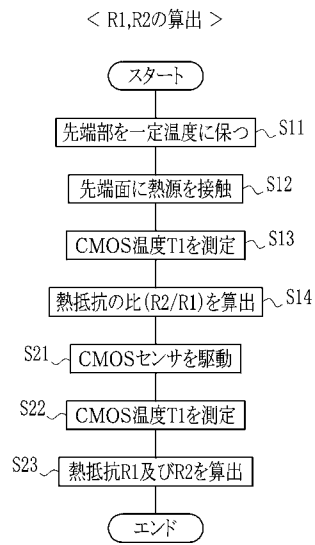
【図 4】



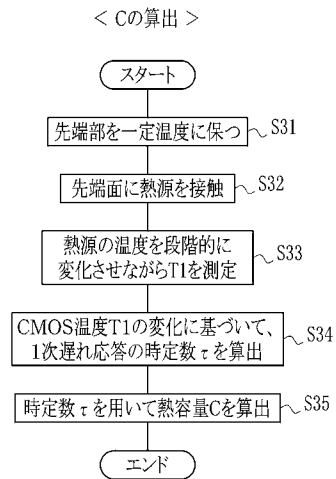
【図 5】



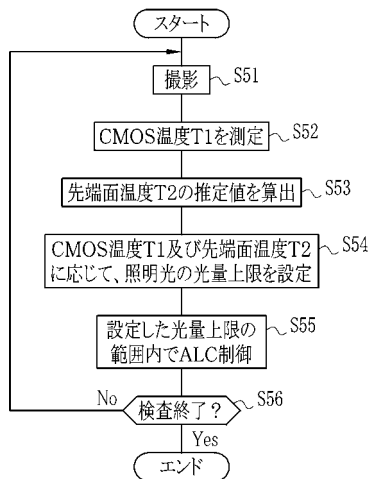
【図 6】



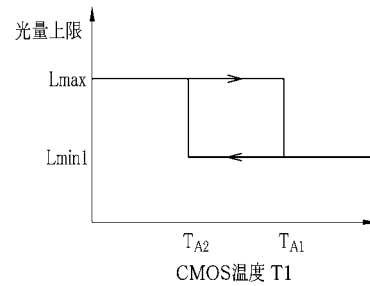
【図 7】



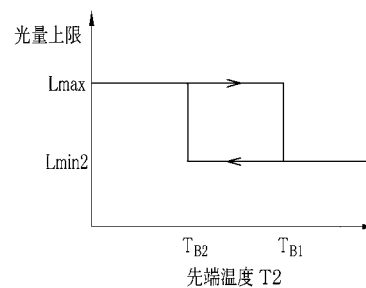
【図 8】



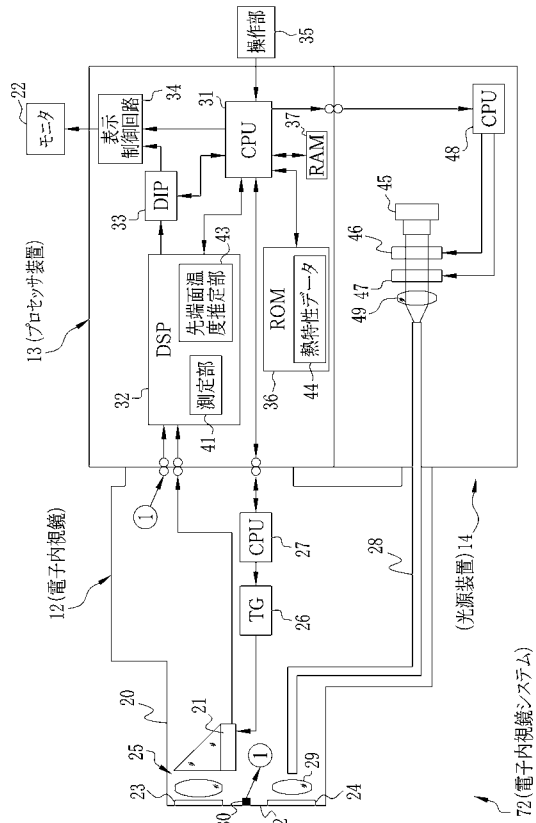
【図 9】



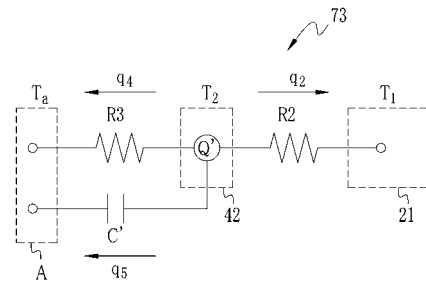
【図 10】



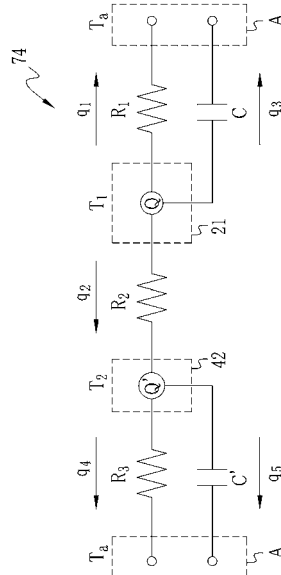
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
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

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 特開平 1 0 - 2 8 6 2 3 4 (J P , A)
特開平 0 2 - 2 7 5 4 0 5 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 7 5 5 4 5 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 0 0 5 9 9 4 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 0 5 2 6 9 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5411086B2	公开(公告)日	2014-02-12
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		
当前申请(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.A A61B1/04.372 A61B1/06.B A61B1/00.300.Y G02B23/24.B G02B23/26.B G02B23/26.C A61B1/00.300.D 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		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2012034950A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，其能够通过一个温度传感器精确地测量成像元件和尖端面的相应温度。解决方案：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，测量部分41，ROM 36和末端面温度估计部分43.电子内窥镜12在插入部分末端（末端部分20）上包括CMOS传感器21。光源装置14通过光导28等照射对象体内部的照明光。温度传感器30输出与CMOS传感器21的温度对应的信号，测量部41基于CMOS传感器21的温度测量温度。在输出信号上。在ROM36中，预先存储CMOS传感器21的热值和热特性数据44，包括尖端部分20的热阻和热特性。尖端面温度估计部分43基于关于尖端部分20的规定的热电路网络模型，根据CMOS传感器21的温度和热特性数据44计算尖端面42的温度估计值。。

