

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6419018号
(P6419018)

(45) 発行日 平成30年11月7日(2018.11.7)

(24) 登録日 平成30年10月19日(2018.10.19)

(51) Int.Cl.	F 1		
A 6 1 B 1/045	(2006.01)	A 6 1 B 1/045	6 3 1
A 6 1 B 1/04	(2006.01)	A 6 1 B 1/04	5 3 0
A 6 1 B 1/05	(2006.01)	A 6 1 B 1/05	
A 6 1 B 1/00	(2006.01)	A 6 1 B 1/00	7 3 1
G O 2 B 23/24	(2006.01)	G O 2 B 23/24	B

請求項の数 18 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2015-88567 (P2015-88567)
 (22) 出願日 平成27年4月23日 (2015. 4. 23)
 (65) 公開番号 特開2016-202627 (P2016-202627A)
 (43) 公開日 平成28年12月8日 (2016. 12. 8)
 審査請求日 平成29年8月22日 (2017. 8. 22)

(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 100080159
 弁理士 渡辺 望穂
 (74) 代理人 100090217
 弁理士 三和 晴子
 (74) 代理人 100152984
 弁理士 伊東 秀明
 (74) 代理人 100148080
 弁理士 三橋 史生
 (72) 発明者 小柴 賢明
 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】 内視鏡診断装置、内視鏡診断装置の作動方法、プログラムおよび記録媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡スコープの内視鏡挿入部の先端面から照明光を出射する照明部と、
 前記内視鏡スコープの先端部に配置されたＣＭＯＳイメージセンサにより前記照明光が照射された被検体の内視鏡画像を撮像する撮像部と、

前記内視鏡画像の画像解析を行って、前記ＣＭＯＳイメージセンサの受光面を保護する透光性保護基板に曇りが生じているか否かを検出する曇り検出部と、

前記透光性保護基板に曇りが生じていることが検出された場合に、通常モードから発熱モードに切り替える動作モード設定部と、

nを2以上の整数とすると、前記発熱モードの場合に、前記ＣＭＯＳイメージセンサが動作する際のフレームレートを前記通常モードの場合のn倍とし、かつ、1枚のフレーム画像を撮像する際の前記ＣＭＯＳイメージセンサの露光時間を1フレーム時間の1/n倍として、前記1フレーム時間に2枚以上、n枚以下のフレーム画像を前記撮像部に撮像させる制御部とを備えることを特徴とする内視鏡診断装置。

【請求項 2】

mを2以上、n以下の整数とすると、前記発熱モードの場合に、前記1フレーム時間に撮像される2枚以上、n枚以下のフレーム画像のうちのm枚のフレーム画像のデータを画素毎に加算することにより、前記発熱モードのフレーム画像を生成するフレーム画像合成部を備える請求項1に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 3】

10

20

mを2以上、n以下の整数とすると、前記発熱モードの場合に、前記1フレーム時間に撮像される2枚以上、n枚以下のフレーム画像のうちm枚のフレーム画像のデータを画素毎に加算平均しm倍して合成することにより、前記通常モードのフレーム画像に相当する輝度を有する前記発熱モードのフレーム画像を生成するフレーム画像合成部を備える請求項1に記載の内視鏡診断装置。

【請求項4】

前記制御部は、前記フレーム画像を撮像する際の照明光の光量が一定値を超える場合、前記通常モードの場合に、前記1枚のフレーム画像を撮像する際の前記CMOSイメージセンサの露光時間を前記1フレーム時間の1/n倍よりも短くし、前記発熱モードの場合に、前記1枚のフレーム画像を撮像する際の前記CMOSイメージセンサの露光時間を前記通常モードの場合と同じ露光時間とする請求項1～3のいずれか1項に記載の内視鏡診断装置。

10

【請求項5】

mを2以上、n以下の整数とすると、前記発熱モードの場合に、前記1フレーム時間に撮像される2枚以上、n枚以下のフレーム画像のうちm枚のフレーム画像のデータを画素毎に加算平均することにより、前記通常モードのフレーム画像に相当する輝度を有する前記発熱モードのフレーム画像を生成するフレーム画像合成部を備える請求項4に記載の内視鏡診断装置。

【請求項6】

前記制御部は、前記通常モードの場合、前記1フレーム時間のうちのデータ読み出し期間中に、前記CMOSイメージセンサから前記内視鏡画像に対応するデータを読み出し、前記1フレーム時間のうちの残りのブランキング期間中に、前記CMOSイメージセンサからデータを読み出さず、前記発熱モードの場合、前記データ読み出し期間中に、前記データを読み出し、前記ブランキング期間中に、前記CMOSイメージセンサからダミーのデータを読み出す請求項1～5のいずれか1項に記載の内視鏡診断装置。

20

【請求項7】

前記制御部は、前記発熱モードの場合に、前記フレーム画像を撮像する際の照明光の光量を前記通常モードの場合よりも大きくさせ、かつ、前記1枚のフレーム画像を撮像する際の前記CMOSイメージセンサの露光量が、前記通常モードの場合と前記発熱モードの場合とで同じにするように、前記CMOSイメージセンサの露光時間を短くさせる請求項1～6のいずれか1項に記載の内視鏡診断装置。

30

【請求項8】

前記曇り検出部は、前記内視鏡画像の空間周波数を算出し、前記空間周波数の低周波成分が一定値よりも大きい場合に、前記透光性保護基板に曇りが生じていることを検出する請求項1～7のいずれか1項に記載の内視鏡診断装置。

【請求項9】

さらに、ユーザにより入力される指示を受け取る指示入力部を備え、
前記動作モード設定部は、前記発熱モードに切り替える指示が指示入力部から入力された場合に、前記通常モードから前記発熱モードに切り替える請求項1～8のいずれか1項に記載の内視鏡診断装置。

40

【請求項10】

前記動作モード設定部は、さらに、前記内視鏡診断装置が起動された直後に、前記発熱モードに設定する請求項1～9のいずれか1項に記載の内視鏡診断装置。

【請求項11】

前記動作モード設定部は、前記発熱モードとされてから一定の時間が経過した後、前記発熱モードから前記通常モードに切り替える請求項1～10のいずれか1項に記載の内視鏡診断装置。

【請求項12】

前記動作モード設定部は、前記発熱モードとされた後、前記透光性保護基板に曇りが生じていることが検出されなくなった場合に、前記発熱モードから前記通常モードに切り替

50

える請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 13】

内視鏡スコープの先端部に配置された CMOS イメージセンサにより内視鏡画像を撮像する内視鏡診断装置の作動方法であって、

前記内視鏡診断装置の曇り検出部が、前記内視鏡画像の画像解析を行って、前記 CMOS イメージセンサの受光面を保護する透光性保護基板に曇りが生じているか否かを検出するステップと、

前記内視鏡診断装置の動作モード設定部が、前記透光性保護基板に曇りが生じていることが検出された場合に、通常モードから発熱モードに切り替えるステップと、

前記内視鏡診断装置の制御部が、 n を 2 以上の整数とすると、前記発熱モードの場合に、前記 CMOS イメージセンサが動作する際のフレームレートを前記通常モードの場合の n 倍とし、かつ、1 枚のフレーム画像を撮像する際の前記 CMOS イメージセンサの露光時間を 1 フレーム時間の $1/n$ 倍として、前記 1 フレーム時間に 2 枚以上、 n 枚以下のフレーム画像を前記撮像部に撮像させるステップとを含むことを特徴とする内視鏡診断装置の作動方法。

10

【請求項 14】

前記制御部は、前記フレーム画像を撮像する際の照明光の光量が一定値を超える場合、前記通常モードの場合に、前記 1 枚のフレーム画像を撮像する際の前記 CMOS イメージセンサの露光時間を前記 1 フレーム時間の $1/n$ 倍よりも短くし、前記発熱モードの場合に、前記 1 枚のフレーム画像を撮像する際の前記 CMOS イメージセンサの露光時間を前記通常モードの場合と同じ露光時間とする請求項 13 に記載の 内視鏡診断装置の作動方法。

20

【請求項 15】

さらに、前記制御部が、前記通常モードの場合、前記 1 フレーム時間のうちのデータ読み出し期間中に、前記 CMOS イメージセンサから前記内視鏡画像に対応するデータを読み出し、前記 1 フレーム時間のうちの残りのブランキング期間中に、前記 CMOS イメージセンサからデータを読み出さず、前記発熱モードの場合、前記データ読み出し期間中に、前記データを読み出し、前記ブランキング期間中に、前記 CMOS イメージセンサからダミーのデータを読み出すステップを含む請求項 13 または 14 に記載の 内視鏡診断装置の作動方法。

30

【請求項 16】

さらに、前記制御部が、前記発熱モードの場合に、前記フレーム画像を撮像する際の照明光の光量を前記通常モードの場合よりも大きくさせ、かつ、前記 1 枚のフレーム画像を撮像する際の前記 CMOS イメージセンサの露光量が、前記通常モードの場合と前記発熱モードの場合とで同じにするように、前記 CMOS イメージセンサの露光時間を短くさせるステップを含む請求項 13 ~ 15 のいずれか 1 項に記載の 内視鏡診断装置の作動方法。

【請求項 17】

請求項 13 ~ 16 のいずれか 1 項に記載の 内視鏡診断装置の作動方法 の各々のステップをコンピュータに実行させるためのプログラム。

【請求項 18】

請求項 13 ~ 16 のいずれか 1 項に記載の 内視鏡診断装置の作動方法 の各々のステップをコンピュータに実行させるためのプログラムが記録されたコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡スコープの先端部に配置された撮像素子の受光面を保護する透光性保護基板の曇りを除去する機能を備える内視鏡診断装置、内視鏡診断装置の作動方法、プログラムおよび記録媒体に関するものである。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

被検体内を観察するために、内視鏡診断装置が用いられている。被検体内の観察を行う場合、内視鏡スコープが被検体の体腔内に挿入されて、その先端部から、例えば、白色光が被観察領域に照射され、その反射光をCCD (Charge Coupled Device: 電荷結合素子) イメージセンサやCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor: 相補型金属酸化膜半導体) イメージセンサ等の撮像素子で受光して内視鏡画像が撮像される。撮像された内視鏡画像は表示部に表示され、内視鏡診断装置の操作者により、内視鏡画像の観察が行われる。

【 0 0 0 3 】

撮像素子は、内視鏡スコープの先端部に配置され、その受光面には、受光面を保護するためのカバーガラス(透光性保護基板)が配置されている。内視鏡スコープが被検体内に挿入されると、被検体内とカバーガラスとの温度差により、カバーガラスの受光面側に曇りが発生することが知られている。また、内視鏡診断装置が起動された直後は、撮像素子が急速に暖まるのに対して、カバーガラスはすぐに暖まらないため、両者の温度差によりカバーガラスに曇りが発生しやすい。

10

【 0 0 0 4 】

これに対し、特許文献1には、電源立上げから所定時間の間、基準電圧よりも低い抑制電圧をCCDに与えてその発熱を抑制し、その後基準電圧をCCDに供給することにより、電源立上げ時にCCDとカバーガラスとの温度差を小さくして結露等を防止することが記載されている。また、同文献には、カバーガラスの近傍に周辺回路を配置したり、ヒータで熱を与えて温度差を低減したりすることが記載されている。

20

【 0 0 0 5 】

また、特許文献2には、内視鏡挿入部の先端部の内部にヒータを配置し、温度センサにより先端部の内部の熱量情報を計測して、熱量情報を基に、制御ユニットによりヒータの駆動を制御することが記載されている。

【 0 0 0 6 】

また、特許文献3には、内視鏡観察時に、曇り検出手段によって画像処理を用いて内視鏡の挿入部先端のカバーガラスに発生した曇りを検出し、その検出結果に応じて内視鏡の曇り除去制御手段によって気腹装置を制御し、腹腔内の二酸化炭素ガスなどの気体を入れ換えて内視鏡の曇りを除去することが記載されている。

30

【 0 0 0 7 】

また、本発明に関連性のある先行技術文献として、水平または垂直ブランキング期間に低電力駆動を行うことを記載する特許文献4および特許文献5、撮像素子を、電源の投入とともに通電して、撮像素子の受光部に実装されたガラス基板を加熱することにより、撮像素子の受光部を覆うカバーの結露を効果的に防止することを記載する特許文献6、撮像素子を冷却して被検体像の曇りの発生を防止することを記載する特許文献7がある。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【特許文献1】特開2007-260190号公報

40

【特許文献2】特開2014-131530号公報

【特許文献3】特開平11-318810号公報

【特許文献4】特開2002-300479号公報

【特許文献5】特開2009-159205号公報

【特許文献6】特開2008-141037号公報

【特許文献7】特開平5-34605号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

しかし、特許文献1, 2ではヒータを使用するため、内視鏡スコープの先端部のサイズ

50

が大きくなる。また、特許文献1では、CCDに供給する電圧を変更してその発熱量を変化させる方法を採用しているが、CCDの特性変動を伴う可能性がある。なお、特許文献1には、CMOSイメージセンサへの言及はない。特許文献3では、内視鏡の曇り検出方法が提案されているが、曇りの防止にガスを用いる必要がある。

【0010】

本発明の目的は、従来技術の問題点を解消し、装置を大型化することなく、CMOSイメージセンサの受光面に配置された透光性保護基板の曇りを解消することができる内視鏡診断装置、内視鏡診断装置の作動方法、プログラムおよび記録媒体を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

10

【0011】

上記目的を達成するために、本発明は、内視鏡スコープの内視鏡挿入部の先端面から照明光を出射する照明部と、

内視鏡スコープの先端部に配置されたCMOSイメージセンサにより照明光が照射された被検体の内視鏡画像を撮像する撮像部と、

内視鏡画像の画像解析を行って、CMOSイメージセンサの受光面を保護する透光性保護基板に曇りが生じているか否かを検出する曇り検出部と、

透光性保護基板に曇りが生じていることが検出された場合に、通常モードから発熱モードに切り替える動作モード設定部と、

nを2以上の整数とすると、発熱モードの場合に、CMOSイメージセンサが動作する際のフレームレートを通常モードの場合のn倍とし、かつ、1枚のフレーム画像を撮像する際のCMOSイメージセンサの露光時間を1フレーム時間の1/n倍として、1フレーム時間に2枚以上、n枚以下のフレーム画像を撮像部に撮像させる制御部とを備えることを特徴とする内視鏡診断装置を提供するものである。

20

【0012】

ここで、mを2以上、n以下の整数とすると、発熱モードの場合に、1フレーム時間に撮像される2枚以上、n枚以下のフレーム画像のうちのm枚のフレーム画像のデータを画素毎に加算することにより、発熱モードのフレーム画像を生成するフレーム画像合成部を備えることが好ましい。

【0013】

30

また、mを2以上、n以下の整数とすると、発熱モードの場合に、1フレーム時間に撮像される2枚以上、n枚以下のフレーム画像のうちのm枚のフレーム画像のデータを画素毎に加算平均しm倍して合成することにより、通常モードのフレーム画像に相当する輝度を有する発熱モードのフレーム画像を生成するフレーム画像合成部を備えることが好ましい。

【0014】

また、制御部は、フレーム画像を撮像する際の照明光の光量が一定値を超える場合、通常モードの場合に、1枚のフレーム画像を撮像する際のCMOSイメージセンサの露光時間を1フレーム時間の1/n倍よりも短くし、発熱モードの場合に、1枚のフレーム画像を撮像する際のCMOSイメージセンサの露光時間を通常モードの場合と同じ露光時間とすることが好ましい。

40

【0015】

また、mを2以上、n以下の整数とすると、発熱モードの場合に、1フレーム時間に撮像される2枚以上、n枚以下のフレーム画像のうちのm枚のフレーム画像のデータを画素毎に加算平均することにより、通常モードのフレーム画像に相当する輝度を有する発熱モードのフレーム画像を生成するフレーム画像合成部を備えることが好ましい。

【0016】

また、制御部は、通常モードの場合、1フレーム時間のうちのデータ読み出し期間中に、CMOSイメージセンサから内視鏡画像に対応するデータを読み出し、1フレーム時間のうちの残りのブランキング期間中に、CMOSイメージセンサからデータを読み出さず

50

、発熱モードの場合、データ読み出し期間中に、データを読み出し、ブランキング期間中に、CMOSイメージセンサからダミーのデータを読み出すことが好ましい。

【0017】

また、制御部は、発熱モードの場合に、照明光の光量を通常モードの場合よりも大きくさせ、かつ、1枚のフレーム画像を撮像する際のCMOSイメージセンサの露光量が、通常モードの場合と発熱モードの場合とで同じにするように、CMOSイメージセンサの露光時間を短くさせることが好ましい。

【0018】

また、曇り検出部は、内視鏡画像の空間周波数を算出し、空間周波数の低周波成分が一定値よりも大きい場合に、透光性保護基板に曇りが生じていることを検出することが好ましい。

10

【0019】

また、さらに、ユーザにより入力される指示を受け取る指示入力部を備え、動作モード設定部は、発熱モードに切り替える指示が指示入力部から入力された場合に、通常モードから発熱モードに切り替えることが好ましい。

【0020】

また、動作モード設定部は、さらに、内視鏡診断装置が起動された直後に、発熱モードに設定することが好ましい。

【0021】

また、動作モード設定部は、発熱モードとされてから一定の時間が経過した後、発熱モードから通常モードに切り替えることが好ましい。

20

【0022】

また、動作モード設定部は、発熱モードとされた後、透光性保護基板に曇りが生じていることが検出されなくなった場合に、発熱モードから通常モードに切り替えることが好ましい。

【0023】

また、本発明は、内視鏡スコープの先端部に配置されたCMOSイメージセンサにより内視鏡画像を撮像する内視鏡診断装置の作動方法であって、

内視鏡診断装置の曇り検出部が、内視鏡画像の画像解析を行って、CMOSイメージセンサの受光面を保護する透光性保護基板に曇りが生じているか否かを検出するステップと

30

内視鏡診断装置の動作モード設定部が、透光性保護基板に曇りが生じていることが検出された場合に、通常モードから発熱モードに切り替えるステップと、

内視鏡診断装置の制御部が、 n を2以上の整数とすると、発熱モードの場合に、CMOSイメージセンサが動作する際のフレームレートを通常モードの場合の n 倍とし、かつ、1枚のフレーム画像を撮像する際のCMOSイメージセンサの露光時間を1フレーム時間の $1/n$ 倍として、1フレーム時間に2枚以上、 n 枚以下のフレーム画像を撮像部に撮像させるステップとを含むことを特徴とする内視鏡診断装置の作動方法を提供する。

【0024】

ここで、制御部は、フレーム画像を撮像する際の照明光の光量が一定値を超える場合、通常モードの場合に、1枚のフレーム画像を撮像する際のCMOSイメージセンサの露光時間を1フレーム時間の $1/n$ 倍よりも短くし、発熱モードの場合に、1枚のフレーム画像を撮像する際のCMOSイメージセンサの露光時間を通常モードの場合と同じ露光時間とすることが好ましい。

40

【0025】

また、さらに、制御部が、通常モードの場合、1フレーム時間のうちのデータ読み出し期間中に、CMOSイメージセンサから内視鏡画像に対応するデータを読み出し、1フレーム時間のうちの残りのブランキング期間中に、CMOSイメージセンサからデータを読み出さず、発熱モードの場合、データ読み出し期間中に、データを読み出し、ブランキング期間中に、CMOSイメージセンサからダミーのデータを読み出すステップを含むこと

50

が好ましい。

【0026】

また、さらに、制御部が、発熱モードの場合に、照明光の光量を通常モードの場合よりも大きくさせ、かつ、1枚のフレーム画像を撮像する際のCMOSイメージセンサの露光量が、通常モードの場合と発熱モードの場合とで同じにするように、CMOSイメージセンサの露光時間を短くさせるステップを含むことが好ましい。

【0027】

また、本発明は、上記に記載の内視鏡診断装置の作動方法の各々のステップをコンピュータに実行させるためのプログラムを提供する。

【0028】

また、本発明は、上記に記載の内視鏡診断装置の作動方法の各々のステップをコンピュータに実行させるためのプログラムが記録されたコンピュータ読み取り可能な記録媒体を提供する。

【発明の効果】

【0029】

本発明によれば、CMOSイメージセンサの透光性保護基板に曇りが発生した場合に、CMOSイメージセンサ自身の発熱量を増大させることにより、透光性保護基板の温度が上昇する時間を短縮し、透光性保護基板の曇りを短時間で解消することができる。また、本発明では、CMOSイメージセンサ自身の動作を制御して発熱量を増大させるため、透光性保護基板の曇りを解消するためのヒータやガス等は不要であり、装置が大型化することもない。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】本発明の内視鏡診断装置の構成を表す一実施形態の外観図である。

【図2】図1に示す内視鏡診断装置の内部構成を表すブロック図である。

【図3】内視鏡スコープの先端部の構成を表す概念図である。

【図4】青色レーザー光源からの青色レーザー光及び青色レーザー光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。

【図5】カバーガラスの曇りを解消する場合の内視鏡診断装置の動作を表す一例のフローチャートである。

【図6】通常モードおよび発熱モードにおけるCMOSイメージセンサの露光時間を表す一例の概念図である。

【図7】オーバ露光となる場合のCMOSイメージセンサの露光時間を表す一例の概念図である。

【図8】ブランキング期間中にデータの読み出しを行う場合のCMOSイメージセンサの露光時間を表す一例の概念図である。

【図9】照明光の光量を大きくする場合のCMOSイメージセンサの露光時間を表す一例の概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

以下に、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて、本発明の内視鏡診断装置、内視鏡診断装置の作動方法、プログラムおよび記録媒体を詳細に説明する。

【0032】

図1は、本発明の内視鏡診断装置の構成を表す一実施形態の外観図、図2は、その内部構成を表すブロック図である。これらの図に示す内視鏡診断装置10は、光源装置12と、光源装置12から発せられる光を用いて被検体の被観察領域の内視鏡画像を撮像する内視鏡スコープ14と、内視鏡スコープ14で撮像された内視鏡画像を画像処理するプロセッサ装置16と、プロセッサ装置16から出力される画像処理後の内視鏡画像を表示する表示装置18と、入力操作を受け付ける入力装置20とによって構成されている。

【0033】

10

20

30

40

50

まず、光源装置 1 2 は、光源制御部 2 2 と、レーザ光源 L D 2 4 と、カプラ (分波器) 2 6 とによって構成されている。

【 0 0 3 4 】

本実施形態において、レーザ光源 L D 2 4 からは、中心波長が 4 4 5 n m である、青色の一定の波長範囲 (例えば、中心波長 $\pm 1 0$ n m) の狭帯域光が発せられる。レーザ光源 L D 2 4 は、照明光として、後述する蛍光体から白色光 (疑似白色光) を発生させるための励起光を発する光源であって、後述するプロセッサ装置 1 6 の制御部によって制御される光源制御部 2 2 によりオンオフ (点灯消灯) 制御および光量制御が行われる。

【 0 0 3 5 】

レーザ光源 L D 2 4 としては、ブロードエリア型の I n G a N 系レーザダイオードが利用でき、また、I n G a N A s 系レーザダイオードや G a N A s 系レーザダイオード等を用いることもできる。

【 0 0 3 6 】

なお、白色光を発生するための白色光光源は、励起光および蛍光体の組合せに限定されず、白色光を発するものであればよく、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、白色 L E D (発光ダイオード) などを利用することもできる。また、レーザ光源 L D 2 4 から発せられるレーザ光の波長は上記例に限定されず、同様の役割を果たす波長のレーザ光を適宜選択することができる。

【 0 0 3 7 】

レーザ光源 L D 2 4 から発せられるレーザ光は、集光レンズ (図示略) を介して光ファイバに入力され、カプラ 2 6 により 2 系統の光に分波されてコネクタ部 3 2 A に伝送される。カプラ 2 6 は、ハーフミラー、反射ミラー等によって構成される。

【 0 0 3 8 】

続いて、内視鏡スコープ 1 4 は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部の先端面から 2 系統 (2 灯) の照明光を出射する照明光学系と、被観察領域の内視鏡画像を撮像する 1 系統 (1 眼) の撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。内視鏡スコープ 1 4 は、内視鏡挿入部 2 8 と、内視鏡挿入部 2 8 の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 3 0 と、内視鏡スコープ 1 4 を光源装置 1 2 およびプロセッサ装置 1 6 に着脱自在に接続するコネクタ部 3 2 A , 3 2 B とを備えている。

【 0 0 3 9 】

内視鏡挿入部 2 8 は、可撓性を持つ軟性部 3 4 と、湾曲部 3 6 と、先端部 (以降、内視鏡先端部とも呼称する) 3 8 とから構成されている。

【 0 0 4 0 】

湾曲部 3 6 は、軟性部 3 4 と先端部 3 8 との間に設けられ、操作部 3 0 に配置されたアングルノブ 4 0 の回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部 3 6 は、内視鏡スコープ 1 4 が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部 3 8 を、所望の観察部位に向けることができる。

【 0 0 4 1 】

図 3 に示すように、内視鏡挿入部 2 8 の先端面 4 6 には、被観察領域へ光を照射する 2 系統の照明窓 4 2 A , 4 2 B、被観察領域からの反射光を撮像する 1 系統の観察窓 4 4、内視鏡挿入部 2 8 の内部に設けられている鉗子チャンネルに挿入される、処置具等の出口となる鉗子口 7 4、同じく送気・送水チャンネルの出口となる送気・送水口 7 6 等が配置されている。

【 0 0 4 2 】

観察窓 4 4、鉗子口 7 4、送気・送水口 7 6 は、先端面 4 6 の中央部に配置されている。照明窓 4 2 A , 4 2 B は、観察窓 4 4 を挟んでその両脇側に配置されている。

【 0 0 4 3 】

照明窓 4 2 A の奥には、光ファイバ 4 8 A が収納されている。光ファイバ 4 8 A は、光源装置 1 2 からコネクタ部 3 2 A を介して内視鏡先端部 3 8 まで敷設されている。光ファイバ 4 8 A の先端部 (照明窓 4 2 A 側) の先には蛍光体 5 4 A が配置され、さらに蛍光体

10

20

30

40

50

5 4 Aの先にレンズ5 2 A等の光学系が取り付けられている。同様に、照明窓4 2 Bの奥には、先端部に蛍光体5 4 Bおよびレンズ5 2 B等の光学系を有する光ファイバ4 8 Bが収納されている。

【0044】

蛍光体5 4 A, 5 4 Bは、レーザ光源LD 2 4からの青色レーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光物質（例えばYAG系蛍光物質、或いはBAM(BaMgAl₁₀O₁₇)等の蛍光物質)を含んで構成される。白色光観察用の励起光が蛍光体5 4 A, 5 4 Bに照射されると、蛍光体5 4 A, 5 4 Bから発せられる緑色～黄色の励起発光光(蛍光)と、蛍光体5 4 A, 5 4 Bにより吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色光(疑似白色光)が生成される。

10

【0045】

図4は、青色レーザ光源からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。レーザ光源LD 2 4から発せられる青色レーザ光は、中心波長4 4 5 nmの輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体5 4 A, 5 4 Bからの励起発光光は、概ね4 5 0 nm～7 0 0 nmの波長範囲で発光強度が増大する分光強度分布となる。この励起発光光と青色レーザ光との合波光によって、上述した疑似白色光が形成される。

【0046】

ここで、本発明でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、上述した疑似白色光を始めとして、基準色であるR(赤)、G(緑)、B(青)等、特定の波長帯の光を含むものであればよい。つまり、本発明のいう白色光には、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含まれるものとする。

20

【0047】

照明窓4 2 A側および照明窓4 2 B側の照明光学系は同等の構成および作用のものであって、照明窓4 2 A, 4 2 Bからは、基本的に同時に同等の照明光が照射される。照明光学系は、内視鏡スコープ1 4の内視鏡挿入部2 8の先端面4 6から照明光を出射する本発明の照明部に相当する。なお、照明窓4 2 A, 4 2 Bからそれぞれ異なる照明光を照射させることもできる。また、2系統の照明光を出射する照明光学系を有することは必須ではなく、例えば、1系統や4系統の照明光を出射する照明光学系でも同等の機能を実現

30

【0048】

観察窓4 4の奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット5 6等の光学系が取り付けられ、さらに対物レンズユニット5 6の奥には、被観察領域の画像情報を取得するCMOSイメージセンサ等の撮像素子5 8が取り付けられている。撮像素子5 8は、内視鏡スコープ1 4の先端部に配置されたCMOSイメージセンサにより照明光が照射された被検体の内視鏡画像を撮像する本発明の撮像部に相当する。

【0049】

撮像素子5 8は、対物レンズユニット5 6からの光を受光面(撮像面)で受光し、受光した光を光電変換して画像信号(デジタル信号)を出力する。撮像素子5 8の受光面には、可視光の約3 7 0～7 2 0 nmの波長範囲を3分割する分光透過率を有する、R色(約5 8 0 nm～7 6 0 nm)、G色(約4 5 0 nm～6 3 0 nm)、B色(約3 8 0 nm～5 1 0 nm)のカラーフィルタが設けられ、R画素、G画素、B画素の3色の画素を1組として、複数組の画素がマトリクス状に配列されている。

40

また、撮像素子5 8の受光面には、受光面を保護するためのカバーガラスが配置されている。なお、カバーガラスは、被検体の像光に対して透光性のある保護基板であればよく、ガラス材に限らず透明樹脂等の他の材料であってもよい。

【0050】

光源装置1 2から光ファイバ4 8 A, 4 8 Bによって導光された光は、内視鏡先端部3 8から被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、照明光が照射された被観察領域

50

の様子が対物レンズユニット 5 6 により撮像素子 5 8 の受光面上に結像され、撮像素子 5 8 により光電変換されて撮像される。撮像素子 5 8 からは、撮像された被検体の被観察領域の内視鏡画像の画像信号（デジタル信号）が出力される。

【 0 0 5 1 】

撮像素子 5 8 から出力される内視鏡画像の画像信号（デジタル信号）は、スコープケーブル 6 2 およびコネクタ部 3 2 B を介してプロセッサ装置 1 6 の画像処理部に入力される。

【 0 0 5 2 】

続いて、プロセッサ装置 1 6 は、画像処理部 7 0 と、曇り検出部 7 8 と、動作モード設定部 8 0 と、フレーム画像合成部 8 2 と、制御部 6 8 と、記憶部 7 2 とを備えている。また、制御部 6 8 には、表示装置 1 8 および入力装置 2 0 が接続されている。入力装置 2 0 は、ユーザにより入力される指示を受け取る本発明の指示入力部に相当する。プロセッサ装置 1 6 は、内視鏡スコープ 1 4 から入力される内視鏡画像の画像信号を画像処理するとともに、光源装置 1 2 の光源制御部 2 2、撮像素子 5 8 である CMOS イメージセンサ等の動作を制御する。

【 0 0 5 3 】

画像処理部 7 0 は、内視鏡スコープ 1 4 から入力される内視鏡画像の画像信号に対してあらかじめ設定された各種の画像処理を施し、画像処理後の内視鏡画像の画像信号を出力する。画像処理後の内視鏡画像の画像信号は、制御部 6 8 に送られる。

【 0 0 5 4 】

制御部 6 8 は、画像処理後の内視鏡画像を表示装置 1 8 に表示させる。また、制御部 6 8 は、内視鏡スコープ 1 4 の撮像スイッチ 6 6 や入力装置 2 0 から入力される指示に基づいて、光源装置 1 2 の光源制御部 2 2 の動作を制御したり、例えば、1 枚（1 フレーム）の内視鏡画像を単位として記憶部 7 2 に記憶させたり、撮像素子 5 8 である CMOS イメージセンサのカバーガラスの曇りを解消するために、CMOS イメージセンサの動作を制御したりする。

【 0 0 5 5 】

曇り検出部 7 8 は、画像処理部 7 0 による画像処理後の内視鏡画像の画像解析を行って、撮像素子 5 8 である CMOS イメージセンサの受光面を保護するカバーガラスに曇りが生じているか否かを検出するものである。

【 0 0 5 6 】

曇り検出部 7 8 が内視鏡画像からカバーガラスの曇りを検出する方法は何ら限定されないが、例えば、特許文献 3 に記載されている検出方法を利用することができる。

すなわち、内視鏡画像の空間周波数を高速フーリエ変換して算出し、空間周波数の低周波成分の値を、あらかじめ設定された一定値と比較する。カバーガラスが曇ると内視鏡画像にボケが生じる、すなわち、内視鏡画像全体における空間周波数の低周波成分が増大する。従って、比較の結果、空間周波数の低周波成分が一定値よりも大きい場合は、カバーガラスに曇りが生じていると判断することができる。

【 0 0 5 7 】

動作モード設定部 8 0 は、曇り検出部 7 8 によりカバーガラスに曇りが生じていることが検出された場合に、内視鏡診断装置 1 0 の動作モードを、通常モードから発熱モードに切り替えるものである。

【 0 0 5 8 】

ここで、通常モードは、内視鏡画像を撮像するための通常の動作を行う動作モードであり、発熱モードは、カバーガラスの曇りを解消するために、カバーガラスの温度が上昇する時間を短縮させるための動作を行う動作モードである。

【 0 0 5 9 】

フレーム画像合成部 8 2 は、発熱モードの場合に、画像処理部 7 0 による画像処理後の内視鏡画像である、1 フレーム時間に撮像される複数のフレーム画像を合成して、通常モードのフレーム画像に相当する輝度を有する発熱モードのフレーム画像を生成するもので

10

20

30

40

50

ある。

【 0 0 6 0 】

次に、内視鏡診断装置 1 0 の動作を説明する。

まず、内視鏡画像を撮像する場合の動作を説明する。

【 0 0 6 1 】

内視鏡画像の撮像時には、光源制御部 2 2 の制御により、レーザ光源 L D 2 4 があらかじめ設定された一定の発光量で点灯される。レーザ光源 L D 2 4 から発せられる中心波長 4 4 5 n m のレーザ光が蛍光体 5 4 A , 5 4 B に照射され、蛍光体 5 4 A , 5 4 B から白色光が発せられる。蛍光体 5 4 A , 5 4 B から発せられる白色光は被検体に照射され、その反射光が撮像素子 5 8 で受光されて被検体の被観察領域の内視鏡画像が撮像される。 10

【 0 0 6 2 】

撮像素子 5 8 から出力される内視鏡画像の画像信号（デジタル信号）は、画像処理部 7 0 により各種の画像処理が施され、画像処理後の内視鏡画像の画像信号が出力される。そして、制御部 6 8 により、画像処理後の内視鏡画像の画像信号に対応する内視鏡画像が表示装置 1 8 上に表示され、必要に応じて、内視鏡画像の画像信号が記憶部 7 2 に記憶される。

【 0 0 6 3 】

続いて、図 5 のフローチャートを参照して、撮像素子 5 8 である C M O S イメージセンサのカバーガラスの曇りを解消する場合の動作を説明する。

【 0 0 6 4 】

内視鏡診断装置 1 0 が起動されると（ステップ S 1 ）、動作モード設定部 8 0 により、内視鏡診断装置 1 0 の動作モードが通常モードに設定される（ステップ S 2 ）。通常モードの場合、画像処理部 7 0 により画像処理が施された内視鏡画像が、制御部 6 8 の制御により表示装置 1 8 に表示される。 20

【 0 0 6 5 】

続いて、曇り検出部 7 8 により、画像処理部 7 0 による画像処理後の内視鏡画像の画像解析が行われて、C M O S イメージセンサのカバーガラスに曇りが生じているか否かの検出が行われる（ステップ S 3 ）。

【 0 0 6 6 】

その結果、カバーガラスに曇りが生じていることが検出された場合には（ステップ S 4 で Y e s ）、動作モード設定部 8 0 により、動作モードが通常モードから発熱モードに切り替えられる（ステップ S 5 ）。 30

【 0 0 6 7 】

内視鏡診断装置 1 0 の動作モードが発熱モードに設定されると、制御部 6 8 の制御により、C M O S イメージセンサが動作する際のフレームレートが通常モードの場合の n 倍（n は 2 以上の整数）とされ、かつ、1 枚のフレーム画像を撮像する際の C M O S イメージセンサの露光時間が 1 フレーム時間の 1 / n 倍とされる。そして、C M O S イメージセンサにより、1 フレーム時間に 2 枚以上、n 枚以下のフレーム画像が撮像される。

【 0 0 6 8 】

また、発熱モードの場合、フレーム画像合成部 8 2 により、画像処理部 7 0 による画像処理後の内視鏡画像である、1 フレーム時間に撮像される 2 枚以上、n 枚以下のフレーム画像のうち m 枚（m は 2 以上、n 以下の整数）のフレーム画像のデータが画素毎に加算される。これにより、通常モードのフレーム画像に相当する輝度を有する発熱モードのフレーム画像が生成される。発熱モードの場合、発熱モードのフレーム画像が、制御部 6 8 の制御により表示装置 1 8 に表示される。 40

【 0 0 6 9 】

図 6 は、通常モードおよび発熱モードにおける C M O S イメージセンサの露光時間を表す一例の概念図である。同図の縦方向は、通常モードおよび発熱モードの露光時間、右方向は、左側から右側へ向かってフレーム時間の経過を表す。1 フレーム時間は 1 / 3 0 秒であり、同図には、2 フレーム時間が表示されている。通常モードのフレームレートは 3 50

0 フレーム / 秒であり、発熱モードのフレームレートは 6 0 フレーム / 秒である。

【 0 0 7 0 】

この例では、発熱モードの場合に、制御部 6 8 により、C M O S イメージセンサが動作する際のフレームレートが通常モードの場合の 3 0 フレーム / 秒の 2 倍の 6 0 フレーム / 秒とされ、かつ、1 枚のフレーム画像を撮像する際の C M O S イメージセンサの露光時間が通常モードの場合の 1 / 3 0 秒の 1 / 2 倍の 1 / 6 0 秒とされる。そして、1 フレーム時間である 1 / 3 0 秒の間に 2 枚のフレーム画像が撮像される。

【 0 0 7 1 】

例えば、C M O S イメージセンサの内部クロックの周波数を P L L 回路 (位相同期回路) 等で通常モードの場合の 2 倍に引き上げるにより、フレームレートを、通常モードの場合の 3 0 フレーム / 秒から 6 0 フレーム / 秒とすることができる。発熱モードの場合に、C M O S イメージセンサのクロック周波数を上げると、通常モードの場合よりも発熱量が多くなるため、カバーガラスの温度が上昇する時間を短縮することができ、カバーガラスの曇りを短時間で解消することができる。

【 0 0 7 2 】

また、フレーム画像合成部 8 2 により、1 フレーム時間に撮像される 2 枚のフレーム画像のデータが画素毎に単純加算して合成され、通常モードのフレーム画像に相当する輝度を有する発熱モードのフレーム画像が生成される。

【 0 0 7 3 】

発熱モードのフレーム画像は、通常モードのフレーム画像と比べて、フレームレートが 2 倍であるため、映像は通常モードの場合よりもなめらかであるが、露光時間が半分であるため、輝度は通常モードの場合の 1 / 2 倍になる。従って、通常モードから発熱モードに切り替えられると、輝度が大きく変化するため違和感がある。発熱モードの場合、カバーガラスに曇りが発生している状態であるため、画質を向上させるよりも、輝度が変化することによる違和感がない方が望ましい。

【 0 0 7 4 】

そこで、発熱モードの場合、前述のように、1 フレーム時間に撮像される 2 枚のフレーム画像のデータを画素毎に合成し、通常モードのフレーム画像に相当する輝度を有する発熱モードのフレーム画像を生成することにより、違和感をなくすことができる。

【 0 0 7 5 】

続いて、動作モードが発熱モードとされてから一定の時間が経過した後、ステップ S 2 へ戻り、動作モード設定部 8 0 により、動作モードが発熱モードから通常モードに切り替えられる。発熱モードに設定される一定の時間は、カバーガラスの曇りを解消することができる時間を、あらかじめ測定しておくことにより決定することができる。また、カバーガラスの曇りの解消後、通常モードに戻すことにより、カバーガラスに曇りが無い時は消費電力を低減したり、撮像素子 5 8 の発熱を抑えたりすることができる。

これ以後の動作は上記の繰り返しである。

【 0 0 7 6 】

一方、カバーガラスに曇りが生じていることが検出されなかった場合には (ステップ S 4 で N o)、続いて、内視鏡診断装置 1 0 の動作が終了したか否かの判定が行われる (ステップ S 6)。

【 0 0 7 7 】

その結果、内視鏡診断装置 1 0 の動作が終了していない場合には (ステップ S 6 で N o)、ステップ S 2 へ戻り、上記動作が繰り返される。一方、内視鏡診断装置 1 0 の動作が終了している場合には (ステップ S 6 で Y e s)、処理を終了する。

【 0 0 7 8 】

上記のように、内視鏡診断装置 1 0 では、C M O S イメージセンサのカバーガラスに曇りが発生した場合に、C M O S イメージセンサ自身の発熱量を増大させることにより、カバーガラスの温度が上昇する時間を短縮し、カバーガラスの曇りを短時間で解消することができる。また、内視鏡診断装置 1 0 では、C M O S イメージセンサ自身の動作を制御し

10

20

30

40

50

て発熱量を増大させるため、カバーガラスの曇りを解消するためのヒータやガス等は不要であり、装置が大型化することもない。

【0079】

なお、内視鏡画像の画像解析を行って、カバーガラスの曇りを検出することに加えて、ユーザにより発熱モードに切り替える指示が入力装置20を介して入力された場合に、動作モードを通常モードから発熱モードに切り替えてもよい。これにより、ユーザが、カバーガラスの曇りを視認した場合に、任意のタイミングで動作モードを通常モードから発熱モードに切り替えることができ、カバーガラスの曇りを即座に解消することができる。

【0080】

また、発熱モードの場合に、m枚のフレーム画像のデータを画素毎に単純加算して合成する代わりに、1フレーム時間に撮像される2枚以上、n枚以下のフレーム画像のうちのm枚のフレーム画像のデータを画素毎に加算平均しm倍して合成してもよい。これにより、単純加算の場合よりも画質を向上させることができる。また、画質が向上されるため、カバーガラスの曇りの検出精度を向上させることができる。

【0081】

なお、通常モードのフレーム画像に相当する輝度を有する発熱モードのフレーム画像を合成することができるのであれば、フレーム画像の合成方法は何ら限定されない。

【0082】

また、前述のように、内視鏡診断装置10が起動された直後は、CMOSイメージセンサが急速に暖まるのに対して、カバーガラスはすぐに暖まらないため、温度差によりカバーガラスに曇りが発生しやすい。そのため、内視鏡診断装置10が起動された直後に、発熱モードに設定し、発熱モードとされてから一定の時間が経過した後、発熱モードから通常モードに切り替えてもよい。これにより、カバーガラスに曇りが発生するのを未然に防止、ないし、カバーガラスの曇りを短時間で解消することができる。

【0083】

また、発熱モードとされてから一定の時間が経過した後、発熱モードから通常モードに切り替える代わりに、発熱モードとされた後、カバーガラスに曇りが生じていることが検出されなくなった場合に、発熱モードから通常モードに切り替えてもよい。これにより、カバーガラスの曇りを確実に解消することができる。

【0084】

また、フレーム画像を撮像する際の照明光の光量が、あらかじめ設定された一定値を超える場合、露光時間を1フレーム時間にすると、オーバ露光となる場合がある。この場合、オーバ露光とならないように、通常モードの場合に、電子シャッタ等を用いて、1枚のフレーム画像を撮像する際のCMOSイメージセンサの露光時間を1フレーム時間の1/n倍よりも短くし、発熱モードの場合に、1枚のフレーム画像を撮像する際のCMOSイメージセンサの露光時間を通常モードの場合と同じ露光時間としてもよい。

【0085】

この場合、通常モードの場合と発熱モードの場合の照明光の光量および露光時間は同じであり、両方のフレーム画像の輝度は同じであるから、発熱モードのフレーム画像を合成する必要はない。その一方で、1フレーム時間に撮像される2枚以上、n枚以下のフレーム画像のうちのm枚のフレーム画像のデータを画素毎に加算平均することにより、通常モードのフレーム画像に相当する輝度を有する発熱モードのフレーム画像を生成してもよい。これにより、発熱モードのフレーム画像の画質を向上させることができる。

【0086】

図7に示すように、例えば、通常モードの1フレーム時間が1/30秒である場合に、オーバ露光とならないように、通常モードの場合のCMOSイメージセンサの露光時間を1フレーム時間の1/2倍の1/60秒にする場合を考える。この場合、発熱モードの場合のCMOSイメージセンサの露光時間も通常モードの場合と同じ1/60秒の露光時間とする。

【0087】

10

20

30

40

50

通常モードの場合、1フレーム時間に1枚のフレーム画像が撮像され、1フレーム時間の残りの1/60秒の期間において、CMOSイメージセンサの露光は行われない。一方、発熱モードの場合、1フレーム時間の残りの1/60秒の期間においてもダミーの撮像が行われ、1フレーム時間に2枚のフレーム画像が撮像される。これにより、発熱モードの場合に、CMOSイメージセンサの発熱量が多くなり、カバーガラスの曇りを短時間で解消することができる。

【0088】

また、図8に示すように、通常モードの場合、1フレーム時間のうちのデータ読み出し期間中に、CMOSイメージセンサから内視鏡画像に対応するデータが読み出される（通常駆動）。一方、1フレーム時間のうちの残りのブランキング期間中に、CMOSイメージセンサからデータは読み出されない（低電力駆動）。ブランキング期間では、CMOSイメージセンサの内部電圧を下げたり、クロックを停止して露光やデータの読み出しを行わないことにより、通常モード時の消費電力を低減することが行われる。

10

【0089】

これに対し、発熱モードの場合、1フレーム時間のうちのデータ読み出し期間中に、通常モードの場合と同じように、CMOSイメージセンサから内視鏡画像に対応するデータが読み出され、1フレーム時間のうちの残りのブランキング期間中にも、CMOSイメージセンサからダミーのデータが読み出されるようにしてもよい（通常駆動）。これにより、CMOSイメージセンサの発熱量が増大し、カバーガラスの曇りの解消を早めることができる。

20

【0090】

また、図9に示すように、発熱モードの場合に、フレーム画像を撮像する際の照明光の光量を通常モードの場合よりも大きくさせ、かつ、1枚のフレーム画像を撮像する際のCMOSイメージセンサの露光量が、通常モードの場合と発熱モードの場合とで同じにするように、CMOSイメージセンサの露光時間を短くさせてもよい。

【0091】

この例では、発熱モードの場合に、制御部68により、照明光の光量が通常モードの場合の4倍の光量とされ、かつ、1枚のフレーム画像を撮像する際のCMOSイメージセンサの露光時間が通常モードの場合の1/4倍の1/120秒とされる。これにより、1枚のフレーム画像を撮像する際のCMOSイメージセンサの露光量は、通常モードの場合と発熱モードの場合とで同じになる。

30

【0092】

このように、発熱モードの場合に、通常モードの場合よりも照明光の光量を大きくすることにより、CMOSイメージセンサの発熱量を増加させることができ、カバーガラスの曇りの解消を早めることができる。

【0093】

本発明の装置は、装置が備える各々の構成要素を専用のハードウェアで構成してもよいし、各々の構成要素をプログラムされたコンピュータで構成してもよい。

本発明の方法は、例えば、その各々のステップをコンピュータに実行させるためのプログラムにより実施することができる。また、このプログラムが記録されたコンピュータ読み取り可能な記録媒体を提供することもできる。

40

【0094】

本発明は、基本的に以上のようなものである。

以上、本発明について詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

【符号の説明】

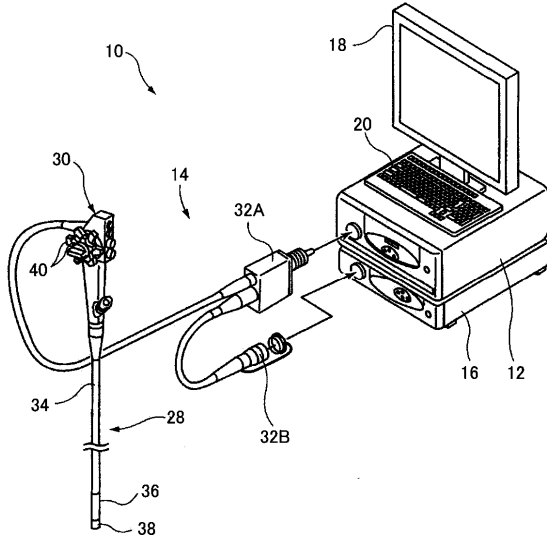
【0095】

- 10 内視鏡診断装置
- 12 光源装置
- 14 内視鏡スコープ

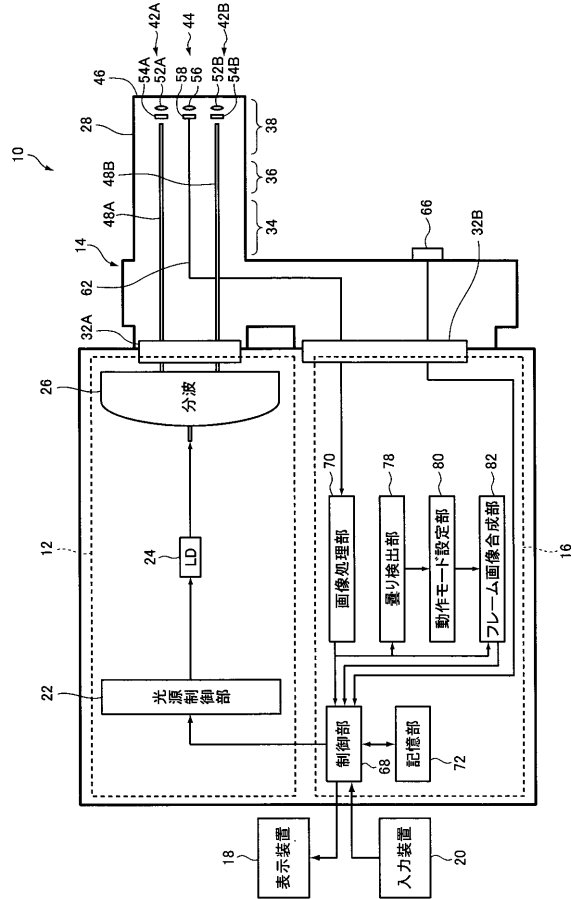
50

1 6	プロセッサ装置	
1 8	表示装置	
2 0	入力装置	
2 2	光源制御部	
2 6	カブラ (分波器)	
2 8	内視鏡挿入部	
3 0	操作部	
3 2 A、3 2 B	コネクタ部	
3 4	軟性部	
3 6	湾曲部	10
3 8	先端部	
4 0	アングルノブ	
4 2 A、4 2 B	照明窓	
4 4	観察窓	
4 6	先端面	
4 8 A、4 8 B	光ファイバ	
5 2 A、5 2 B	レンズ	
5 4 A、5 4 B	蛍光体	
5 6	対物レンズユニット	
5 8	撮像素子	20
6 2	スコープケーブル	
6 6	撮像スイッチ	
6 8	制御部	
7 0	画像処理部	
7 2	記憶部	
7 4	鉗子口	
7 6	送気・送水口	
7 8	曇り検出部	
8 0	動作モード設定部	
8 2	フレーム画像合成部	30
2 4	レーザ光源 L D	

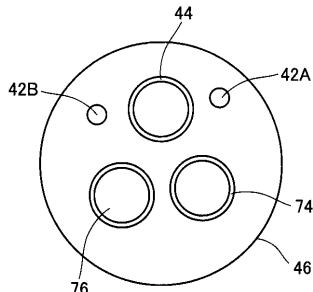
【図1】



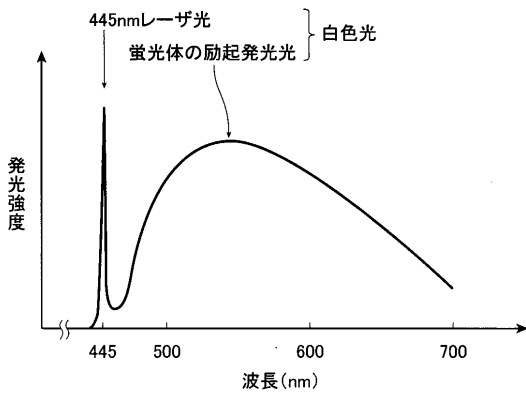
【図2】



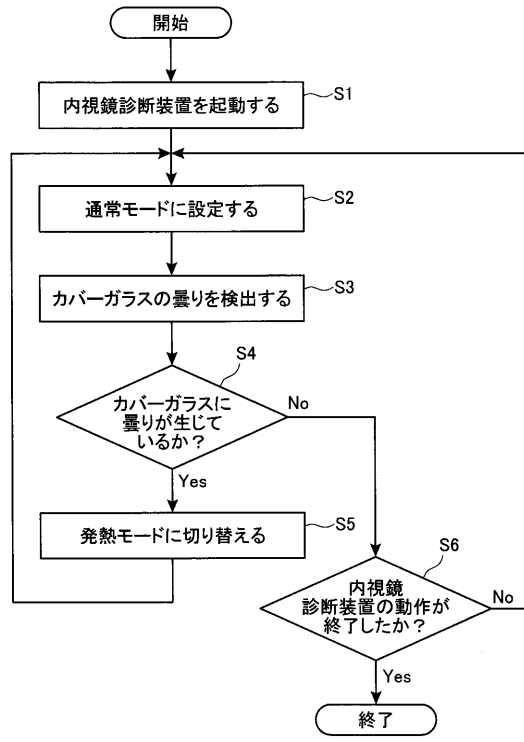
【図3】



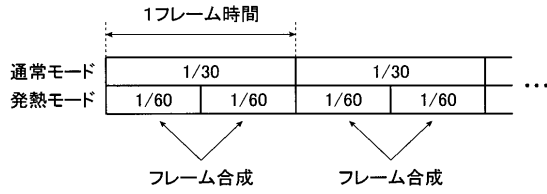
【図4】



【図5】



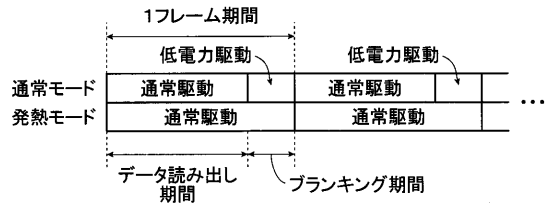
【図 6】



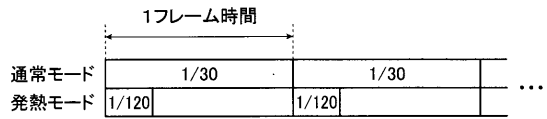
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

審査官 北島 拓馬

- (56)参考文献 特開2011-206079(JP,A)
特開2011-067411(JP,A)
特開2012-143319(JP,A)
特開2013-000466(JP,A)
特開平11-318810(JP,A)
国際公開第2013/128764(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26
H04N 5/222 - 5/257
H04N 7/18

专利名称(译)	内窥镜诊断装置，内窥镜诊断装置的操作方法，程序和记录介质		
公开(公告)号	JP6419018B2	公开(公告)日	2018-11-07
申请号	JP2015088567	申请日	2015-04-23
[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	小柴賢明		
发明人	小柴 賢明		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/04 A61B1/05 A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/045.631 A61B1/04.530 A61B1/05 A61B1/00.731 G02B23/24.B A61B1/00.300.Y A61B1/04.372 A61B1/045.611 A61B1/045.615 A61B1/045.630 A61B1/045.632 A61B1/045.640 A61B1/06.612 A61B1/12.532		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA09 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/SS05 4C161/WW04		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2016202627A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜诊断设备，图像处理方法，程序和记录介质，其能够消除布置在CMOS图像传感器的光接收表面上的半透明保护基板的雾化，而无需扩大设备到。解决方案：雾检测部分对设置在内窥镜镜体的尖端部分处的CMOS图像传感器捕获的内窥镜图像执行图像分析，以获得半透明性以保护CMOS图像传感器的光接收表面。检测保护基板中是否发生起雾。当检测到半透明保护基板雾化时，操作模式设定单元切换到发热模式。当控制单元将n设置为2或更大的整数时，在发热模式的情况下，CMOS图像传感器操作时的帧速率是正常模式下的帧速率的n倍，并且当捕获一帧图像时CMOS图像传感器的曝光时间设定为一帧时间的1/n倍，并且设定为n或更小的两个或更多

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6419018号 (P6419018)
(45) 発行日 平成30年11月7日(2018.11.7)	(24) 登録日 平成30年10月19日(2018.10.19)	
(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 3 1	
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 3 0	
A 6 1 B 1/05 (2006.01)	A 6 1 B 1/05	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 1	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
	請求項の数 18 (全 18 頁)	
(21) 出願番号 特願2015-88567(P2015-88567)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社	
(22) 出願日 平成27年4月23日(2015.4.23)	東京都港区西麻布2丁目2番30号	
(65) 公開番号 特開2016-202627(P2016-202627A)	(74) 代理人 100080159 弁理士 渡辺 望祐	
(43) 公開日 平成28年12月8日(2016.12.8)	(74) 代理人 100090217 弁理士 三和 晴子	
審査請求日 平成29年8月22日(2017.8.22)	(74) 代理人 100152984 弁理士 伊東 秀明	
	(74) 代理人 100148080 弁理士 三橋 史生	
	(72) 発明者 小柴 賢明 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】 内視鏡診断装置、内視鏡診断装置の作動方法、プログラムおよび記録媒体