

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-250925

(P2011-250925A)

(43) 公開日 平成23年12月15日(2011.12.15)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 0 6 1
<b>H 0 4 N</b> 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	4 C 1 6 1
		5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2010-125621 (P2010-125621)  
 (22) 出願日 平成22年6月1日(2010.6.1)

(71) 出願人 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 遠藤 安土  
 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 村山 任  
 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 飯田 孝之  
 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

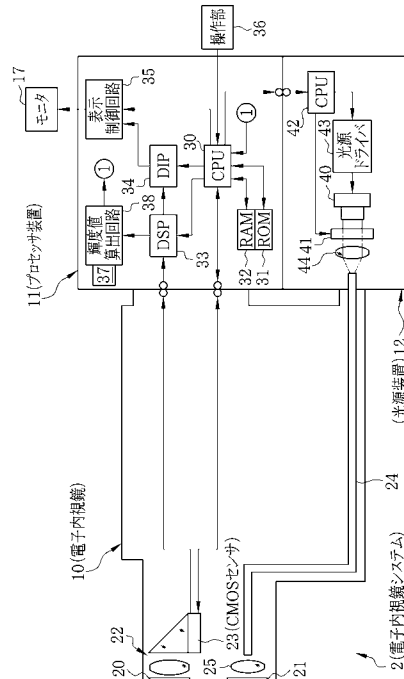
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】安価な構成で診断に適した明るさの観察画像を得る。

【解決手段】電子内視鏡システム2の電子内視鏡10は、CMOS型のイメージセンサ(CMOSセンサ)23を有する。CMOSセンサ23の垂直列の画素に共通に接続された各列信号線L3には、撮像信号を増幅するカラムアンプ52が設けられている。プロセッサ装置11の輝度値算出回路38は、予め設定した複数のエリア60毎に、画像メモリ37の過去3フレーム分の画像データの輝度値を算出する。CPU30は、輝度値算出回路38で算出した輝度値と基準輝度値を比較した結果に基づき、今回得られる画像データの輝度値が基準輝度値と略等しくなるよう、エリア60毎に今回撮像時のカラムアンプ52の増幅率を決定する。

【選択図】図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体内に挿入される電子内視鏡の挿入部に設けられ、被検体内を撮像する C M O S 型のイメージセンサと、

被検体内に照射する照明光を発する照明手段と、

前記イメージセンサの垂直列の画素に共通に接続された列信号線毎に設けられ、画素からの撮像信号を増幅するカラムアンプと、

撮像信号を元に生成された画像データを記憶するメモリと、

以前の撮像時に得られた前記メモリ内の画像データの輝度値を算出する輝度値算出手段と、

前記輝度値算出手段の算出結果に基づいて、輝度値が基準値になるよう各カラムアンプの増幅率を決定する決定手段と、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】**

前記輝度値算出手段は、画像を分割したエリア毎に輝度値を算出し、

前記決定手段は、エリア毎の各カラムアンプの増幅率を決定する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】**

前記照明手段は、R G B の各色の波長帯の光を発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。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、C M O S 型のイメージセンサを用いた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、電子内視鏡を利用した検査が広く普及している。電子内視鏡は、被検体（患者）の体内に挿入される挿入部の先端に固体撮像素子を有する。電子内視鏡は、コードやコネクタを介してプロセッサ装置、および光源装置に接続される。

**【0003】**

プロセッサ装置は、固体撮像素子から出力された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、キセノンランプ等の白色光源を有し、電子内視鏡に被検体内照明用の照明光を供給する。

**【0004】**

電子内視鏡に搭載される固体撮像素子としては、C M O S 型のイメージセンサと C C D 型のイメージセンサが挙げられる。C M O S 型のイメージセンサは、低消費電力であり、周辺回路を同一の基板上に形成することができるという利点がある。その反面、1 水平ライン毎に順に信号電荷の読み出しを行うローリングシャッタ方式を採用して各ラインの電荷蓄積期間がずれるため、動く被写体を撮像すると像が歪むことがある。

**【0005】**

一方、C C D 型のイメージセンサは、高消費電力であり、スミアやブルーミング等の構造に起因する固有の問題点はあるが、高感度で高画質の画像が得やすく、また、全画素の信号電荷の蓄積期間が同じで、一つの画像内での同時性を確保できることから、動く被写体の撮像に向いている。このため、動きがある被検体内を撮像する電子内視鏡では、C C D 型のイメージセンサが多く採用されている。

**【0006】**

しかし、C M O S 型のイメージセンサは消費電力が少なく、量産性に優れるので、C C D 型のイメージセンサに代えて C M O S 型のイメージセンサを電子内視鏡に用いることが従来提起されてきた。C M O S 型のイメージセンサには、画素毎に設けられたアンプの個体差により、比較的ノイズが大きく高画質の画像を得ることが難しいという欠点があった

10

20

30

40

50

が、近年はＣＭＯＳ型イメージセンサの改良が進み、ＣＣＤ型のイメージセンサと同等か、あるいはＣＣＤ型イメージセンサに画質が勝るＣＭＯＳ型イメージセンサを容易に得られるようになったため、ＣＭＯＳ型イメージセンサを搭載した電子内視鏡の実用化が鋭意検討されている。

【 0 0 0 7 】

ところで、電子内視鏡は、被検体内という形状が複雑で奥行きのある暗所に照明光を照射して撮像するので、撮像する部分の全体を均一に照明することは難しく、明暗のコントラストが大きく異なることが多い。極端にコントラストの大きい被写体を撮像すると、明るい部分が白く飛んでしまい、これを防ぐために露光量を減らすと、暗い部分が黒くつぶれてしまうことがあり、診断に適した明るさの観察画像を得ることが難しい。

10

【 0 0 0 8 】

上記の白飛び、黒つぶれの対策として、固体撮像素子のダイナミックレンジを擬似的に広げる技術が知られている。特許文献 1 には、露光しながら複数回にわたって撮像信号を読み出して複数の画像を取得し、これらの画像を対数的に圧縮して合成することで、ダイナミックレンジが広げられた画像を得ることが記載されている。また、特許文献 2 には、特許文献 1 と同様に露光しながら複数回にわたって撮像信号を読み出し、これにより得られた画像から適切な露光量を判別したり、最終的に取得する画像の増幅率を変化させたりして、適切な露光量の画像を得る技術が記載されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

20

【 0 0 0 9 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 7 - 1 5 1 0 6 9 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 5 - 1 4 3 8 0 2 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 0 】

特許文献 1、2 に記載の発明では、1 回の露光中に撮像信号を複数回読み出すので、フレームレートの低下を防止するために通常よりも高速に撮像信号を読み出すことが必要であり、そのために動作クロックを上げるといった対処をしなければならない。

【 0 0 1 1 】

30

本発明は上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、安価な構成で診断に適した明るさの観察画像を得ることにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 2 】

上記目的を達成するために、本発明の電子内視鏡システムは、被検体内に挿入される電子内視鏡の挿入部に設けられ、被検体内を撮像するＣＭＯＳ型のイメージセンサと、被検体内に照射する照明光を発する照明手段と、前記イメージセンサの垂直列の画素に共通に接続された列信号線毎に設けられ、画素からの撮像信号を増幅するカラムアンプと、撮像信号を元に生成された画像データを記憶するメモリと、以前の撮像時に得られた前記メモリ内の画像データの輝度値を算出する輝度値算出手段と、前記輝度値算出手段の算出結果に基づいて、輝度値が基準値になるよう各カラムアンプの増幅率を決定する決定手段と、を備えることを特徴とする。

40

【 0 0 1 3 】

前記輝度値算出手段は、画像を分割したエリア毎に輝度値を算出し、前記決定手段は、エリア毎の各カラムアンプの増幅率を決定する。

【 0 0 1 4 】

前記照明手段は、ＲＧＢの各色の波長帯の光を発する。この場合はモノクロのイメージセンサを用い、ＲＧＢの各色の波長帯の光を照射して得られた３種の撮像信号から１つの観察画像を生成する。

【 発明の効果 】

50

## 【 0 0 1 5 】

本発明によれば、ＣＭＯＳ型のイメージセンサの垂直列の画素に共通に接続された列信号線毎にカラムアンプを設け、以前の撮像時に得られた画像データの輝度値に基づいて、輝度値が基準値になるよう各カラムアンプの増幅率を決定するので、安価な構成で診断に適した明るさの観察画像を得ることができる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 6 】

【 図 1 】 電子内視鏡システムの構成を示す外觀図である。

【 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型のイメージセンサの構成を示す図である。

【 図 4 】 エリアの例を示す図である。

【 図 5 】 波長選択フィルタの構成を示す図である。

【 図 6 】 面順次撮像方式を適用した場合の回転フィルタの構成を示す図である。

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 1 7 】

図 1 において、電子内視鏡システム 2 は、電子内視鏡 1 0、プロセッサ装置 1 1、および光源装置 1 2 からなる。電子内視鏡 1 0 は、周知の如く、被検体（患者）の体内に挿入される可撓性の挿入部 1 3 と、挿入部 1 3 の基端部分に連設された操作部 1 4 と、プロセッサ装置 1 1 および光源装置 1 2 に接続されるコネクタ 1 5 と、操作部 1 4、コネクタ 1 5 間を繋ぐユニバーサルコード 1 6 とを有する。

## 【 0 0 1 8 】

挿入部 1 3 の先端には、観察窓 2 0、照明窓 2 1（ともに図 2 参照）等が設けられている。観察窓 2 0 の奥には、レンズ群およびプリズムからなる対物光学系 2 2 を介して、被検体内撮影用のＣＭＯＳ型のイメージセンサ（以下、ＣＭＯＳセンサと略記する）2 3 が配されている（いずれも図 2 参照）。照明窓 2 1 は、ユニバーサルコード 1 6 や挿入部 1 3 に配設されたライトガイド 2 4、および照明レンズ 2 5（ともに図 2 参照）で導光される光源装置 1 2 からの照明光を、被観察部位に照射する。なお、対物光学系 2 2 にプリズムを用い、ＣＭＯＳセンサ 2 3 を挿入部 1 3 の軸方向に対して平行に配置する例を挙げているが、プリズムを用いずにＣＭＯＳセンサ 2 3 を挿入部 1 3 の軸方向に対して垂直に配置した、いわゆる直視型を採用してもよい。

## 【 0 0 1 9 】

操作部 1 4 には、挿入部 1 3 の先端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 3 の先端からエア、水を噴出させるための送気・送水ボタンの他、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 1 7 に表示された観察画像の拡大・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。

## 【 0 0 2 0 】

また、操作部 1 4 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 3 内の鉗子チャンネルを通して、挿入部 1 3 の先端に設けられた鉗子出口に連通している。

## 【 0 0 2 1 】

プロセッサ装置 1 1 は、光源装置 1 2 と電氣的に接続され、電子内視鏡システム 2 の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置 1 1 は、ユニバーサルコード 1 6 や挿入部 1 3 内に挿通された伝送ケーブルを介して、電子内視鏡 1 0 に給電を行い、ＣＭＯＳセンサ 2 3 の駆動を制御する。また、プロセッサ装置 1 1 は、伝送ケーブルを介して、ＣＭＯＳセンサ 2 3 から出力された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種処理を施して画像データを生成する。プロセッサ装置 1 1 で生成された画像データは、プロセッサ装置 1 1 にケーブル接続されたモニタ 1 7 に観察画像として表示される。

## 【 0 0 2 2 】

図 2 において、電子内視鏡 1 0 は、前述の観察窓 2 0、照明窓 2 1、対物光学系 2 2、ＣＭＯＳセンサ 2 3、および照明レンズ 2 5 が挿入部 1 3 の先端に設けられている。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 3 】

C M O S センサ 2 3 は、観察窓 2 0、対物光学系 2 2 を経由した被検体内の被観察部位の像が、撮像領域 5 0 ( 図 3 参照 ) に入射するように配置されている。C M O S センサ 2 3 の撮像領域 5 0 には、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 ( R G B ) あるいは補色 ( C M Y または C M Y G ) カラーフィルタが形成されている。

## 【 0 0 2 4 】

C M O S センサ 2 3 から出力された撮像信号は、ユニバーサルコード 1 6、コネクタ 1 5 を介してプロセッサ装置 1 1 に入力され、デジタル信号処理回路 ( 以下、D S P と略す ) 3 3 の作業用メモリ ( 図示せず ) に一旦格納される。

10

## 【 0 0 2 5 】

C M O S センサ 2 3 は、プロセッサ装置 1 1 の C P U 3 0 から信号を受け、タイミングジェネレータ部 2 6 ( 図 3 参照 ) で各種駆動信号を発生し、これに応じて撮像動作を行い、デジタル画像信号を出力する。

## 【 0 0 2 6 】

図 3 において、C M O S センサ 2 3 は、前述のタイミングジェネレータ部 2 6、撮像領域 5 0、垂直走査回路 5 1、相関二重サンプリング ( C D S ) 回路付きのカラムアンプ 5 2、例えば 8 - 1 2 b i t の分解能を有する A / D 変換器 ( A / D ) 5 3、列選択トランジスタ 5 4、出力バッファ付きの平行・シリアル変換回路 5 5、および水平走査回路 5 6 から構成される。

20

## 【 0 0 2 7 】

撮像領域 5 0 には、画素 5 6 がマトリクス状に配列されている。画素 5 6 は、フォトダイオード D 1、増幅用トランジスタ M 1、画素選択用トランジスタ M 2、およびリセット用トランジスタ M 3 を有する。フォトダイオード D 1 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 D 1 に蓄積された信号電荷は、増幅用トランジスタ M 1 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 M 2 によって、所定のタイミングで画素 5 6 外に出力される。また、フォトダイオード D 1 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 M 3 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 M 2、およびリセット用トランジスタ M 3 は N チャンネルトランジスタであり、ゲートに H i g h レベル “ 1 ” が印加されるとオン、L o w レベル “ 0 ” が印加されるとオフとなる。

30

## 【 0 0 2 8 】

撮像領域 5 0 には、垂直走査回路 5 1 から水平方向 ( X 方向 ) に行選択線 L 1 およびリセット線 L 2 が配線されているとともに、カラムアンプ 5 2 から垂直方向 ( Y 方向 ) に列信号線 L 3 が配線されている。行選択線 L 1 は、画素選択用トランジスタ M 2 のゲートに接続されており、行リセット線 L 2 は、リセット用トランジスタ M 3 のゲートに接続されている。また、列信号線 L 3 は、画素選択用トランジスタ M 2 のソースに接続され、C D S 付きカラムアンプ 5 2 を介して A / D 5 3 に接続され、さらに列選択トランジスタ 5 4 に接続されている。図 3 では便宜上、各列で A / D 5 3 の出力線 5 8 を 1 本、列選択トランジスタ 5 4 を 1 個だけ図示しているが、実際には出力線 5 8 は A / D 5 3 のビット数に応じて 8 - 1 2 本の並列線となっており、この並列線それぞれに列選択トランジスタ 5 4 が接続されている。A / D 5 3 から出力線 5 8 を介して並列出力されたデジタル信号は、列選択トランジスタ 5 4 に入力される。

40

## 【 0 0 2 9 】

カラムアンプ 5 2 は、垂直走査回路 5 1 によって選択された行選択線 L 1 に接続された画素 5 6 の撮像信号を増幅する。カラムアンプ 5 2 による撮像信号の増幅率は、プロセッサ装置 1 1 の C P U 3 0 から受けたゲイン調節信号をタイミングジェネレータ部 2 6 で制御信号に変換し、これをカラムアンプ 5 2 に入力することにより設定される。カラムアンプ 5 2 にて相関二重サンプリングされ、設定された増幅率で増幅された撮像信号は、A / D 5 3 に入力されてデジタル信号に変換される。C D S は、各画素 5 6 の信号に重畳され

50

ているリセットノイズを低減する目的で行われる。水平走査回路56は、タイミングジェネレータ部26から入力される駆動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54のオン、オフ制御を行う。列選択トランジスタ54は、各列のA/D53とパラレル・シリアル変換回路55との間に設けられており、水平走査信号に応じて接続を制御される。

#### 【0030】

図2に戻って、CPU30は、プロセッサ装置11全体の動作を統括的に制御する。CPU30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している。ROM31には、プロセッサ装置11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等)が記憶されている。CPU30は、ROM31から必要なプログラムやデータを読み出して、作業用メモリであるRAM32に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU30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36やLAN(Local Area Network)等のネットワークより得て、RAM32に記憶する。

10

#### 【0031】

DSP33は、CMOSセンサ23からの撮像信号に対して、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。DSP33で生成された画像データは、デジタル画像処理回路(以下、DIPと略す)34の作業用メモリ(図示せず)、および輝度値算出回路38の画像メモリ37に入力される。なお、画像メモリ37に送られる画像データは、ガンマ補正前の画像データである。

20

#### 【0032】

DIP34は、DSP33で処理された画像データに対して、電子変倍、あるいは色強調、エッジ強調等の各種画像処理を施す。DIP34で各種画像処理を施された画像データは、表示制御回路35に入力される。

#### 【0033】

表示制御回路35は、DIP34からの処理済みの画像データを格納するVRAMを有する。表示制御回路35は、CPU30からROM31およびRAM32のグラフィックデータを受け取る。グラフィックデータには、観察画像の無効画素領域を隠して有効画素領域のみを表示させる表示用マスク、検査日時、あるいは被検体や術者の情報等の文字情報、グラフィカルユーザインターフェース(GUI)といったものがある。表示制御回路35は、DIP34からの画像データに対して、表示用マスク、文字情報、GUIの重畳処理、モニタ17の表示画面への描画処理といった各種表示制御処理を施す。

30

#### 【0034】

表示制御回路35は、VRAMから画像データを読み出し、読み出した画像データをモニタ17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)に変換する。これにより、モニタ17に観察画像が表示される。

#### 【0035】

操作部36は、プロセッサ装置11の筐体に設けられる操作パネル、電子内視鏡10の操作部14にあるボタン、あるいは、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスである。CPU30は、操作部36からの操作信号に応じて、各部を動作させる。

40

#### 【0036】

画像メモリ37は、複数、例えば3フレーム分のガンマ補正前の画像データをDSP33から受け取り、これを記憶する。画像メモリ37は、DSP33から新たに画像データが入力される毎に、最も古いフレームの画像データを消去してDSP33から新たに入力された画像データに書き換え、3フレーム分の画像データを順次更新する。

#### 【0037】

輝度値算出回路38は、3フレーム分の画像データを画像メモリ37から読み出し、予め設定した複数のエリア、例えば図4に示す、CMOSセンサ23の撮像領域50を3x

50

3に区分けした計9個の矩形状のエリア60毎の代表輝度値を算出する。代表輝度値は、エリア60内の各画素の輝度値の平均を3フレーム分の画像データ毎に求め、求めた輝度値のさらに3フレーム分の画像データの平均を求めることで得られる。輝度値算出回路38は、求めた代表輝度値をCPU30に出力する。

#### 【0038】

CPU30は、輝度値算出回路38によって算出された代表輝度値を基準輝度値と比較する。基準輝度値は、診断に適した画像データの明るさの目安として、観察部位や照明光の波長帯等に応じて予め定められた値であり、RAM32に予め記憶されている。CPU30は、代表輝度値と基準輝度値の比較結果に基づき、今回得られる画像データの輝度値が基準輝度値と略等しくなるよう、エリア60毎に今回撮像時のカラムアンプ52の増幅率を決定する。具体的には、代表輝度値が基準輝度値よりも高い場合は増幅率を下げ、代表輝度値が基準輝度値よりも低い場合は増幅率を上げる。また、代表輝度値と基準輝度値の差分が大きい程、増幅率の上下幅を大きくする。

10

#### 【0039】

CPU30で決定されたカラムアンプ52の増幅率(ゲイン調節信号)はCMOSセンサ23のタイミングジェネレータ部26に伝達される。タイミングジェネレータ部26は、伝達された増幅率に応じた制御信号に変換し、エリア60の読み出しに対応するタイミングでカラムアンプ52の増幅率を変更、設定する。画面内のエリア設定においては、垂直方向は垂直走査回路51の該当タイミングに合わせて変更、設定する。水平方向は、予めエリア60に対応するカラム毎にカラムアンプ52の制御を独立して制御可能なよう回路を構成しておくことで実現する。なお、画像メモリ37に3フレーム分のデータが記憶されていない観察初期の段階では、カラムアンプ52はデフォルトの増幅率で増幅を行う。

20

#### 【0040】

プロセッサ装置11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、圧縮された画像データをCFカード、光磁気ディスク(MO)、CD-R等の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等が設けられている。これらはデータバス等を介してCPU30と接続されている。

30

#### 【0041】

光源装置12は、光源40、波長選択フィルタ41、およびCPU42を有する。光源40は、赤から青までのブロードな波長の光(例えば、400nm以上800nm以下の波長帯の光、以下、通常光という)を発生するキセノンランプや白色LED(発光ダイオード)等であり、光源ドライバ43によって駆動される。光源40から発せられた照明光は、集光レンズ44で集光されてライトガイド24の入射端に導光される。

#### 【0042】

波長選択フィルタ41は、光源40から発せられた光を特定の狭い波長帯の光(以下、特殊光という)に制限するフィルタである。波長選択フィルタ41は、図5に示すように円盤の半分が切り欠かれた形状を有し、光源40と集光レンズ44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41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41が光源40と集光レンズ44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41の切り欠き部分が光源40と集光レンズ44の間を横切っている間は通常光が照射される。特殊光としては、例えば450、500、550、600、780nm近傍の波長の光が挙げられる。

40

#### 【0043】

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

50

厚の観察に適している。深層血管の観察には、インドシアニングリーン（ICG；Indocyanine green）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。

【0044】

なお、ここでは波長選択フィルタ41を用いるが、波長選択フィルタ41に代えて、あるいは加えて、光源40として波長帯が異なる光を発するLED、レーザダイオード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よい。また、青色レーザ光源、および青色レーザ光の照射により緑色～黄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よい。

【0045】

CPU42は、プロセッサ装置11のCPU30と通信し、光源ドライバ43および波長選択フィルタ41の動作制御を行う。なお、CPU42を設けずに、プロセッサ装置11のCPU30で直接光源ドライバ43および波長選択フィルタ41を制御してもよい。

【0046】

ライトガイド24は、例えば、複数の石英製光ファイバ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24の出射端に導かれた照明光は、照明レンズ25で拡散され、照明窓21を介して被検体内の被観察部位に照射される。

【0047】

電子内視鏡システム2には、通常光のみを使用して観察を行う通常撮影モードと、特殊光のみを使用して観察を行う特殊撮影モードと、通常光と特殊光を組み合わせて照射する同時撮影モードとが用意されている。各モードの切り替えは、操作部36を操作することにより行われる。

【0048】

通常撮影モードが選択された場合、CPU30は、CPU42を介して光源ドライバ43の駆動を制御して、光源40を点灯させる。また、回転位置検出センサの出力に基づいて波長選択フィルタ41を動作させ、光源40と集光レンズ44の間に波長選択フィルタ41の切り欠き部分を位置させる。被観察部位に照射される照明光は通常光のみとなる。一方、特殊撮影モードが選択された場合は、光源40を点灯させるとともに波長選択フィルタ41を光源40と集光レンズ44の間に位置させる。被観察部位に照射される照明光は特殊光のみとなる。

【0049】

同時撮影モードが選択された場合は、CMOSセンサ23の全水平ラインの信号電荷を同時にドレインに排出する全画素一括リセットを実行し、全水平ラインの電荷蓄積を同時に開始する。そして、全水平ラインの撮像信号が読み出されている間（先頭の行の読み出し開始から最終行の読み出し終了までの間）、光源40を消灯する。また、CMOSセンサ23の蓄積期間単位で交互に通常光と特殊光が照射されるよう波長選択フィルタ41が回転される。被観察部位に照射される照明光は、消灯期間を挟んで、CMOSセンサ23の蓄積期間単位で通常光と特殊光とに順次切り替わる。なお、光源40を消灯する代わりに、波長選択フィルタ41に通常光および特殊光の遮光領域を設けておき、全水平ラインの撮像信号の読み出し期間と遮光領域とが一致するよう波長選択フィルタ41を回転させてもよい。

【0050】

表示制御回路35は、通常撮影モードまたは特殊撮影モードでは、通常画像または特殊画像の動画あるいは静止画のみをモニタ17に表示させる。同時撮影モードでは、操作部36への操作入力に応じて、通常画像、特殊画像の一方の動画あるいは静止画を表示、または各画像の動画あるいは静止画を同時にモニタ17に表示（例えば、通常、特殊画像の並列表示、重畳表示、入れ子表示（ピクチャーインピクチャー、PiP））させる。

【0051】

なお、ここで例示した各画像の表示形態は一例であり、種々の変形が可能である。例え

10

20

30

40

50

ば、モニタを複数台用意して、一台目は通常画像の表示用、二台目は特殊画像の表示用というように、マルチモニタ形式を採用してもよい。

【0052】

次に、上記のように構成された電子内視鏡システム2の作用について説明する。電子内視鏡10で被検体内を観察する際、術者は、電子内視鏡10と各装置11、12とを繋げ、各装置11、12の電源をオンする。そして、操作部36を操作して、被検体に関する情報等を入力し、検査開始を指示する。

【0053】

検査開始を指示した後、術者は、挿入部13を被検体内に挿入し、光源装置12からの照明光で被検体内を照明しながら、CMOSセンサ23による被検体内の観察画像をモニタ17で観察する。

10

【0054】

CMOSセンサ23から出力された撮像信号は、プロセッサ装置11のDSP33に入力される。DSP33では、入力された撮像信号に対して各種信号処理が施され、画像データが生成される。DSP33で生成された画像データは、DIP34および画像メモリ37に出力される。

【0055】

DIP34では、CPU30の制御の下、DSP33からの画像データに各種画像処理が施される。DIP34で処理された画像データは、表示制御回路35のVRAMに入力される。表示制御回路35では、CPU30からのグラフィックデータに応じて、各種表示制御処理が実行される。これにより、画像データがモニタ17に観察画像として表示される。

20

【0056】

画像メモリ37に記憶された画像データは輝度値算出回路38に読み出され、輝度値算出回路38にてエリア60毎の代表輝度値が算出される。そして、算出された代表輝度値と基準輝度値の比較結果に基づき、CPU30により今回撮像時のカラムアンプ52の増幅率が決定される。CPU30で決定された増幅率(ゲイン調節信号)は、CMOSセンサ23のタイミングジェネレータ部26に伝達される。タイミングジェネレータ部26は、伝達された増幅率に応じた制御信号に変換し、エリア60の読み出しに対応するタイミングでカラムアンプ52の増幅率を変更、設定する。画面内のエリア設定においては、垂直方向は垂直走査回路51の該当タイミングに合わせて変更、設定する。水平方向は、予めエリア60に対応するカラム毎にカラムアンプ52の制御を独立して制御可能なよう回路を構成しておくことで実現する。カラムアンプ52の増幅率を適切に設定することで、今回撮像時は診断に適した輝度値の画像データを常に得ることができる。

30

【0057】

以上説明したように、撮像信号を増幅するカラムアンプ52を列信号線L3毎に設け、以前に撮像した画像データの輝度値に基づき、診断に適した明るさの観察画像が常に得られるようエリア60毎に今回撮像時のカラムアンプ52の増幅率を設定するので、従来のように撮像信号を高速読み出しするための構成を設けることなく、診断に適した観察画像を容易に得ることができる。

40

【0058】

上記実施形態では、撮像領域50を複数のエリアに区分けする例として、図4の3×3の9個のエリア60を挙げたが、エリアの大きさや個数等は任意に決めることができる。例えば、3×3よりもさらに細分化してもよく、1画素を1エリアとしてもよい。エリアは矩形状に限らず、観察画像の表示用マスクの形状に合わせて扇形状や円環状にしてもよい。また、観察時に主に注目される中央付近ではエリアを細分化してより細かな増幅率の設定を可能とし、外周部分では中央付近よりもエリアの面積を大きくしてもよい。さらに、画像認識により観察画像に映された部位の形状や色、明暗等を識別し、部位の形状や色、明暗に沿ってエリアを設定してもよい。

【0059】

50

なお、基準輝度値は、例えば操作部 36 を介して、観察対象や照明光の波長帯等の検査状況に応じて術者が自在に設定可能に構成してもよい。術者の嗜好に合った観察画像を提供することができる。また、エリア毎に基準輝度値を変更してもよい。

【0060】

上記実施形態では、CMOS センサ 23 の撮像の都度、カラムアンプ 52 の増幅率を変更しているが、一定の間隔（例えば 3 フレーム間隔）を空けて増幅率を変更してもよい。

【0061】

上記実施形態では、カラーフィルタを撮像領域 50 に配置した一つの CMOS センサ 23 で撮像する方式を例示して説明したが、RGB の各色の波長帯の照明光を順次被観察部位に照射し、その像をモノクロの CMOS センサにて時分割で撮像する、いわゆる面順次撮像方式を適用してもよい。

10

【0062】

この場合、例えば、図 6 に示す円盤状の回転フィルタ 80 を用いる。回転フィルタ 80 は、RGB 各色の波長帯の光を照射するための R 光照射領域 81、G 光照射領域 82、B 光照射領域 83、および特殊光を照射するための特殊光照射領域 84 を有する。各領域 81 ~ 84 は、回転フィルタ 80 を六等分した区画にそれぞれ設けられている。特殊光照射領域 84 は、R 光照射領域 81、G 光照射領域 82、B 光照射領域 83 のそれぞれの間に計 3 個配されている。この回転フィルタ 80 を光源 40 と集光レンズ 44 の間に配置し、RGB の各色の波長帯の照明光および特殊光が順次発せられるよう回転フィルタ 80 を回転させる。そして、上記実施形態の同時撮影モードの場合と同じように CMOS センサと光源 40 を動作させる。

20

【0063】

通常画像は、RGB の各色の波長帯の照明光が照射された各像の撮像信号を元に生成する。具体的には、RGBRGB... と続く撮像信号の出力のうち、RGB、GBR、BRG と連続する各組からそれぞれ通常画像を生成する。このため、被観察部位に照射される照明光は R 光、特殊光、G 光、特殊光、B 光、特殊光、... と推移する。表示画像は、通常画像と特殊画像が交互に出力される。あるいは、通常画像と特殊画像の表示を任意のフレーム比率で切り替えることも可能である。通常画像と特殊画像を 2 画面表示する場合は、各画像を可能な限り早いフレームレートで更新することもできる。

【0064】

特殊画像のみを取得する場合は、回転フィルタ 80 の特殊光照射領域 84 を光源 40 と集光レンズ 44 の間に位置させる。通常画像のみを取得する場合は、回転フィルタ 80 とは別に、R 光照射領域 81、G 光照射領域 82、B 光照射領域 83 を三等分した区画に配置した、特殊光照射領域 84 がない回転フィルタを用意し、この回転フィルタを回転フィルタ 80 の代わりに光源 40 と集光レンズ 44 の間に挿入して回転させる。

30

【0065】

上記実施形態では、被観察部位に照射する照明光として、通常光と特殊光を用いる例を説明したが、ここで用いる通常光、特殊光は、相互に波長帯の異なる 2 種類の照明光であればよい。

【0066】

また、白色の可視光とは異なる特定の波長帯の照明光を特殊光として説明したが、特殊光には、血管を強調表示する赤外光や、正常組織と病変組織の自家蛍光の強さを強調して表示するために、白色光のうち単色あるいは数色に波長帯を制限した光等が該当する。これらの様々な特殊光は、観察する部位や病変等に応じて、自在に選択できる構成とすることが好ましく、観察中にモニタを見ながら自在にその波長帯や混合する波長帯の成分を変化させることができる構成とすることが特に好ましい。

40

【0067】

なお、図 3 に示した CMOS センサ 23 の構成は一例であり、本発明を限定するものではない。例えば 1 画素 56 を三個のトランジスタ M1 ~ M3 で構成しているが、1 画素を四個のトランジスタで構成してもよい。また、画素選択用トランジスタ M2 を複数の画素

50

56で共有するもの、またフォトダイオードD1の信号をトランジスタでフローティング・ディフュージョン部に転送した後段にトランジスタM1、M2をもつもの、複数の画素56のフォトダイオードD1から転送されるフローティング・ディフュージョン部を共通にするもの等の構成もあるが、本発明はそのいずれの構成に対しても適用することが可能である。

【0068】

図2および図3では、CMOSセンサ23の入出力を単純な接続線で描いているが、CMOSセンサによっては、消費電力の低減を目的として、入出力端子のセンサ素子内で信号レベルの変換をするものがある。本発明はこのようなCMOSセンサを用いた場合も有効である。

10

【0069】

図示は省略しているが、CMOSセンサ23は、電源、接地、基準クロック入力端子を備えている。また、CMOSセンサ23の動作を確実なものとするために、リセット端子を設けているものもある。このリセット入力端子等、直接撮像動作に関わらない部分については説明を省略してある。

【符号の説明】

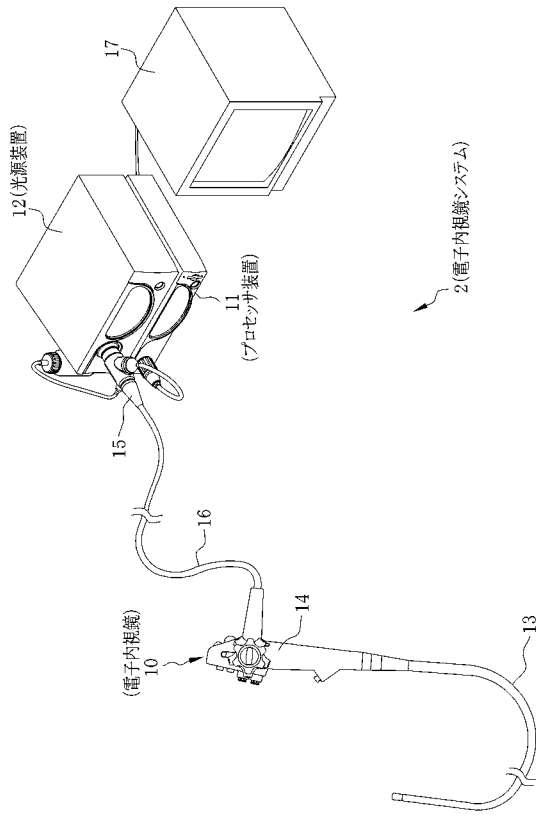
【0070】

- 2 電子内視鏡システム
- 10 電子内視鏡
- 11 プロセッサ装置
- 12 光源装置
- 23 CMOS型のイメージセンサ(CMOSセンサ)
- 26 タイミングジェネレータ部
- 30、42 CPU
- 37 画像メモリ
- 38 輝度値算出回路
- 40 光源
- 41 波長選択フィルタ
- 52 CDS付きカラムアンプ
- 56 画素
- 60 エリア
- 80 回転フィルタ

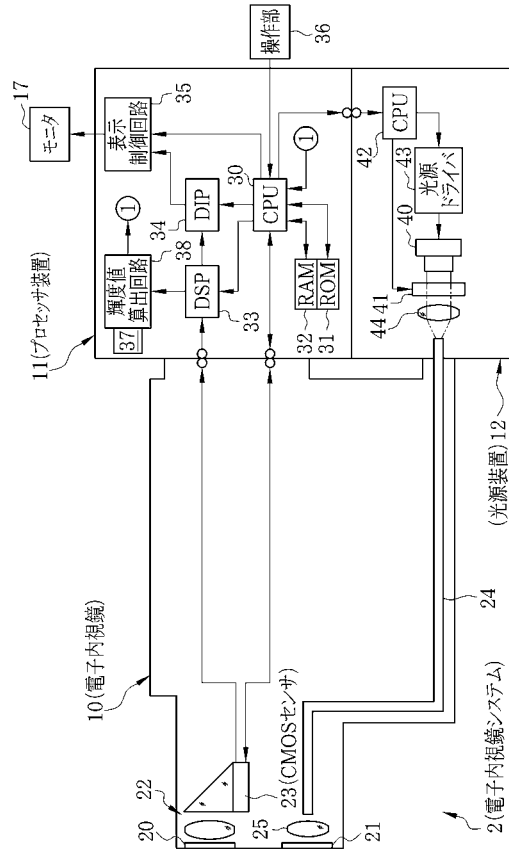
20

30

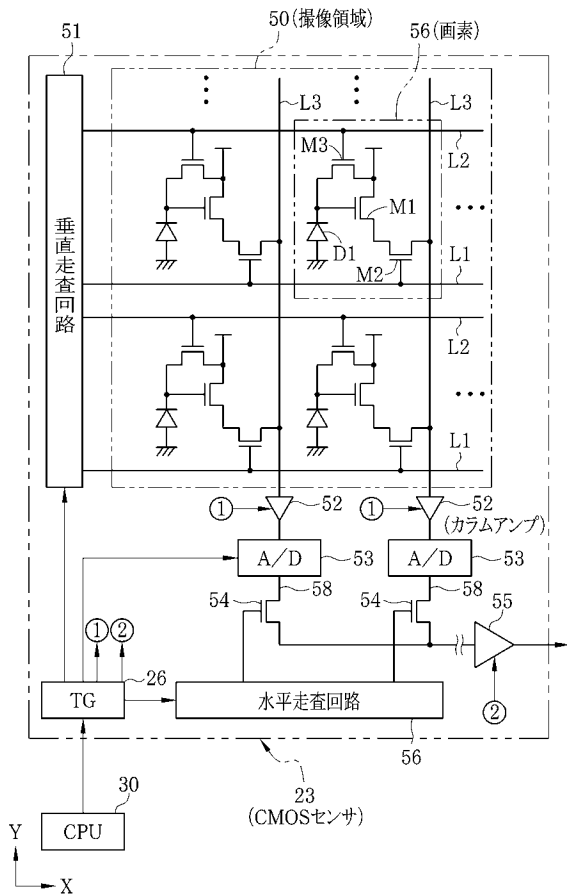
【 図 1 】



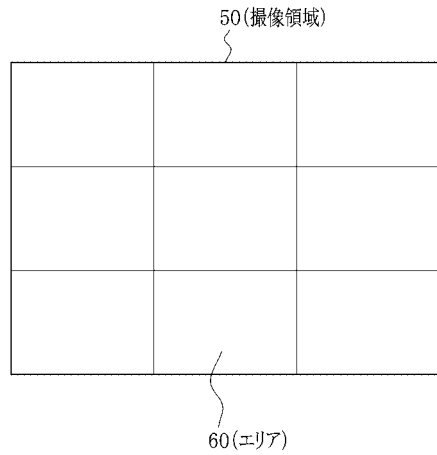
【 図 2 】



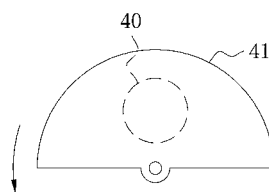
【 図 3 】



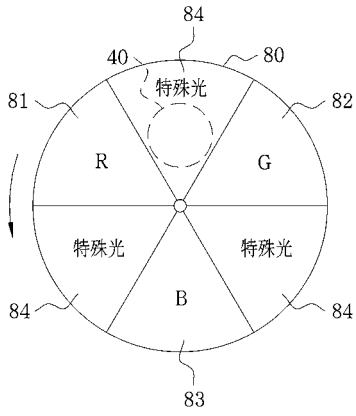
【 図 4 】



【 図 5 】



【 图 6 】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 CC06 HH54 LL02 MM05 NN01 NN05 NN07 PP01 QQ03 QQ04  
RR04 RR14 RR18 RR26 SS09 SS10 SS14 VV04 WW03 WW04  
WW10 YY02 YY12  
4C161 CC06 HH54 LL02 MM05 NN01 NN05 NN07 PP01 QQ03 QQ04  
RR04 RR14 RR18 RR26 SS09 SS10 SS14 VV04 WW03 WW04  
WW10 YY02 YY12  
5C054 CC07 EA01 EA05 ED03 HA12

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011250925A</a>	公开(公告)日	2011-12-15
申请号	JP2010125621	申请日	2010-06-01
[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	遠藤安土 村山任 飯田孝之		
发明人	遠藤 安土 村山 任 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/04 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.372 H04N7/18.M A61B1/045.610 A61B1/045.630 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/PP01 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/SS09 4C061/SS10 4C061/SS14 4C061/VV04 4C061/WW03 4C061/WW04 4C061/WW10 4C061/YY02 4C061/YY12 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/PP01 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS09 4C161/SS10 4C161/SS14 4C161/VV04 4C161/WW03 4C161/WW04 4C161/WW10 4C161/YY02 4C161/YY12 5C054/CC07 5C054/EA01 5C054/EA05 5C054/ED03 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：通过廉价的结构获得适合诊断的亮度的观察图像。  
 ŽSOLUTION：电子内窥镜系统2的电子内窥镜10具有CMOS型图像传感器（CMOS传感器）23。每行的信号线L3共同连接到CMOS传感器23的垂直行的像素，具有列放大器52放大成像信号。处理器单元11的亮度值计算电路38为多个预置区域60中的每一个计算图像存储器37的前三帧的图像数据的亮度值。CPU 30确定列放大器52的放大因子对于该成像时的每个区域60，基于在亮度值计算电路38中计算的亮度值与参考亮度值之间的比较结果，以使得获得的图像数据的亮度值时间几乎等于参考亮度值。Ž

