

(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2015-47402
(P2015-47402A)

(43) 公開日 平成27年3月16日(2015.3.16)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0	2 H 0 4 0	
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	A	4 C 1 6 1	
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D		
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	B		

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2013-182219 (P2013-182219)
(22) 出願日 平成25年9月3日 (2013.9.3)

(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 守屋 禎之
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
Fターム(参考) 2H040 GA06 GA12
4C161 BB02 CC06 DD03 HH51 LL02
MM05 NN01 NN05 QQ07 QQ09
RR03 RR04 RR14 RR17 RR26
WW01

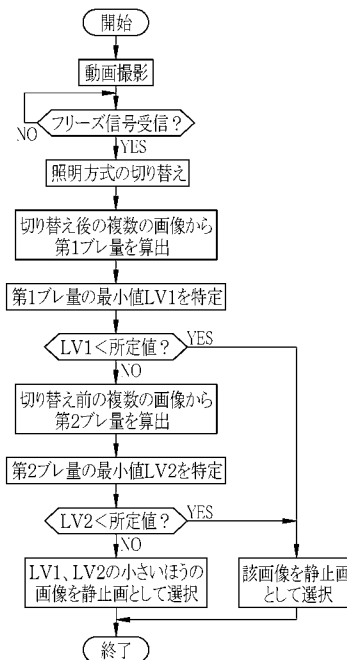
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその作動方法

(57) 【要約】

【課題】 同時方式と面順次方式とが相互に切り替え可能であるとともに、ブレの少ない静止画を取得する。

【解決手段】 動画をフリーズさせて静止画表示を行うためのフリーズ指示信号の入力に応じて同時方式と面順次方式との間で光源装置の照明方式を切り替える。同時方式では、複数色の照明光を同時照射させる。面順次方式では、複数色の照明光を時分割照射させる。照明方式の切り替え後に生成された第1画像データ群の各画像データから第1ブレ量を算出し、照明方式の切り替え前に生成された第2画像データ群の各画像データから第2ブレ量を算出する。第1及び第2ブレ量に基づいて、前記第1及び第2画像データ群から、静止画とする画像データを選択する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数色の照明光を発生する光源装置と、
色分離フィルタを有する同時式撮像素子と、
前記同時式撮像素子から読み出した画素信号に基づいて画像データを生成する画像信号処理部と、

動画をフリーズさせて静止画とするためのフリーズ指示信号の入力に応じて、前記複数の照明光を同時照射させる同時方式と、前記複数の照明光を時分割照射させる面順次方式との間で前記光源装置の照明方式を切り替える制御部と、

前記照明方式の切り替え後に生成された第 1 画像データ群の各画像データから第 1 ブレ量を算出し、前記照明方式の切り替え前に生成された第 2 画像データ群の各画像データから第 2 ブレ量を算出するブレ量算出部と、

前記第 1 及び第 2 ブレ量に基づいて、前記第 1 及び第 2 画像データ群から、静止画とする画像データを選択する静止画選択部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記静止画選択部は、前記第 1 ブレ量の最小値が基準値より小さい場合には、前記第 1 画像データ群から該最小値を有する画像データを静止画として選択し、前記第 1 ブレ量の最小値が基準値以上である場合には、前記第 2 ブレ量の最小値が基準値より小さいか否かを判定して、該最小値が基準値より小さい場合には、前記第 2 画像データ群から該最小値を有する画像データを静止画として選択し、前記第 2 ブレ量の最小値が基準値以上である場合には、前記第 1 及び第 2 ブレ量の最小値のうち小さい方の画像データを、前記第 1 及び第 2 画像データ群から選択することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記静止画選択部は、前記第 1 及び第 2 ブレ量の最小値が共に基準値より小さい場合には、前記第 1 及び第 2 画像データ群から、前記各最小値を有する画像データをそれぞれ静止画として選択することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記面順次方式の場合に、前記複数色の各照明光の照射時に得られた画像データを合成して同時化された画像データを生成する同時化処理部を備え、

前記同時化処理部は、前記照明方式が前記同時方式から前記面順次方式に切り替えられ、前記静止画選択部により前記面順次方式の画像データが選択された場合に、合成する複数の画像データを、それぞれ前記同時方式で得られた画像データの対応する色分解画像と比較することにより位置ズレ量をそれぞれ算出し、算出した位置ズレ量に基づいて位置合わせした上で合成することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記光源装置に、赤色光、緑色光、青色光を発生させる通常光観察モードと、前記光源装置に、第 1 及び第 2 狭帯域光を発生させる狭帯域光観察モードとを有することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記狭帯域光観察モードの場合に、前記同時化処理部は、前記同時方式で生成される画像データの前記第 1 狭帯域光または前記第 2 狭帯域光に対応する 1 つの色分解画像を、前記位置合わせ後に合成する複数の画像データのうちの 1 つに加算することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記狭帯域光観察モードでかつ前記同時方式の場合に、前記静止画選択部は、前記第 1 ブレ量または前記第 2 ブレ量に加えて、コントラスト幅に関連する色分離量に基づいて、静止画とする画像データを選択することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記ブレ量算出部は、前記同時方式で生成される画像データに含まれる 1 つの色信号と

10

20

30

40

50

、前記面順次方式で前記色の照明光の照射時の画像データに含まれる前記色の色信号とに基づいて、前記第 1 及び第 2 ブレ量を算出することを特徴とする請求項 1 から 7 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記ブレ量算出部は、画像データ中の空間周波数の高周波成分を積算した積算値に基づいて前記第 1 及び第 2 ブレ量を算出することを特徴とする請求項 1 から 8 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記ブレ量算出部は、時間的に隣接する 2 つの画像データ間の差分を検出することにより、前記第 1 及び第 2 ブレ量を算出することを特徴とする請求項 1 から 8 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 11】

前記ブレ量算出部は、画像データに含まれる各色信号に基づいて画像ブレ量をそれぞれ算出し、前記各画像ブレ量に重み付け係数を乗じて加算することにより、前記第 1 及び第 2 ブレ量を算出することを特徴とする請求項 1 から 8 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記色分離フィルタは、補色系であることを特徴とする請求項 1 から 11 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記静止画選択部により静止画として選択された画像データと、この画像データに特殊画像処理を施したものとを、画像表示装置に同時に表示させるデュアルモードを有することを特徴とする請求項 1 から 12 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 14】

前記ブレ量算出部は、前記フリーズ指示信号が入力される以前に、前記画像信号処理部により画像データが生成されるたびに前記第 2 ブレ量を算出することを特徴とする請求項 1 から 13 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 15】

制御部が、動画をフリーズさせて静止画とするためのフリーズ指示信号の入力に応じて、複数色の照明光を同時照射させる同時方式と、前記複数色の照明光を時分割照射させる面順次方式との間で光源装置の照明方式を切り替えるステップと、

30

ブレ量算出部が、前記照明方式の切り替え後に生成された第 1 画像データ群の各画像データから第 1 ブレ量を算出し、前記照明方式の切り替え前に生成された第 2 画像データ群の各画像データから第 2 ブレ量を算出するステップと、

静止画選択部が、前記第 1 及び第 2 ブレ量に基づいて、前記第 1 及び第 2 画像データ群から、静止画とする画像データを選択するステップと、

を備えることを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、同時方式と面順次方式との切り替えを可能とする内視鏡システム及びその作動方法に関する。

40

【背景技術】

【0002】

近年の医療においては、光源装置、電子内視鏡、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断等が広く行われている。光源装置は、照明光を発生して検体内に照射する。電子内視鏡は、照明光が照射されて検体内を撮像素子により撮像して画像信号を生成する。プロセッサ装置は、電子内視鏡により生成された撮像信号を画像処理してモニタに表示するための観察画像を生成する。

【0003】

50

この内視鏡システムの照明方式には、面順次（時分割）方式と同時方式とがある。面順次方式は、例えば、赤（R）、緑（G）、青（B）の色の照明光を順番に検体に照射する方式であり、各照明光で照明された検体像は、モノクロ撮像素子により個別に撮像される。同時方式は、R、G、Bの照明光を検体に同時に照射（すなわち、白色光を照射）する方式であり、白色光が照射された検体像は、カラーフィルタを有する同時式撮像素子により撮像される。

【0004】

面順次方式は、同時方式に比べて色再現性及び解像度の点で優れる。これに対して、同時方式は、面順次方式に比べて、フレームレートが高いため、画像ブレが生じにくい。面順次方式の場合は、フレームレートが低いことにより画像ブレが生じ易いことに加えて、R、G、Bの各画像が異なるタイミングで取得されるため、画像ブレが起因して、R、G、Bを合成した画像に色ズレが生じてしまう。

10

【0005】

このように、面順次方式と同時方式とは一長一短であることから、同時式撮像素子を用いるとともに、照明方式を同時方式と面順方式とで切り替え可能とした内視鏡システムが提案されている（特許文献1）。この特許文献1では、面順次方式で動画撮影を行っている間にブレ量を常時検出し、ブレ量が一定以上となった場合に同時方式に切り替えられる。

【0006】

また、特許文献2では、面順次方式の内視鏡システムにおいて、動画撮影を行っている間にブレ量を常時検出し、静止画を得るフリーズ指示が入力された際に、動画像の複数枚の画像の中から、ブレ量の最も小さい画像を静止画として選択することが提案されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2009-284959号公報

【特許文献2】特許第4847250号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0008】

特許文献1、2に記載の内視鏡システムは、動画撮影は面順次方式で実行されているが、内視鏡検査中に動画像を観察する場合には、検体や内視鏡に動きが生じ易いため、一般にはフレームレートが高い同時方式が適している。また、静止画を取得する場合、熟練した医師は、内視鏡の動きを抑えてブレの少ない画像を撮影する能力に長けているため、同時方式よりもむしろ色再現性のよい面順次方式が好まれる。

【0009】

したがって、内視鏡システムを使用する医師の要求に応じて、面順次方式から同時方式への切り替えだけでなく、同時方式から面順次方式への切り替えも可能とし、さらにブレの少ない静止画の取得が望まれている。

40

【0010】

本発明は、同時方式と面順次方式とが相互に切り替え可能であるとともに、ブレの少ない静止画を取得することを可能とする内視鏡システム及びその作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、複数色の照明光を発生する光源装置と、色分離フィルタを有する同時式撮像素子と、同時式撮像素子から読み出した画素信号に基づいて画像データを生成する画像信号処理部と、動画をフリーズさせて静止画とするためのフリーズ指示信号の入力に応じて、複数の照明光を同時照射させる同時方式

50

と、複数の照明光を時分割照射させる面順次方式との間で光源装置の照明方式を切り替える制御部と、照明方式の切り替え後に生成された第1画像データ群の各画像データから第1ブレ量を算出し、照明方式の切り替え前に生成された第2画像データ群の各画像データから第2ブレ量を算出するブレ量算出部と、第1及び第2ブレ量に基づいて、第1及び第2画像データ群から、静止画とする画像データを選択する静止画選択部と、を備える。

【0012】

静止画選択部は、第1ブレ量の最小値が基準値より小さい場合には、第1画像データ群から該最小値を有する画像データを静止画として選択し、第1ブレ量の最小値が基準値以上である場合には、第2ブレ量の最小値が基準値より小さいか否かを判定して、該最小値が基準値より小さい場合には、第2画像データ群から該最小値を有する画像データを静止画として選択し、第2ブレ量の最小値が基準値以上である場合には、第1及び第2ブレ量の最小値のうち小さい方の画像データを、第1及び第2画像データ群から選択することが好ましい。

10

【0013】

静止画選択部は、第1及び第2ブレ量の最小値が共に基準値より小さい場合には、第1及び第2画像データ群から、各最小値を有する画像データをそれぞれ静止画として選択することが好ましい。

【0014】

面順次方式の場合に、複数色の各照明光の照射時に得られた画像データを合成して同時化された画像データを生成する同時化処理部を備え、同時化処理部は、照明方式が同時方式から面順次方式に切り替えられ、静止画選択部により面順次方式の画像データが選択された場合に、合成する複数の画像データを、それぞれ同時方式で得られた画像データの対応する色分解画像と比較することにより位置ズレ量をそれぞれ算出し、算出した位置ズレ量に基づいて位置合わせした上で合成することが好ましい。

20

【0015】

光源装置に、赤色光、緑色光、青色光を発生させる通常光観察モードと、光源装置に、第1及び第2狭帯域光を発生させる狭帯域光観察モードとを有することが好ましい。

【0016】

狭帯域光観察モードの場合に、同時化処理部は、同時方式で生成される画像データの第1狭帯域光または第2狭帯域光に対応する1つの色分解画像を、位置合わせ後に合成する複数の画像データのうちの1つに加算することが好ましい。

30

【0017】

狭帯域光観察モードでかつ同時方式の場合に、静止画選択部は、第1ブレ量または第2ブレ量に加えて、コントラスト幅に関連する色分離量に基づいて、静止画とする画像データを選択することが好ましい。

【0018】

ブレ量算出部は、同時方式で生成される画像データに含まれる1つの色信号と、面順次方式で上記色の照明光の照射時の画像データに含まれる上記色の色信号とに基づいて、第1及び第2ブレ量を算出することが好ましい。

【0019】

ブレ量算出部は、画像データ中の空間周波数の高周波成分を積算した積算値に基づいて第1及び第2ブレ量を算出することが好ましい。

40

【0020】

ブレ量算出部は、時間的に隣接する2つの画像データ間の差分を検出することにより、第1及び第2ブレ量を算出しても良い。

【0021】

ブレ量算出部は、画像データに含まれる各色信号に基づいて画像ブレ量をそれぞれ算出し、各画像ブレ量に重み付け係数を乗じて加算することにより、第1及び第2ブレ量を算出しても良い。

【0022】

50

色分離フィルタは、補色系であることが好ましい。

【0023】

静止画選択部により静止画として選択された画像データと、この画像データに特殊画像処理を施したものとを、画像表示装置に同時に表示させるデュアルモードを有することが好ましい。

【0024】

ブレ量算出部は、フリーズ指示信号が入力される以前に、画像信号処理部により画像データが生成されるたびに第2ブレ量を算出しても良い。

【0025】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、制御部が、動画をフリーズさせて静止画とするためのフリーズ指示信号の入力に応じて、複数色の照明光を同時照射させる同時方式と、複数色の照明光を時分割照射させる面順次方式との間で光源装置の照明方式を切り替えるステップと、ブレ量算出部が、照明方式の切り替え後に生成された第1画像データ群の各画像データから第1ブレ量を算出し、照明方式の切り替え前に生成された第2画像データ群の各画像データから第2ブレ量を算出するステップと、静止画選択部が、第1及び第2ブレ量に基づいて、第1及び第2画像データ群から、静止画とする画像データを選択するステップと、を備える

10

【発明の効果】

【0026】

本発明によれば、フリーズ指示信号の入力に応じて、同時方式と面順次方式との間で光源装置の照明方式を切り替え、切り替え後に生成された第1画像データ群の各画像データから第1ブレ量を算出し、切り替え前に生成された第2画像データ群の各画像データから第2ブレ量を算出し、第1及び第2ブレ量のうちの少なくとも一方に基づき、第1及び第2画像データ群から、静止画とする画像データを選択するので、ブレの少ない静止画を取得することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】内視鏡システムの内部構成を示すブロック図である。

【図3】合波部の構成を説明する図である。

30

【図4】補色系色分離フィルタを示す模式図である。

【図5】補色系撮像素子からの出力信号を示す図である。

【図6】通常光観察モードで同時方式の場合の光源及び補色系撮像素子の駆動タイミングを示す図である。

【図7】通常光観察モードで面順次方式の場合の光源及び補色系撮像素子の駆動タイミングを示す図である。

【図8】制御部の照明方式の入力制御に関する構成を示すブロック図である。

【図9】画像信号処理部の構成を示すブロック図である。

【図10】通常光観察モードにおけるフリーズ指示信号の受信前後の画像データを示す図であり、(A)は同時方式、(B)は面順次方式の場合を示す。

40

【図11】静止画選択部による静止画選択処理手順を示すフローチャートである。

【図12】通常光観察モードにおいて同時方式から面順次方式に切り替えられる場合の画像データを示す図である。

【図13】内視鏡システムの作用を示すフローチャートである。

【図14】総ブレ量の算出手順を示すフローチャートである。

【図15】通常光観察モードにおける同時化処理時の位置ズレ補正を説明する図である。

【図16】狭帯域光観察モードにおける同時化処理時の位置ズレ補正を説明する図である。

。

【図17】有効領域について説明する図である。

【図18】デュアルモードについて説明する図である。

50

【図19】光源装置内に青色狭帯域フィルタを設けた例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

図1において、内視鏡システム10は、光源装置11と、プロセッサ装置12と、光源装置11及びプロセッサ装置12に着脱自在に接続可能な電子内視鏡（以下、単に内視鏡という）13により構成されている。光源装置11は、照明光を発生して内視鏡13に供給する。内視鏡13は、先端側が検体の体腔内等に挿入されて、体腔内を撮像する。プロセッサ装置12は、内視鏡13の撮像制御を行うと共に、内視鏡13が取得した撮像信号に対して信号処理を施す。

【0029】

プロセッサ装置12には、画像表示装置14及び入力装置15が接続されている。画像表示装置14は、液晶モニタ等であり、プロセッサ装置12により生成された検体内の画像を表す検体画像を表示する。入力装置15は、キーボードやマウスにより構成され、プロセッサ装置12に対して各種情報を入力する。

【0030】

内視鏡13は、挿入部16と、操作部17と、ユニバーサルケーブル18と、ライトガイドコネクタ19aと、信号コネクタ19bにより構成されている。挿入部16は、細長く、検体の体腔内等に挿入される。操作部17は、挿入部16の後端に接続されており、スコープスイッチや湾曲操作ダイヤル等が設けられている。スコープスイッチには、観察モードを切り替えるためのモード切替スイッチ17aと、画像表示装置14に表示される動画像をフリーズさせて静止画表示させるためのフリーズスイッチ17bとが含まれている。

【0031】

ユニバーサルケーブル18は、操作部17から延出されている。ライトガイドコネクタ19a及び信号コネクタ19bは、ユニバーサルケーブル18の端部に設けられている。ライトガイドコネクタ19aは、光源装置11に着脱自在に接続される。信号コネクタ19bは、プロセッサ装置12に着脱自在に接続される。

【0032】

内視鏡システム10は、観察モードとして、通常光観察モードと狭帯域光観察モードとを有する。通常光観察モードでは、波長域が青色帯域から赤色帯域に及ぶ通常光（白色光）を検体に照射して撮像が行われ、通常画像が生成される。狭帯域光観察モードでは、波長域の狭い狭帯域光（後述する青色狭帯域光B_nと緑色狭帯域光G_n）を検体に照射して撮像が行われ、特殊画像が生成される。

【0033】

通常光観察モードと狭帯域光観察モードとは、前述のモード切替スイッチ17aにより切り替え可能であるが、プロセッサ装置12に接続可能なフットスイッチ（図示せず）や、プロセッサ装置12のフロントパネルに設けられたボタン、入力装置15等により切り替え可能としても良い。

【0034】

図2において、光源装置11は、複数のLED（Light Emitting Diode）光源20と、光源制御部21と、緑色狭帯域フィルタ22と、フィルタ挿脱部23と、合波部24とを有している。LED光源20は、B（Blue）-LED20aと、G（Green）-LED20bと、R（Red）-LED20cとにより構成されている。

【0035】

B-LED20aは、波長範囲420～500nmの青色光BLを発生する。G-LED20bは、波長範囲500～600nmの緑色光GLを発生する。R-LED20cは、波長範囲600～650nmの赤色光RLを発生する。

【0036】

光源制御部21は、各LED20a～20cの点灯制御を行う。具体的には、光源制御部21は、通常光観察モード時には、全てのLED20a～20cを同時または順次に駆

10

20

30

40

50

動して照明光を発生させ、狭帯域光観察モード時には、B - LED 20 a と G - LED 20 b のみを同時または順次に駆動して照明光を発生させる。

【0037】

光源制御部 21 は、LED 光源 20 による照明方式として、通常光観察モードと狭帯域光観察モードとそれぞれの場合に、同時方式と面順次方式とを可能としている。通常光観察モードで同時方式の場合には、全ての LED 20 a ~ 20 c を同時に点灯させる。通常光観察モードで面順次方式の場合には、LED 20 a ~ 20 c をそれぞれ順番に時分割点灯させる。狭帯域光観察モードで同時方式の場合には、B - LED 20 a と G - LED 20 b とを同時に点灯させる。狭帯域光観察モードで面順次方式の場合には、B - LED 20 a と G - LED 20 b とを順番に時分割点灯させる。

10

【0038】

緑色狭帯域フィルタ 22 は、フィルタ挿脱部 23 により、G - LED 20 b から射出される緑色光 GL の光路上に挿脱される。具体的には、緑色狭帯域フィルタ 22 は、狭帯域光観察モード時には緑色光 GL の光路上に挿入され、通常光観察モード時には緑色光 GL の光路上から外される。緑色狭帯域フィルタ 22 は、530 ~ 550 nm の波長域の光を透過させる。

【0039】

B - LED 20 a から射出される青色光 BL は、半値幅が 50 nm 程度と狭いので、狭帯域光観察モード時には、青色光 BL がそのまま青色狭帯域光 Bn として用いられる。これに対して、G - LED 20 b から射出される緑色光 GL は、波長域が広いため、緑色狭帯域フィルタ 22 を透過させることにより、波長域を 20 nm 程度に波長制限する。狭帯域光観察モード時には、この波長制限された緑色光 GL が緑色狭帯域光 Gn とて用いられる。青色狭帯域光 Bn は、445 nm 付近に中心波長を有する。緑色狭帯域光 Gn は、540 nm 付近に中心波長を有する。これらの中心波長は、一般に狭帯域光観察で用いられる血液中のヘモグロビンに吸収されやすい波長域に含まれる。

20

【0040】

合波部 24 は、図 3 に示すように、第 1 及び第 2 ダイクロイックミラー (DM) 25 a , 25 b と、第 1 ~ 第 4 レンズ 26 a ~ 26 d とによって構成されている。第 1 ~ 第 3 レンズ 26 a ~ 26 c は、それぞれ LED 20 a ~ 20 c に対応して配置されており、各 LED 20 a ~ 20 c から射出された光を集光して平行光とする

30

【0041】

G - LED 20 b と R - LED 20 c とは、第 2 及び第 3 レンズ 26 b , 26 c により平行光とされた緑色光 GL と赤色光 RL との光路が直交するように配置されており、この交点に第 1 DM 25 a が配置されている。第 1 DM 25 a の一方の面に緑色光 GL が 45 ° の角度で入射し、他方の面に赤色光 RL が 45 ° の角度で入射する。第 1 DM 25 a は、緑色光 GL を透過させ、赤色光 RL を反射させる光学特性を有する。これにより、G - LED 20 b と R - LED 20 c との同時点灯時には、第 1 DM 25 a を透過した緑色光 GL と、第 1 DM 25 a により反射された赤色光 RL とが合波される。

【0042】

第 1 レンズ 26 a により平行光とされた青色光 BL と、緑色光 GL と赤色光 RL との合波 (以下、第 1 合波という) とは、光路が直交し、この交点に第 2 DM 25 b が配置されている。第 2 DM 25 b の一方の面に青色光 BL が 45 ° の角度で入射し、他方の面に第 1 合波が 45 ° の角度で入射する。第 2 DM 25 b は、青色光 BL を反射させ、第 1 合波を透過させる光学特性を有する。これにより、第 2 DM 25 b により反射された青色光 BL と、第 2 DM 25 b を透過した第 1 合波とが合波される。この合波された光は、第 4 レンズ 26 d により集光されて、内視鏡 13 のライトガイド 27 に入射する。

40

【0043】

通常光観察モードで同時方式の場合には、合波部 24 により、青色光 BL、緑色光 GL、赤色光 RL が、合波されて通常光 (白色光) となり、ライトガイド 27 に入射する。一方、通常光観察モードで面順次方式の場合には、青色光 BL、緑色光 GL、赤色光 RL が

50

それぞれ個別に生成されてライトガイド 27 に入射する。

【0044】

また、狭帯域光観察モードで同時方式の場合には、前述の緑色狭帯域フィルタ 22 が第 2 レンズ 26 b と第 1 D M 25 a との間に挿入され、B - L E D 20 a から射出された青色狭帯域光 B n と、緑色狭帯域フィルタ 22 により生成された緑色狭帯域光 G n とが、合波されて、ライトガイド 27 に入射する。狭帯域光観察モードで面順次方式の場合には、青色狭帯域光 B n と緑色狭帯域光 G n とがそれぞれ個別に生成されてライトガイド 27 に入射する。

【0045】

内視鏡 13 の挿入部 16 の先端には、照明窓と観察窓とが隣接して設けられており、照明窓に照明レンズ 25 が取り付けられており、観察窓に対物レンズ 26 が取り付けられている。内視鏡 13 内には、ライトガイド 27 が挿通されており、ライトガイド 27 の一端が照明レンズ 25 に対向している。ライトガイド 27 の他端は、ライトガイドコネクタ 19 a に配置され、光源装置 11 内に挿入される。

10

【0046】

照明レンズ 25 は、光源装置 11 からライトガイド 27 に供給され、ライトガイド 27 から射出された光を集光して検体内に照射する。対物レンズ 26 は、検体の生体組織等からの反射光を集光して光学像を結像する。対物レンズ 26 の結像位置には、光学像を撮像して撮像信号を生成する補色系撮像素子 28 が配置されている。この補色系撮像素子 28 は、C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサである。

20

【0047】

補色系撮像素子 28 の撮像面には、光学像を光学的に画素毎に色分離する補色系色分離フィルタ 28 a が設けられている。この補色系色分離フィルタ 28 a は、図 4 に示すように、マゼンタ (M g)、グリーン (G)、シアン (C y)、イエロー (Y e) の 4 種のカラーフィルタセグメントを有し、各カラーフィルタセグメントは画素単位で取り付けられている。したがって、補色系撮像素子 28 は、M g、G、C y、Y e の 4 種の画素を有し、奇数列を、M g 画素、C y 画素、M g 画素、Y e 画素、・・・の順番、偶数列を、G 画素、Y e 画素、G 画素、C y 画素、・・・の順番とするように、奇数行に M g 画素と G 画素とが交互に配置され、偶数行に C y 画素と Y e 画素とが交互に配置されている。このカラーフィルタ配列は、補色市松色差線順次方式と呼ばれている。

30

【0048】

内視鏡 13 には、フラッシュメモリ等の不揮発性メモリで構成された情報記憶部 29 が設けられている。情報記憶部 29 は、内視鏡 13 の固有情報 (撮像素子のカラーフィルタ配列や画素数) 等を記憶している。

【0049】

プロセッサ装置 12 は、制御部 30 と、撮像制御部 31 と、相関二重サンプリング (C D S) 回路 32 と、A / D 変換回路 33 と、明るさ検波回路 34 と、調光回路 35 と、画像信号処理部 36 と、ブレ量算出部 37 と、静止画選択部 38 と、静止画メモリ 39 と、表示制御部 40 とを有する。

【0050】

制御部 30 は、プロセッサ装置 12 内の各部と、光源装置 11 との制御を行う。制御部 30 は、光源装置 11 及びプロセッサ装置 12 に内視鏡 13 が接続された際に、情報記憶部 29 から内視鏡 13 の固有情報を読み取る。撮像制御部 31 は、読み取った固有情報に基づいて補色系撮像素子 28 を駆動する。

40

【0051】

撮像制御部 31 は、光源装置 11 の発光タイミングに合わせて、補色系撮像素子 28 をフィールド読み出し方式で駆動する。具体的には、フィールド読み出し方式では、奇数フィールドと偶数フィールドとの各読み出し時において、列方向に隣接する 2 画素を 2 行の各画素信号が混合 (加算) して読み出される (図 4 参照)。この画素信号の混合は、C C D イメージセンサの水平転送路 (図示せず) 内で行われる。

50

【 0 0 5 2 】

このフィールド読み出し方式より、補色系撮像素子 2 8 からは、奇数フィールドと偶数フィールドとのそれぞれにおいて、図 5 に示すように、M g 画素と C y 画素との混合画素信号（以下、第 1 混合画素信号という）M 1 と、G 画素と Y e 画素との混合画素信号（以下、第 2 混合画素信号という）M 2 と、M g 画素と Y e 画素との混合画素信号（以下、第 3 混合画素信号という）M 3 と、G 画素と C y 画素との混合画素信号（以下、第 4 混合画素信号という）M 4 が出力される。

【 0 0 5 3 】

通常光観察モードで同時方式の場合には、図 6 に示すように、青色光 B L、緑色光 G L、赤色光 R L が同時に照射され、この照射期間中に奇数フィールド及び偶数フィールドの読み出しが行われる。読み出された奇数フィールド及び偶数フィールドにより 1 フレーム分の画像が生成される。

10

【 0 0 5 4 】

通常光観察モードで面順次方式の場合には、図 7 に示すように、青色光 B L、緑色光 G L、赤色光 R L がそれぞれ順番に照射され、各照射期間中に奇数フィールド及び偶数フィールドの読み出しが行われる。読み出された奇数フィールド及び偶数フィールドにより各照射期間につき 1 フレーム分の画像が生成される。なお、青色光 B L、緑色光 G L、赤色光 R L の発光順序は、この順に限られず、適宜変更して良い。

【 0 0 5 5 】

狭帯域光観察モードの場合には、照明光が青色狭帯域光 B n と緑色狭帯域光 G n との 2 種類になること以外は通常光観察モードと同一である。

20

【 0 0 5 6 】

補色系撮像素子 2 8 から出力された信号は、C D S 回路 3 2 に入力される。C D S 回路 3 2 は、入力された信号に対して相関二重サンプリングを行って、C C D イメージセンサで生じるノイズ成分を除去する。C D S 回路 3 2 によりノイズ成分が除去された信号は、A / D 変換回路 3 3 に入力されると共に、明るさ検波回路 3 4 に入力される。A / D 変換回路 3 3 は、C D S 回路 3 2 から入力された信号をデジタル信号に変換して、画像信号処理部 3 6 に入力する。

【 0 0 5 7 】

明るさ検波回路 3 4 は、C D S 回路 3 2 から入力された信号に基づいて、明るさ（信号の平均輝度）を検出する。調光回路 3 5 は、明るさ検波回路 3 4 により検出された明るさ信号と、基準の明るさ（調光の目標値）との差分である調光信号を生成する。この調光信号は、光源制御部 2 1 に入力される。光源制御部 2 1 は、基準の明るさが得られるように、複数の L E D 光源 2 0 の発光量を調整する。

30

【 0 0 5 8 】

制御部 3 0 は、内視鏡 1 3 のモード切替スイッチ 1 7 a が操作された際に発せられるモード切替信号を受信し、受信したモード切替信号が示す観察モード（通常光観察モードまたは狭帯域光観察モード）に基づいて、光源制御部 2 1 を制御する。

【 0 0 5 9 】

また、制御部 3 0 は、検査開始時には、撮像制御部 3 1 及び光源制御部 2 1 を制御して、補色系撮像素子 2 8 及び L E D 光源 2 0 を繰り返し動作させることにより、動画撮影を実行させる。制御部 3 0 は、動画撮影中に、内視鏡 1 3 のフリーズスイッチ 1 7 b からフリーズ指示信号を受信すると、静止画選択部 3 8 に静止画の選択を実行させる。

40

【 0 0 6 0 】

動画撮影時と静止画撮影時との照明方式（同時方式または面順次方式）は、入力装置 1 5 から設定可能である。具体的には、制御部 3 0 には、図 8 に示すように、動画用照明方式入力部 4 1 と、動画用照明方式記憶部 4 2 と、静止画用照明方式入力部 4 3 と、静止画用照明方式記憶部 4 4 と、一括入力部 4 5 と、静止画撮影指示部 4 6 とが設けられている。動画用照明方式入力部 4 1 及び静止画用照明方式入力部 4 3 には、入力装置 1 5 からそれぞれ個別に照明方式が入力可能となっている。

50

【 0 0 6 1 】

また、一括入力部 4 5 は、動画撮影時と静止画撮影時との照明方式を一度の入力操作で設定可能とするように、複数のパターンを記憶している。このパターンは入力装置 1 5 から選択可能となっており、一括入力部 4 5 は、入力装置 1 5 により選択されたパターンに応じた照明方式を、動画用照明方式入力部 4 1 及び静止画用照明方式入力部 4 3 にそれぞれ入力する。

【 0 0 6 2 】

動画用照明方式入力部 4 1 及び静止画用照明方式入力部 4 3 に入力された照明方式は、動画用照明方式記憶部 4 2 及び静止画用照明方式記憶部 4 4 にそれぞれ記憶されて、光源制御部 2 1 に入力される。

10

【 0 0 6 3 】

静止画撮影指示部 4 6 には、フリーズスイッチ 1 7 b からフリーズ指示信号が入力される。静止画撮影指示部 4 6 は、フリーズ指示信号を受信すると、このフリーズ指示信号を、静止画選択部 3 8 及び光源制御部 2 1 に転送する。光源制御部 2 1 は、動画用照明方式記憶部 4 2 及び静止画用照明方式記憶部 4 4 から入力された動画用照明方式と静止画用照明方式が異なる場合に、フリーズ指示信号の入力を受けて照明方式を切り替える。また、静止画撮影が完了した場合に、照明方式を動画用照明方式に戻す。

【 0 0 6 4 】

画像信号処理部 3 6 には、図 9 に示すように、Y / C 変換部 5 0 と、マトリクス演算部 5 1 と、フレーム生成部 5 2 と、画像メモリ 5 3 と、同時化処理部 5 4 とが設けられている。Y / C 変換部 5 0 には、補色系撮像素子 2 8 から C D S 回路 3 2 と A / D 変換回路 3 3 とを介して、第 1 ~ 第 4 混合画素信号 M 1 ~ M 4 (図 5 参照) が入力される。

20

【 0 0 6 5 】

Y / C 変換部 5 0 は、補色市松色差線順次方式に用いられる周知の演算により Y / C 変換を行って輝度信号 Y 及び色差信号 C r , C b を生成する。具体的には、輝度信号 Y 及び色差信号 C r , C b は、行方向に隣接する第 1 画素信号 M 1 と第 2 画素信号 M 2 との加減算と、行方向に隣接する第 3 画素信号 M 3 と第 4 画素信号 M 4 との加減算とにより算出される。

【 0 0 6 6 】

マトリクス演算部 5 1 は、Y / C 変換部 5 0 により生成された輝度信号 Y 及び色差信号 C r , C b に対して所定のマトリクス演算を行うことにより、R G B 信号を生成する。Y / C 変換部 5 0 及びマトリクス演算部 5 1 は、Y / C 変換及びマトリクス演算を、奇数フィールド及び偶数フィールドについてそれぞれ行う。

30

【 0 0 6 7 】

フレーム生成部 5 2 は、奇数フィールド及び偶数フィールドのそれぞれに対して得られた R G B 信号を合成することにより、1 フレームの画像データを生成する。画像メモリ 5 3 は、複数の画像データを記憶可能であり、フレーム生成部 5 2 により生成された画像データを順に記憶する。

【 0 0 6 8 】

照明方式が同時方式の場合には、1 フレームの画像データには、検体が照明された各色成分 (通常光観察モードの場合には R , G , B 成分、狭帯域光観察モードの場合には B , G 成分) が全て含まれている。これに対して、面順次方式の場合には、1 フレームの画像データには、いずれか 1 つの照明光の色成分しか含まれていない。このため、同時方式の場合には、画像メモリ 5 3 に記憶された画像データが画像信号処理部 3 6 から出力される。面順次方式の場合には、画像メモリ 5 3 に記憶された画像データは、同時化処理部 5 4 に入力される。

40

【 0 0 6 9 】

同時化処理部 5 4 は、連続する複数フレーム分 (通常光観察モードの場合には 3 フレーム分、帯域光観察モードの場合には 2 フレーム分) の画像データから、それぞれ照明光に対応した色成分を抽出し、抽出された各色成分の画像データを合成することにより、同時

50

化された1フレーム分の画像データを生成する。面順次方式の場合には、この同時化された画像データが画像信号処理部36から出力される。

【0070】

ブレ量算出部37は、画像メモリ53に記憶された画像データに基づき、画像ブレ量を算出する。本実施形態では、ブレ量算出部37は、同時方式の場合には、各画像データについて、画像データに含まれるG信号に基づいて画像ブレ量を算出する。一方、面順次方式の場合には、緑色光GL照射時の画像データに含まれるG信号に基づいて画像ブレ量を算出する。RGB信号のうち、G信号が最も輝度信号との相関が大きいことにより、ブレ量算出部37はG信号を用いて画像ブレ量を算出している。

【0071】

画像ブレ量は、例えば、G信号の空間周波数から所定値以上の高周波成分を抽出し、この高周波成分を積算した積算値の逆数として表される。これは、ブレが生じた場合に、画像にボケが生じて高周波成分が少なり、高周波成分の積算値が低下することに基づいている。

【0072】

静止画選択部38は、フリーズ指示信号の入力に伴って照明モードが切り替えられない場合には、画像メモリ53に記憶された複数の画像データのうち、例えば、フリーズ指示信号の受信前後の複数フレーム分の画像データから、画像ブレ量が最小の画像データを選択する。

【0073】

例えば、通常光観察モードで同時方式の場合には、図10(A)に示すように、フリーズ指示信号の受信後の画像データ $P_1 \sim P_6$ 、 $P_{-1} \sim P_{-6}$ から画像ブレ量が最小の画像データが選択される。この選択された画像データは、静止画として静止画メモリ39に記憶される。一方、通常光観察モードで面順次方式の場合には、図10(B)に示す画像データ $P_1 \sim P_6$ 、 $P_{-1} \sim P_{-6}$ のうち、緑色光GL照射時の画像データ P_1 、 P_4 、 P_{-3} 、 P_{-6} から画像ブレ量が最小の画像データが選択される。この面順次方式で画像データが選択された場合には、その前後の画像データと共に同時化処理部54により同時化処理が行われる。この同時化された1フレーム分の画像データが静止画として静止画メモリ39に記憶される。

【0074】

静止画選択部38は、フリーズ指示信号の入力に伴って照明モードが切り替えられた場合には、図11に示すフローチャートに示す手順で静止画を選択する。同時方式または面順次方式で動画撮影が開始すると、フリーズ指示信号の待ち受け状態となり、フリーズ指示信号を受信すると光源制御部21により照明方式が切り替えられる。例えば、図12に示すように、フリーズ指示信号の受信に応じて、同時方式から面順次方式に切り替えられ、切り替え前後の複数フレームの画像データ $P_1 \sim P_6$ 、 $P_{-1} \sim P_{-6}$ が画像メモリ53に格納される。

【0075】

まず、ブレ量算出部37により、切り替え後の画像データ $P_1 \sim P_6$ （第1画像データ群）の各画像データから画像ブレ量（以下、切り替え後の画像データの画像ブレ量を「第1ブレ量」という）が算出される。静止画選択部38は、算出された複数の第1ブレ量のうちの最小値LV1を特定する。そして、静止画選択部38は、最小値LV1が基準値より小さいか否かを判定し、最小値LV1が基準値より小さい場合には、その最小値LV1の第1ブレ量が算出された画像データを静止画として選択する。

【0076】

一方、最小値LV1が基準値以上である場合には、ブレ量算出部37により、切り替え前の画像データ $P_{-1} \sim P_{-6}$ （第2画像データ群）の各画像データから画像ブレ量（以下、切り替え前の画像データの画像ブレ量を「第2ブレ量」という）が算出される。静止画選択部38は、算出された複数の第2ブレ量のうちの最小値LV2を特定する。そして、静止画選択部38は、最小値LV2が基準値より小さいか否かを判定し、最小値LV2

10

20

30

40

50

が基準値より小さい場合には、その最小値LV2の第2ブレ量が算出された画像データを静止画として選択する。

【0077】

さらに、最小値LV2が基準値以上である場合には、静止画選択部38は、最小値LV1と最小値LV2とを比較し、最小値LV1と最小値LV2とのうちの小さい方の最小値のブレ量が算出された画像データを静止画として選択する。静止画選択部38により選択された画像データは、静止画メモリ39に記憶される。

【0078】

なお、本実施形態では、第1ブレ量の最小値LV1を比較する基準値と、第2ブレ量の最小値LV2を比較する基準値とは同じであるが、両者は異なってもよい。

10

【0079】

以上説明した静止画選択部38による静止画選択動作は、面順次方式から同時方式に切り替えられる場合についても同様である。また、狭帯域光観察モードの場合についても照明光が2種類になること以外は同様である。

【0080】

表示制御部40は、動画撮影時は、画像信号処理部36から順次に出力される画像データに基づく画像を画像表示装置14に表示(動画表示)させる。表示制御部40は、フリーズ指示信号の受信後、静止画として選択された画像データが静止画メモリ39に記憶された場合には、この画像データに基づく画像を画像表示装置14に表示(静止画表示)させる。この後、再度フリーズスイッチ17bが操作され、フリーズ解除信号が入力された場合には、表示制御部40は、静止画表示から動画表示に戻す。

20

【0081】

次に、内視鏡システム10の作用を、図13に示すフローチャートに沿って説明する。まず、術者により、入力装置15を用いて前述の動画撮影時及び静止画撮影時の照明方式が設定される。この照明方式は、通常光観察モードと狭帯域光観察モードとで異なるように設定することも可能である。

【0082】

術者は、内視鏡13の挿入部16を患者の体腔内に挿入することにより、内視鏡検査を行う。内視鏡13が光源装置11及びプロセッサ装置12に接続されると、光源装置11及びプロセッサ装置12が通常光観察モードに設定され、入力装置15により設定された照明方式に基づいて光源装置11により照明光が内視鏡13に供給されて検体に向けて射出されると共に、内視鏡13の補色系撮像素子28により撮像が行われる。この撮像は繰り返し行われ、画像信号処理部36により順次に生成される画像データが画像表示装置14に動画表示される。

30

【0083】

術者によりフリーズスイッチ17bが操作されると、フリーズ指示信号が制御部30に入力され、入力装置15により設定された照明方式が動画撮影時と静止画撮影時とで異なる場合には、光源装置11の照明方式が切り替えられる。そして、ブレ量算出部37によりフリーズ指示信号の入力前後の複数フレームの各画像データについて画像ブレ量が算出され、この画像ブレ量に基づいて、静止画選択部38により静止画とする画像データが選択される。選択された画像データは、静止画メモリ39に記憶され、画像表示装置14に静止画表示が行われる。この後、術者により再度フリーズスイッチ17bが操作され、フリーズ解除信号が制御部30に入力されると、画像表示装置14に動画表示が再開される。

40

【0084】

術者が、体腔内における患部等の検査対象組織の表層血管の走行状態等をより詳しく観察しようと思う場合には、モード切替スイッチ17aが操作される。モード切替スイッチ17aが操作された場合には、この操作信号が制御部30により検出されて、光源装置11及びプロセッサ装置12が狭帯域光観察モードに切り替えられる。狭帯域光観察モードでは、光源装置11から青色狭帯域光Bnと緑色狭帯域光Gnとが内視鏡13に供給され

50

、同様に動画表示及び静止画表示が行われる。

【0085】

以上のように、本発明の内視鏡システム10では、照明方式の切り替えに依らず、画像ブレの少ない画像データが静止画として選択される。面順次方式では、画像ブレが生じると、これに伴って色ズレが生じるため、色ズレも同時に低減される。

【0086】

なお、上記実施形態では、ブレ量算出部37は、RGB信号のうちのG信号に基づいて画像ブレ量を算出しているが、RGB信号のうちの、1色の信号、2色の信号、または3色全ての信号を用いて画像ブレ量を算出しても良い。

【0087】

通常光観察モードの場合には、図14に示すように、まず、画像データをR画像、G画像、B画像に色分解する。同時方式の場合には、1フレームの画像データをR画像、G画像、B画像に色分解する。面順次方式の場合には、赤色光RL照射時の画像データを色分解してR画像を生成し、緑色光GL照射時の画像データを色分解してG画像を生成し、青色光BL照射時の画像データを色分解してB画像を生成する。

【0088】

R画像、G画像、B画像が得られると、各画像の色信号に基づいて前述の手順で画像ブレ量を算出し、算出した各色信号の画像ブレ量(それぞれブレ量 E_r 、 E_g 、 E_b という)を記憶する。そして、各ブレ量 E_r 、 E_g 、 E_b に重み付け係数 W_r 、 W_g 、 W_b を乗じて加算することにより、総ブレ量 $E(=W_r \times E_r + W_g \times E_g + W_b \times E_b)$ を算出する。この総ブレ量 E を前述の画像ブレ量として用いる。ここで、重み付け係数 W_r 、 W_g 、 W_b は、 $W_r + W_g + W_b = 1$ の関係を満たすものとする。例えば、B信号とG信号との組み合わせで総ブレ量 E を算出する場合には、 $(W_r, W_g, W_b) = (0, 0.5, 0.5)$ とすれば良い。

【0089】

狭帯域光観察モードの場合は、画像データから、G画像及びB画像のみを生成すること以外は、通常光観察モードの場合と同様である。この狭帯域光観察モードの場合には、青色狭帯域光 B_n が粘膜の表層血管の画像化に寄与するため、表層血管を高画質で撮影するには、 $(W_g, W_b) = (0, 1)$ とすれば良い。

【0090】

重み付け係数 W_r 、 W_g 、 W_b は、入力装置15から直接入力可能としても良いし、入力装置15により選択される観察モードや画像の種類等と対応付けてテーブル化し、このテーブルをブレ量算出部37内に予め記憶しておいても良い。

【0091】

また、画像ブレ量を算出は、RGB信号に限られず、輝度信号Yに基づいて画像ブレ量を算出しても良い。この場合、画像データのRGB信号をY/C変換して輝度信号Yを生成する必要があるため、上記の場合と比べて画像ブレ量が算出されるまでの時間が長くなるが、色依存がなくなるため、画像ブレ量の算出精度が向上する。

【0092】

また、上記実施形態では、空間周波数の高周波成分を積算することにより画像ブレ量を算出しているが、これに代えて、特許第3497231号公報に記載されているように、時間的に隣接する2つの画像データ間の差分(動き成分)を検出することにより、画像ブレ量を算出しても良い。

【0093】

また、このように画像データの動き成分を検出する場合には、同時化処理部54が、各色成分の画像データを、各画像データの動き成分に基づいて位置合わせして合成(同時化)するように構成することにより、面順次方式の場合に画像ブレに起因して生じる色ズレを低減することができる。これにより、面順次方式にとっての欠点である色再現性が向上する。

【0094】

10

20

30

40

50

具体的には、図15に示すように、通常光観察モードにおいて照明方式が同時方式から面順次方式に切り替えられた場合に、色ズレの問題がない同時方式で得られた1フレーム分の画像データを分解して得られるR画像、G画像、B画像をそれぞれ基準として、面順次方式で同時化に用いられるR画像、G画像、B画像の位置ズレ量 D_r 、 D_g 、 D_b を算出する。この位置ズレ量は、例えば、各画像の画素毎の動き成分（動きベクトル）を平均化した値である。そして、位置ズレ量 D_r 、 D_g 、 D_b を打ち消すように各画像を位置合わせ補正した上で合成（同時化）することにより、色ズレが低減された画像データが生成される。

【0095】

狭帯域光観察モードの場合も同様な処理を行うことにより色ズレを低減することが可能である。また、狭帯域光観察モードの場合には、前述のように、青色狭帯域光 B_n が粘膜の表層血管の画像化に寄与するため、表層血管を強調するために、図16に示すように、面順次方式において位置ズレを補正したB画像とG画像とを合成する際に、同時方式のB画像を加算しても良い。

【0096】

また、上記実施形態では、ブレ量算出部37が画像ブレ量を算出し、静止画選択部38は、この画像ブレ量に基づいて静止画とする画像データを選択しているが、狭帯域光観察モード時に、画像ブレ量に加えて色分離量を考慮して静止画とする画像データを選択することも好ましい。この色分離量 C は、式(1)で表される。

【0097】

【数1】

$$C = \sqrt{\frac{S_b^2 + S_g^2}{2}} L \quad (1)$$

【0098】

ここで、 S_b はB画像の画素値の標準偏差であり、 S_g はG画素の画素値の標準偏差である。したがって、色分離量 C は、標準偏差 S_b 、 S_g の2乗平均平方根として表されており、B画像とG画像との合成画像のコントラスト幅に関連する値である。

【0099】

狭帯域光観察モードでは、青色狭帯域光 B_n と緑色狭帯域光 G_n とが検体内に侵入する深さが異なり、B画像には表層の構造が多く含まれ、G画像には中深層の構造が多く含まれている。このため、特に、同時方式では、同時照射された青色狭帯域光 B_n と緑色狭帯域光 G_n との両方を各画素が検出（すなわち、混色）して、B画像及びG画像に含まれる2つの異なる構造の像が混じり合う。例えば、表層は毛細血管などの微細構造を有し、中深層はこれより大きな構造を有するため、両者が混じり合うことにより、微細構造に含まれる高周波成分が減少する。このように、色分離性が悪い場合には、コントラスト幅が狭まり、色分離量 C が小さくなる。

【0100】

そこで、静止画選択部38は、狭帯域光観察モードで同時方式の場合に、上記の総ブレ量 E と色分離量 C とに基づき、例えば、「 $H = W_1 \times E - W_2 \times C$ 」で表される総合評価値 H を用いて、静止画とする画像データを選択することが好ましい。ここで、 W_1 、 W_2 は重み付け係数である。また、狭帯域光観察モードで照明方式の切り替えが伴う場合には、同時方式で得られた複数の画像データから、1つの画像データを選択する場合（同時方式時のブレ量の最小値を特定する場合）に限って、色分離量 C を考慮する。

【0101】

また、内視鏡13は、図17に示すように、補色系撮像素子28が撮像する矩形領域60のうち、観察窓に対応したほぼ円形の有効領域61が検体像の撮像に用いられる。矩形領域60のうちの有効領域61外は暗く、画素値がほぼ一定の値を取る（空間周波数が低い）ため、矩形領域60全体について画像ブレ量を算出したとしても、有効領域61外の画素値は、画像ブレ量の算出結果には殆ど影響を与えない。しかし、有効領域61外の画

10

20

30

40

50

素値には色の偏りが存在することがあり、色分離量Cの算出結果に影響を及ぼす恐れがある。

【0102】

そこで、色分離量Cは、検出精度を高めるために、有効領域61内のみを対象とすることが好ましい。有効領域61内の全体を対象として色分離量Cを算出してもよいが、処理の簡略化のために、有効領域61内の最大矩形を対象として色分離量Cを算出しても良い。また、検体の検査部位が、有効領域61内の中心付近に配置されることが多いため、有効領域61内の中心付近を対象として色分離量Cを算出しても良い。さらに、検体像は、有効領域61内のある一定の輝度範囲（暗すぎず明るすぎない領域）に存在するため、有効領域61内からこの輝度範囲の領域を抽出し、この領域のみを対象として色分離量Cを算出しても良い。

10

【0103】

また、図18に示すように、プロセッサ装置内にFICE (Flexible spectral Imaging Color Enhancement) 等の特殊画像を生成するための特殊画像処理部70を設けても良い。この場合、静止画メモリ39に記憶された第1静止画像71と、この第1静止画像71が特殊画像処理部70により画像処理された第2静止画像72とが画像表示装置14に表示される。これは、デュアルモード機能と呼ばれるものである。

【0104】

また、第2静止画像72は、第1静止画像71に画像処理を施したのものには限られず、入力装置15等により特殊画像用に別途指定された照明方式で得られた画像に画像処理を施したものとしても良い。例えば、FICEは、色を強調する処理であるため、色再現性よりはフレームレートを優先して、同時方式の画像データを特殊画像用として指定する。

20

【0105】

また、上記実施形態では、フリーズ指示信号の受信に応じて照明方式が切り替えられる場合に、ブレ量算出部37は、切り替え前の画像データの第2ブレ量を、フリーズ指示信号が受信されてから算出しているが、フリーズ指示信号が受信される以前の動画撮影中に画像データが生成されるたびに逐次第2ブレ量を算出しておき、フリーズ指示信号が受信した後に、切り替え後の画像データの第1ブレ量の算出のみを行うようにしても良い。こうすることで、フリーズ指示から静止画表示までに要する時間が短縮される。

【0106】

また、上記実施形態では、フリーズ指示信号の受信に応じて照明方式が切り替えられる場合に、静止画選択部38は、第1及び第2ブレ量に基づき、同時方式または面順次方式のいずれか一方の画像データを静止画として選択しているが、第1及び第2ブレ量の最小値が共に基準値より小さい場合には、同時方式及び面順次方式からそれぞれ該最小値を有する画像データを静止画として選択し、選択した2つの静止画を、選択的または同時に画像表示装置14に表示させても良い。

30

【0107】

また、上記実施形態では、狭帯域光観察モード時に、B-LED20aから射出される青色光BLをそのまま青色狭帯域光Bnとして用いているが、青色光BLの波長域が比較的広い場合には、図19に示すように、光源装置11内に、青色狭帯域フィルタ80とフィルタ挿脱部81とを設けてもよい。

40

【0108】

フィルタ挿脱部81は、青色狭帯域フィルタ80を、B-LED20aから射出される青色光BLの光路上に挿脱させる。青色狭帯域フィルタ80は、狭帯域光観察モード時には青色光BLの光路上に挿入され、通常光観察モード時には青色光BLの光路上から外される。狭帯域光観察モード時には、青色狭帯域フィルタ80は、B-LED20aから射出される青色光BLを波長制限して青色狭帯域光Bnを生成する。なお、フィルタ挿脱部81を省略し、前述の緑色狭帯域フィルタ22用のフィルタ挿脱部23によって、青色狭帯域フィルタ80を緑色狭帯域フィルタ22と連動して挿脱させてもよい。

【0109】

50

また、上記実施形態では、狭帯域光観察モード時に、狭帯域光として青色狭帯域光 B n と緑色狭帯域光 G n とを用いているが、青色狭帯域光 B n に代えて、紫色狭帯域光（中心波長 405 nm 付近）を用いても良い。

【0110】

また、上記実施形態では、撮像制御部 31、CDS回路 32、A/D変換回路 33等をプロセッサ装置 12内に設けているが、これらを内視鏡 13内に設けても良い。

【0111】

また、上記実施形態では、補色系撮像素子 28を用いているが、これに代えて、原色系撮像素子を用いても良い。また、撮像素子は、CMOSイメージセンサであっても良い。CMOSイメージセンサの場合には、イメージセンサが形成されたCMOS半導体基板内に、撮像制御部 31、CDS回路 32、A/D変換回路 33等を形成することが可能である。

10

【0112】

また、上記実施形態では、光源装置 11にLED光源 20を用いているが、LEDに代えてLD（Laser Diode）等のその他の半導体光源を用いても良い。

【0113】

また、上記実施形態では、光源装置 11とプロセッサ装置 12とを別体の装置として構成しているが、これらを単一の装置としても良い。さらに、光源装置 11を、内視鏡 13内に組み込んでも良い。

20

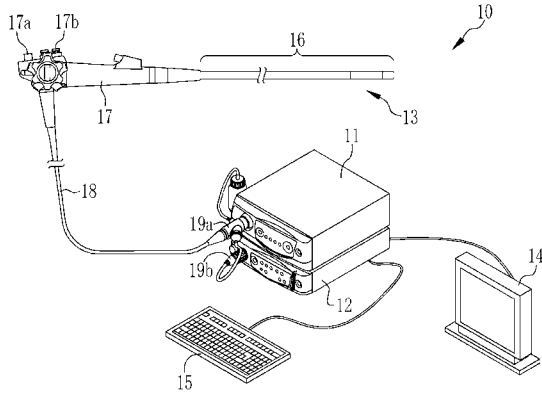
【符号の説明】

【0114】

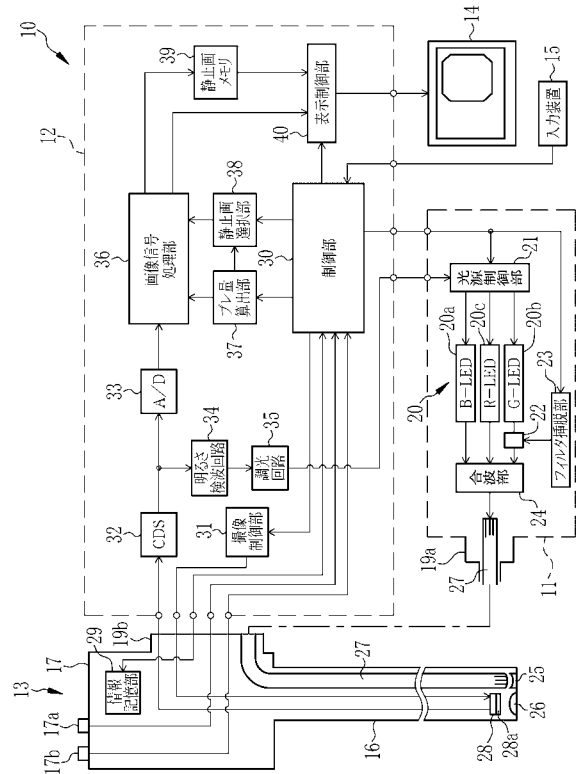
- 10 内視鏡システム
- 11 光源装置
- 12 プロセッサ装置
- 13 内視鏡
- 14 画像表示装置
- 17 a モード切替スイッチ
- 17 b フリーズスイッチ
- 20 LED光源
- 21 光源制御部
- 22 緑色狭帯域フィルタ
- 27 ライトガイド
- 28 補色系撮像素子
- 28 a 補色系色分離フィルタ
- 36 画像信号処理部
- 37 ブレ量算出部
- 38 静止画選択部
- 39 静止画メモリ
- 54 同時化処理部

30

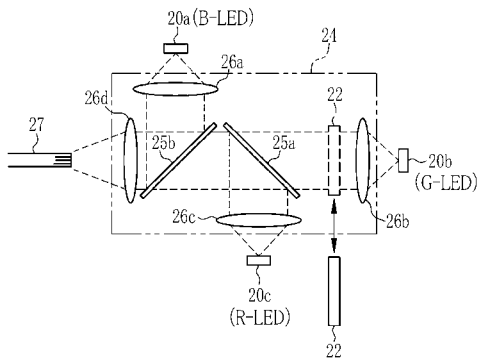
【図1】



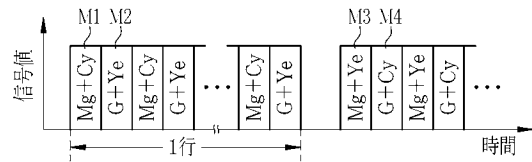
【図2】



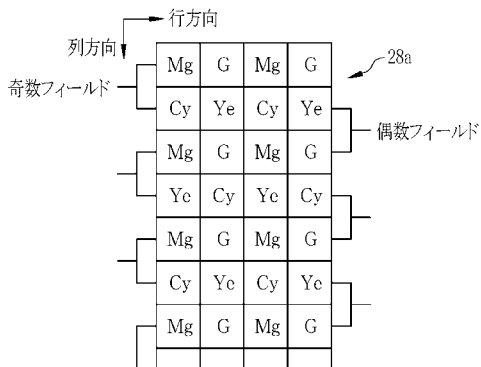
【図3】



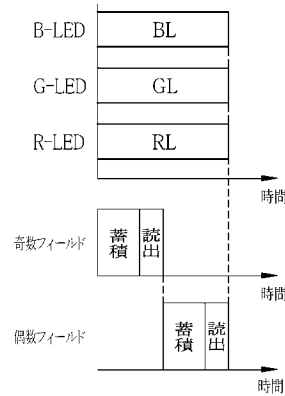
【図5】



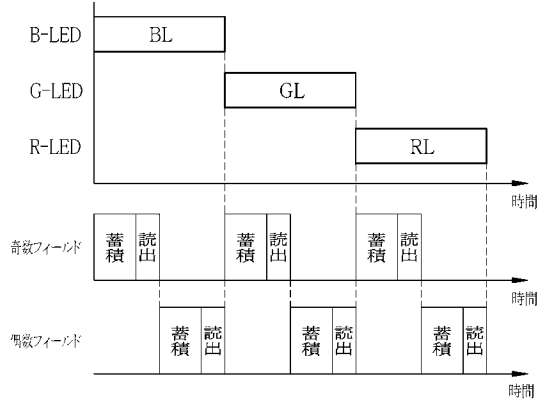
【図4】



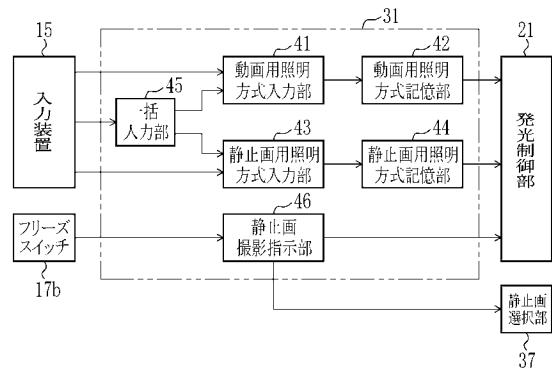
【図6】



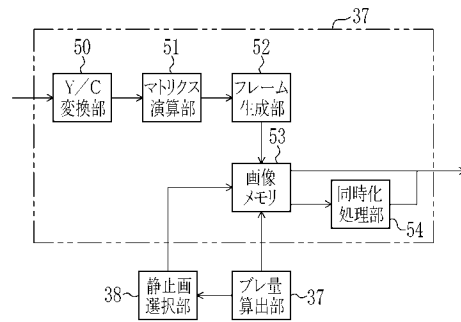
【 図 7 】



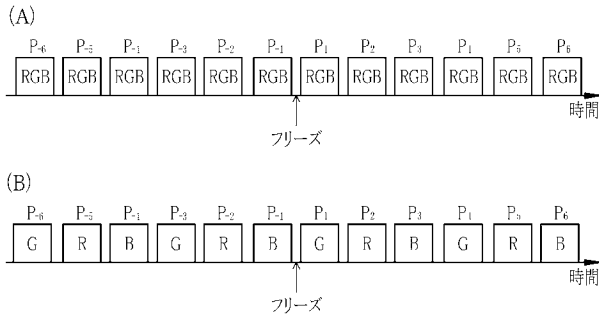
【 図 8 】



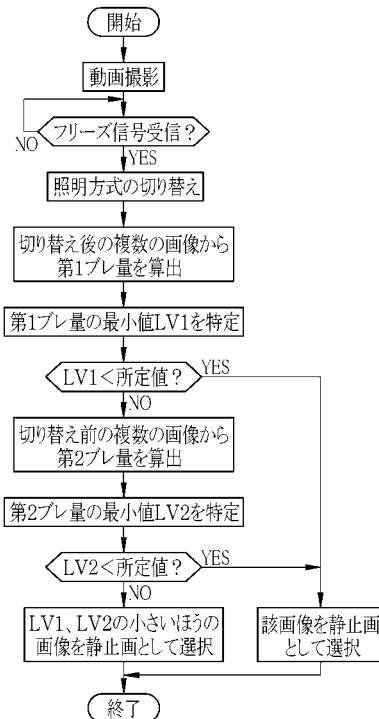
【 図 9 】



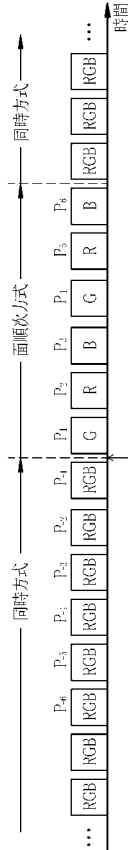
【 図 10 】



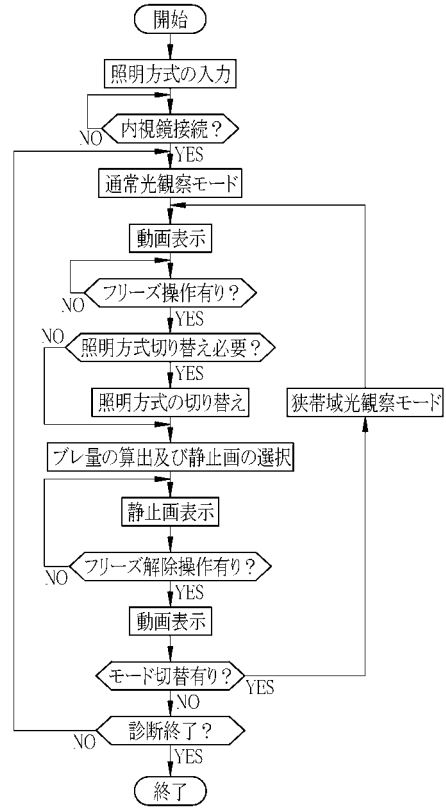
【 図 11 】



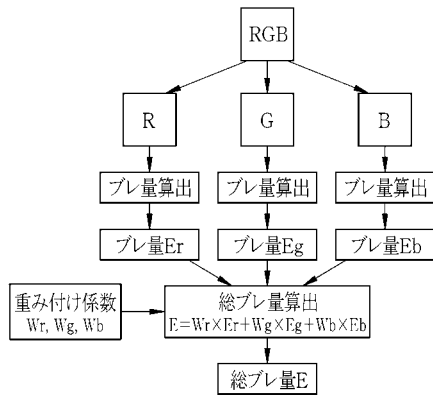
【 図 1 2 】



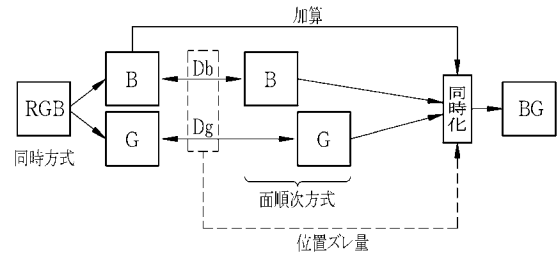
【 図 1 3 】



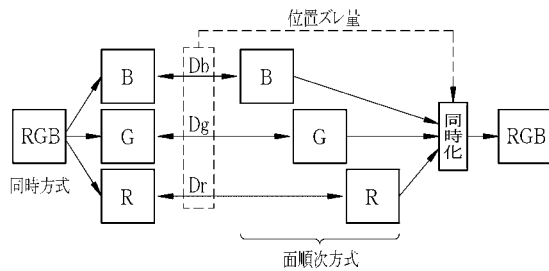
【 図 1 4 】



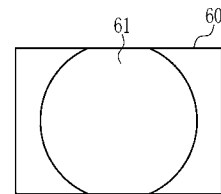
【 図 1 6 】



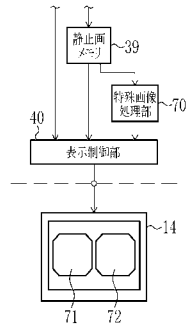
【 図 1 5 】



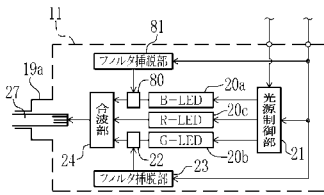
【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



专利名称(译)	内窥镜系统及其操作方法		
公开(公告)号	JP2015047402A	公开(公告)日	2015-03-16
申请号	JP2013182219	申请日	2013-09-03
[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	守屋 禎之		
发明人	守屋 禎之		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B1/00.300.D G02B23/24.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.530 A61B1/045.619 A61B1/045.622 A61B1/06.611 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/GA06 2H040/GA12 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/WW01		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP6047467B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在同时系统和帧顺序系统之间切换时，获得几乎没有模糊的静止图像。根据用于冻结运动图像以显示静止图像的冻结指令信号的输入，光源装置的照明系统在同时系统和帧顺序系统之间切换。在同时方法中，同时发射多种颜色的照明光。在帧顺序方法中，以时分方式发射多种颜色的照明光。根据在切换照明系统之后生成的第一图像数据组的每个图像数据来计算第一模糊量，并且根据在切换照明系统之前生成的第二图像数据组的每个图像数据来计算第二模糊量。计算。基于第一和第二模糊量从第一和第二图像数据组中选择要成为静止图像的图像数据。[选择图]图11

