

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6660707号
(P6660707)

(45) 発行日 令和2年3月11日 (2020.3.11)

(24) 登録日 令和2年2月13日 (2020.2.13)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/045 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 1 0

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 3 1

G O 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 2 2

A 6 1 B 1/06 6 1 1

G O 2 B 23/24 B

請求項の数 3 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2015-209068 (P2015-209068)

(22) 出願日 平成27年10月23日 (2015.10.23)

(65) 公開番号 特開2017-79870 (P2017-79870A)

(43) 公開日 平成29年5月18日 (2017.5.18)

審査請求日 平成30年9月4日 (2018.9.4)

(73) 特許権者 000113263

H O Y A 株式会社

東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号

(74) 代理人 100078880

弁理士 松岡 修平

(74) 代理人 100183760

弁理士 山鹿 宗貴

(72) 発明者 福田 雅明

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 H O
Y A 株式会社内

審査官 北島 拓馬

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

互いに異なる波長帯域を有する第 1 照明光と第 2 照明光とを所定の周期で交互に射出する光源ユニットと、

前記第 1 照明光で照明されている被写体を撮像して第 1 画像信号を生成し、前記第 2 照明光で照明されている被写体を撮像して第 2 画像信号を生成する撮像手段と、

前記生成された第 1 画像信号を順次記憶する第 1 画像信号記憶手段と、

前記生成された第 2 画像信号を順次記憶する第 2 画像信号記憶手段と、

前記記憶された第 1 画像信号に基づいて前記第 1 画像内のブレ及びボケの大きさを示す第 1 の画像評価値を算出するとともに、前記第 1 の画像評価値とは別に、前記記憶された第 2 画像信号に基づいて前記第 2 画像内のブレ及びボケの大きさを示す第 2 の画像評価値を算出する画像評価値算出手段と、

前記算出された第 1 の画像評価値に基づいて複数の前記記憶された第 1 画像信号の中から第 1 表示用画像信号を選択するとともに、前記算出された第 2 の画像評価値に基づいて複数の前記記憶された第 2 画像信号の中から第 2 表示用画像信号を選択する画像信号選択手段と、

前記第 1 表示用画像信号に基づく第 1 画像および前記第 2 表示用画像信号に基づく第 2 画像を同時に表示する表示手段と、

ユーザからのフリーズ指示を受付ける指示受付手段と、
を備え、

前記画像評価値算出手段は、

前記算出された第 1、第 2 の画像評価値の夫々に対し、当該画像評価値が算出された画像が撮像された時間と前記指示受付手段が前記フリーズ指示を受付けた時間との時間差に応じた重み付けを行い、

前記画像信号選択手段は、

前記重み付け後の第 1 の画像評価値に基づいて前記第 1 表示用画像信号の選択を行うとともに、前記重み付け後の第 2 の画像評価値に基づいて前記第 2 表示用画像信号の選択を行う、

内視鏡システム。

【請求項 2】

前記画像評価値算出手段は、

前記画像評価値に対して、前記時間差が小さいほど大きな加数を加算または大きな乗数を乗算することにより、前記重み付けを行う、

請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 1 画像信号記憶手段は、

所定数の前記第 1 画像信号を記憶している場合に前記撮像手段によって前記第 1 画像信号が新たに生成されると、前記記憶されている第 1 画像信号のうち記憶された時間が最も古い前記第 1 画像信号に、前記新たに生成された第 1 画像信号を上書きして記憶し、

前記第 2 画像信号記憶手段は、

所定数の前記第 2 画像信号を記憶している場合に前記撮像手段によって前記第 2 画像信号が新たに生成されると、前記記憶されている第 2 画像信号のうち記憶された時間が最も古い前記第 2 画像信号に、前記新たに生成された第 2 画像信号を上書きして記憶する、
請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、撮像した動画像の静止（フリーズ）処理を行う内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

人の食道や腸などの体腔内の被写体を観察するための内視鏡システムとして、スコープ部、プロセッサ部およびモニタを備える内視鏡システムが知られている。プロセッサ部から射出された照明光は、スコープ部内に設けられたライトガイドファイバ内を導波されてスコープ部先端に設けられた配光窓から射出される。配光窓から射出された照明光は体腔内の被写体で反射され、物体光としてスコープ部先端に設けられた観察窓に取り込まれる。観察窓から取り込まれた物体光は、撮像素子によって所定のフレームレートで電気信号に変換され、プロセッサ部に出力される。プロセッサ部は信号処理回路を備え、受信した電気信号を信号処理回路によって映像信号に変換しモニタに送信する。モニタはプロセッサ部より受信した映像信号に基づいて動画像を表示する。これにより、内視鏡システムを使用するユーザ（術者）は、モニタに表示された動画像を見ることで被写体を観察することができる。また、術者によりプロセッサ部に対して動画像を一時停止（フリーズ）させるフリーズ指示が入力されると、モニタには被写体の静止画像が表示される。これにより、術者は被写体の精察を行うことができる。しかし、術者がフリーズ指示を入力するタイミングによっては、モニタに表示される静止画像にブレやボケが生じる場合があった。

【0003】

上記課題に関連し、静止画像の色ズレを抑制する内視鏡システムが特許文献 1 に開示されている。特許文献 1 に記載の内視鏡用光源装置は、所定のフレームレートで表示される動画像の中から画像の色ズレが所定の値よりも小さいフレームの画像を静止画像として記憶する。ここで、記憶される複数の静止画像の枚数は有限であり、古い画像から順次更新される。内視鏡システムは、フリーズ指示が入力されると、記憶されている複数の静止画

10

20

30

40

50

像のうち、最も色ズレの少ないフレームの静止画像を表示する。これにより、フリーズ指示が入力された場合に、モニタには色ズレの少ない静止画像が表示される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第3887453号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

内視鏡システムには、波長帯域の異なる2種類の照明光を所定のフレームレートで交互に射出し、各照明光により照明された被写体の画像を生成してモニタの同一画面上に同時に表示させるものが知られている。この種の内視鏡システムに対して特許文献1に記載の処理方法を適用する場合を考える。この場合、静止画像に生じるブレやボケの発生の仕方が被写体を照明する照明光の波長帯域や明るさに応じて変化することから、波長帯域の異なる各照明光に対応する2種類の被写体画像間でブレやボケの程度が異なる。そのため、静止画像として表示するのに適したフレームを選択することが難しく、2種類の被写体画像の両方にブレやボケが生じる虞がある。

【0006】

本発明は、上記の事情を鑑みてなされたものであり、波長帯域の異なる2種類の照明光により照明された被写体の画像を表示する内視鏡システムにおいて、ブレやボケの発生が抑えられた静止画像を表示するのに有利なもの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】

【0007】

上記の目的を達成するために、本発明の実施形態の内視鏡システムは、互いに異なる波長帯域を有する第1照明光と第2照明光とを所定の周期で交互に射出する光源ユニットと、第1照明光で照明されている被写体を撮像して第1画像信号を生成し、第2照明光で照明されている被写体を撮像して第2画像信号を生成する撮像手段と、生成された第1画像信号を順次記憶する第1画像信号記憶手段と、生成された第2画像信号を順次記憶する第2画像信号記憶手段と、記憶された第1画像信号に基づく第1画像の画像評価値と記憶された第2画像信号に基づく第2画像の画像評価値の少なくとも一方を算出する画像評価値算出手段と、算出された画像評価値に基づいて複数の記憶された第1画像信号の中から第1表示用画像信号を選択し且つ複数の記憶された第2画像信号の中から第2表示用画像信号を選択する画像信号選択手段と、第1表示用画像信号に基づく第1画像および第2表示用画像信号に基づく第2画像を同時に表示する表示手段と、を備える。

【0008】

このような構成によれば、第1画像の画像評価の結果と第2画像の画像評価の結果の少なくとも一方に基づいて、第1表示用画像信号と第2表示用画像信号とがそれぞれ独立に選択される。これにより、第1表示用画像信号と第2表示用画像信号の少なくとも一方は、静止画像を表示するために適した画像信号が選択される。

【0009】

また、内視鏡システムは、ユーザからのフリーズ指示を受付ける指示受付手段を更に備えてもよい。この場合、画像評価値算出手段は、算出された画像評価値に対して、画像評価値が算出された画像が撮像された時間と指示受付手段がフリーズ指示を受付けた時間との時間差に応じた重み付けを行う。

【0010】

また、画像評価値算出手段は、画像評価値に対して、時間差が小さいほど大きな加数を加算または大きな乗数を乗算することにより、重み付けを行ってもよい。

【0011】

また、画像信号選択手段は、画像評価値に基づいて複数の記憶された第1画像信号の中から第1表示用画像信号を選択し、第1表示用画像信号のフレームと同じフレームの第2

10

20

30

40

50

画像信号、または、第1表示用画像信号のフレームよりも所定フレーム数前もしくは所定フレーム数後のフレームの第2画像信号を第2表示用画像信号として選択してもよい。

【0012】

また、第1画像信号記憶手段は、所定数の第1画像信号を記憶している場合に撮像手段によって第1画像信号が新たに生成されると、記憶されている第1画像信号のうち記憶された時間が最も古い第1画像信号に、新たに生成された第1画像信号を上書きして記憶し、第2画像信号記憶手段は、所定数の第2画像信号を記憶している場合に撮像手段によって第2画像信号が新たに生成されると、記憶されている第2画像信号のうち記憶された時間が最も古い第2画像信号に、新たに生成された第2画像信号を上書きして記憶してもよい。

10

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、波長帯域の異なる2種類の照明光により照明された被写体の画像を表示する内視鏡システムにおいて、ブレやボケの発生が抑えられた静止画像を表示するのに有利なものが提供される。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の実施形態における内視鏡システムのブロック図である。

【図2】本発明の実施形態における光源ユニットのブロック図である。

【図3】本発明の実施形態におけるフィルタターレットの正面図である。

20

【図4】本発明の実施形態における光学フィルタの分光特性を示す図である。

【図5】本発明の実施形態におけるフィールド同期信号、フィールド信号および照明光の時間変化と、撮像信号から画像信号が出力されるタイミング、メモリの画像信号の記憶処理及び読出処理が行われるタイミングを説明するための図である。

【図6】本発明の実施形態におけるモニタの表示画面例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態について説明する。

【0016】

図1は、本発明の実施形態における内視鏡システム100の構成を示すブロック図である。本実施形態の内視鏡システム100は、人の体腔内の被写体を観察するために用いられる医療用の撮像システムである。図1に示されるように、内視鏡システム100は、スコープ部110、プロセッサ部120およびモニタ130を備えている。

30

【0017】

スコープ部110は、コネクタ部111および挿入管112を有している。挿入管112の先端部には、撮像ユニット10および配光レンズ11が設けられている。また、スコープ部110内には、コネクタ部111から先端部にかけて、ライトガイドファイバ13および複数の配線14が設けられている。

【0018】

プロセッサ部120は、光源ユニット121、光源駆動回路122、画像処理ユニット123、コントローラ124、入力デバイス125および撮像素子ドライバ126を備えている。

40

【0019】

図2に、光源ユニット121のブロック図を示す。光源ユニット121は、光源20、フィルタユニット21、調光部22および集光レンズ23を備えている。光源20は光源駆動回路122によって駆動され、白色の照明光を射出する。光源20から射出された照明光は、フィルタユニット21に入射される。フィルタユニット21は、IR（赤外線）カットフィルタ25およびフィルタターレット26を有する。フィルタユニット21に入射された照明光は、IRカットフィルタ25、フィルタターレット26を順に介して調光部22に入射される。

50

【0020】

図3に、フィルタターレット26を光源20側から見た正面図を示す。フィルタターレット26は円盤形状を有している。図3に示されるように、フィルタターレット26には、分光特性の異なる第1光学フィルタ26aと第2光学フィルタ26bとが円周方向に並べて配置されている。各光学フィルタは、所定のフィールドレート（本実施形態では1/60秒）に応じた角度範囲（ここでは約180°の角度範囲）に広がる扇形状を有している。

【0021】

フィルタターレット26は、モータ27によって回転動作することにより、光源20より入射された白色の照明光（図3中、点線にて示される領域L参照）から、スペクトルの異なる2種類の照明光の一方を、後述する撮像ユニット10による撮像と同期したタイミングで取り出す。ここで、図4に、第1光学フィルタ26aおよび第2光学フィルタ26bの分光特性を示す。図4の横軸は波長（単位：nm）を示し、縦軸は透過率（単位：%）を示す。図4に示されるように、第1光学フィルタ26aの透過率Taは、波長が約400nmから約700nmまでの可視光帯域の光に対してほぼ100%である。そのため、第1光学フィルタ26aを透過した照明光は白色光となる。一方、第2光学フィルタ26bは、波長が450nm近傍の光（青色光）および550nm近傍の光（緑色光）に対する透過率Tbが高く、それ以外の波長の光に対する透過率Tbが低い。そのため、第2光学フィルタ26bを透過した光は、青色光と緑色光とが混ざったシアン色となる。以下、説明の便宜上、第1光学フィルタ26aを透過した照明光を「通常光」と記し、第2光学フィルタ26bを透過した照明光を「狭帯域光」と記す。

【0022】

このように、フィルタターレット26は、回転動作中、第1光学フィルタ26aより通常光を、第2光学フィルタ26bより狭帯域光を、所定のフィールドレートで交互に取り出す。なお、フィルタターレット26の回転位置や回転の位相は、フィルタターレット26の外周付近に形成された開口（不図示）をフォトインタラプタ28によって検出することにより制御される。

【0023】

調光部22は可変絞りを有している。フィルタターレット26から調光部22に入射された照明光の光量は、可変絞りの開度によって調節される。調光部22で調光された照明光は、集光レンズ23によってライトガイドファイバ13の端面に集光され、ライトガイドファイバ13内へ入射される。ライトガイドファイバ13内に入射された照明光は、挿入管112の先端部まで導波される。挿入管112の先端部まで導波された照明光は、ライトガイドファイバ13の射出端から射出され、体腔内の被写体を照明する。被写体を照明した照明光は、被写体で反射され、物体光として撮像ユニット10に入射される。

【0024】

撮像ユニット10は、対物レンズ10aおよび撮像素子10bを備えている。撮像素子10bは、例えば、インターレース方式の単板式カラーCCD（Charge Coupled Device）イメージセンサである。撮像ユニット10に入射された物体光は、対物レンズ10aを介して撮像素子10bで受光される。撮像素子10bで受光された物体光は、所定のフィールドレートで画像信号に変換され、配線14の一つを介してプロセッサ部120の画像処理ユニット123に送信される。なお、説明の便宜上、撮像素子10bより出力されるEVENフィールドの画像信号を「第1画像信号」と記し、ODDフィールドの画像信号を「第2画像信号」と記す。また、フィルタターレット26による通常光と狭帯域光との切り換えのタイミング、及び、撮像素子10bにおける撮像期間（フィールド期間）の切り換えのタイミングは、撮像素子ドライバ126から出力されるフィールド同期信号と同期している。EVENフィールドの第1画像信号は、通常光によって照明されている被写体を撮像し生成された画像信号であり、ODDフィールドの第2画像信号は、狭帯域光によって照明されている被写体を撮像し生成された画像信号である。

【0025】

また、撮像素子ドライバ126は、第1画像信号または第2画像信号と共に、フィールド信号を画像処理ユニット123へ送信する。フィールド信号は、第1画像信号と第2画像信号のどちらが撮像素子10bから画像処理ユニット123へ送信されているかを示す信号である。

【0026】

画像処理ユニット123は、プリプロセス部40、第1メモリ41、第2メモリ42、画像合成部43、ポストプロセス部44および画像評価処理部45を備える。

【0027】

プリプロセス部40は、撮像素子10bから受信した第1画像信号および第2画像信号に対してAD変換やガンマ補正などの信号処理を行う。プリプロセス部40によって信号処理が行われた画像信号のうち、第1画像信号は第1メモリ41へ送信され、第2画像信号は第2メモリ42へ送信される。

【0028】

第1メモリ41、第2メモリ42はそれぞれ、受信した画像信号を順次記憶する。なお、第1メモリ41および第2メモリ42に記憶される画像信号の数（フレーム数）には上限がある。そのため、第1メモリ、第2メモリは、上限まで画像信号が記憶されている場合に新たに画像信号を受信すると、新たな画像信号を、記憶されている画像信号の中で最も古い画像信号に上書きして記憶する。

【0029】

図5は、フィールド同期信号、フィールド信号および照明光の時間変化と、撮像素子10bから画像信号が出力されるタイミング、第1メモリ41および第2メモリ42において画像信号の記憶処理、読出処理が行われるタイミングを示す図である。図5中、左側から右側に向かって時間が進んでいる。フィールド同期信号は、矩形波形状を有する2値の電圧信号であり、所定のフィールドレート（本実施形態では1/60秒）で電圧が変化する。フィールド信号は矩形波形状を有する2値の電圧信号である。図5に示されるように、「フィールド信号」の2つの値はそれぞれ「EVEN」、「ODD」を表している。フィールド信号の電圧が変化するタイミングは、フィールド同期信号の電圧が立ち上がるタイミングに同期している。図5に示される「照明光」は、被写体を照明している照明光の種類を示している。図5に示されるように、「フィールド信号」が「EVEN」の時は、被写体は通常光によって照明されており、「ODD」の時は、被写体は狭帯域光によって

【0030】

第1メモリ41には、通常光によって照明されている被写体の第1画像信号が撮像素子10bのフレームレート（本実施形態では1/30秒）で順次記憶される。また、第2メモリ42には、狭帯域光によって照明されている被写体の第2画像信号が撮像素子10bのフレームレートで順次記憶される。図5では、順次記憶される各第1画像信号および各第2画像信号に対して、異なる番号が付されている。なお、プリプロセス部40における信号処理や、第1メモリおよび第2メモリにおける画像信号の書込み処理など、プロセッサ部120やスコープ部110を構成する各回路の電気信号の処理には処理時間がかかる。そのため、撮像素子10bが露光するタイミングと画像信号（第1画像信号又は第2画像信号）を出力するタイミングの間にはズレが生じる。図5では、このタイミングのズレが1フィールド分であるとして記載されている。例えば、図5において、撮像素子10bから「ODD」のフィールド信号及び「第1画像信号1」が出力され、且つ被写体が狭帯域光によって照明されている間、第1メモリ41では、「第1画像信号1」の記憶処理が行われ、第2メモリ42では、一つ前のフィールドで記憶された「第2画像信号0」の読出処理が行われる。また、撮像素子10bから「EVEN」のフィールド信号及び「第2画像信号1」が出力され、且つ被写体が通常光によって照明されている間、第1メモリ41では、一つ前のフィールドで記憶された「第1画像信号1」の読出処理が行われ、第2メモリ42では、「第2画像信号1」の記憶処理が行われる。なお、この撮像素子10bが各照明光によって露光されるタイミングと画像信号を出力するタイミングの間のズレは

、ちょうど1フィールド分であることに限定されず、各回路の処理時間に応じて変化する。

【0031】

第1メモリ41、第2メモリ42から読み出された画像信号はそれぞれ、画像合成部43に送信される。画像合成部43は、同じフレームの第1画像信号と第2画像信号とを合成してポストプロセス部44に送信する。ポストプロセス部44は、画像合成部43より受信される合成後の画像信号を処理してモニタ表示用の画面データを生成し、生成されたモニタ表示用の画面データを所定のビデオフォーマット信号に変換する。変換されたビデオフォーマット信号は、モニタ130に出力される。

【0032】

図6に、モニタ130の表示画面例を示す。図6に示されるように、モニタ130には、第1画像信号に基づく画像（以下、「通常光観察画像」と記す。）131と第2画像信号に基づく画像（以下、「狭帯域光観察画像」と記す。）132とが一画面内に並べて表示される。

【0033】

次に、本実施形態における動画像のフリーズ処理について説明する。

【0034】

モニタ130に動画像が表示されている場合に、内視鏡システム100のユーザ（術者）により入力デバイス125に対してフリーズ指示が入力されると、表示されている動画像が一時停止（フリーズ）される。フリーズされた動画像は、静止画像としてモニタ130に表示される。静止画像として表示するための第1画像信号、第2画像信号はそれぞれ、第1メモリ41、第2メモリ42に記憶されている複数フレームの画像信号の中から画像評価処理部45によって選択される。以下、説明の便宜上、画像評価処理部45によって選択される画像信号を「静止画像信号」と記す。

【0035】

画像評価処理部45は、各メモリ（第1メモリ41、第2メモリ42）に各フレームの各画像信号（第1画像信号、第2画像信号）が記憶されると、記憶された各画像信号の画像評価値を算出する。画像評価値の算出には、エッジ検出処理が用いられる。エッジ検出処理は、具体的には、鮮明な（強い）エッジに対応する画素の数をカウントするカウント処理である。

【0036】

画像評価処理部45は、第1メモリ41に記憶されている各フレームの第1画像信号に対してカウント処理を行う。カウント処理では、各フレームについて、第1画像信号の各画素値の中で所定の閾値よりも大きいものの数がカウントされる。カウントされた画素の数が第1画像信号の画像評価値となる。画像評価値が高いほど通常光観察画像のブレやボケが小さい。

【0037】

また、画像評価処理部45は、第1画像信号に対して行った上記の画像評価値の算出を、第2メモリ42に記憶された各フレームの第2画像信号に対しても行う。第2画像信号の画像評価値が高いほど狭帯域光観察画像のブレやボケが小さい。

【0038】

入力デバイス125に対してフリーズ指示が入力されると、画像評価処理部45は、各メモリ（第1メモリ41、第2メモリ42）に記憶された画像信号（第1画像信号、第2画像信号）の中から、算出された画像評価値に基づいて静止画像信号を選択する。

【0039】

ここで、画像評価値がブレやボケにのみ基づく場合を考える。この場合、フリーズ指示が入力された時間（以下、「フリーズタイミング」と記す。）と、画像評価値に基づいて選択される静止画像信号の画像が撮像された時間（以下、画像が撮像された時間を「画像撮像タイミング」と記す。）との間に大きな時間差が生じる虞がある。この時間差が大きいと、術者の所望するタイミングの静止画像がモニタ130に表示されない場合がある。

10

20

30

40

50

【0040】

モニタ130に表示される静止画像は、フリーズタイミングと近い時間に撮像されたもののほど適している。そのため、画像評価処理部45は、画像評価値に対してその画像撮像タイミングに応じた重み付けを行う。具体的には、画像評価処理部45は、フリーズタイミングと各画像信号の画像撮像タイミングとの間の時間差が小さいほど、画像評価値に対して大きな加数を加算する加算処理または大きな乗数を乗算する乗算処理を行う。画像評価処理部45は、各画像信号の画像評価値に対して加算処理または乗算処理を行った後、複数フレームの画像信号の中から画像評価値が最も高いフレームの画像信号（すなわち静止画像信号）を選択する。画像評価処理部45による、複数フレームの第1画像信号から静止画像信号を選択する処理と、複数フレームの第2画像信号から静止画像信号を選択する処理とは、それぞれ独立に行われる。

10

【0041】

これにより、ブレやボケが小さく且つフリーズタイミングと画像撮像タイミングとの時間差が小さい第1画像信号と第2画像信号がそれぞれ独立に、静止画像信号として選択される。各静止画像信号が画像合成部43及びポストプロセス部44にて処理されてモニタ130に送信されることにより、モニタ130の表示画面内に通常光観察画像（静止画像）と狭帯域光観察画像（静止画像）とが並べて表示される。

【0042】

ここで、通常光と狭帯域光とは、波長帯域および光強度が異なる。照明光の波長帯域や光強度が異なると、画像に対するブレやボケが生じる条件が変化する。そのため、同一フレーム内であっても通常光観察画像と狭帯域光観察画像とのブレやボケの大きさは必ずしも同じではない。しかし、本実施形態によれば、静止画像信号の選択は、第1画像信号と第2画像信号に対してそれぞれ別々に行われる。そのため、第1画像信号と第2画像信号とでブレやボケの大きさが異なる場合や、ブレやボケの小さい画像撮像タイミング（フレーム）が異なる場合においても、第1画像信号と第2画像信号との両方について、画像信号に基づく画像のブレやボケの小さいものが静止画像信号として選択される。

20

【0043】

以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したもの限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。

【0044】

本実施形態では、画像評価処理部45は、第1画像信号と第2画像信号との両方に対して画像評価値の算出を行っているが、本発明はこれに限定されない。画像評価値の算出は、第1画像信号又は第2画像信号のいずれかに対してのみ行われてもよい。

30

【0045】

以下では、画像評価処理部45が第1画像信号に対してのみ画像評価値の算出を行う場合について説明する。画像評価処理部45は、第1メモリ41に記憶されている各フレームの第1画像信号に対してのみ画像評価値の算出を行う。入力デバイス125に対してフリーズ指示が入力されると、画像評価処理部45は、算出された画像評価値に基づいて複数フレームの第1画像信号から静止画像信号を選択する。次に、画像評価処理部45は、選択された第1画像信号と同じフレームの第2画像信号を静止画像信号として選択する。これにより、通常光観察画像のブレやボケの大きさを小さくでき、かつ、画像評価処理部45による画像評価値の算出を行う際の負荷を低減することができる。なお、静止画像信号として選択される第2画像信号のフレームは、選択された第1画像信号のフレームと同じである必要は無い。例えば、選択された第1画像信号のフレームよりも1フレーム前または1フレーム後の第2画像信号が、静止画像信号として選択されてもよい。

40

【0046】

また、画像評価値は、連続する2フレームの画像信号の差分値に基づいて算出されてもよい。例えば、被写体の動き量が大きい（動きが速い）ために観察画像のブレが大きくなる場合は、連続する2フレームの画像信号の差分値が大きくなるため、低い画像評価値が算出される。また、被写体の動き量が小さいために観察画像のブレが小さくなる場合は、

50

連続する2フレームの画像信号の差分値が小さくなるため、高い画像評価値が算出される。

【0047】

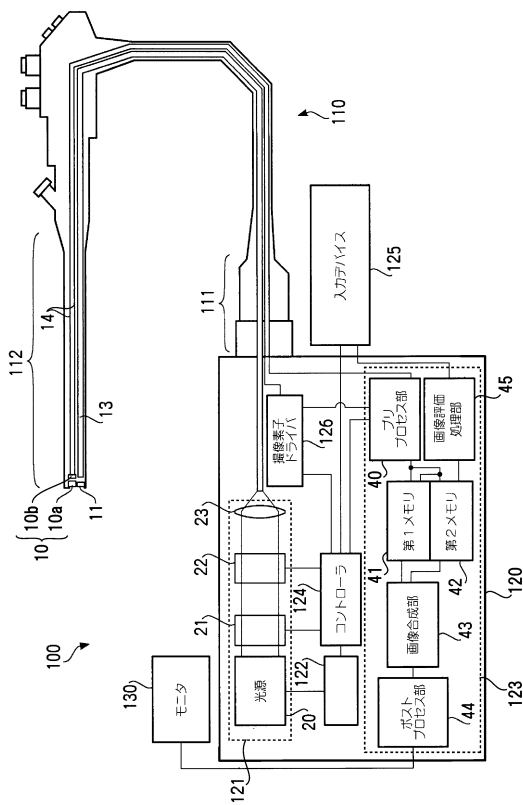
また、本実施形態では、インターレース方式を例に取り説明したが、別の実施形態では、インターレース方式をプログレッシブ方式に置き換えてもよい。

【符号の説明】

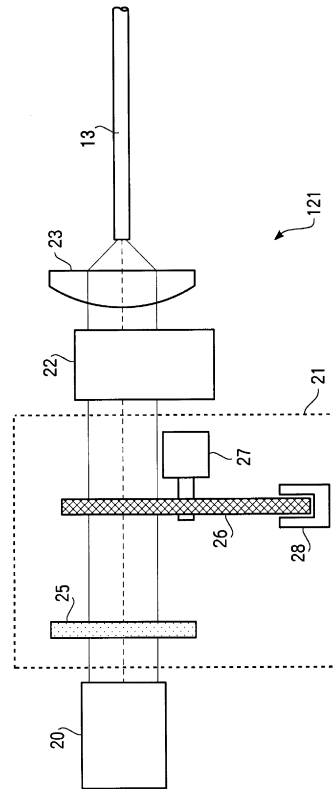
【0048】

10	撮像ユニット	
10a	対物レンズ	
10b	撮像素子	10
11	配光レンズ	
13	ライトガイドファイバ	
14	配線	
20	光源	
21	フィルタユニット	
22	調光部	
23	集光レンズ	
25	IRカットフィルタ	
26	フィルタターレット	
26a	第1光学フィルタ	20
26b	第2光学フィルタ	
27	モータ	
28	フォトインタラプタ	
40	プリプロセス部	
41	第1メモリ	
42	第2メモリ	
43	画像合成部	
44	ポストプロセス部	
45	画像評価処理部	
100	内視鏡システム	30
110	スコープ部	
111	コネクタ部	
112	挿入管	
120	プロセッサ部	
121	光源ユニット	
122	光源駆動回路	
123	画像処理ユニット	
124	コントローラ	
125	入力デバイス	
126	撮像素子ドライバ	40
130	モニタ	
131	通常光観察画像	
132	狭帯域光観察画像	

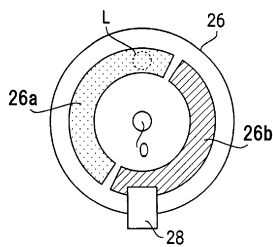
【図 1】



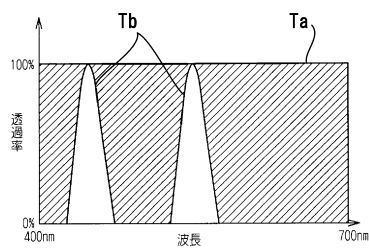
【図 2】



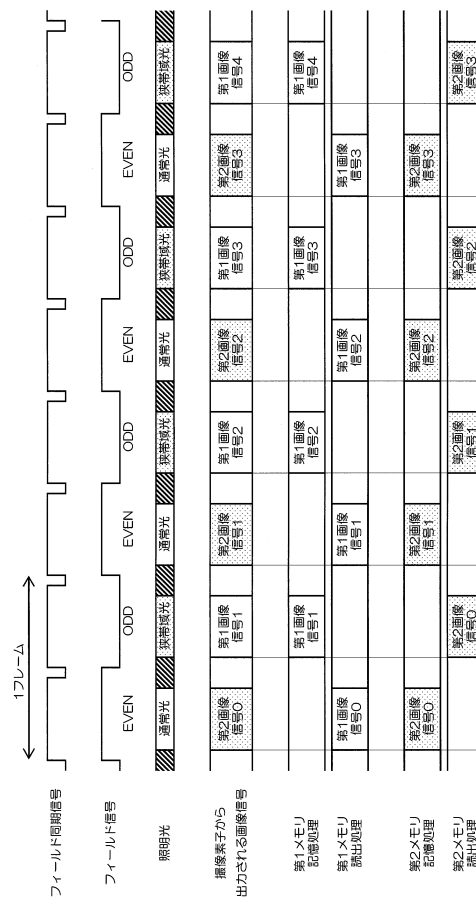
【図 3】



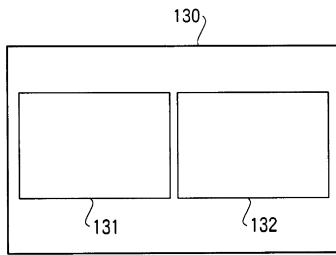
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2012-239757 (JP, A)
特開平05-030460 (JP, A)
特開2014-220690 (JP, A)
特開2013-230319 (JP, A)
特開2011-176671 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6660707B2	公开(公告)日	2020-03-11
申请号	JP2015209068	申请日	2015-10-23
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	福田雅明		
发明人	福田 雅明		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/0646 G02B23/2453 G02B23/2469 A61B1/05 A61B1/0676 A61B5/0084 A61B5/6873		
FI分类号	A61B1/045.610 A61B1/045.631 A61B1/045.622 A61B1/06.611 G02B23/24.B A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN07 4C161/SS21		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
其他公开文献	JP2017079870A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统包括：光源单元，其交替地发射第一照明光和第二照明光；以及 成像装置，用于产生被第一照明光照射的被摄体的第一图像信号，并产生被第二照明光照射的被摄体的第二图像信号。第一图像信号存储装置，用于存储第一图像信号；第二图像信号存储装置，用于存储第二图像信号；图像评估值计算装置，用于基于第一图像信号计算图像评估值和基于第二图像信号的图像评估值中的至少一个；图像信号选择装置，用于基于图像评估值选择第一显示图像信号并选择第二显示图像信号；显示装置，用于显示分别基于第一显示图像信号和第二显示图像信号的第一图像和第二图像。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号
		特許第6660707号 (P6660707)
(45) 発行日 令和2年3月11日 (2020.3.11)		(24) 登録日 令和2年2月13日 (2020.2.13)
(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 3 1	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 2	
	A 6 1 B 1/06 6 1 1	
	G 0 2 B 23/24 B	
請求項の数 3 (全 12 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-209068 (P2015-209068)	(73) 特許権者 000113263	
(22) 出願日 平成27年10月23日 (2015.10.23)	HOYA株式会社	
(65) 公開番号 特開2017-79870 (P2017-79870A)	東京都新宿区西新宿六丁目10番1号	
(43) 公開日 平成29年5月18日 (2017.5.18)	(74) 代理人 100078880	
審査請求日 平成30年9月4日 (2018.9.4)	弁理士 松岡 修平	
	(74) 代理人 100183760	
	弁理士 山鹿 宗貴	
	(72) 発明者 福田 雅明	
	東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内	
	審査官 北島 拓馬	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム		