

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6042798号
(P6042798)

(45) 発行日 平成28年12月14日(2016.12.14)

(24) 登録日 平成28年11月18日(2016.11.18)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 4 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2013-262608 (P2013-262608)
 (22) 出願日 平成25年12月19日(2013.12.19)
 (65) 公開番号 特開2015-116389 (P2015-116389A)
 (43) 公開日 平成27年6月25日(2015.6.25)
 審査請求日 平成27年10月14日(2015.10.14)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100074099
 弁理士 大菅 義之
 (72) 発明者 田子 宏樹
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 森口 正治

(56) 参考文献 特開2013-176 (J P, A)
 特開2013-248319 (J P, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置及び内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象物に、光源装置から出力される波長の異なる第1及び第2の光を交互に照射して取得される映像信号であって、それぞれ第1及び第2の光による第1及び第2の映像信号が混在した1つの映像ストリームから、映像信号からフレーム画像を抽出する抽出部と、

前記フレーム画像を解析し、該フレーム画像が前記第1及び第2の映像信号がそれぞれ有する特徴のいずれを備えるかを判定することにより、該フレーム画像が第1または第2の映像信号のいずれであるかを判定する検出部と、

前記検出部の検出結果に基づき、前記映像ストリームから第1の映像信号の映像ストリーム及び第2の映像信号の映像ストリームを分離して出力する出力部と、
 を有することを特徴とする画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記第1及び第2の光は、それぞれ通常光領域及び特殊光領域の光であり、

前記検出部は、前記フレーム画像の色情報のうち、Rの値のG及びBの値に対する比率が所定のしきい値を超えるか否かに基づき、該フレーム画像が通常光による映像信号または特殊光による映像信号のいずれに該当するかを判定する

ことを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記第1及び第2の光は、それぞれ通常光領域及び特殊光領域の光であり、

前記検出部は、前記フレーム画像の色情報のうち、輝度Yの値が所定のしきい値を超え

20

るか否かに基づき、通常光による映像信号または特殊光による映像信号を識別することを特徴とする請求項 1 記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記第 1 及び第 2 の光をそれぞれ出力する第 1 及び第 2 の光源装置と、
前記出力部により分離された前記第 1 及び第 2 の映像信号の映像ストリームを表示する表示部と、
を更に備える請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置を有する内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、内視鏡装置にて取得した内視鏡の映像信号を、対象物に照射した光の波長ごとに分離して表示する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡システムにおいては、光源装置から発せられた光を内視鏡装置のスコープを通じて対象物である被検体の体腔内に照射し、胃や腸の表面または表面から内部に入り込んだ光の反射光を観察する。観察には、紫外領域から可視領域、及び赤外領域までの光を含む通常光のほかにも、所定の波長領域の光を使用することがある。

【0003】

20

通常光を使用する通常光観察においては、被検体の胃や腸等の表面が肌色やピンク色として認識される。その一方で、特殊光を使用する特殊光観察においては、例えば青～緑側の波長の短い光を観察対象物に照射した場合には、照射した波長の短い光が被検体の表面または表面に近いごく浅い部分にしか届かないことにより、それ以外の部分が目立たなくなる。これにより、特殊光観察画像では、表面の変化を強調したり、表面に近い内部の構造を明確にすることが可能となる。

【0004】

このように、胃や腸の病変部が強調され、病変特有の内部構造がはっきり画像に表されることから、特殊光観察は、胃がん、大腸がん、食道がん等の早期発見に利用されている。

30

【0005】

しかし、特殊光観察においては、使用する波長領域が通常光観察の場合と比べて狭くなるために、得られる画像は、暗いものとなる。このため、内視鏡検査においては、通常光と特殊光との両方を使用して観察を行う。一般的には、図 6 に例示するように、フィルタにより光源装置から出力される光の波長領域を制限することにより通常光と特殊光とを切り替える構成とし、切り替えを手動で行う場合は、例えば内視鏡装置の利用者である医師が手元の操作部に設けられているボタン等のユーザ操作部等により行う。光源にフィルタがかかっているときは、特殊光観察映像が得られ、フィルタがかかっていないときは、通常光観察映像が得られる。

【0006】

40

上記のとおり、特殊光観察によれば、病変部を確認し易くなる。その一方で、特殊光観察では、映像が暗くなるため、検査の開始から終了まで、常に特殊光観察により検査を行うことは難しい。このため、従来においては、通常、医師は、病変と疑われる箇所においては特殊光観察とし、他の箇所については通常光観察を行っている。しかし、実際の医療現場からは、内視鏡検査においては、明るく明瞭な画像の得られる通常光観察映像と、病変部が強調表示された画像の得られる特殊光観察映像との両方を同時に観察可能な技術が求められている。

【0007】

通常光観察と特殊光観察とを自動的に切り替える公知の技術としては、例えば、生成したタイミング信号にしたがって光源装置から出力される光を通常光または特殊光に切り替

50

えて、通常光映像信号と特殊光映像信号とを得ることについて開示されている（例えば、特許文献１、２）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００８】

【特許文献１】特開２００４－３２１２４４号公報

【特許文献２】特開２００８－８６７５９号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００９】

10

上記の公知の技術によれば、タイミング信号に応じて光源装置から出力される光を切り替え、通常光観察画像と特殊光観察画像とを並列に出力する。しかし、かかる方法によれば、光源装置から出力される光の切り替えのタイミングと、映像の撮像のタイミングとが一致するようにタイミング制御を行う必要がある。光の切り替えと撮像とでタイミングがずれた場合には、適切に２種類の観察映像を並列に取得することはできない。また、このようなタイミングの制御を適切に行うには、極めて複雑な処理が必要となる。このため、実際上は、上記の公知の技術により２種類の観察映像を同時に取得して並列に表示する技術を実施することには、非常な困難を伴う。

【００１０】

本発明は、照射する光の波長の異なる複数種類の映像信号を、同時に取得した場合であっても、簡便な方法により、波長に応じて分離することのできる技術を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【００１１】

本発明の一態様に係る画像処理装置によれば、対象物に、光源装置から出力される波長の異なる第１及び第２の光を交互に照射して取得される映像信号であって、それぞれ第１及び第２の光による第１及び第２の映像信号が混在した１つの映像ストリームから、映像信号からフレーム画像を抽出する抽出部と、前記フレーム画像を解析し、該フレーム画像が前記第１及び第２の映像信号がそれぞれ有する特徴のいずれを備えるかを判定することにより、該フレーム画像が第１または第２の映像信号のいずれであるかを判定する検出部と、前記検出部の検出結果に基づき、前記映像ストリームから第１の映像信号の映像ストリーム及び第２の映像信号の映像ストリームを分離して出力する出力部と、を有することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【００１２】

本発明によれば、照射する光の波長の異なる複数種類の映像信号を、同時に取得した場合であっても、簡便な方法により、波長に応じて分離することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【００１３】

【図１】実施形態に係る画像処理装置を含む内視鏡システムの全体ブロック図である。

40

【図２】実施形態に係る内視鏡システムによる観察映像の映像ストリームの分離方法についての全体説明図である。

【図３】内視鏡システムによる各処理段階における観察映像のデータ構成を例示する図である。

【図４】観察画像の種類を判定する第１の方法を説明する図である。

【図５】観察画像の種類を判定する第２の方法を説明する図である。

【図６】従来における観察映像の映像ストリームを表示する技術について説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【００１４】

50

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して詳細に説明する。

図１は、本実施形態に係る画像処理装置を含む内視鏡システムの全体ブロック図である。図１に示す内視鏡システム１００は、ビデオプロセッサ１、スコープ２、光源装置３及びモニタ４を有する。

【００１５】

光源装置３は、通常光観察用光源３１、ＮＢＩ（Narrow Band Imaging、狭帯域光観察）用光源３２、ＮＢＩ用フィルタ３３、光源制御部３４及び光源切替スイッチ部３５を有する。図１に示すように、本実施形態においては、光源装置３は、２台の光源３１、３２を備え、光源制御部３４が、ビデオプロセッサ１からの命令にしたがって、光源切替スイッチ部３５を制御する。光源切替スイッチ部３５は、通常光観察用光源３１またはＮＢＩ用光源３２のいずれか一方から光が出力されるよう、切り替えを行う。

10

【００１６】

２台の光源３１、３２のうち、ＮＢＩ用光源３２には、ＮＢＩ用フィルタ３３が取り付けられている。これにより、ＮＢＩ用フィルタ３３の取り付けられているＮＢＩ用光源３２から出力する光は、ＲＧＢのうち、Ｇ（緑色）及びＢ（青色）のみに絞られることとなる。

【００１７】

光源装置３は、出力した光を、図１においては不図示のライトガイドケーブルを通じてスコープ２に伝送する。

スコープ２は、観察対象５すなわち被検体の体腔内に挿入されて、光源装置３から供給された光を、照射口２１を通じて観察対象５に照射する。レンズ２２は、観察対象５に照射した光の反射光を結像し、ＣＣＤ（Charge Coupled Device）２３は、これを電気信号に変換してビデオプロセッサ１に出力する。スコープ制御部２４は、ＣＣＤ２３の駆動タイミングの制御等を行う。

20

【００１８】

ビデオプロセッサ１は、プロセッサ１０とＦＰＧＡ（field-programmable gate array）６、８とを統合させて構成され、スコープ２で取得した映像信号を処理し、モニタ４に出力する。本実施形態においては、ビデオプロセッサ１は、ボタン等からなるユーザ操作部７を介してその旨が設定された場合には、通常光観察の映像ストリームとＮＢＩの映像ストリームとが混在する映像ストリームの入力を受け付け、これを分離して、同時に２種類の観察映像を並列にモニタ４に出力することができる。

30

【００１９】

プロセッサ１０は、共有メモリ１１、フロントエンド処理部１２、画像処理部（図１においてはＩＳＰ（Image Signal Processing）処理部）１３、メモリ１４、システム制御部１５、映像合成処理部１６及びバックエンド処理部１７を有し、ＦＰＧＡ６から入力された映像信号に必要な処理を施して、ＦＰＧＡ８を通じてモニタ４に出力する。

【００２０】

このうち、共有メモリ１１は、ＦＰＧＡ６から入力されたＲＡＷデータ（映像ストリーム）を一時的に保持しておき、フロントエンド処理部１２にＲＡＷデータを渡す。詳しくは後述するが、ユーザ操作部７により光源装置３の出力を切り替え、通常光観察映像とＮＢＩ映像との両方を交互に撮影する撮影モードが設定されている場合は、プロセッサ１０に入力されるＲＡＷデータは、２種類の観察映像信号が混在している。複数種類（実施例では２種類）の観察映像信号が混在した映像ストリームを取得する撮影モードを、以下においては、「並列撮影モード」という。

40

【００２１】

フロントエンド処理部１２は、画像処理部１３において画像処理を行う際の前段処理を実行する。例えば、モニタ４に表示するために画像サイズの縮小や拡大等の処理を実行する。

【００２２】

画像処理部１３は、フロントエンド処理部１２にて必要な前段処理を施した映像信号に

50

対し、必要な画像処理を施す。画像処理部において実行する画像処理の詳細については、公知の技術であるので詳細な説明は省略する。また、画像処理部 13 は、撮影モードが上記の撮影モードに設定されている場合は、入力された映像ストリームから、フレーム画像を抽出する。そして、画像処理部 13 は、各フレーム画像を解析し、そのフレーム画像がそれぞれの観察映像の映像信号が有する特徴のいずれを備えるかに基づき、通常光観察の映像ストリームまたは NBI の映像ストリームのいずれに含まれるものであるかを判定する。そして、画像処理部 13 は、撮影モードが上記の並列撮影モードに設定されている場合は、通常光観察の映像ストリームと、NBI の映像ストリームとに分離し、映像合成処理部 16 に出力する。

【0023】

10

映像合成処理部 16 は、画像処理部 13 が出力した映像ストリームを合成して、モニタ 4 に表示する映像を作成する。具体的には、内視鏡映像や、内視鏡映像以外のモニタ 4 に表示させる情報、例えば、患者情報、年月日や時刻その他各種の検査に関する情報を、それぞれ画面上の所定の位置に配置した映像を作成する。映像合成処理部 16 は、作成したモニタ 4 表示用の映像信号を、バックエンド処理部 17 に出力する。

【0024】

なお、実施例では、画像処理部 13 において観察映像の種類ごとに 2 つの映像ストリームに分離する構成としているが、これには限定されない。例えば、画像処理部 13 においては、フレーム画像ごとに、そのフレーム画像が 2 種類の観察映像のうちいずれに含まれるかを示す情報を付与しておき、映像合成処理部 16 においてこの情報を参照することにより、2 つの映像ストリームに分離する構成としてもよい。

20

【0025】

バックエンド処理部 17 は、モニタ 4 表示用の映像信号に対してインターレース/プログレッシブ変換等の必要な処理を実行し、後段の FPG A 8 に出力する。こうして、スコープ 2 で撮影した内視鏡映像が、FPG A 8 を通じてモニタ 4 に出力される。

【0026】

モニタ 4 は、ビデオプロセッサ 1 から入力された映像信号に必要な処理を施し、画面上に映像を表示させる。

このように、本実施形態に係る内視鏡システム 100 によれば、並列撮影モードが設定されている場合は、光源装置 3 が、波長が互いに異なる光を交互に出力する。ビデオプロセッサ 1 の画像処理部 13 は、並列撮影モードにおいては、スコープ 2 から入力された 2 種類の観察映像が混在する映像ストリームを解析し、観察映像の種類ごとに分離し、モニタ 4 に出力する。モニタ 4 は、ビデオプロセッサ 1 から受信した 2 つの映像ストリームを、同時に出力表示することができる。

30

【0027】

なお、図 1 においては 1 台のモニタ 4 に 2 つの映像を並列に表示する場合を例示しているが、これに限定されるものではない。例えば、ビデオプロセッサ 1 が 2 台のモニタ 4 A、4 B と接続され、モニタ 4 A、4 B のそれぞれに各観察映像の映像ストリームを出力する構成とすることもできる。かかる構成によれば、ビデオプロセッサ 1 は、通常光観察映像用の画像処理部 13 A と NBI 映像用の画像処理部 13 B とを備える。各画像処理部 13 は、それぞれの後段の映像合成処理部 16 A、16 B や FPG A 8 A、8 B 等を通じてそれぞれのモニタ 4 A、4 B に自装置にて検出した観察映像の映像ストリームを出力することとなる。

40

【0028】

図 2 は、本実施形態に係る内視鏡システム 100 による観察映像の映像ストリームの分離方法についての全体説明図であり、図 3 は、内視鏡システム 100 による各処理段階における観察映像のデータ構成を例示する図である。図 2 及び図 3 を参照して、ビデオプロセッサ 1 において、スコープ 2 から入力された 2 種類の観察映像が混在する映像ストリームを観察映像の種類により分離し、モニタ 4 に同時に並列で表示させる方法について、具体的に説明する。

50

【 0 0 2 9 】

上記のとおり、ユーザ操作部 7 を介して設定された撮影モードに応じて、光源装置 3 の光源制御部 3 4 は、切替スイッチ部 3 5 に切替制御信号を送信する。ユーザによって通常光観察映像または N B I 映像のうちいずれか一方を撮影するモードが選択された場合には、光源制御部 3 4 は、光源 3 1、3 2 のうち、一方の撮影モードに対応する方を選択する旨の切替制御信号を生成し、切替スイッチ部 3 5 に送信する。上述の並列撮影モードが選択された場合には、光源制御部 3 4 は、通常光観察用光源 3 1 及び N B I 用光源 3 2 の間で接続先を高速に切り替える旨の切替制御信号を生成し、切替スイッチ部 3 5 に送信する。切替スイッチ部 3 5 は、光源制御部 3 4 から受信した切替制御信号にしたがって、接続先の光源を決定し、並列撮影モードが設定されている場合は、2 台の光源 3 1、3 2 の間で高速に接続先の切り替えを行う。

10

【 0 0 3 0 】

なお、通常光観察または N B I のいずれか一方の撮影モードが設定されている場合については、切替スイッチ部 3 5 により 2 台の光源 3 1、3 2 のうち撮影モードに応じた光源を接続先に設定する点以外については従来と同様である。このため、以下においては、従来技術に係わる説明は省略し、並列撮影モードが設定されている場合の内視鏡システム 1 を構成する各装置の動作を中心に説明することとする。

【 0 0 3 1 】

切替スイッチ部 3 5 が、通常光観察用光源 3 1 と N B I 用光源 3 2 とで接続先を高速で切り替えると、スコープ 2 の撮像部が取得する各フレームの画像は、通常光観察画像 I_o 。または N B I 画像 I_N のいずれかである。スコープ 2 からビデオプロセッサ 1 に入力される映像ストリーム S には、通常光観察画像 I_o と N B I 画像 I_N が混在することとなる。なお、図 2 では、図 1 のレンズ 2 2 及び C C D 2 3 をスコープ 2 の「撮像部」としている。

20

【 0 0 3 2 】

図 2 の映像検出部 1 9 は、ビデオプロセッサ 1 の画像処理部 1 3 の構成の一つである。映像検出部 1 9 は、各フレーム画像 I のうち、「映像データ」のフィールドを解析して、それが通常光観察画像 I_o であるのか N B I 画像 I_N であるのかを判定する。フレーム画像 I の「映像データ」に基づき、どのようにしてその画像 I が通常光観察画像 I_o あるいは N B I 画像 I_N のいずれであるかを判定するかについては、後に、図 4 及び図 5 を参照して説明することとする。

30

【 0 0 3 3 】

画像処理部 1 3 は、画像処理部 1 3 内の映像検出部 1 9 において、いずれの観察画像であるかを判定する映像検出処理を実行すると、処理結果にしたがって、各フレーム画像 I を、通常光観察映像ストリーム S_o 及び N B I 映像ストリーム S_N に振り分ける。このようにして、2 つに分離された各映像ストリーム S_o 、 S_N は、同時にそれぞれモニタ 4 A、4 B に表示される。図 1 の説明においても述べたように、1 台のモニタ 4 に 2 種類の観察映像を並べて表示する構成としてもよい。

【 0 0 3 4 】

なお、本実施形態においては、光源装置 3 の切替スイッチ部 3 5 が 2 つの光源 3 1、3 2 の切り替えを行うタイミングと、スコープ 2 の C C D 2 3 が撮像を行うタイミングとは、同期を取っていない。このため、図 2 や図 3 に例示するように、2 種類の観察映像が交互に取得されるとは限らない。そこで、画像処理部 1 3 の映像検出部 1 9 は、フレーム画像 I ごとに解析を行い、フレーム画像 I ごとに、それぞれ通常光観察画像 I_o または N B I 画像 I_N のいずれであるのかを判定していく必要がある。これについて、図 4 及び図 5 を参照して説明する。

40

【 0 0 3 5 】

図 4 は、観察画像の種類を判定する第 1 の方法を説明する図である。

第 1 の方法によれば、フレーム画像の色に関する特徴を利用して、そのフレーム画像の種類を判定する。具体的には、画像処理部 1 3 の映像検出部 1 9 は、画像処理部 1 3 に入

50

力される映像ストリーム S のフレーム画像ごとに RAW データをデモザイク処理し、各ピクセルごとに色データ (RGB フォーマット) を得る。そして、得られた色データ (RGB) を用いて、そのフレーム画像が通常光観察画像 I_0 または NBI 画像 I_N のいずれであるかを判定する。

【0036】

一般的に、図4に模式的に示すように、 NBI 画像 I_N のピクセル P_N であれば、 R (赤色) に対し、 G (緑色) 及び B (青色) が強くなる一方で、通常光観察画像 I_0 のピクセル P_0 であれば、 R が G や B よりもやや強くなる。この特徴を利用して、フレーム画像の全てのピクセルの RGB データから、 R 、 G 及び B の各値を求め、 R の G や B に対する比率を所定のしきい値と比較する。

10

【0037】

R の G や B に対する比率が当該しきい値を超える場合には、そのフレーム画像は、通常光観察映像ストリーム S_0 に含まれるものであると判断する。 R の G や B に対する比率が当該しきい値以下である場合には、そのフレーム画像は、 NBI 映像ストリーム S_N に含まれるものであると判断する。

【0038】

例えばフルHDであれば、 1920×1080 ピクセル = $2,073,600$ ピクセルを RGB データに変換する。そして、全てのピクセルの R 、 G 及び B について、例えば合計値や平均値を求めて上記の比較を行い、2種類の映像ストリーム S_0 または S_N のいずれに含まれるフレーム画像であるかを判定する。

20

【0039】

このように、通常光観察映像と NBI 映像とで明確に異なる RGB データの特徴を利用することで、簡便に観察映像の種類ごとに映像ストリームを分離することが可能となる。

【0040】

図5は、観察画像の種類を判定する第2の方法を説明する図である。

第2の方法によれば、フレーム画像の輝度に関する特徴を利用して、そのフレーム画像の種類を判定する。具体的には、画像処理部13の映像検出部19は、画像処理部13に入力される映像ストリーム S のフレーム画像ごとに、上記の RAW データについてデモザイク処理して得られた RGB フォーマットの色データを更に YUV フォーマットに変換する。そして、得られた色データ (YUV) を用いて、そのフレーム画像が通常光観察画像 I_0 または NBI 画像 I_N のいずれであるかを判定する。

30

【0041】

一般的に、 NBI 等の特殊光では、一部の波長の光しか照射されないため、特殊光観察映像は、通常光観察映像と比較して、全体的に暗い映像となる。この特徴を利用して、フレーム画像の各ピクセルの色データ (YUV) の中から、 Y (輝度) のデータを抽出し、 Y が所定のしきい値と比較する。 Y の値が当該しきい値を超える場合には、そのフレーム画像は、相対的に明るい映像、すなわち、通常光観察映像ストリーム S_0 に含まれるものであると判断する。 Y の値は、ITU-R BT709では、 $16 \leq Y \leq 235$ である。この範囲内で、適切なしきい値を設定する。

【0042】

40

Y の値が当該しきい値以下である場合には、そのフレーム画像は、相対的に暗い映像、すなわち、 NBI 映像ストリーム S_N に含まれるものであると判断する。上記のとおり、実施例では、 RAW データをデモザイク処理して得られる RGB フォーマットの色データを、公知の計算式により YUV フォーマットに変換する。得られた YUV フォーマットのデータを用いて、 Y の合計値や平均値より上記比較を行い、2種類の映像ストリーム S_0 または S_N のいずれに含まれるフレーム画像であるかを判定し、分離して出力する。 YUV フォーマットへの変換については、映像検出部19以外の構成がこれを実行し、変換後の YUV データを映像検出部19に与える構成としてもよい。

このように、通常光観察映像と NBI 映像とで明確に異なる Y (輝度) の特徴を利用することで、簡便に観察映像の種類ごとに映像ストリームを分離することが可能となる。

50

【 0 0 4 3 】

このように、本実施形態に係る内視鏡システム 1 0 0 によれば、光源装置 3 は、観察対象 5 である被検体に、波長の異なる通常光及び特殊光（狭帯域光）を交互に照射する。スコープ 2 は、通常光観察映像及び N B I 映像の 2 種類の映像信号が混在する 1 つの映像ストリームを取得する。ビデオプロセッサ 1 の画像処理部 1 3（の映像検出部 1 9）は、スコープ 2 から入力された当該映像ストリームを構成する各フレーム画像について、通常光観察映像信号及び N B I 映像信号のいずれの特徴を備えるかを判定する。これにより、画像処理部 1 3（の映像検出部 1 9）は、各フレーム画像が通常光観察映像信号または N B I 映像信号のいずれであるかを判定する。こうして、判定された観察映像の種類ごとに、2 つの映像ストリームに分離して出力する。したがって、光の波長の異なる複数種類の内視鏡の映像信号を、波長を交互に切り替えて同時に取得した場合であっても、タイミング制御等の複雑な処理を要することなく、簡便な方法により、照射した光の波長に応じて、すなわち観察映像の種類に応じて、分離して並列に出力することが可能となる。

10

【 0 0 4 4 】

なお、図 1 等においては、光源装置 3 は 2 台の光源 3 1、3 2 を備え、光源 3 2 には N B I 用フィルタ 3 3 が取り付けられてそれぞれの光源が異なる波長の光を出力する構成を例に説明しているが、これに限定されるものではない。例えば、光源装置 3 は光源を 1 台のみ備え、光路上に N B I 用フィルタを挿脱する制御を行って、通常光観察映像及び N B I 映像を含む映像ストリームを取得する構成であってもよい。ビデオプロセッサ 1 は、入力された映像ストリームに対して上記と同様の処理を実施することにより、観察映像の種類により分離することができる。

20

【 0 0 4 5 】

また、上記の説明においては、内視鏡検査や内視鏡手術において、スコープ 2 で取得した映像をリアルタイムでモニタ 4 に表示するときに映像ストリームを観察映像の種類により分離して表示する方法について述べているが、これに限定されるものではない。例えば、光源装置 3 を波長の異なる 2 台の光源 3 1、3 2 で切り替えて同時に 2 つの観察映像についての映像ストリームを取得してこれを記憶部等に記憶しておき、のちにこれを再生するときに、再生装置において、上記の方法により映像ストリームを観察映像の種類により分離して表示する方法に適用することも可能である。

30

【 0 0 4 6 】

また、本発明は上述した実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階でのその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成することができる。例えば、実施形態に示される全構成要素を適宜組み合わせても良い。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。このような、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることはもちろんである。

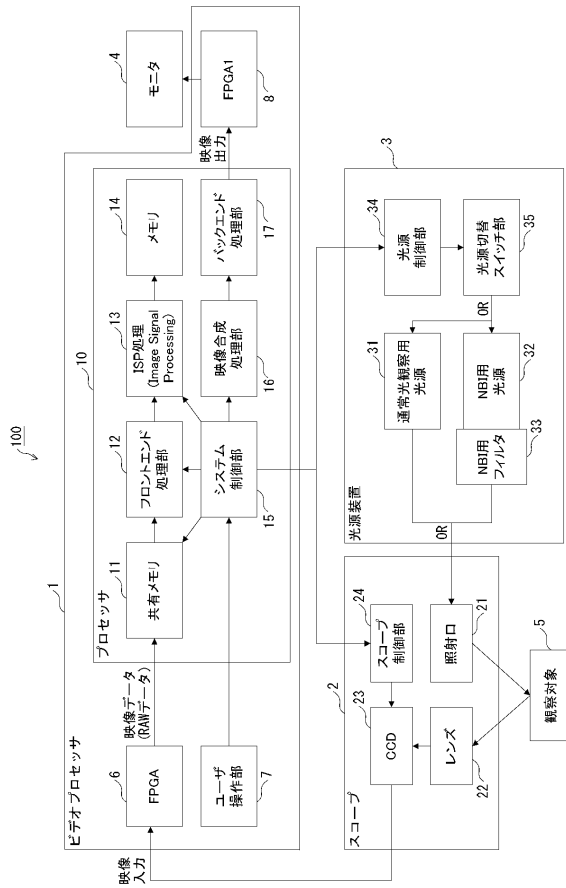
【 符号の説明 】

【 0 0 4 7 】

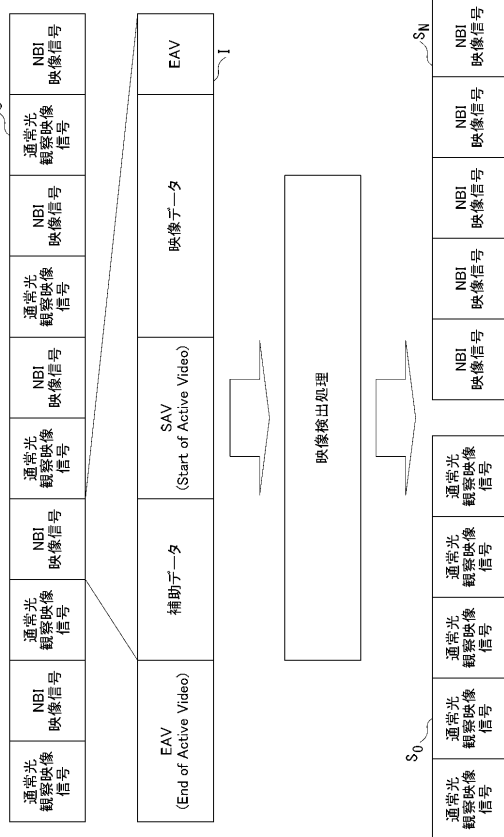
- 1 ビデオプロセッサ
- 2 スコープ
- 3 光源装置
- 4 モニタ
- 5 観察対象（被検体）
- 1 0 プロセッサ
- 1 3 画像処理部（I S P 処理部）
- 1 9 映像検出部
- 3 4 光源制御部
- 3 5 光源切替スイッチ部
- 1 0 0 内視鏡システム

40

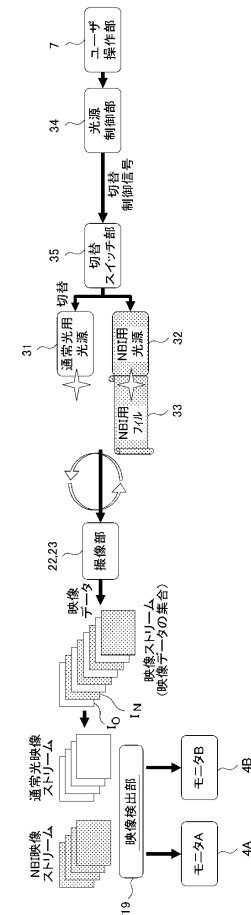
【 図 1 】



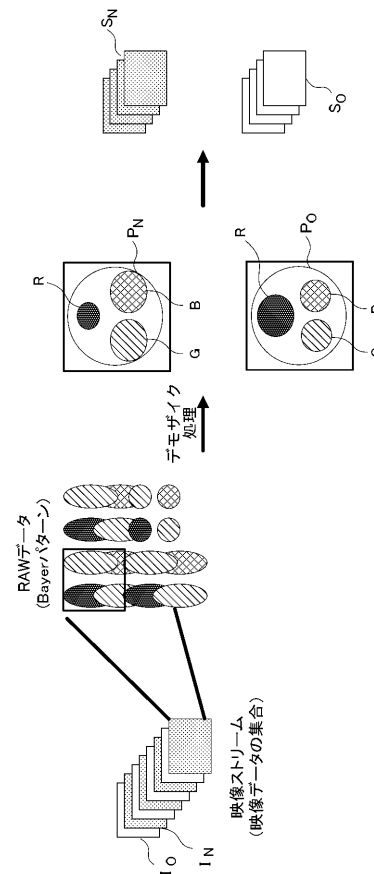
【 図 3 】



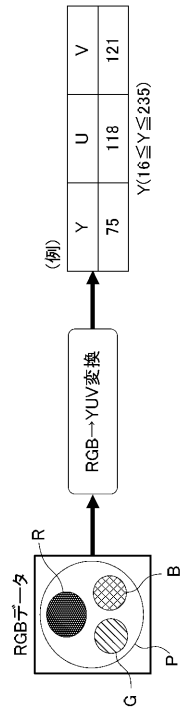
【 図 2 】



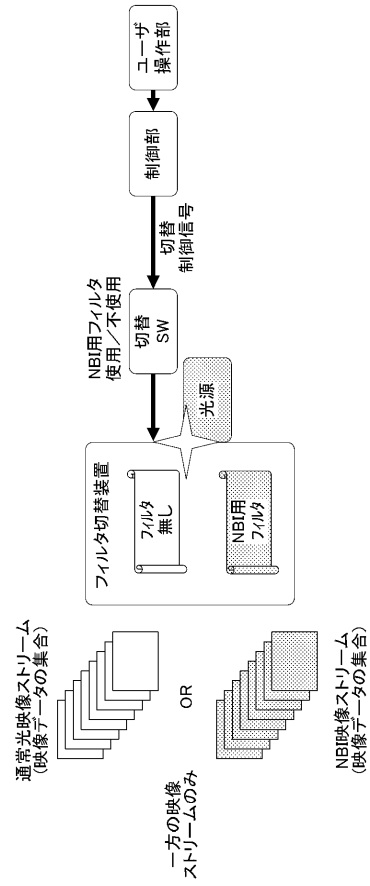
【 図 4 】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	图像处理设备和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6042798B2	公开(公告)日	2016-12-14
申请号	JP2013262608	申请日	2013-12-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	田子宏樹		
发明人	田子 宏樹		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.615 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW03		
其他公开文献	JP2015116389A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种即使在同时获得不同波长的照明光的多种视频信号的情况下也能够通过简单的方法根据波长进行分离的技术。方案：在图像处理装置13中，将从光源装置3输出的具有不同波长的第一和第二光束交替地照射到作为第一图像信号的观察目标5而获得的图像信号从混合有第一光和第二光的第一和第二视频信号的一个视频流中，提取帧图像。通过分析帧图像并判断第一和第二视频信号中的每一个具有哪些特征，帧图像确定帧图像是第一或第二视频信号中的哪一个法官。并且基于检测单元的检测结果，从视频流中分离并输出第一视频信号的视频流和第二视频信号的视频流。

【図 4】

