

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/171284

発行日 平成29年2月23日 (2017. 2. 23)

(43) 国際公開日 平成26年10月23日 (2014. 10. 23)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 370	2H040
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300Y	4C161
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/24 A	5C054
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26 C	
H04N 7/18 (2006.01)	H04N 7/18 M	

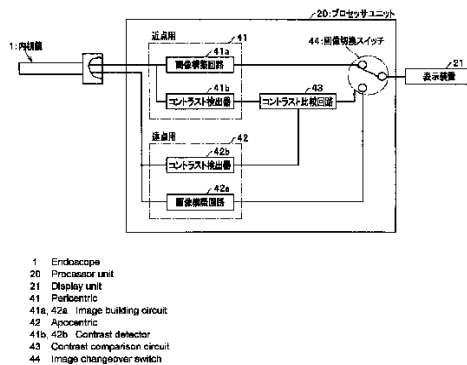
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 37 頁)

出願番号 特願2014-555434 (P2014-555434)	(71) 出願人 304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2014/058754	
(22) 国際出願日 平成26年3月27日 (2014. 3. 27)	
(11) 特許番号 特許第5695808号 (P5695808)	(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進
(45) 特許公報発行日 平成27年4月8日 (2015. 4. 8)	
(31) 優先権主張番号 特願2013-88724 (P2013-88724)	(74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖
(32) 優先日 平成25年4月19日 (2013. 4. 19)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 100135932 弁理士 篠浦 治
	(72) 発明者 加川 裕昭 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
	(72) 発明者 一村 博信 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

本発明は、小型化を実現しつつ観察のし易い画像を取得し得る内視鏡装置を提供することを目的とし、そのために複数の撮像素子31, 32と対物レンズ33から入射した光線を分割して複数の撮像素子のそれぞれに導く光路分割手段34とを具備し複数の撮像素子に導くための複数の光線における光路長OLP1, OLP2を互いに異なるものとした撮像ユニット9と、複数の撮像素子からそれぞれ出力される複数の画像信号に基く複数の画像のコントラストを比較するコントラスト比較手段43と、コントラスト比較手段により比較した結果に基いて複数の撮像素子のうちの一つの撮像素子からの画像信号のみを選択し出力する画像選択手段20を具備する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の撮像素子と、対物レンズから入射した光線を複数の光路に分割して上記複数の撮像素子のそれぞれに導く光路分割手段とを具備し、上記複数の光路における光路長を互いに異なるものとした撮像ユニットと、

上記複数の撮像素子からそれぞれ出力される複数の画像信号に基く複数の画像のコントラストを比較するコントラスト比較手段と、

上記コントラスト比較手段により比較した結果に基づいて、上記複数の撮像素子のうちの一つの撮像素子からの画像信号のみを選択し出力する画像選択手段と、

を具備することを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2】

上記光路分割手段は、ハーフプリズムであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

上記複数の撮像素子のそれぞれがカラーフィルタを備えており、

上記複数の撮像素子のそれぞれがカラー画像の信号を出力することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

上記異なる光路長は、互いに異なる被写体距離に位置する被写体の像が上記複数の撮像素子のそれぞれに結像するように設定されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 5】

上記複数の光路の少なくとも一つに、上記撮像素子に近接する高屈折な光学素子を配置したことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

第 1 の被写体距離にて第 1 の撮像素子に結像させる第 1 の光路長と、

第 2 の被写体距離にて第 2 の撮像素子に結像させる第 2 の光路長と、

を備えていることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

上記第 1 の被写体距離が 20 mm 未満であり、

上記第 2 の被写体距離が 20 mm 以上である

ことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 8】

上記ハーフプリズムの透過率もしくは反射率は、近点側の光線に比べ遠点側の光線の光量が大きくなるよう設定されていることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

上記コントラスト比較手段は、最もコントラストが高い画像信号に基く画像を選択することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

上記対物レンズの一部を可動レンズとして光軸方向に移動可能に構成し、

上記複数の撮像素子の出力画像信号に基く画像におけるコントラストの差が最大となるように上記可動レンズを移動させる駆動手段を

備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 11】

上記コントラストの差は、各画像信号に基く画像におけるコントラストのピーク値の差であることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

複数の撮像素子と、対物レンズから入射した光線を複数の光路に分割して上記複数の撮像素子のそれぞれに導く光路分割手段とを具備し、上記複数の光路における光路長を互いに異なるものとした撮像ユニットと、

50

上記複数の撮像素子からそれぞれ出力される複数の画像信号を用いて一つの画像信号を生成し被写界深度の広い画像を生成する画像合成手段と、
を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 13】

上記画像合成手段は、複数の画像信号におけるコントラストの高い画像領域を抽出して一つの画像信号を生成することを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、撮像光学系により結像された光学像を撮像素子を用いて光電変換して電子的な画像信号を出力する電子式の内視鏡装置に関するものである。 10

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野或いは工業分野において、細長の挿入部の先端部に撮像光学系や撮像素子等からなる撮像ユニットを備え、前記撮像光学系により結像された光学像を撮像素子を用いて光電変換して電子的な画像信号を表示装置に出力することで、被検体の画像を表示装置に表示して観察し得るように構成した電子式の内視鏡装置が広く一般に実用化されている。医療分野の内視鏡装置においては、挿入部を口腔或いは肛門等から体内に挿入して体腔内の観察等を行い得るように構成されている。また、工業分野の内視鏡装置においては、挿入部をボイラ等のプラント設備の配管内或いはエンジン内部等に挿入して内部の観 20
察等を行い得るように構成されている。

【0003】

この種の内視鏡装置においては、取得される画像の画質向上や解像度の向上を目的として、採用される撮像素子は多画素化の傾向が顕著である。このことから、撮像素子の多画素化によって解像度を向上させ、高画質の画像を得ることができるようになっている一方、被写界深度（観察深度）は浅くなる傾向にある。

【0004】

例えば、図 15 は、従来の内視鏡装置の撮像ユニットの概念図を示す。このうち図 15 (A) は近点にある被検体に対してピントが合った状態（合焦状態）を示す概念図である。また、図 15 (B) は遠点にある被検体に対してピントが合った状態（合焦状態）を示す概念図である。 30

【0005】

図 15 に示すように、撮像ユニット 109 は、被検体 101 (e, k) の光学像を形成する撮像用対物レンズ 133 と、この撮像用対物レンズ 133 によって形成された光学像を受光して光電変換を行ない画像信号を生成する撮像素子 131 とによって主に構成される。撮像用対物レンズ 133 の光軸 O は、撮像素子 131 の受光面 131 b のほぼ中心と一致するように設定される。撮像素子 131 の受光部 131 a の前面には、光学的に色分離を行なうカラーフィルタ等が配設されている。

【0006】

このような構成の撮像ユニット 109 において、例えば図 15 (A) に示すように、近点（近距離位置）にある被検体 101 k の光学像が、ピントの合った状態で、撮像素子 131 の受光面 131 b に結像するように設定したとする。この時の撮像用対物レンズ 133 から撮像素子 131 の受光面 131 b (図 15 (A) において符号 k で示す面) までの距離、即ち光路長 (Optical Path Length) を符号 OPL1 で示している。この設定状態では、遠点（遠距離位置）にある被検体 101 e の光学像は、符号 k で示す位置にある。撮像素子 131 の受光面 131 b においてボケた状態になってしまう。 40

【0007】

一方、遠点（遠距離位置）にある被検体 101 e の光学像を、撮像素子 131 の受光面 131 b 上でピントの合った状態とするためには、図 15 (B) に示すように、図 15 (A) で示した状態から、撮像素子 131 の受光面 131 b を、光軸 O に沿う方向において 50

撮像用対物レンズ133寄りの位置、即ち符号eで示す面に一致する位置まで移動させる必要がある。このときの撮像用対物レンズ133から撮像素子131の受光面131b(図15(B)の符号kで示す面)までの距離が光路長 $OP L 2$ となる。つまり、近点の光路長 $OP L 1 >$ 遠点の光路長 $OP L 2$ となる。

【0008】

このことからわかるように、従来の撮像ユニットを具備した内視鏡装置を用いて取得した画像において、撮像ユニット自体から観察を目的とする被検体までの距離を近点近傍にてピントが合うように設定すると、被検体までの距離が遠い遠点でのピントが合わず、画面全体を合焦状態とすることができなくなり、画面内において焦点が合わないボケ状態の領域が目立つようになってしまうという問題点がある。これを解消するためには、上述したように、被検体までの距離に応じて、対物レンズと撮像素子との距離を光軸上で変化させる焦点調節を行えばよいが、そのためには対物レンズ若しくは撮像素子を光軸上で進退させる焦点調節機構が必要になり、装置の複雑化及び大型化は避けられず、そのような手段は、小型化が要望される内視鏡装置ではそぐわない手段である。

10

【0009】

そこで、従来の内視鏡装置においては、焦点調節機構等を設けることなく、近点と遠点とにピントのあった画像を取得し得るように構成する工夫が、例えば特開平11-197097号公報等によって種々提案されている。

【0010】

上記特開平11-197097号公報等によって開示されている内視鏡装置は、対物レンズを通過した光束をプリズムによって光路を分離して異なる光路長に設定した遠点用撮像素子と近点用撮像素子とに入射させ、それぞれの撮像素子から出力される画像信号を取得するというものである。この構成によって、上記特開平11-197097号公報等によって開示される内視鏡装置においては、異なる距離にピントが合った複数の画像を同時に撮像し表示し得るというものである。

20

【0011】

ところが、上記特開平11-197097号公報等によって開示されている内視鏡装置においては、異なる距離にピントが合った複数の画像を同時に取得し表示し得るものであって、例えば二画面表示を行なうといった用途が想定されている。つまり、当該公報による手段では、取得された複数の画像のそれぞれは、画面内に焦点が合わないボケ状態の領域が目立つものであることに変わりはなく、画面全体で合焦状態が確保された一つの画像を取得するには構成されていないという問題点がある。

30

【0012】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、多画素化によって高い解像度の画像を得られる撮像素子を採用した撮像ユニットを備えた内視鏡装置において、小型化を実現しながら一つの画像における画面全体の合焦状態となる領域をより広く確保することができ、観察のし易い画像を取得し得る構成の内視鏡装置を提供することである。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

40

【0013】

上記目的を達成するために、本発明の一態様の内視鏡装置は、複数の撮像素子と対物レンズから入射した光線を分割して上記複数の撮像素子のそれぞれに導く光路分割手段とを具備し上記複数の撮像素子に導くための複数の光線における光路長を互いに異なるものとした撮像ユニットと、上記複数の撮像素子からそれぞれ出力される複数の画像信号に基く複数の画像のコントラストを比較するコントラスト比較手段と、上記コントラスト比較手段により比較した結果に基いて上記複数の撮像素子のうちの一つの撮像素子からの画像信号のみを選択し出力する画像選択手段とを具備する。

【0014】

本発明によれば、多画素化によって高い解像度の画像を得られる撮像素子を採用した撮

50

像ユニットを備えた内視鏡装置において、小型化を実現しながら一つの画像における画面全体の合焦状態となる領域をより広く確保することができ、観察のし易い画像を取得し得る構成の内視鏡装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】図1は、本発明の第1の実施形態の内視鏡装置の概略構成を示す図

【図2】図2は、図1の内視鏡装置における内視鏡の挿入部の先端部内に配設される撮像ユニットの概略構成を示す図

【図3】図3は、図1の内視鏡装置におけるプロセッサユニットの内部構成のうち本発明に関連する部位（画像処理回路関連）のみを示すブロック構成図

【図4】図4は、本発明の第2の実施形態の内視鏡装置における撮像ユニットの概略を示す図

【図5】図5は、本発明の第3の実施形態の内視鏡装置における撮像ユニットの概略を示す図

【図6】図6は、本発明の第4の実施形態の内視鏡装置における撮像ユニットの概略を示す図

【図7】図7は、図6の内視鏡装置におけるプロセッサユニットの内部構成のうち本発明に関連する部位（画像処理回路関連）のみを示すブロック構成図

【図8】図8は、本発明の第5の実施形態の内視鏡装置における撮像ユニットの概略を示す図

【図9】図9は、本発明の第6の実施形態の内視鏡装置における内視鏡の挿入部の先端部の内部構成の概略を示す図

【図10】図10は、図9の内視鏡の挿入部の先端部を正面から見た際の概略正面図

【図11】図11は、図9の内視鏡装置の撮像ユニットに適用される偏光フィルタの概略形状を示す概略図

【図12】図12は、本発明の第7の実施形態の内視鏡装置における内視鏡の挿入部の先端部の内部構成の概略を示す図

【図13】図13は、図12の内視鏡の挿入部の先端部を正面から見た際の概略正面図

【図14】図14は、図12の内視鏡装置の撮像ユニットに適用される視野絞り板の概略形状を示す正面図

【図15】図15は、従来の内視鏡装置の撮像ユニットの概念を示し、図15(A)は近点にある被検体に対してピントが合った状態（合焦状態）を示す概念図、図15(B)は遠点にある被検体に対してピントが合った状態（合焦状態）を示す概念図

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図示の実施の形態によって本発明を説明する。

【0017】

なお、以下の説明に用いる各図面においては、各構成要素を図面上で認識可能な程度の大きさとするため、各構成要素毎に縮尺を異ならせて示している場合がある。したがって、本発明は、これらの図面に記載された構成要素の数量、構成要素の形状、構成要素の大きさの比率及び各構成要素の相対的な位置関係は、図示の形態のみに限定されるものではない。

【0018】

[第1の実施形態]

まず、本発明の第1の実施形態の内視鏡装置の概略構成を説明する。図1は、本発明の第1の実施形態の内視鏡装置の概略構成を示す図である。

【0019】

図1に示すように、本実施形態の内視鏡装置は、内視鏡1と、プロセッサユニット20と、出力装置である表示装置21と、光源装置22等によって主に構成される。

【0020】

内視鏡 1 は、挿入部 2 と、操作部 3 と、ユニバーサルケーブル 4 等を備えて主に構成されている。

【 0 0 2 1 】

挿入部 2 は、観察対象となる被検者の体腔内へ挿入される細長形状の長尺部材である。挿入部 2 は、先端側から順に先端部 6 , 湾曲部 7 , 可撓管部 8 を連設して構成されている。先端部 6 の内部には、上記ライトガイド (不図示) 等からの照明光を前面から拡散させ出射する照明光学系 (不図示) と、撮像光学系 (対物レンズ 3 3 A) 及び複数の撮像素子 3 1 , 3 2 (後述する図 2 等を参照) 等を備える撮像ユニット 9 が内蔵されている。湾曲部 7 は、例えば上下左右の四方向に湾曲するように構成されている。可撓管部 8 は、長尺で可撓性を有する管状部材からなる。挿入部 2 の基端部には操作部 3 が連設されている。

10

【 0 0 2 2 】

操作部 3 は、先端側に折れ止め部材 1 0 を介して挿入部 2 の基端部が一体に連結固定されている。操作部 3 の先端よりの部位には、例えば挿入部 2 内に処置具等を挿通させる処置具挿入口 1 3 が設けられている。

【 0 0 2 3 】

また、操作部 3 には、湾曲操作部 1 4 と、送気送水ボタン 1 6 と、吸引ボタン 1 7 と、その他の各種の操作を行なうための操作ボタン等からなる複数の操作部材 1 5 等が外表面上に配設されている。

【 0 0 2 4 】

このうち、湾曲操作部 1 4 は、例えば挿入部 2 の湾曲部 7 を湾曲操作するための湾曲操作ノブ 1 4 a , 1 4 b が配設されている。使用者は、湾曲操作ノブ 1 4 a , 1 4 b のそれぞれを適宜回転操作することによって、操作部 3 から挿入部 2 を挿通して湾曲部 7 に接続されている湾曲ワイヤー (不図示) が牽引及び弛緩されるように構成されており、この操作に応じて湾曲部 7 は上下左右方向に湾曲する。また、上記複数の操作部材 1 5 としては、例えばリリーススイッチ、フリーズスイッチ等のほか、通常観察と特殊観察との切換操作を行うための観察モード切換スイッチ等がある。操作部 3 の側方からは、ユニバーサルケーブル 4 が延出している。

20

【 0 0 2 5 】

ユニバーサルケーブル 4 は、内部にライトガイドや各種信号線、電源供給線等 (不図示) が挿通配置されている。これらのライトガイド、各種信号線、電源供給線等 (不図示) は、ユニバーサルケーブル 4 , 操作部 3 , 挿入部 2 の内部を挿通し、その端部は挿入部 2 の先端部 6 まで到達している。ユニバーサルケーブル 4 の先端部には、内視鏡コネクタ 5 が配設されている。

30

【 0 0 2 6 】

内視鏡コネクタ 5 は、外部装置であるプロセッサユニット 2 0 に対して着脱自在となっており、内視鏡コネクタ 5 をプロセッサユニット 2 0 に接続した時には、両者間で電氣的な接続が確保されるように構成されている。また、内視鏡コネクタ 5 には、光源装置 2 2 から延出されるケーブル (不図示; 内部に光ファイバケーブル等が挿通している) が接続されるようになっており、当該ケーブルを内視鏡コネクタ 5 に接続した時には、光源装置 2 2 からの出射光が、当該ケーブル、内視鏡コネクタ 5 を介してユニバーサルケーブル 4 , 操作部 3 , 挿入部 2 を挿通するライトガイド (不図示) を経由して先端部 6 まで到達し、先端面から前方に照明光を出射するように構成されている。

40

【 0 0 2 7 】

プロセッサユニット 2 0 は、内視鏡 1 の撮像ユニット 9 からの出力信号を受けて各種の画像信号処理を行ったり、内視鏡 1 を統括的に制御する制御回路を備えたコントロールユニットである。上述したように、プロセッサユニット 2 0 は、内視鏡コネクタ 5 を介してユニバーサルケーブル 4 と接続されている。

【 0 0 2 8 】

出力装置である表示装置 2 1 は、プロセッサユニット 2 0 と電氣的に接続されており、当該プロセッサユニット 2 0 から出力された表示用の画像信号を受けて画像を表示する表

50

示パネル等を備えた構成ユニットである。

【0029】

光源装置22は、上記ケーブル（不図示）、内視鏡コネクタ5を介してユニバーサルケーブル4と接続され、ユニバーサルケーブル4、操作部3、挿入部2の内部を挿通するライトガイドを経由して挿入部2の先端前面より出射する照明光の光源となる構成ユニットである。

【0030】

本実施形態の内視鏡装置においては、上述した構成部材、構成ユニット等以外にも種々の構成が存在するが、その他の構成については本発明に直接関連しない部分であるので、その構成については従来一般の内視鏡装置と同様のものが適用されているものとして、それらの説明及び図示は省略する。

10

【0031】

このように構成された本実施形態の内視鏡装置において、内視鏡1の挿入部2の先端部6内に配設される撮像ユニット9の構成について、以下に説明する。図2は、本実施形態の内視鏡装置における内視鏡の挿入部の先端部内に配設される撮像ユニットの概略構成を示す図である。なお、図2においては、当該撮像ユニットを観察対象となる被検体（101e, 101k）に対峙させた時の様子を合わせて示している。

【0032】

本実施形態の内視鏡装置に適用される撮像ユニット9は、図2に示すように、対物レンズ33Aと、二つのプリズム（34, 35）と、二つの撮像素子（31, 32）と、高屈折光学素子39等によって主に構成されている。

20

【0033】

対物レンズ33Aは、複数の光学レンズ（第1レンズ33a, 第2レンズ33b）と、これら複数の光学レンズを保持するレンズ鏡筒部材（不図示）等によって構成され、本撮像ユニット9の撮像光学系を形成する構成ユニットである。なお、対物レンズ33Aの第1レンズ33aは、内視鏡1の挿入部2の先端部6の先端面に形成される観察用窓（不図示）に対峙して配設される。この構成により、対物レンズ33Aには、被検体からの光束が入射するようになっている。

【0034】

対物レンズ33Aの光軸O上における後方には、対物レンズ33Aを透過した被検体からの光束を入射させ、この入射光を光軸Oに対して直交する方向と光軸Oに沿う方向へと分割する光路分割手段であり第1のハーフプリズムである第1プリズム34が配設されている。そのために、第1プリズム34は、入射面34aと、ハーフミラー面36と、出射面34bとを有して形成されている。

30

【0035】

第1プリズム34の入射面34aは、被検体からの光束が入射する面であって、対物レンズ33Aに対向して形成され、かつ光軸Oに対して直交する面に平行となる面で形成されている。

【0036】

第1プリズム34のハーフミラー面36は、上記入射面34aに対して角度約45度の傾斜角を有して形成されていて、被検体からの光束のうちの50%以上の光量を光軸Oに対して直交する方向へと反射する一方、残りの光量を光軸Oに沿う方向へと透過させるように、その反射率が設定されている。

40

【0037】

即ち、ハーフミラー面36は、被検体からの光束を分割して、その一部の光束（50%以上の光量）を後述する第2の撮像素子32の受光面32bへと導く一方、他の一部の残りの光束を後述する第1の撮像素子31の受光面31bへと導く役目をしている。

【0038】

第1プリズム34の出射面34bは、上記ハーフミラー面36によって角度約90度折り曲げられた反射光が出射する面であって、光軸Oに平行となる面で形成されている。

50

【 0 0 3 9 】

上記ハーフミラー面 3 6 によって角度約 9 0 度折り曲げられた反射光の光路上には、第 2 の撮像素子 3 2 が配設されている。第 2 の撮像素子 3 2 の受光面 3 2 b は、上記出射面 3 4 b に対向するように配置される。つまり、第 2 の撮像素子 3 2 は、上記第 1 プリズム 3 4 から出射する光束のうちの一部（ハーフミラー面 3 6 の反射光）を受光する位置に配設されている。

【 0 0 4 0 】

一方、上記ハーフミラー面 3 6 を透過して光軸 O 方向に沿って後方へと出射する透過光の光路上には、第 2 プリズム 3 5 が配設されている。この第 2 プリズム 3 5 は、上記ハーフミラー面 3 6 を透過した光束を光軸 O に沿う方向に後方へと導く役目をしている。そのため、第 2 プリズム 3 5 は、上記第 1 プリズム 3 4 のハーフミラー面 3 6 に接する入射面 3 5 a と、光軸 O に対して直交する面に平行な出射面 3 5 b を有して形成されている。この第 2 プリズム 3 5 の後方であって、上記ハーフミラー面 3 6 を透過した光束の光路上には第 1 の撮像素子 3 1 が配設されている。第 1 の撮像素子 3 1 の受光面 3 1 b は、上記出射面 3 5 b に対向するように配置される。したがって、第 1 の撮像素子 3 1 は、上記第 2 プリズム 3 5 から出射する光束を受光する位置に配設されている。

10

【 0 0 4 1 】

そして、第 2 プリズム 3 5 の出射面 3 5 b と第 1 の撮像素子 3 1 との間には、高屈折光学素子 3 9 が挟まれるように配設されている。高屈折光学素子 3 9 は光路長 (Optical Path Length) を短縮するために配設される光学部材であり、高屈折率を有する光学部材である。この高屈折光学素子 3 9 を配設することにより、内視鏡 1 の挿入部 2 の先端部 6 における硬質部位の長さ寸法を短くなるように設定することができ、先端部 6 の小型化に寄与している。

20

【 0 0 4 2 】

また、各撮像素子 3 1 , 3 2 のそれぞれは、フレキシブルプリント基板 (FPC) 3 7 , 3 8 が電氣的に接続されている。各撮像素子 3 1 , 3 2 によって生成された画像信号は、この FPC 3 7 , 3 8 から上記挿入部 2 , 操作部 3 , ユニバーサルケーブル 4 を挿通する信号ケーブル (不図示) を介して最終的にプロセッサユニット 2 0 へと伝送されるように構成されている。

30

【 0 0 4 3 】

なお、上記第 1 , 第 2 の撮像素子 3 1 , 3 2 としては、CCD (Charge Coupled Device ; 電荷結合素子) 等の回路素子を用いた CCD イメージセンサー若しくは CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor ; 相補型金属酸化膜半導体) 等を用いた MOS 型イメージセンサー等の固体撮像素子である光電変換素子が適用される。これら二つの撮像素子 3 1 , 3 2 は、それぞれが受光面上にカラーフィルタを備えており、それぞれがカラー画像の信号を出力し得るように構成されたものである。

【 0 0 4 4 】

ここで、対物レンズ 3 3 A の第 1 レンズ 3 3 a の前面から第 1 の撮像素子 3 1 の受光面 3 1 b までの距離 (光路長 OPL1) と、対物レンズ 3 3 A の第 1 レンズ 3 3 a の前面から第 2 の撮像素子 3 2 の受光面 3 2 b までの距離 (光路長 OPL2) とは、

40

$$OPL1 > OPL2$$

となるように設定される。つまり、複数の撮像素子に導くための複数の光線における光路長を互いに異なるものとしている。

【 0 0 4 5 】

したがって、相対的に長い光路長 (第 1 の光路長 OPL1) となるように設定された側に配設される第 1 の撮像素子 3 1 は近点用の画像、即ち近点にある被検体 1 0 1 k にピントの合った画像を得ることができる近点用の撮像素子である。また、相対的に短い光路長 (第 2 の光路長 OPL2) となるように設定された側に配設される第 2 の撮像素子 3 2 は遠点用の画像、即ち遠点にある被検体 1 0 1 e にピントの合った画像を得ることができる遠点用の撮像素子である。

50

【0046】

換言すると、上記異なる二つの光路長（ $OLP1$ ， $OLP2$ ）は、互いに異なる被写体距離（遠点，近点）にそれぞれ位置する被写体の像が上記複数の撮像素子 31 ， 32 のそれぞれに結像するように設定されている。

【0047】

なお、本実施形態の説明においては、「近点」という場合は、例えば対物レンズ $33A$ の第1レンズ $33a$ の前面から被検体までの距離（第1の被写体距離という）が 20mm 未満である場合をいうものとする。図2に示す例では、対物レンズ $33A$ 寄りの（近距離位置にある）被検体 $101k$ までの距離 $L1 = 20\text{mm}$ 未満とする。一方、同様に本実施形態の説明においては、「遠点」という場合は、例えば対物レンズ $33A$ の第1レンズ $33a$ の前面から被検体までの距離（第2の被写体距離という）が 20mm 以上ある場合をいうものとする。図2に示す例では、対物レンズ $33A$ よりも遠距離位置にある被検体 $101e$ までの距離 $L2 = 20\text{mm}$ 以上とする。

10

【0048】

このように構成された本実施形態の内視鏡装置における撮像ユニット9においては、被検体側から対物レンズ $33A$ に入射して直進透過する光束は、第1プリズム 34 のハーフミラー面 36 によって二方向に分割される。そのうちの一方は、ハーフミラー面 36 において角度 90 度折り曲げられて第2の撮像素子 32 の受光面 $32b$ 上に結像する。このとき、第2の撮像素子 32 の受光面 $32b$ 上に結像する画像は、遠点の被検体 $101e$ にピントの合った画像であり、近点の被検体 $101k$ に対してはピントが外れた（ボケた）状態となっている。また、他方は、ハーフミラー面 36 を直進透過して第1の撮像素子 31 の受光面 $31b$ 上に結像する。このとき、第1の撮像素子 31 の受光面 $31b$ 上に結像する画像は、近点の被検体 $101k$ にピントの合った画像であり、遠点の被検体 $101e$ に対してはピントが外れた（ボケた）状態となっている。

20

【0049】

通常の場合、近点の被検体に比べて遠点の被検体ほど画像における輝度が低くなる傾向がある。これを考慮して、本実施形態における撮像ユニット9においては、上述したように、被検体からの光束のうちの 50% 以上の光量が遠点用の第2の撮像素子 32 の側へと導かれるように、ハーフミラー面 36 を設定している。つまり、この構成によって、遠点用の第2の撮像素子 32 の側へと導かれる光量の方が、近点用の第1の撮像素子 31 の側へと導かれる光量よりも多くなるように設定される。そこで、ハーフミラー面 36 の設定を調整することにより、近点用の第1の撮像素子 31 によって取得される画像信号に基く近点用画像と、遠点用の第2の撮像素子 32 によって取得される画像信号に基く遠点用画像とが、ほぼ同等の明るさの画像となるように設定するのが望ましい。

30

【0050】

このようにして、本撮像ユニット9からは二つの撮像素子 31 ， 32 のそれぞれから二種の画像信号が出力される。これらの出力信号（画像信号）は、上述したように、プロセッサユニット20へと伝送される。この画像信号の入力を受けて、上記プロセッサユニット20は必要となる画像処理を実行する。

【0051】

ここで、プロセッサユニット20における内部構成のうち、画像処理回路関連の構成を簡単に説明する。図3は、本実施形態の内視鏡装置におけるプロセッサユニットの内部構成のうち本発明に関連する部位（画像処理回路関連）のみを示すブロック構成図である。

40

【0052】

本実施形態の内視鏡装置におけるプロセッサユニット20は、図3に示すように、近点用の画像処理回路41と、遠点用の画像処理回路42と、コントラスト比較回路43と、画像切換スイッチ44等を具備している。

【0053】

各画像処理回路41，42は、画像構築回路41a，42aと、コントラスト検出器41b，42b等を有して構成されている。画像構築回路41a，42aは、上記内視鏡1

50

の撮像ユニット9から出力された画像信号を受けて画像を構築し例えば表示に適した形態の表示用画像信号を生成するための信号処理を施す回路ユニットである。また、コントラスト検出器41b, 42bは、上記内視鏡1の撮像ユニット9から出力された画像信号を受けて画像中のコントラストの高い部分を検出する回路ユニットである。

【0054】

コントラスト比較回路43は、近点用のコントラスト検出器41bからの出力と遠点用のコントラスト検出器42bからの出力を受けて両者を比較する回路ユニットである。つまり、コントラスト比較回路43は、複数の撮像素子(31, 32)からそれぞれ出力される複数の画像信号に基く複数の画像のコントラストを比較するコントラスト比較手段である。

10

【0055】

画像切換スイッチ44は、二つの撮像素子31, 32からの出力のうち的一方を出力装置(表示装置21)へと選択的に出力するためのスイッチ部材である。そのために、この画像切換スイッチ44は、上記画像構築回路41a, 42aと出力装置である表示装置21との間に介在している。画像切換スイッチ44はプロセッサユニット20によって制御される。即ち、プロセッサユニット20は、コントラスト比較回路43(コントラスト比較手段)からのコントラスト比較結果の出力信号を受けて画像切換スイッチ44の切り換え制御を行なって、複数の撮像素子(31, 32)のうちの一つの撮像素子からの画像信号(例えば最もコントラストが高い画像の画像信号)のみを表示装置21へ選択出力する。この場合において、プロセッサユニット20は画像選択手段として機能する。

20

【0056】

したがって、このような構成により、プロセッサユニット20は、撮像ユニット9からの出力を受けると、表示用の画像信号を構築すると同時に、コントラスト比較回路43の出力(コントラスト比較結果)に基いて画像切換スイッチ44の切り換え制御を行なって、近点用の画像構築回路41aからの出力信号(近点用画像信号)と遠点用の上記画像構築回路42aからの出力信号(遠点用画像信号)とのいずれか一方を選択的に表示装置21へと出力するように構成されている。

【0057】

ここで、被検体にピントの合った画像はコントラストが高くなり、ピントが外れた(ボケた)状態ではコントラストが低くなるという傾向がある。そこで、本プロセッサユニット20は、第1の撮像素子31と第2の撮像素子32の各画像信号について、画像のコントラストを常時比較して、コントラストの高い方の画像信号を選択し、表示装置21へと出力し、その表示画面上に表示させるように制御している。

30

【0058】

以上説明したように上記第1の実施形態によれば、撮像ユニット9は、被検体側から対物レンズ33Aに入射して直進透過する光束を二方向に分割するハーフミラー面36を備えた第1プリズム34と、上記ハーフミラー面36によって二分割された光束のそれぞれを受光する二つの撮像素子31, 32を具備し、上記ハーフミラー面36によって二分割された光束のそれぞれの光路長を適宜設定することによって、遠点(被検体までの距離が20mm以上)にピントの合った画像を表わす画像信号と、近点(被検体までの距離が20mm未満)にピントの合った画像を表わす画像信号との二つの画像信号を取得し得る構成としている。そして、プロセッサユニット20は、撮像ユニット9により取得した二つの画像信号について、自動的にコントラストの比較を行なって、高コントラストの画像を出力し、表示装置21に表示させるように構成している。

40

【0059】

これにより、常にピントの合った状態の画像を表示装置21によって表示させることができる。また、撮像光学系や撮像素子等の光軸方向への移動を行なうことなく、近点用の画像信号と遠点用の画像信号とを取得することができる。つまり、アクチュエータ等の駆動源や可動機構等、複雑な構成を不要とし、より簡単な構成とすることができるので、装置の耐久性や信頼性の向上に寄与すると共に、装置の小型化をも実現できる。

50

【 0 0 6 0 】

さらに、本実施形態における撮像ユニット9においては、被検体からの光束のうちの50%以上の光量が遠点用の第2の撮像素子32の側へと導かれるように、ハーフミラー面36の反射率が設定されている。この構成によって、近点用の第1の撮像素子31によって取得される画像信号に基く近点用画像と、遠点用の第2の撮像素子32によって取得される画像信号に基く遠点用画像とを、ほぼ同等の明るさの画像となるように設定することができ、よって、被検体までの距離に関らず、良好な明るさの表示画像による観察を行なうことができる。

【 0 0 6 1 】

また、近点用の第1の撮像素子31に対しては、二つプリズム34, 35を介して被検体からの光束が照射されるように構成されているので、内視鏡1の挿入部2の先端部6の硬質長が長くなってしまいう傾向がある。そこで、本実施形態においては、第2プリズム35の出射面35bと第1の撮像素子31との間に高屈折光学素子39を配設することによって、光路長を短縮するように工夫している。したがって、高屈折光学素子39を設けたので硬質長が長くなるのを抑止し、よって先端部6の小型化に寄与することができる。

【 0 0 6 2 】

そして、複数の撮像素子(本例では二つ)を先端部6の内部に配設するのに際し、一つを撮像光学系の光軸0に一致する光路上に設ける一方、他の一つは撮像光学系の光軸0に直交する光路上に設けることで、二つの撮像素子を離れた位置に配置できる。したがって、複数(二つ)の撮像素子を例えば並べて配置する構成等に比べて、先端部6の径方向の大型化を抑止することができる。また、二つの撮像素子からそれぞれ延出され、多数の各種電気部材を実装配置したフレキシブルプリント基板等の配置を効率的に分散させることができ、よって装置の大型化を抑止することができる。

【 0 0 6 3 】

上述の第1の実施形態においては、プロセッサユニット20は、撮像ユニット9の二つの撮像素子31, 32からの二つの画像信号の出力を受けて自動的にコントラストの比較を行ない、コントラストの高い方の画像信号を選択して表示装置21に出力する制御を行なう例を示している。

【 0 0 6 4 】

このように、適切な画像を自動的に選択して表示させる構成例とは別に、以下に示すような構成としてもよい。即ち、プロセッサユニット20は、撮像ユニット9の二つの撮像素子31, 32からの二つの画像信号の出力を受けて、出力装置(表示装置21)の表示画面上に二つの画像を表示させる。使用者は、操作部3等に設けた操作部材を任意に操作することによって、表示中の二つの画像のうち的一方を表示装置21の表示画面いっぱいに表示させたり、同様に他方を表示させる等、任意に表示切り換えを行ない得るように構成する。つまり、撮像ユニット9の二つの撮像素子31, 32によって取得された二つの画像信号に基く画像を表示させるのに際し、二つの画像を同時に表示させる形態、一方の画像のみを表示させる形態、他方の画像のみを表示させる形態等、表示形態の切り換えを使用者の意思によって行ない得るような構成としてもよい。

【 0 0 6 5 】

また、上述の第1の実施形態においては、撮像ユニット9において二つの撮像素子31, 32を備えた構成例を示しているが、このような構成例に限ることはない。例えば撮像素子の配設数を、三つ若しくはそれ以上とする構成例も考えられる。この場合には、例えば撮像ユニット9に入射する光束を分割する光路分割手段であるハーフプリズムを、さらに増設することによって容易に対応可能である。

【 0 0 6 6 】

[第2の実施形態]

次に、本発明の第2の実施形態を説明する。本実施形態の構成は、基本的には上述の第1の実施形態と略同様であり、撮像ユニットの撮像光学系を構成する対物レンズの構成が若干異なるのみである。したがって、上述の第1の実施形態と同様の構成は同じ符号を附

10

20

30

40

50

してその詳細説明を省略し、以下に異なる部分についてのみ説明する。

【0067】

図4は、本発明の第2の実施形態の内視鏡装置における撮像ユニットの概略を示す図である。図4に示すように、本実施形態の内視鏡装置における撮像ユニット9Aは、撮像光学系である対物レンズ33Bを変倍動作可能ないわゆるズームタイプの対物レンズを適用している。この対物レンズ33Bは、撮像ユニット9A内において固定配置される第1レンズ33a及び第2レンズ33bと、これら第1レンズ33a及び第2レンズ33bに対して光軸O方向（図4に示す矢印A方向）に進退移動自在に配設されるズームレンズ系33c等の複数の光学レンズ群と、上記ズームレンズ系33cを適宜所定の操作指示（手動操作指示若しくは自動操作指示）に基いて光軸O方向に進退移動させるための駆動機構及びその駆動源（いずれも不図示）等によって構成される。その他の構成は、上述の第1の実施形態と同様である。

10

【0068】

以上説明したように上記第2の実施形態によれば、ズームレンズタイプの撮影光学系である対物レンズ33Bを適用した撮像ユニット9Aを採用する内視鏡装置においても、上述の第1の実施形態と全く同様の効果を得ることができる。

【0069】

[第3の実施形態]

次に、第3の実施形態を説明する。本実施形態の構成は、基本的には上述の第2の実施形態と略同様である。本実施形態の構成においては、図5に示すように、撮像ユニットに撮像素子を三つ設けることにより、被検体までの距離に応じた三つの画像を同時に取得し得る構成としている。この場合において、三つの画像は、上述の第1、第2の実施形態と同様に、遠点（被検体までの距離が20mm以上）にピントの合った画像を表わす画像信号と、近点（被検体までの距離が20mm未満1mm以上）にピントの合った画像を表わす画像信号とに加えて、さらに上記近点よりも近い位置の最近接点（被検体までの距離が1mm未満～0.5mm程度まで）にピントの合った画像を表わす画像信号に対応し得るように構成した点が上述の第1の実施形態とは異なる。以下の説明においては、上述の第1、第2の実施形態と同様の構成は同じ符号を附してその詳細説明を省略し、異なる部分についてのみ説明する。

20

【0070】

一般に、撮像光学系としてズームレンズを適用する場合、そのズーム範囲のうち長焦点距離に設定された場合には、被写界深度が浅くなる傾向がある。そこで、本実施形態の内視鏡装置においては、三つの撮像素子を用いて被検体までの距離に応じた三つの画像を取得することによって、より広い被写界深度を得ようとするものである。

30

【0071】

図5は、本発明の第3の実施形態の内視鏡装置における撮像ユニットの概略を示す図である。図5に示すように、本実施形態の内視鏡装置における撮像ユニット9Bは、撮像光学系である対物レンズ33Cとして変倍動作可能なズームタイプの対物レンズを適用している点は、上述の第2の実施形態と同様である。

【0072】

一方、本実施形態においては、図5に示すように、対物レンズ33Cの光軸O上における後方に四つのプリズムを配設している。即ち、対物レンズ33Cの後方には、前側から順に第1プリズム34、第2プリズム35、第3プリズム54、第4プリズム55を配設している。

40

【0073】

第1プリズム34は、入射面34aと、第1ハーフミラー面36と、出射面34bとを有して形成される光路分割手段であり第1ハーフプリズムである。この構成により、第1プリズム34は、対物レンズ33Cを透過した被検体からの光束を入射面34aから入射させ、この入射光の一部を第1ハーフミラー面36において光軸Oに対して直交する方向（第2の撮像素子32の受光面32bへと導く方向）と光軸Oに沿う方向（後方）へと分

50

割する。第1プリズム34は、上述の第1の実施形態の第1プリズム34と同様の構成からなり同じ機能を有している。ここで、第2の撮像素子32は、遠点用の画像信号を生成する撮像素子である。

【0074】

第2プリズム35は、上記第1プリズム34の第1ハーフミラー面36に接する入射面35aと、光軸Oに対して直交する面に平行な出射面35bを有して形成されている。この構成により、第2プリズム35は、上記第1ハーフミラー面36を透過した光束を光軸Oに沿う方向に後方へと導く。第2プリズム35も、上述の第1の実施形態の第2プリズム35と同様の構成からなり略同様の機能を有している。

【0075】

第3プリズム54は、上記第2プリズム35の後方において、上記第1プリズム34の第1ハーフミラー面36を透過した後、上記第2プリズム35を透過した光束の光路上に配設されている。第3プリズム54は、入射面54aと、第2ハーフミラー面56と、出射面54bとを有して形成される光路分割手段であり第2のハーフプリズムである。第3プリズムの入射面54aは、上記第2プリズム35の出射面35bに接するように、光軸Oに対して直交する面に平行となるように形成されている。第2ハーフミラー56は、入射光の一部を光軸Oに対して直交する方向（第1の撮像素子31の受光面31bへと導く方向）と光軸Oに沿う方向（後方）へと分割する。そのために、第3プリズム54の第2ハーフミラー面56は、上記入射面54aに対して角度約45度の傾斜角を有して形成されている。この場合において、第2ハーフミラー面56の傾斜方向は、上記第1ハーフミラー面36とは逆方向の傾斜を有するように設定されている。つまり、第2ハーフミラー面56の傾斜は、第1ハーフミラー面36の傾斜に対して角度約90度となるように設定されている。この構成により、第2ハーフミラー面56は、入射面54aからの入射光の一部の光束を光軸Oに対して直交する方向であって上記第1ハーフミラー面36による光束の折り曲げ方向とは反対方向（後述する第1の撮像素子31の受光面31b）へ向けて反射する一方、残りの光束を光軸Oに沿う方向（後方）へと透過させるように形成されている。即ち、第2ハーフミラー面56は、入射光束を分割して、その一部の光束を後述する第1の撮像素子31の受光面32bへと導く一方、他の一部の残りの光束を光軸Oに沿う後方であって、後述する第3の撮像素子47の受光面47bへと導く役目をしている。

【0076】

また、第3プリズム54の出射面54bは、上記第2ハーフミラー面56によって角度約90度折り曲げられた反射光が出射する面であって、光軸Oに平行となる面で形成されている。上記第2ハーフミラー面56によって角度約90度折り曲げられた反射光の光路上には、第1の撮像素子31が配設されている。第1の撮像素子31の受光面31bは、上記出射面54bに対向するように配置される。つまり、第1の撮像素子31は、上記第3プリズム54から出射する光束のうちの一部（第2ハーフミラー面56の反射光）を受光する位置に配設されている。ここで、第1の撮像素子31は、近点用の画像信号を生成する撮像素子である。

【0077】

第4プリズム55は、上記第3プリズム54の第2ハーフミラー面56に接する入射面55aと、光軸Oに対して直交する面に平行な出射面55bを有して形成されている。この構成により、第4プリズム55は、上記第2ハーフミラー面56を透過した光束を光軸Oに沿う方向に後方へと導く。この第4プリズム55の後方であって、上記第2ハーフミラー面56を透過した後、上記第4プリズム55を透過した光束の光路上には、第3の撮像素子47が配設されている。第3の撮像素子47の受光面47bは、上記第4プリズム55の出射面55bに対向するように配置される。したがって、第3の撮像素子47は、上記第4プリズム55から出射する光束を受光する位置に配設されている。ここで、第3の撮像素子47は、最近接点用の画像信号を生成する撮像素子である。この第3の撮像素子47も、上記第1の撮像素子31、第2の撮像素子32と同様に、CCDイメージセンサー若しくはMOS型イメージセンサー等の固体撮像素子である光電変換素子が適用され

10

20

30

40

50

る。

【0078】

第4プリズム55の出射面55bと第3の撮像素子47のとの間には、高屈折光学素子57が挟まれるように配設されている。この高屈折光学素子57は、上述の第1の実施形態の高屈折光学素子39と同様に、光路長(Optical Path Length)を短縮するために配設される光学部材である。

【0079】

また、各撮像素子31, 32, 47のそれぞれは、フレキシブルプリント基板(FPC)37, 38, 58が電氣的に接続されている。各撮像素子31, 32, 47によって生成された画像信号は、このFPC37, 38, 47から挿入部2, 操作部3, ユニバーサルケーブル4を挿通する信号ケーブル(不図示)を介して最終的にプロセッサユニット20へと伝送される。その他の構成は、上述の第1の実施形態と同様である。

10

【0080】

なお、図5において、符号OPL2は、第2の撮像素子32に導かれる光束の光路長を表わす。符号OPL1は、第1の撮像素子31に導かれる光束の光路長を表わす。符号OPL1aは、第3の撮像素子47に導かれる光束の光路長を表わす。

【0081】

ここで、最近接点の光路長OPL1aと、近点の光路長OPL1と、遠点の光路長OPL2とは、

$$OPL1a > OPL1 > OPL2$$

20

となるように設定される。

【0082】

つまり、相対的に最も長い光路長(OPL1a)となるように設定された側に配設される第3の撮像素子47は最近接用の画像(最近接点にある被検体101kaにピントの合った画像を得ることができる最近接用の撮像素子である。

【0083】

また、光路長OPL1aよりも短く、光路長OPL2よりも長い光路長(OPL1)となるように設定された側に配設される第1の撮像素子31は近点用の画像、即ち近点にある被検体101kにピントの合った画像を得ることができる近点用の撮像素子である。

【0084】

そして、相対的に最も短い光路長(OPL2)となるように設定された側に配設される第2の撮像素子32は遠点用の画像、即ち遠点にある被検体101eにピントの合った画像を得ることができる遠点用の撮像素子である。

30

【0085】

また、本実施形態においても、各撮像素子(31, 32, 47)のそれぞれに入射する光量は、第1, 第2ハーフミラー面36, 56の反射率の設定により調整されている。即ち、各撮像素子(31, 32, 47)への光量が、

$$\text{遠点用(32)} > \text{近点用(31)} > \text{最近接用(47)}$$

となるように、第1, 第2ハーフミラー面36, 56の反射率が設定されている。

【0086】

このように構成された本実施形態の内視鏡装置においては、三つの撮像素子31, 32, 47を用いて三つの画像信号を同時に取得することができる。これら三つの画像は、被検体までの距離に応じて適切な合焦状態となるように設定された画像である。これらの三つの画像は、上述の第1の実施形態と同様に、プロセッサユニット20(図3参照)において、自動的にコントラスト比較が行なわれ、最もコントラストの高い画像信号が選択されて表示装置21に出力される制御が行なわれる。これにより、表示装置21には適切な画像が自動的に表示される。

40

【0087】

以上説明したように上記第3の実施形態によれば、上述の各実施形態と同様の効果を得ることができる。さらに、本実施形態によれば、ズームレンズタイプの撮影光学系である

50

対物レンズ 33C を適用すると共に、三つの撮像素子 31, 32, 47 を設け、被検体までの距離に応じて三つの画像を取得し得るように構成したので、より広い被写界深度の画像を得ることが可能となる。

【0088】

[第4の実施形態]

次に、本発明の第4の実施形態を説明する。本実施形態の構成は、基本的には上述の第1の実施形態と略同様であり、撮像ユニットの撮像光学系を構成する対物レンズの構成が若干異なるのみである。したがって、上述の第1の実施形態と同様の構成は同じ符号を附してその詳細説明を省略し、以下に異なる部分についてのみ説明する。

【0089】

図6は、本発明の第4の実施形態の内視鏡装置における撮像ユニットの概略を示す図である。図6に示すように、本実施形態の内視鏡装置における撮像ユニット9Cは、撮像光学系である対物レンズ33Dを焦点調節可能なタイプの対物レンズを適用している。この対物レンズ33Dは、撮像ユニット9C内において固定配置される第1レンズ33a及び第2レンズ33bと、これら第1レンズ33a及び第2レンズ33bに対して光軸O方向（図6に示す矢印A方向）に進退移動自在となるように配設される可動レンズであるフォーカスレンズ系33d等の複数の光学レンズ群と、上記フォーカスレンズ系33dを適宜所定の操作指示（手動操作指示若しくは自動操作指示）に基いて光軸O方向に進退移動させるための駆動機構及びその駆動源（いずれも不図示）等からなる駆動手段等によって構成される。この場合において、上記駆動手段は、上記複数の撮像素子（31, 32, 47）の出力画像信号に基く画像におけるコントラストの差が最大となるようにフォーカスレンズ系33d（可動レンズ）を移動させるものである。この場合におけるコントラストの差は、各画像信号に基く画像におけるコントラストのピーク値の差である。

【0090】

このように構成された上記撮像ユニット9Cの二つの撮像素子31, 32のそれぞれからは、二種の画像信号が出力される。これらの出力信号（画像信号）は、上述の第1の実施形態と同様にプロセッサユニットへと伝送される。この画像信号の入力を受けて当該プロセッサユニットは必要となる画像処理を実行する。

【0091】

ここで、本実施形態におけるプロセッサユニットの内部構成のうち、画像処理回路関連の構成を簡単に説明する。図7は、本実施形態の内視鏡装置におけるプロセッサユニットの内部構成のうち本発明に関連する部位（画像処理回路関連）のみを示すブロック構成図である。

【0092】

本実施形態の内視鏡装置におけるプロセッサユニット20Cは、図7に示すように、近点用の画像処理回路41と、遠点用の画像処理回路42と、コントラスト比較回路43と、オートフォーカスレンズ制御回路45と、画像合成回路46等を具備している。このうち、各画像処理回路41, 42と、コントラスト比較回路43とは、上述の第1の実施形態と同様の構成及び機能を有する回路ユニットである。

【0093】

オートフォーカスレンズ制御回路45は、内視鏡1の例えば操作部3内等に設けられるフォーカス駆動源（不図示）を駆動制御して、撮像ユニット9Cの対物レンズ33Dのフォーカスレンズ系33dを光軸O上で進退させる駆動制御を行なう回路ユニットである。オートフォーカスレンズ制御回路45は、コントラスト比較回路43からの出力（コントラスト比較結果）を受けてオートフォーカス動作の制御が実行される。

【0094】

なお、これとは別に、オートフォーカスレンズ制御回路45は、例えば操作部3に設けられる操作部材15に含まれる所定の操作部が操作されることによって生じるオートフォーカス指示信号を受けて、自動焦点調節動作（オートフォーカス動作）のための制御が行なわれるようになっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 5 】

画像合成回路 4 6 は、近点用の画像構築回路 4 1 a からの出力と、遠点用の画像構築回路 4 2 a からの出力とを受けて、所定の条件、即ちコントラストの高い画像領域を抽出して一つの画像信号を生成する画像合成処理を行なう回路ユニットである。

【 0 0 9 6 】

なお、本実施形態においては、上述の第 1 の実施形態（図 3 参照）と異なり、画像切換スイッチ 4 4 は具備していない。その他の構成は、上述の第 1 の実施形態と同様である。

【 0 0 9 7 】

以上説明したように上記第 4 の実施形態によれば、焦点調節可能なタイプの撮影光学系である対物レンズ 3 3 D を適用した撮像ユニット 9 C を採用する内視鏡装置においても、上述の第 1 の実施形態と同様の効果を得ることができる。さらに、本実施形態によれば、所望の被検体部位に対して焦点調節を行なうことができるので、コントラストの高い画像をさらに鮮鋭に結像させることが容易にできる。

10

【 0 0 9 8 】

また、上述の第 1 ~ 第 3 の実施形態におけるプロセッサユニット 2 0 においては、複数の撮像素子からの出力信号を受けて、コントラストの高い画像を選択的に表示する制御を行なうように構成している。これに対し、本実施形態においては、プロセッサユニット 2 0 C は、複数の撮像素子からの複数の出力信号（本例では近点用画像信号と遠点用画像信号）を受けて、各画像のコントラストの高い画像領域を抽出して一つの画像信号を生成する画像合成処理を行ない、その合成画像を表示装置 2 1 に自動的に表示させる制御としたので、より広い被写界深度の画像を生成し表示させることができる。

20

【 0 0 9 9 】

[第 5 の実施形態]

次に、本発明の第 5 の実施形態を説明する。本実施形態の構成は、基本的には上述の各実施形態と略同様である。例えば、撮像ユニットの撮像光学系を構成する対物レンズの構成は、上述の第 1 の実施形態の構成と同様としている。また、撮像ユニットにおいて光軸 O 方向に沿って対物レンズの後方へに四つのプリズムを設け、三つの撮像素子をそれぞれ所定の位置に配設した構成は、上述の第 3 の実施形態と略同様である。したがって、上述の各実施形態と同様の構成は同じ符号を附してその詳細説明を省略し、以下に異なる部分についてのみ説明する。

30

【 0 1 0 0 】

図 8 は、本発明の第 5 の実施形態の内視鏡装置における撮像ユニットの概略を示す図である。図 8 に示すように、本実施形態の内視鏡装置における内視鏡 1 D の挿入部 2 D の先端部 6 D の内部に配設される撮像ユニット 9 D は、対物レンズ 3 3 A と、この対物レンズ 3 3 A の光軸 O 上における後方に設けられた四つのプリズム（3 4 , 3 5 , 5 4 , 5 5 ）からなる二つのプリズムユニットと、各所定のプリズムの出射面に設けられた三つの撮像素子（6 1 , 6 2 , 6 3 ）と、この三つの撮像素子（6 1 , 6 2 , 6 3 ）のそれぞれから延出されるフレキシブルプリント基板（FPC）6 7 , 6 8 , 6 9 と、上記三つの撮像素子のうち最も対物レンズ 3 3 A の寄りに配置される撮像素子（本例では第 6 撮像素子 6 3 ; 後述）の受光面 6 3 b に対向配置される高屈折光学素子 6 4 等によって主に構成されている。

40

【 0 1 0 1 】

上記四つのプリズムは、上述の第 3 の実施形態と同様に、対物レンズ 3 3 A に近い側から順に第 1 プリズム 3 4 , 第 2 プリズム 3 5 , 第 3 プリズム 5 4 , 第 4 プリズム 5 5 である。これらの四つのプリズムの各構成及び配置も上述の第 3 の実施形態と略同様である。

【 0 1 0 2 】

なお、本実施形態においては、四つのプリズムのうち前側の第 1 , 第 2 プリズム 3 4 , 3 5 を第 1 のプリズムユニットといい、後側の第 3 , 第 4 プリズム 5 4 , 5 5 を第 2 のプリズムユニットというものとする。ここで、第 1 のプリズムユニットは、対物レンズ 3 3 A の後方に配置され、対物レンズ 3 3 A からの光束を光路分割手段である第 1 プリズム 3

50

4の第1ハーフミラー面36において二分割し、一方の光束を第4の撮像素子61(上述の各実施形態では第1の撮像素子に相当するものとする)へと導くと共に、他方の光束を後方に導く。即ち、第1プリズム34の第1ハーフミラー面36は、上述の各実施形態と同様に入射光を二分割する機能を有する。

【0103】

一方、第2のプリズムユニットは、上記第1のプリズムユニットの後方に配置され、この第1プリズムユニットから後方に導かれた上記他方の光束を光路分割手段である第3プリズム54において色分解を行なって、これにより分離した光束のそれぞれを第5の撮像素子62(上述の各実施形態では第2の撮像素子に相当するものとする)及び第6の撮像素子63(上述の各実施形態では第3の撮像素子に相当するものとする)へと導く。ここで、第3プリズム54の第2ハーフミラー面56は、入射光の色分解を行なうダイクロイック光学系が採用される。

10

【0104】

本実施形態においては、第2ハーフミラー面56は、上記第1、第2プリズム34、35を透過した後、第3プリズム54へと入射する入射光のうちグリーン成分光(輝度成分)のみを反射して光軸Oに対して直交する方向であって第1プリズム34の第1ハーフミラー面36による光束の折り曲げ方向とは反対方向(後述する第5の撮像素子62の受光面62b)へと導く一方、残りの光束を光軸Oに沿う方向(後方)へと透過させる。

【0105】

また、上記三つの撮像素子は、特殊観察画像用の画像信号を取得する第6の撮像素子63と、通常観察画像用の画像信号を取得する第4の撮像素子61及び第5の撮像素子62である。

20

【0106】

即ち、本実施形態の構成においては、撮像ユニット9Dに三つの撮像素子を設けることによって、特殊観察画像と、色再現性に優れた通常観察画像と、の二つの画像を同時に取得し得る構成としている。

【0107】

そのために、上記三つの撮像素子のうちの一つは、例えば蛍光観察若しくは赤外光観察等の特殊観察画像を表わす画像信号を取得する第6の撮像素子63である。この第6の撮像素子63は、その受光面63bが第1プリズム34の出射面34bに対向するように配置されている。そして、第1プリズム34の出射面34bと第6の撮像素子63(上述の各実施形態では第3の撮像素子に相当するものとする)の間には、高屈折光学素子64が挟まれるように配設されている。

30

【0108】

ここで、高屈折光学素子64として透明のものを適用し、第6の撮像素子63として高感度のものを採用すると、生体の蛍光を検出することができ、よって第6の撮像素子63は蛍光観察用の画像信号を出力することができる。

【0109】

また、高屈折光学素子64として特定の波長を透過する光学フィルタを適用し、第6の撮像素子として上記高屈折光学素子64を透過する波長に応じたものを採用すると、その特定波長に対する感度が高いものとすることができ、よって第6の撮像素子63は特定波長、例えば赤外光であれば赤外光観察用の画像信号を出力することができる。

40

【0110】

なお、高屈折光学素子64は、上述した特定部位(第1プリズム34の出射面34bと第6の撮像素子63との間)に配設することによって、光路長のうち第1ハーフミラー面36で反射されて折り曲げられた後の光路長L(図8参照)を短縮することができる。つまり、この高屈折光学素子64を設けることによって、内視鏡1Dにおける先端部6Dの大径化を抑えることができる。

【0111】

一方、上記三つの撮像素子のうちの他の二つは、通常観察画像を表わす画像信号を取得

50

するための撮像素子であって、そのうち一つはレッド及びグリーン成分光（画像構築成分）を取得する第４の撮像素子６１であり、別の一つはグリーン成分光（輝度成分）を取得する第５の撮像素子６２である。

【０１１２】

他方、上記第４の撮像素子６１は、その受光面６１ｂが第４プリズム５５の出射面５５ｂに対向するように配置されている。そして、上記第５の撮像素子６２は、その受光面６２ｂが第３プリズム５４の出射面５４ｂに対向するように配置されている。

【０１１３】

また、本実施形態における構成においては、第１レンズ３３ａの前方位位置Ｎ（図８参照）から第４の撮像素子６１の受光面６１ｂまでの光路の長さ $OL1$ と、第１レンズ３３ａの前方位位置Ｎから第５の撮像素子６２の受光面６２ｂまでの光路の長さ $OL2$ とは等しくなるように設定されている（ $OL1 = OL2$ ）。さらに、第１レンズ３３ａの前方位位置Ｎから第６の撮像素子６３の受光面６３ｂまでの光路の長さ $OL3$ もまた、上記光路の長さ $OL1$ 、 $OL2$ と等しくなるように設定されている（ $OL1 = OL2 = OL3$ ）。

【０１１４】

また、光軸 O に沿う面に対して受光面が平行に配置される一対の撮像素子６２、６３は、各受光面６２ｂ、６３ｂが含まれる面が光軸 O を挟んで互いに略対向するように配置される。この構成とすることによって、各撮像素子６２、６３からそれぞれ延設されるフレキシブルプリント基板（ＦＰＣ）６８、６９等の撮像素子周りの周辺構成部材が干渉することがなく、部材配置の効率化を図ることができる。なお、互いに対向配置する一対の撮像素子は、上記組み合わせ（６２、６３）に限られることはない。

【０１１５】

このように構成される内視鏡１Ｄにおける撮像ユニット９Ｄにおいては、三つの撮像素子（６１、６２、６３）から三つの画像信号が同時に出力される。その出力信号（画像信号）は、プロセッサユニット（２０）へと入力される。この場合において、上記三つの画像信号のうち第４の撮像素子６１の画像信号（グリーン成分光に基いて生成される画像信号）と第５の撮像素子６１の画像信号（グリーン成分光に基いて生成される画像信号）とは画像処理回路によって所定の処理が施されることにより、通常観察用の画像信号が生成される。一方、残りの画像信号、即ち第６の撮像素子６３の画像信号は、所定の処理が施されて、特殊画像用の画像信号が生成される。

【０１１６】

こうして生成された二つの画像信号（通常観察用及び特殊観察用の各画像信号）は、操作部３に設けられた所定の操作部材１５からの指示信号を受けて出力切り換えが行なわれ、いずれか一方の画像信号が表示装置２１へと出力され表示される。その他の構成は、上述の第１の実施形態若しくは第３の実施形態と略同様である。

【０１１７】

以上説明したように上記第５の実施形態によれば、上述の各実施形態と略同様の効果を得ることができる。さらに、本実施形態においては、第６の撮像素子６３として特殊な光の波長に応じた撮像素子を適用することによって、各種様々な波長に対応した撮像ユニットを実現し、これを適用した内視鏡装置を構成することができる。

【０１１８】

また、光軸 O に対してバランスよく複数の撮像素子（６１、６２、６３）を配置したことによって、各撮像素子から延出されるフレキシブルプリント基板等が干渉しないようにし、高率な内部レイアウトによって、内視鏡装置全体の小型化に寄与することができる。

【０１１９】

対物レンズ３３Ａに最も近い位置に配設される第６の撮像素子６３の近傍、即ち受光面６３ｂの近傍に高屈折光学素子６４を配設したので、撮像ユニット９Ｄ自体の大型化を抑えることができると共に、三つの各撮像素子（６１、６２、６３）への光路の長さを、

$$OL1 = OL2 = OL3$$

と設定することができる。

10

20

30

40

50

【 0 1 2 0 】

また、入射光束を色分解し、分割した光束の一方（グリーン成分光）を第 4 の撮像素子 6 1 へと入射させ、他方（レッド，グリーン成分光）を第 5 の撮像素子 6 2 へと入射させることによって、二つの画像信号を生成し、これらをプロセッサユニット（20）において所定の画像処理を施すようにしたので、色再現性に優れた通常観察画像を取得する内視鏡装置を実現できる。

【 0 1 2 1 】

なお、本実施形態においては、撮像ユニット 9 D の撮像光学系を構成する対物レンズ 3 3 A の構成を第 1 の実施形態と同様の構成としているが、これに限られることはなく、上述の第 2 ，第 3 の実施形態におけるズームタイプの対物レンズや、第 4 の実施形態における焦点調節可能なタイプの対物レンズ等を適用してもよい。

10

【 0 1 2 2 】

また、本実施形態においては、光軸 O に沿う面に対して受光面が平行に配置される二つの撮像素子 6 2 ， 6 3 の各受光面 6 2 b ， 6 3 b を光軸 O を挟んで略対向するように配置させて構成したが、この例に限られることはない。

【 0 1 2 3 】

その他の配置例としては、例えば、上記二つの撮像素子 6 2 ， 6 3 の各受光面 6 2 b ， 6 3 b 隣接するような配置としてもよい。この場合には、第 1 ハーフミラー 3 6 の傾斜方向と第 2 ハーフミラー 5 6 の傾斜方向を一致させることで、光軸 O からの光束の折り曲げ方向を同方向に設定すればよい。

20

【 0 1 2 4 】

さらに、この配置例とは別に、上記二つの撮像素子 6 2 ， 6 3 の配置を、光軸 O 周りに例えば角度約 9 0 度離れた位置にそれぞれ配置するようにすることも可能である。この場合の光軸周りにおける配置角度は、上記約 9 0 度に限ることはなく、内視鏡 1 D の先端部 6 D の内部レイアウトを考慮して、角度 0 ~ 1 8 0 度の範囲内で任意に設定することができる。これにより部材配置の効率化をより向上させることができる。

【 0 1 2 5 】

[第 6 の実施形態]

次に、本発明の第 6 の実施形態を説明する。本実施形態の構成は、基本的には上述の各実施形態と略同様であり、撮像光学系としての対物レンズの構成を 3 D 画像の生成に適した形態のものとした点が異なる。したがって、上述の各実施形態と同様の構成は同じ符号を附してその詳細説明を省略し、以下に異なる部分についてのみ説明する。

30

【 0 1 2 6 】

図 9 は、本発明の第 6 の実施形態の内視鏡装置における内視鏡の挿入部の先端部の内部構成の概略を示す図である。図 1 0 は、図 9 の内視鏡の挿入部の先端部を正面から見た際の概略正面図である。図 1 1 は、図 9 の内視鏡装置の撮像ユニットに適用される偏光フィルタの概略形状を示す概略図である。

【 0 1 2 7 】

図 9 に示すように、本実施形態の内視鏡装置における内視鏡 1 D の挿入部の先端部 6 D の内部には、撮像ユニット 9 E が固設されている。

40

【 0 1 2 8 】

この撮像ユニット 9 E は、立体画像（ステレオ画像； 3 D 画像）用としてそれぞれ一対で用意された対物レンズユニット（対物レンズ 3 3 E R ， 3 3 E L 等）、この対物レンズユニットの後方に設けられたプリズムユニット（ 7 6 ， 7 7 等）、このプリズムユニットの入射面に設けられる二つの偏光フィルタ（ 7 5 R ， 7 5 L ）、上記プリズムユニットの複数の出射面にそれぞれ設けられた二つの撮像素子（ 7 8 ， 7 9 ）、そしてこの二つの撮像素子のそれぞれから延出されるフレキシブルプリント基板（ F P C ） 8 0 等によって主に構成されている。

【 0 1 2 9 】

上記対物レンズユニットは、右眼用の像を結像させる第 1 の対物レンズ 3 3 E R と、左

50

眼用の像を結像させる第2の対物レンズ33ELとを有する。ここで、第2の対物レンズ33ELは、第1の対物レンズ33ERに対し視差を備えるように被検体に対して並列に配置される。換言すると、第1の対物レンズ33ER及び第2の対物レンズ33ELは、当該内視鏡1Eにおける水平方向に並べて形成されている。ここで、内視鏡1Eの水平方向とは、当該内視鏡装置によって最終的に出力表示される内視鏡画像の水平方向に一致する方向である。

【0130】

これら第1の対物レンズ33ER及び第2の対物レンズ33ELは、それぞれが複数の光学レンズによって構成されている。また、第1の対物レンズ33ER及び第2の対物レンズ33ELのそれぞれを構成する複数の光学レンズは、それぞれが筒状に形成されるレンズ鏡筒71の内部に固定配置されている。

10

【0131】

なお、第1の対物レンズ33ER及び第2の対物レンズ33ELのそれぞれを構成する複数の光学レンズのうち一部は、偏角及び芯調整ネジ73によって調整可能にレンズ鏡筒71に対して可動状態となっている。同様に他の一部の光学レンズは、ピント調整ピン74によって調整可能にレンズ鏡筒71に対して可動状態となっている。したがって、偏角及び芯調整ネジ73、ピント調整ピン74によって、これら第1の対物レンズ33ER及び第2の対物レンズ33ELのそれぞれは、適切な二つの画像を適切な位置に適切な状態で結像し得るように調整可能に構成されている。なお、これらの調整機構については、本発明に直接関連しない部分であり、従来一般に実用化されている構成が適用されているものとして、その詳細説明は省略する。

20

【0132】

また、第1の対物レンズ33ER及び第2の対物レンズ33ELのそれぞれを構成する複数の光学レンズの光路中の所定の位置には、前方からの入射光量を制限するための絞り板72が配設されている。

【0133】

上記二つの偏光フィルタ(75R, 75L)は、偏光方向が交差する一対の偏光フィルタである。このうち、第1の光学フィルタである第1偏光フィルタ75Rは、上記第1の対物レンズ33ERの光軸O(R)上の後方に配設されている。つまり、第1偏光フィルタ75Rは、プリズムユニットの第1プリズム76(後述)の入射面76aに接して配設されている。ここで、第1の対物レンズ33ERの光軸O(R)と第1偏光フィルタ75Rの中心軸とは略一致するように設定されている。そして、第1偏光フィルタ75Rは、入射光の垂直方向成分Vのみを透過させ得るように形成されているものである(図11(A)参照)。

30

【0134】

同様に、第2の光学フィルタである第2偏光フィルタ75Lは、上記第2の対物レンズ33ELの光軸O(L)上の後方に配設されている。つまり、第2偏光フィルタ75Lは、プリズムユニットの第1プリズム76(後述)の入射面76aに接して配設されている。ここで、第2の対物レンズ33ELの光軸O(L)と第2偏光フィルタ75Lの中心軸とは略一致するように設定されている。そして、第2偏光フィルタ75Lは、上記第1偏光フィルタ75Rとは異なる種類からなり、入射光の水平方向成分Hのみを透過させ得るように形成されているものである(図11(B)参照)。

40

【0135】

上記プリズムユニットは、第1プリズム76と第2プリズム77の二つのプリズムによって構成される。第1プリズム76は、上記二つの対物光学系75R, 75Lを透過した後の光束が入射して、この入射光を所定の二方向に分割する光路分割手段でありハーフプリズムである。そのために、第1プリズム76は、入射面76aと、偏光ビームスプリッタ面82と、出射面76bとを有して形成されている。

【0136】

第1プリズム76の入射面76aは、上記第1の対物レンズ33ER及び第2の対物レ

50

ンズ 3 3 E L のそれぞれにおける各光軸 O (R) , O (L) に直交する平面からなり、上記二つの偏光フィルタ (7 5 R , 7 5 L) が各光軸 O (R) , O (L) の延長上に配設されている。

【 0 1 3 7 】

第 1 プリズム 7 6 の偏光ビームスプリッタ面 8 2 は、上記入射面 7 6 a に対して角度約 4 5 度の傾斜角を有して形成されている。これにより、偏光ビームスプリッタ面 8 2 は、上記入射面 7 6 a から入射した入射光を光軸 O (R) , O (L) に対して直交する方向と、光軸 O (R) , O (L) に沿う方向へと分割する。即ち、偏光ビームスプリッタ面 8 2 は、第 1 の対物レンズ 3 3 E R を透過した後、第 1 偏光フィルタ 7 5 R を透過して、第 1 プリズム 7 6 の入射面 7 6 a から入射した光束 (垂直方向成分 V) を通過させる。この光束は、後方の第 2 プリズム 7 7 に入射する。

10

【 0 1 3 8 】

一方、同偏光ビームスプリッタ面 8 2 は、第 2 の対物レンズ 3 3 E L を透過した後、第 2 偏光フィルタ 7 5 L を透過して、第 1 プリズム 7 6 の入射面 7 6 a から入射した光束 (水平方向成分 H) を反射して、その光路を角度約 9 0 度折り曲げて、出射面 7 6 b から出射し、後述する左眼用撮像素子 7 8 (第 2 の撮像素子) の受光面 7 8 b へと入射する。

【 0 1 3 9 】

出射面 7 6 b は、上記偏光ビームスプリッタ面 8 2 によって折り曲げられた後の光束に直交する面を有して形成される。この出射面 7 6 b には、後述する左眼用撮像素子 7 8 が配設されている。

20

【 0 1 4 0 】

第 2 プリズム 7 7 は、上記第 1 プリズム 7 6 の偏光ビームスプリッタ面 8 2 に接するように形成される入射面 7 7 a と、上記第 1 の対物レンズ 3 3 E R 及び第 2 の対物レンズ 3 3 E L のそれぞれにおける光軸 O (R) , O (L) に直交する平面からなる出射面 7 7 b とを有して形成されている。この出射面 7 7 b には、後述する右眼用撮像素子 7 9 (第 1 の撮像素子) が配設されている。

【 0 1 4 1 】

二つの撮像素子は、第 1 の対物レンズ 3 3 E R を通過した光束を受光する受光面 7 9 b を有する第 1 の撮像素子である右眼用撮像素子 7 9 と、第 2 の対物レンズ 3 3 E L を通過した光束を受光する受光面 7 8 b を有する第 2 の撮像素子である左眼用撮像素子 7 8 である。

30

【 0 1 4 2 】

右眼用撮像素子 7 9 は、第 2 プリズム 7 7 の出射面 7 7 b に対向するように受光面 7 9 b が配設されている。これにより、右眼用撮像素子 7 9 は、第 1 の対物レンズ 3 3 E R を通過した光束を受光する。即ち、上述したように、上記第 1 の対物レンズ 3 3 E R と上記右眼用撮像素子 7 9 の間には第 1 偏光フィルタ 7 5 R が配置されている。また、上記第 1 偏光フィルタ 7 5 R と上記右眼用撮像素子 7 9 との間には、第 1 プリズム 7 6 の偏光ビームスプリッタ面 8 2 が配置されている。このような構成により、右眼用撮像素子 7 9 は、入射光のうち垂直方向成分 V の光束を受光する。

【 0 1 4 3 】

一方、左眼用撮像素子 7 8 は、第 1 プリズム 7 6 の出射面 7 6 b に対向するように受光面 7 8 b が配設されている。これにより、左眼用撮像素子 7 8 は、第 2 の対物レンズ 3 3 E L を通過した光束を受光する。即ち、上述したように、上記第 2 の対物レンズ 3 3 E L と上記左眼用撮像素子 7 8 の間には第 2 偏光フィルタ 7 5 L が配置されている。また、上記第 2 偏光フィルタ 7 5 L と上記左眼用撮像素子 7 8 との間には、第 1 プリズム 7 6 の偏光ビームスプリッタ面 8 2 が配置されている。このような構成により、左眼用撮像素子 7 8 は、入射光のうち水平方向成分 H の光束を受光する。

40

【 0 1 4 4 】

上記二つの撮像素子 7 8 , 7 9 のそれぞれからはフレキシブルプリント基板 (F P C) 8 0 が後方に向けて延出している。各フレキシブルプリント基板 (F P C) 8 0 は、挿入

50

部、操作部、ユニバーサルケーブル内を挿通し、内視鏡コネクタを介して最終的にプロセッサユニット 20 まで至る信号ケーブル 81 が電氣的に接続されている。そして、上記レンズ鏡筒 71 の後端側外周と上記信号ケーブル 81 の先端側外周との間には、熱収縮チューブ 84 によって連結されていて、その内部には接着剤が充填されて内部構成物（フレキシブルプリント基板 80 等）を固定している。

【0145】

なお、上記撮像ユニット 9E における第 1 の対物レンズ 33ER 及び第 2 の対物レンズ 33EL の光路長は等しくなるように設定されている。

【0146】

また、図 10 に示す正面図において、第 1 の対物レンズ 33ER 及び第 2 の対物レンズ 33EL のそれぞれの近傍には照明光学系の照明窓 83 が二つ設けられている。この照明窓 83 には、挿入部 2、操作部 3、ユニバーサルケーブル 4 の内部を挿通するライトガイドの先端が接続されていて、このライトガイドを介して光源装置 22 から伝送されてきた照明光が上記照明窓 83 から前方の被検体に向けて出射されるように構成されている。その他の構成は、上述の各実施形態等と略同様である。

10

【0147】

なお、図 10 において示す符号 R、L、D、U は、内視鏡それぞれが正規の位置にある時の方向を示すものであって、符号 R は内視鏡の右方向（内視鏡画像の右側）を示す。符号 L は内視鏡の左方向（内視鏡画像の左側）を示す。ここで、内視鏡の左右は、使用者から見た場合の左右方向である。図 13 においては内視鏡の正面から見た場合を示している

20

【0148】

このように構成された本実施形態の内視鏡装置において、撮像ユニット 9E の二つの撮像素子 78、79 によって取得された二つの画像信号は、プロセッサユニット（20）へと出力される。これを受けて、プロセッサユニット（20）は、所定の画像処理を施して、立体画像として観察可能な形態の表示用画像信号を生成し、表示装置（21）へと出力する。その画像は、例えば偏光ガラスを使用してモニター観察することによって、3D 画像として観察することができる。

【0149】

以上説明したように上記第 6 の実施形態によれば、第 1 の対物レンズ 33ER 及び第 2 の対物レンズ 33EL それぞれからの二つの入射光のうち一方を直進させる一方、他方をプリズムユニットにて反射させてその光路を角度 90 度折り曲げるように構成し、それぞれの光束の進行方向に右眼用撮像素子 79（第 1 の撮像素子）と左眼用撮像素子 78（第 2 の撮像素子）を配置して構成している。

30

【0150】

したがって、プリズムユニットの異なる面を出射面とし、各出射面のそれぞれに撮像素子を設ける形態としたので、この構成により、二つの撮像素子 78、79 を対物光学系の光軸に直交する方向に並べて配置する必要が無い。このことから、本実施形態の構成によれば、撮像ユニット 9E の径方向の小型化に寄与し、ひいてはこれを適用する内視鏡の先端部の小型化に寄与することができる。これと同時に、撮像ユニット自体の大型化を抑えながら、各撮像素子のサイズを大型化することができ、よって取得画像の画質を容易に向上させることができるようになる。

40

【0151】

そして、二つの撮像素子を一つのプリズムユニットに接合した形態で構成しユニット化することができるので、撮像ユニットの小型化及びこれを適用する内視鏡自体の小型化が実現できると同時に、製造工程の作業性の簡略化と共に組立性の向上にも寄与することができる。さらに、撮像素子とプリズムユニットの一体化によるユニット化によって、二つの対物光学系を別々に調整する必要がなくなるという効果も得られる。

【0152】

50

[第 7 の実施形態]

次に、本発明の第 7 の実施形態を説明する。本実施形態の構成は、基本的には上述の第 6 の実施形態と略同様であり、3D 画像対応の内視鏡装置であって、撮像光学系としての対物レンズの構成を異なる形態のもので構成した点が異なる。したがって、上述の各実施形態と同様の構成は同じ符号を附してその詳細説明を省略し、以下に異なる部分についてのみ説明する。

【 0 1 5 3 】

図 1 2 は、本発明の第 7 の実施形態の内視鏡装置における内視鏡の挿入部の先端部の内部構成の概略を示す図である。図 1 3 は、図 1 2 の内視鏡の挿入部の先端部を正面から見た際の概略正面図である。図 1 4 は、図 1 2 の内視鏡装置の撮像ユニットに適用される視野絞り板の概略形状を示す正面図である。

10

【 0 1 5 4 】

上述の第 6 の実施形態では、二つの対物光学系を備えることで二つの画像を結像させる形態としていた。この構成に対し、本実施形態においては、一つの対物光学系によって二つの画像を形成させるように構成している。

【 0 1 5 5 】

即ち、図 1 2 に示すように、本実施形態の内視鏡装置における内視鏡 1 F の挿入部の先端部 6 F の内部には、撮像ユニット 9 F が固設されている。

【 0 1 5 6 】

この撮像ユニット 9 F は、対物レンズユニット（対物光学系 3 3 F 等）と、この対物レンズユニットの後方に設けられたプリズムユニット（8 5 , 8 6 等）と、このプリズムユニットの複数の出射面にそれぞれ設けられた二つの撮像素子（8 7 , 8 8 ）と、この二つの撮像素子のそれぞれから延出されるフレキシブルプリント基板（FPC）8 9 等によって主に構成されている。

20

【 0 1 5 7 】

本実施形態の対物レンズユニットは、一つの対物光学系によって立体画像（ステレオ画像；3D 画像）用の二つの像（右眼用，左眼用）を結像されるように構成されている。即ち、本実施形態の対物レンズユニットは、複数の光学レンズからなる対物光学系 3 3 F と、これら対物光学系 3 3 F を固定するレンズ鏡筒 9 0 と、前方からの入射光量を制限する絞り板 7 2 と、対物光学系 3 3 F へと入射した入射光から右眼用の像を結像させるための光束と左眼用の像を結像させるための光束との二つの光束を生成する視野絞り板 9 1 と、偏光フィルタ（9 2 R , 9 2 L ）等によって主に構成されている。

30

【 0 1 5 8 】

視野絞り板 9 1 は、図 1 2 に示すように、対物光学系 3 3 F の中程の位置に配設されている。また、視野絞り板 9 1 は、図 1 4 に示すように、全体が円板形状に形成されていて、正面から見たときに円板の中心軸を挟んで径方向の中程の部位に穿設され光と通過させ得る二つの孔 9 1 r , 9 1 l （エル）が形成されている。視野絞り板 9 1 において、上記二つの孔 9 1 r , 9 1 l （エル）以外の部分は、光の通過を遮蔽するように形成されている。したがってこの構成により、対物光学系 3 3 F の前面から入射した光束は、この視野絞り板 9 1 によって、二つの光束に分割されて後方へと出射するように構成されている。また、上記二つの孔 9 1 r , 9 1 l は、当該内視鏡 1 F における水平方向に並べて形成されている。ここで、内視鏡 1 F の水平方向とは、当該内視鏡装置によって最終的に出力表示される内視鏡画像の水平方向に一致する方向である。これにより、上記二つの孔 9 1 r , 9 1 l を通過した光束に基いて上記対物光学系 3 3 F により結像される二つの像は、視差を持って形成される。

40

【 0 1 5 9 】

そして、上記視野絞り板 9 1 の各孔 9 1 r , 9 1 l の各直前には、それぞれに偏光フィルタ（9 2 R , 9 2 L ）が固設されている。これら二つの偏光フィルタ（9 2 R , 9 2 L ）は、偏光方向が交差する一対の偏光フィルタである。このうち、第 1 の光学フィルタである第 1 偏光フィルタ 9 2 R は、視野絞り板 9 1 の右眼用孔 9 1 r の直前位置に固設され

50

ている。この第1偏光フィルタ92Rは、例えば入射光の垂直方向成分Vのみを透過させ得るように形成されている(図11(A)参照)。

【0160】

同様に、第2の光学フィルタである第2偏光フィルタ92Lは、視野絞り板91の左眼用孔911の直前位置に固設されている。この第2偏光フィルタ92Lは、例えば入射光の垂直方向成分Hのみを透過させ得るように形成されている(図11(B)参照)。

【0161】

プリズムユニットの構成は、上述の第6の実施形態と略同様である。つまり、第1プリズム85は偏光ビームスプリッタ面82を有して形成されている。したがって、上記第1偏光フィルタ92Rを透過して、第1プリズム85に入射した光束(垂直方向成分V)は、偏光ビームスプリッタ面82を通過し、後方の第2プリズム77を透過して右眼用の第1の撮像素子88の受光面に入射して、当該受光面上に右眼用の像を結像させる。一方、上記第2偏光フィルタ92Lを透過して、第1プリズム85に入射した光束(垂直方向成分H)は、偏光ビームスプリッタ面82で反射して、その光路を角度約90度折り曲げて進み、左眼用の第2の撮像素子87の受光面に入射して、当該受光面上に右眼用の像を結像させる。この場合において、上記二つの光束の光路長は等しくなるように設定されている。

10

【0162】

また、図13に示す正面図において、対物光学系33Fの外周縁側近傍には照明光学系の照明窓93が二つ設けられている。この照明窓93の構成は、上述の各実施形態と同様であり、光源装置22からライトガイドを介して伝送されてきた照明光を、当該内視鏡の前方にある被検体に向けて出射するように構成されている。その他の構成は、上述の各実施形態等と略同様である。なお、図13において示す符号R、L、D、Uは、上述の第6の実施形態で説明した図10と全く同様である。

20

【0163】

以上説明したように上記第7の実施形態によれば、一つの対物光学系により視差を有する二つの像を取得するように構成した形態の立体視用の撮像ユニットを適用する内視鏡装置においても、上述の第6の実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0164】

上記発明の実施形態により、以下のような構成の発明を得ることができる。即ち、

30

(1) 対物レンズと、

上記対物レンズの後方に配置され、上記対物レンズからの光束を分割し、一方の光束を第1の撮像素子に導くと共に、他方の光束を後方に導く第1のプリズムユニットと、

上記第1のプリズムユニットの後方に配置され、上記他方の光束の色分解を行ない、これにより分離した光束のそれぞれを第2の撮像素子及び第3の撮像素子に導く第2のプリズムユニットと、

を備えた撮像ユニット。

【0165】

(2) 上記第1のプリズムユニットと上記第1の撮像素子との間に、高屈折率を有する光学部材を配置した上記(1)項に記載の撮像ユニット。

40

【0166】

(3) 上記高屈折率を有する光学部材は、特定波長の光束のみを透過させる波長選択手段を備えた上記(2)項に記載の撮像ユニット。

【0167】

(4) 上記第1の撮像素子、上記第2の撮像素子、上記第3の撮像素子のうちのいずれかによる一対は、受光面が互いに対向する位置に配置されている上記(1)項に記載の撮像ユニット。

【0168】

(5) 上記(1)項に記載の撮像ユニットを用いた内視鏡装置。

【0169】

50

ここで、従来の内視鏡装置においては、例えばカラー画像を取得する通常観察を行なう通常形態の撮像ユニットを備えた内視鏡装置のほかに、特殊光観察を行なう特殊形態の撮像ユニットを備えた内視鏡装置が実用化されている。しかしながら、通常光観察と特殊光観察とを一つの内視鏡装置によって行ない得るように構成するには、例えば色再現性の優れた通常観察用撮像ユニットと、特殊観察用撮像ユニットとの複数の撮像ユニットを単一の内視鏡の挿入部先端部に内蔵させる必要がある。そのような構成とした場合、内視鏡装置の挿入部先端部の外径が大きくなってしまふことになる。しかしながら、近年の内視鏡装置においては、装置自体の小型化が常に要望されていることから、単に用途の異なる複数の撮像ユニットを配設するのみの構成は採用し得ない形態である。

【0170】

そこで、例えば対物レンズを通過した被写体からの光束をダイクロイックプリズム等を用いて分割して複数の撮像素子のそれぞれに導くように構成し、各撮像素子の受光面には、入射した光のうち特定の波長の光のみを透過させるカラーフィルタ等を配設することで様々な波長に対応させる工夫を施した小型撮像ユニットを備えた内視鏡装置が、例えば特開2007-50106号公報等によって種々提案されている。

【0171】

上記特開2007-50106号公報等によって開示されている内視鏡装置は、撮像光学系を通過した光束をダイクロイックプリズムによって、波長500nm以下の光と波長500nmを超える光とに分割し、前者波長500nm以下の光を第1のカラーフィルタを介して第1の撮像素子へ導き、後者波長500nmを超える光を第2のカラーフィルタを介して第2の撮像素子へ導くように構成している。そして、通常観察モード時には、白色光を被検体に照射して上記二つの撮像素子によって取得される画像信号に基づいてフルカラーの通常観察画像を生成する。一方、特殊観察モード時には、青色フィルタを介して励起光を被検体に照射して上記第1の撮像素子によって取得される画像信号に基づいてNB Iが画像信号を生成し、上記第2の撮像素子によって取得される画像信号に基づいて自家傾向画像信号を生成するというものである。この構成によって、上記特開2007-50106号公報等によって開示される内視鏡装置は、単一の撮像ユニットによって通常光観察画像と特殊光観察画像とを適宜切り換えて行なうことができ、よって内視鏡装置の小型化を実現し得るといふものである。

【0172】

このように、上記特開2007-50106号公報等によって開示されている内視鏡装置においては、通常光観察画像と特殊光観察画像とを切り換えて行なう構成としているので、上記異なる二つの画像を同時に観察することはできない。

【0173】

そこで、上記発明によれば、小型化を実現しながら様々な波長の観察光に対応し通常光観察と特殊光観察とを同時に行い得る内視鏡装置を提供することができる。

【0174】

さらに、上記発明の実施形態により、以下のような構成の発明を得ることができる。即ち、

(6) 第1の対物光学系と、

上記第1の対物光学系を通過した光束を受光する第1の撮像素子と、

上記第1の対物光学系に対し視差を備えて配置される第2の対物光学系と、

上記第2の対物光学系を通過した光束を受光する第2の撮像素子と、

上記第1の対物光学系と上記第1の撮像素子の間に配置された第1の光学フィルタと、

上記第2の対物光学系と上記第2の撮像素子の間に配置され、上記第1の光学フィルタとは異なる種類からなる第2の光学フィルタと、

上記第1の光学フィルタと上記第1の撮像素子及び上記第2の光学フィルタと上記第2の撮像素子の間に配置され、上記第1の光学フィルタと上記第2の光学フィルタをそれぞれ通過した光束を反射若しくは通過させるハーフプリズムと、

を備えた撮像ユニット。

10

20

30

40

50

【 0 1 7 5 】

(7) 上記第 1 の光学フィルタ及び上記第 2 の光学フィルタは、偏光方向が交差する一対の偏光フィルタである上記 (6) 項に記載の撮像ユニット。

【 0 1 7 6 】

(8) 上記ハーフプリズムは、偏光ビームスプリッタである上記 (7) 項に記載の撮像ユニット。

【 0 1 7 7 】

(9) 上記 (6) 項に記載の撮像ユニットを用いた内視鏡装置。

【 0 1 7 8 】

ここで、従来の内視鏡装置においては、二つの撮像素子を横並びに配置することにより、立体画像 (ステレオ画像 ; 3 D 画像) を取得し得る構成のいわゆる 3 D 内視鏡装置が、例えば特許第 4 9 5 5 8 4 0 号公報等によって種々提案されている。

10

【 0 1 7 9 】

上記特許第 4 9 5 5 8 4 0 号公報等によって開示されている 3 D 内視鏡装置は、独立した二つの撮像ユニットを挿入部先端に横並びに配置して構成したものである。

【 0 1 8 0 】

ところが、上記特許第 4 9 5 5 8 4 0 号公報等によって開示されている内視鏡装置においては、二つの撮像ユニットを並べて配置しているので挿入部先端部の構成が大型化してしまうという問題点がある。

【 0 1 8 1 】

そこで、上記発明によれば、3 D 内視鏡装置において、挿入部先端部に配設する二つの撮像素子の配置を工夫することにより、撮像ユニットの小型化を実現することができ、よって挿入部先端部の小型化を実現した 3 D 内視鏡装置を提供し得る。

20

【 0 1 8 2 】

なお、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用を実施し得ることが可能であることは勿論である。さらに、上記実施形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせによって、種々の発明が抽出され得る。例えば、上記一実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題が解決でき、発明の効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

30

【 0 1 8 3 】

本出願は、2013年4月19日に日本国に出願された特願2013-088724号を優先権主張の基礎として出願するものである。

【 0 1 8 4 】

上記基礎出願により開示された内容は、本願の明細書と請求の範囲と図面に引用されているものである。

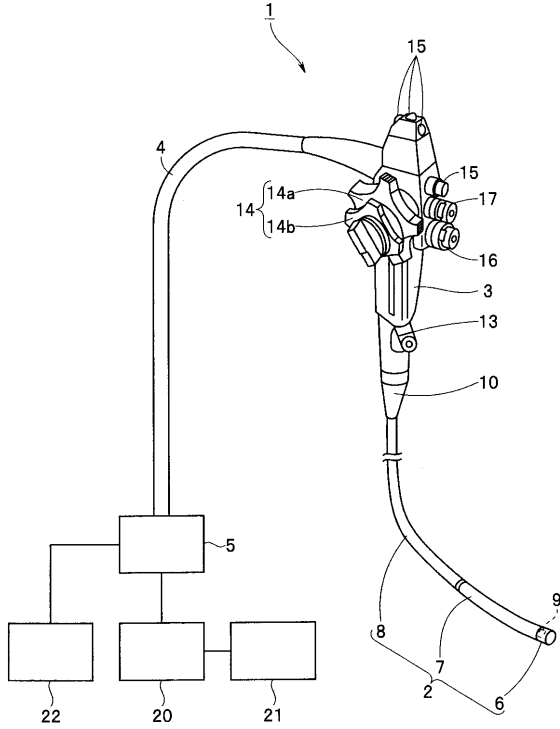
【 産業上の利用可能性 】

【 0 1 8 5 】

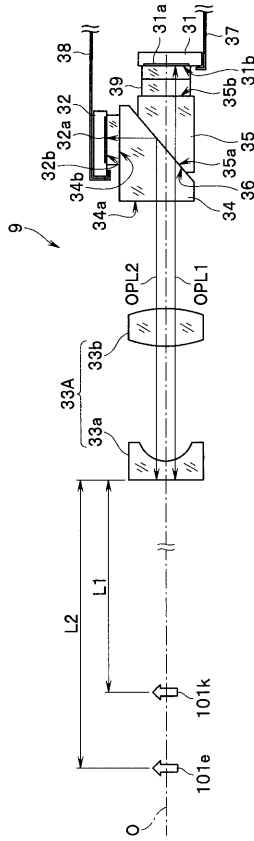
本発明は、医療分野の内視鏡装置だけでなく、工業分野の内視鏡装置にも適用することができる。

40

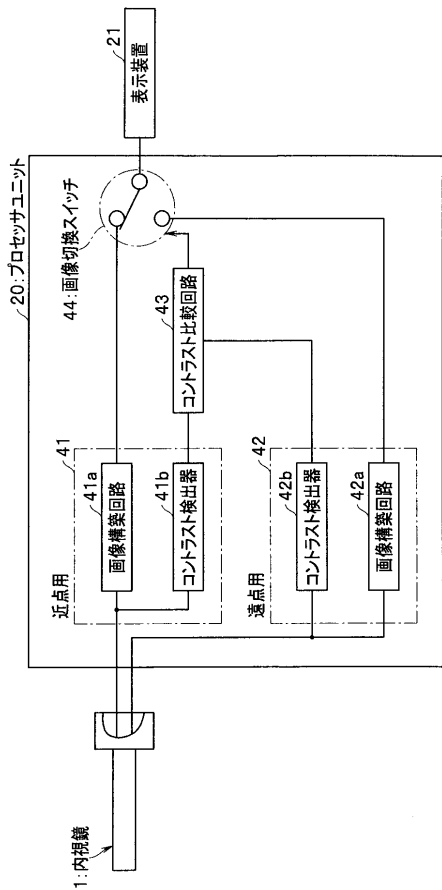
【図 1】



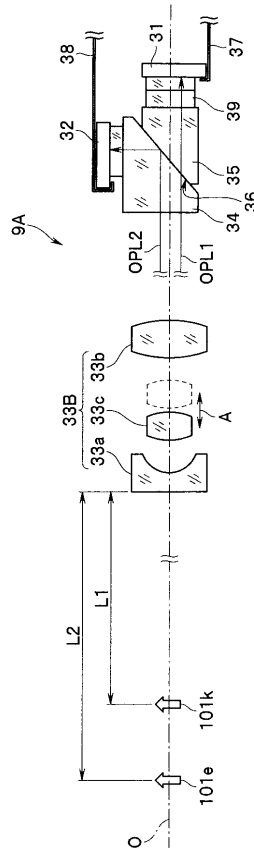
【図 2】



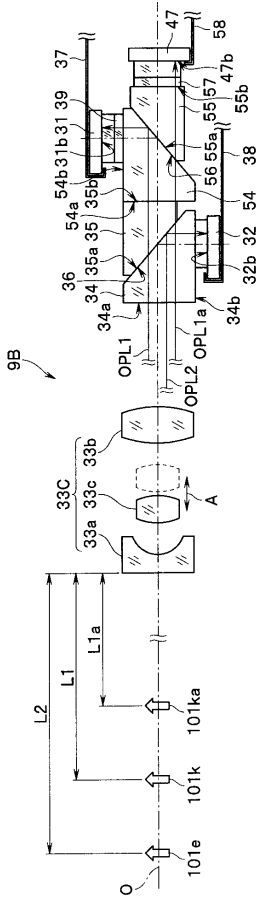
【図 3】



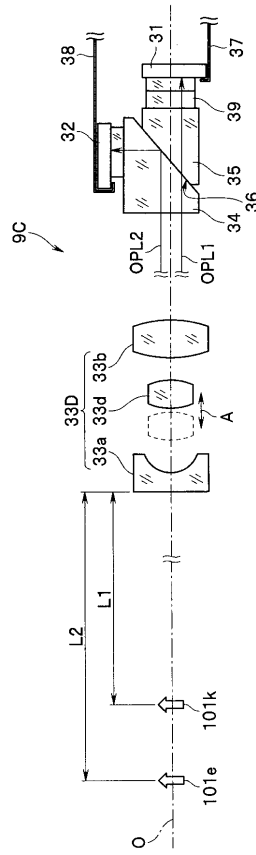
【図 4】



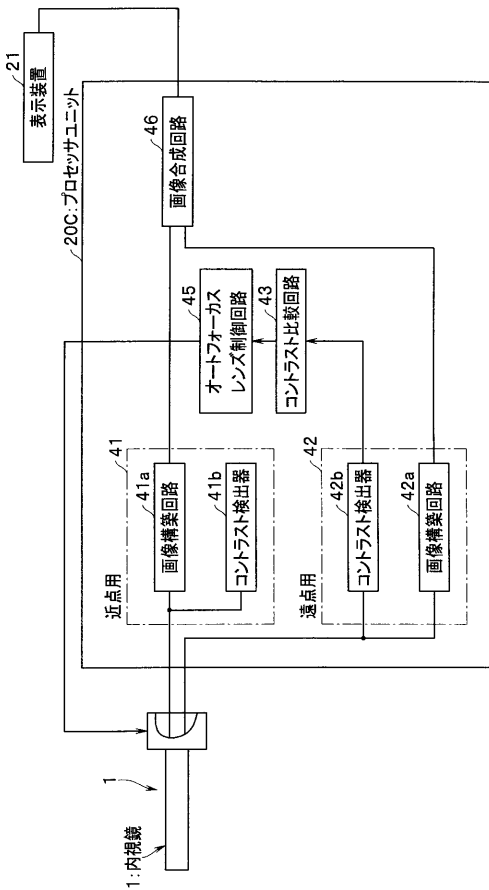
【 図 5 】



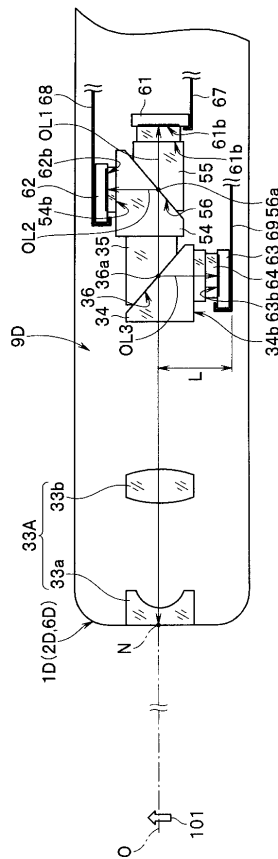
【 図 6 】



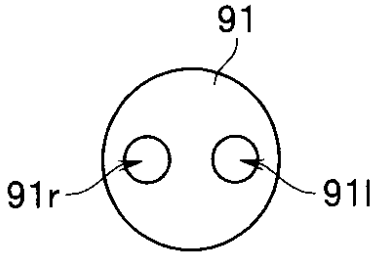
【 図 7 】



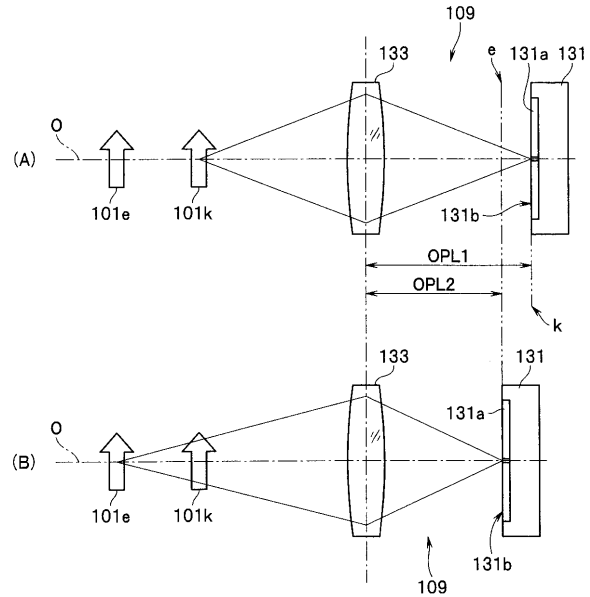
【 図 8 】



【図14】



【図15】



【手続補正書】

【提出日】平成26年11月13日(2014.11.13)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明の一態様の内視鏡装置は、複数の撮像素子と、対物レンズから入射した光線を複数の光路に分割して上記複数の撮像素子のそれぞれに導く光路分割手段とを具備し、上記複数の光路における光路長を互いに異なるものとした撮像ユニットと、上記複数の撮像素子からそれぞれ出力される複数の画像信号に基づく複数の画像のコントラストを比較するコントラスト比較手段と、上記コントラスト比較手段により比較した結果に基づいて、上記複数の撮像素子のうちの一つの撮像素子からの画像信号のみを選択し出力する画像選択手段と、上記対物レンズの一部を可動レンズとして光軸方向に移動可能に構成し、上記複数の撮像素子からそれぞれ出力される複数の画像信号に基づく複数の画像のコントラストの差が最大となるように上記可動レンズを移動させる駆動手段とを具備する。

【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の撮像素子と、対物レンズから入射した光線を複数の光路に分割して上記複数の撮像素子のそれぞれに導く光路分割手段とを具備し、上記複数の光路における光路長を互いに異なるものとした撮像ユニットと、

上記複数の撮像素子からそれぞれ出力される複数の画像信号に基づく複数の画像のコントラストを比較するコントラスト比較手段と、

上記コントラスト比較手段により比較した結果に基づいて、上記複数の撮像素子のうちの一つの撮像素子からの画像信号のみを選択し出力する画像選択手段と、

上記対物レンズの一部を可動レンズとして光軸方向に移動可能に構成し、上記複数の撮像素子からそれぞれ出力される複数の画像信号に基づく複数の画像のコントラストの差が最大となるように上記可動レンズを移動させる駆動手段と、

を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

上記コントラストの差は、各画像信号に基づく各画像のコントラストのピーク値の差であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【手続補正 3】

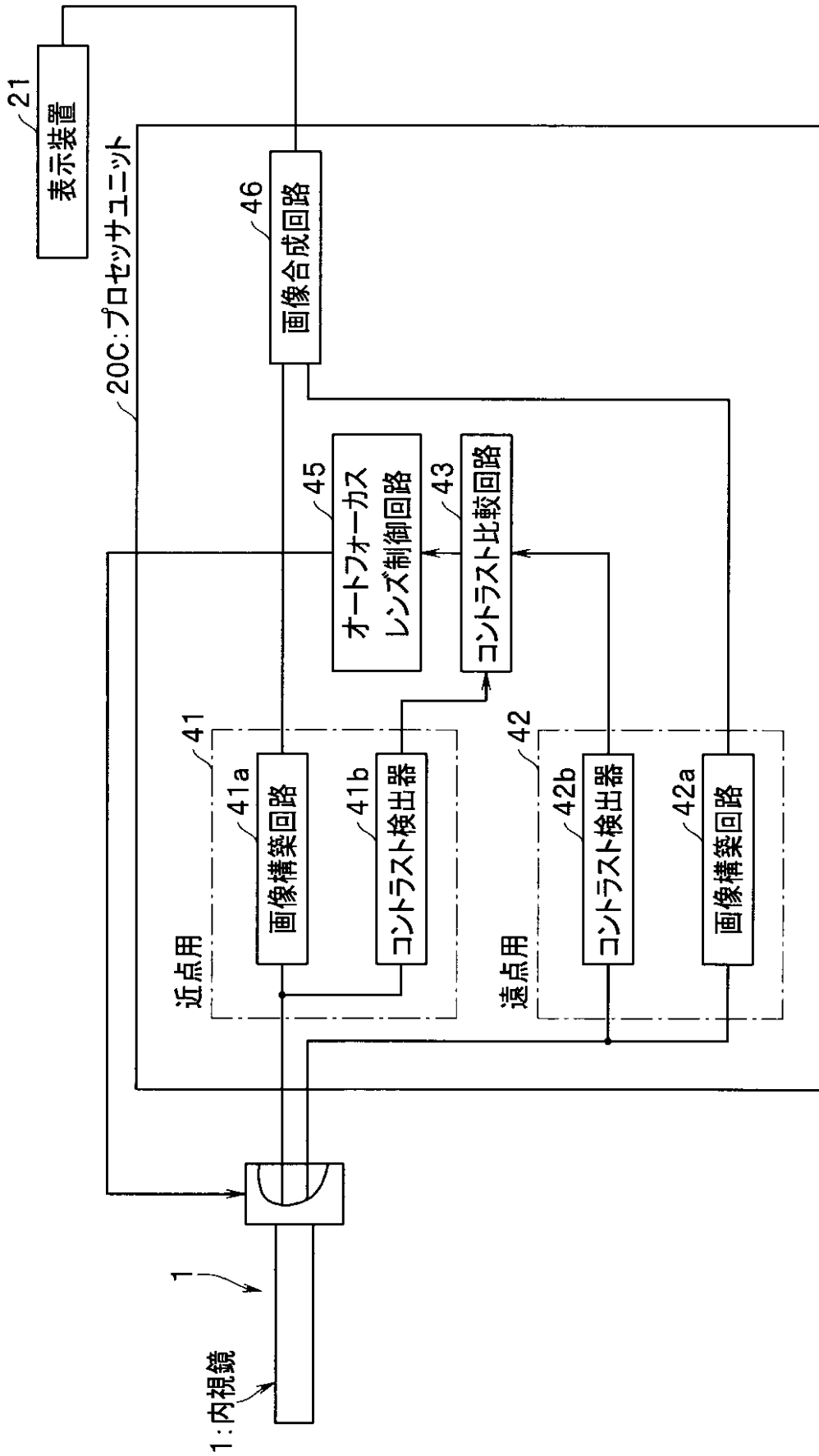
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 7

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図7】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2014/058754
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/04, A61B1/00, G02B23/24, H04N7/18 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2012-95828 A (Olympus Corp.), 24 May 2012 (24.05.2012), entire text; all drawings & US 2012/0105612 A1	12-13 1-9 10-11
Y	WO 2013/27459 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 28 February 2013 (28.02.2013), claims 1, 4 to 5; paragraphs [0001] to [0005], [0043] to [0067]; fig. 1 to 3 (Family: none)	1-9
A	JP 2012-110481 A (Olympus Corp.), 14 June 2012 (14.06.2012), paragraphs [0042], [0072], [0079]; fig. 7 (Family: none)	10-11
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 14 April, 2014 (14.04.14)		Date of mailing of the international search report 28 April, 2014 (28.04.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/058754

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2013-22262 A (Olympus Medical Systems Corp.), 04 February 2013 (04.02.2013), paragraph [0038] (Family: none)	10-11
A	JP 11-197097 A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 27 July 1999 (27.07.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-9,12-13
A	JP 3-24512 A (Toshiba Corp.), 01 February 1991 (01.02.1991), fig. 1, 2 (Family: none)	1
P,X	WO 2013/61819 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 02 May 2013 (02.05.2013), entire text; all drawings (Family: none)	12-13

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 5 8 7 5 4									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04, A61B1/00, G02B23/24, H04N7/18											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2014年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2014年	日本国実用新案登録公報	1996-2014年	日本国登録実用新案公報	1994-2014年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2014年										
日本国実用新案登録公報	1996-2014年										
日本国登録実用新案公報	1994-2014年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X Y A	JP 2012-95828 A (オリンパス株式会社) 2012.05.24, 全文、全図 & US 2012/0105612 A1	12-13 1-9 10-11									
Y	W0 2013/27459 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.02.28, [請求項1]、[請求項4] - [請求項5]、段落 [00 01] - [0005]、[0043] - [0067]、図1-3 (ファミ リリーなし)	1-9									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 14.04.2014		国際調査報告の発送日 28.04.2014									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 樋熊 政一 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4460								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 5 8 7 5 4
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2012-110481 A (オリンパス株式会社) 2012.06.14, 段落【0042】、【0072】、【0079】、図7 (ファミリーなし)	10-11
A	JP 2013-22262 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.02.04, 段落【0038】 (ファミリーなし)	10-11
A	JP 11-197097 A (富士写真光機株式会社) 1999.07.27, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9, 12-13
A	JP 3-24512 A (株式会社東芝) 1991.02.01, 第1、2図 (ファミリーなし)	1
P, X	WO 2013/61819 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.05.02, 全文、全図 (ファミリーなし)	12-13

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 大町 健二

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 2H040 DA12 GA02 GA06 GA10

4C161 CC06 FF40 HH54 JJ17 NN01 PP07 PP13 RR22 SS01 SS21

TT02 XX02

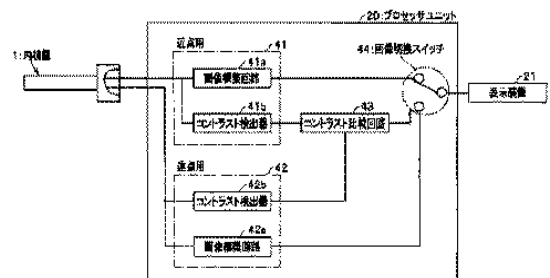
5C054 CA04 CC02 FC12 FE09 FE12 FE23 HA12

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2014171284A1	公开(公告)日	2017-02-23
申请号	JP2014555434	申请日	2014-03-27
[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		
[标]发明人	加川裕昭 一村博信 大町健二		
发明人	加川 裕昭 一村 博信 大町 健二		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00163 A61B1/05 G02B23/2415 G02B23/2423 A61B1/00 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00096 A61B1/00188 A61B1/04 A61B1/045 A61B1/051 G02B23/2453 G02B27/1066 G02B27/126 H04N7/18 G02B13/0015 H04N5/2254		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.Y G02B23/24.A G02B23/26.C H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/DA12 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA10 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/PP07 4C161/PP13 4C161/RR22 4C161/SS01 4C161/SS21 4C161/TT02 4C161/XX02 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/FC12 5C054/FE09 5C054/FE12 5C054/FE23 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2013088724 2013-04-19 JP		
其他公开文献	JP5695808B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明把一个光束目的在于提供一种内窥镜装置，其是从所述多个图像拾取元件31和32以及物镜33的入射为了使可容易地获得的观察图像的同时，实现小型化以及光路分离装置，用于将光路长度引导到多个图像拾取元件中的每一个，其中光路长度OLP1，摄像部9和不同者OLP2，对比度比较装置43，用于比较多个基于多个来自所述多个摄像元件的输出图像信号的图像中的对比度的基础上，通过对比比较装置的比较结果图像选择装置2用于从所述多个图像传感器输出的所述摄像元件中的一个仅选择图像信号具有包括0。



- 1 Endoscope
- 20 Processor unit
- 21 Display unit
- 41 Porro prism
- 41a, 42a Image building circuit
- 42 Apocentric
- 41b, 42b Contrast detector
- 43 Contrast comparison circuit
- 44 Image changeover switch