(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 10 月 23 日(23.10.2014)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2014/171284 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01) *G02B 23/24* (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01) *H04N 7/18* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2014/058754

(22) 国際出願日: 2014 年 3 月 27 日(27.03.2014)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2013-088724 2013 年 4 月 19 日(19.04.2013) JP

(71) 出願人: オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目４３番２号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 加川 裕昭(KAGAWA Hiroaki); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目４３番２号オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP). 一村 博信 (ICHIMURA Hironobu). 大町 健二 (OMACHI Kenji).

(74) 代理人: 伊藤 進(ITOH Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目４番４号 武蔵ビル Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

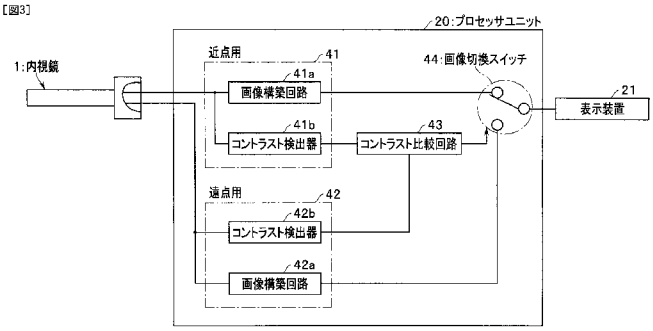
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

(54) **Title**: ENDOSCOPE DEVICE

(54) 発明の名称 : 内視鏡装置

[図3]



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

(57) **Abstract**: An objective of the present invention is to provide an endoscope device which is capable of obtaining an easily observable image while achieving further miniaturization. To this end, the endoscope comprises: an image capture unit (9) which is provided with multiple image capture elements (31, 32) and an optical path splitting means (34) for splitting a light beam which enters via an objective lens (33) and guiding same to each of the multiple image capture elements, the image capture unit (9) being configured such that the optical path lengths (OLP1, OLP2) for the multiple light beams for guiding to the multiple image capture elements are made different from one another; a contrast comparison means (43) for comparing contrasts of multiple images based on multiple image signals which are outputted from each of the multiple image capture elements; and an image selection means (20) for selecting and outputting only the image signal from one of the multiple image capture elements on the basis of the result of the comparison by the contrast comparison means.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2014/171284 A1

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。

明　細　書

発明の名称 ： 内視鏡装置

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。

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。

[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１３１ｂ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131ａ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１０１ｋの光学像が、ピントの合った状態で、撮像素子１３１の受光面１３１ｂ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１３１ｂ（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１０１ｅ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１３１ｂにおいてボケた状態になってしまう。

[0007] 一方、遠点(遠距離位置）にある被検体１０１ｅの光学像を、撮像素子１３１の受光面１３１ｂ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１３１ｂを、光軸Ｏに沿う方向において撮像用対物レンズ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ＯＰＬ２となる。つまり、近点の光路長ＯＰＬ１＞遠点の光路長ＯＰＬ２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なえばよいが、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。

[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。

[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ようには構成されていないという問題点がある。

[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

[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。

[0021] 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３３Ａ）及び複数の撮像素子３１，３２（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。

[0022] 操作部３は、先端側に折れ止め部材１０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１３が設けられている。

[0023] また、操作部３には、湾曲操作部１４と、送気送水ボタン１６と、吸引ボタン１７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１５等が外表面上に配設されている。

[0024] このうち、湾曲操作部１４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１４ａ，１４ｂが配設されている。使用者は、湾曲操作ノブ１４ａ，１４ｂ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１５としては、例えばレリーズスイッチ，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。

[0025] 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。

[0026] 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２０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２０に接続した時には、両者間で電気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２２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２２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。

[0027] プロセッサユニット２０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なったり、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２０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。

[0028] 出力装置である表示装置２１は、プロセッサユニット２０と電気的に接続されており、当該プロセッサユニット２０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、それ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。

[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。

[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。

[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。

[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。

[0039] 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の光路上には、第２の撮像素子３２が配設されている。第２の撮像素子３２の受光面３２ｂは、上記出射面３４ｂに対向するように配置される。つまり、第２の撮像素子３２は、上記第１プリズム３４から出射する光束のうちの一部（ハーフミラー面３６の反射光）を受光する位置に配設されている。

[0040] 一方、上記ハーフミラー面３６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３５が配設されている。この第２プリズム３５は、上記ハーフミラー面３６を透過した光束を光軸Ｏに沿う方向に後方へと導く役目をしている。そのために、第２プリズム３５は、上記第１プリズム３４のハーフミラー面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。この第２プリズム３５の後方であって、上記ハーフミラー面３６を透過した光束の光路上には第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３５ｂ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３１は、上記第２プリズム３５から出射する光束を受光する位置に配設されている。

[0041] そして、第２プリズム３５の出射面３５ｂと第１の撮像素子３１との間には、高屈折光学素子３９が挟まれるように配設されている。高屈折光学素子３９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３９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。

[0042] また、各撮像素子３１，３２のそれぞれは、フレキシブルプリント基板（ＦＰＣ）３７，３８が電気的に接続されている。各撮像素子３１，３２によって生成された画像信号は、このＦＰＣ３７，３８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２０へと伝送されるように構成されている。

[0043] なお、上記第１，第２の撮像素子３１，３２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３１，３２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。

[0044] ここで、対物レンズ３３Ａの第１レンズ３３ａの前面から第１の撮像素子３１の受光面３１ｂまでの距離（光路長ＯＰＬ１）と、対物レンズ３３Ａの第１レンズ３３ａの前面から第２の撮像素子３２の受光面３２ｂまでの距離（光路長ＯＰＬ２）とは、

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。

[0045] 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。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。

[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＝２０ｍｍ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＝２０ｍｍ以上とする。

[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。

[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。

[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。

[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。

[0055] 画像切換スイッチ４４は、二つの撮像素子３１，３２からの出力のうちの一方を出力装置（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。

[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。

[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。

[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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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Ｏ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Ｏ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。

[0063] 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。

[0064] 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の一方を表示装置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。

[0065] 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。

[0066] ［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。

[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。

[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。

[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。

[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の後方にあって、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が電気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。

[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

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。

[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、

遠点用（３２）＞近点用（３１）＞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。

[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もなっている。

[0095] 画像合成回路４６は、近点用の画像構築回路４１ａからの出力と、遠点用の画像構築回路４２ａ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。

[0096] 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４４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。

[0097] 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３３Ｄを適用した撮像ユニット９Ｃ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。

[0098] 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２０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２０Ｃ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２１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。

[0099] ［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。

[0100] 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１Ｄの挿入部２Ｄの先端部６Ｄの内部に配設される撮像ユニット９Ｄは、対物レンズ３３Ａと、この対物レンズ３３Ａの光軸Ｏ上における後方に設

けられた四つのプリズム（３４，３５，５４，５５）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（６１，６２，６３）と、この三つの撮像素子（６１，６２，６３）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）６７，６８，６９と、上記三つの撮像素子のうち最も対物レンズ３３Ａの寄りに配置される撮像素子（本例では第６撮像素子６３；後述）の受光面６３ｂに対向配置される高屈折光学素子６４等によって主に構成されている。

[0101] 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３３Ａに近い側から順に第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。

[0102] 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３４，３５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５４，５５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３３Ａの後方に配置され、対物レンズ３３Ａからの光束を光路分割手段である第１プリズム３４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。

[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。

[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）との間には、高屈折光学素子６４が挟まれるように配設されている。

[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。

[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。

[0120] 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６１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６２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。

[0121] なお、本実施形態においては、撮像ユニット９Ｄの撮像光学系を構成する対物レンズ３３Ａ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。

[0122] 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６２，６３の各受光面６２ｂ，６３ｂ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。

[0123] その他の配置例としては、例えば、上記二つの撮像素子６２，６３の各受光面６２ｂ，６３ｂ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３６の傾斜方向と第２ハーフミラー５６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。

[0124] さらに、この配置例とは別に、上記二つの撮像素子６２，６３の配置を、光軸Ｏ周りに例えば角度約９０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９０度に限ることはなく、内視鏡１Ｄの先端部６Ｄの内部レイアウトを考慮して、角度０～１８０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。

[0125] ［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３Ｄ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。

[0126] 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である。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である。

[0127] 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１Ｄの挿入部の先端部６Ｄの内部には、撮像ユニット９Ｅが固設されている。

[0128] この撮像ユニット９Ｅは、立体画像（ステレオ画像；３Ｄ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３３ＥＲ，３３ＥＬ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（７６，７７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（７５Ｒ，７５Ｌ）、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（７８，７９）、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（ＦＰＣ）８０等によって主に構成されている。

[0129] 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３３ＥＲと、左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のぞ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。

[0131] なお、第１の対物レンズ３３ＥＲ及び第２の対物レンズ３３ＥＬのぞ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。

[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）。

[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（Ｒ）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）。

[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の対物レンズ３３ＥＬ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（７５Ｒ，７５Ｌ）が各光軸Ｏ（Ｒ），Ｏ（Ｌ）の延長上に配設されている。

[0137] 第１プリズム７６の偏光ビームスプリッタ面８２は、上記入射面７６ａに対して角度約４５度の傾斜角を有して形成されている。これにより、偏光ビームスプリッタ面８２は、上記入射面７６ａ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８２は、第１の対物レンズ３３ＥＲを透過した後、第１偏光フィルタ７５Ｒを透過して、第１プリズム７６の入射面７６ａ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７７に入射する。

[0138] 一方、同偏光ビームスプリッタ面８２は、第２の対物レンズ３３ＥＬを透過した後、第２偏光フィルタ７５Ｌを透過して、第１プリズム７６の入射面７６ａ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９０度折り曲げて、出射面７６ｂから出射し、後述する左眼用撮像素子７８（第２の撮像素子）の受光面７８ｂへと入射する。

[0139] 出射面７６ｂは、上記偏光ビームスプリッタ面８２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７６ｂには、後述する左眼用撮像素子７８が配設されている。

[0140] 第２プリズム７７は、上記第１プリズム７６の偏光ビームスプリッタ面８２に接するように形成される入射面７７ａと、上記第１の対物レンズ３３ＥＲ及び第２の対物レンズ３３ＥＬのそれぞれにおける光軸Ｏ（Ｒ），Ｏ（Ｌ）に直交する平面からなる出射面７７ｂとを有して形成されている。この出射面７７ｂには、後述する右眼用撮像素子７９（第１の撮像素子）が配設されている。

[0141] 二つの撮像素子は、第１の対物レンズ３３ＥＲを通過した光束を受光する受光面７９ｂを有する第１の撮像素子である右眼用撮像素子７９と、第２の対物レンズ３３ＥＬを通過した光束を受光する受光面７８ｂを有する第２の撮像素子である左眼用撮像素子７８である。

[0142] 右眼用撮像素子７９は、第２プリズム７７の出射面７７ｂに対向するように受光面７９ｂが配設されている。これにより、右眼用撮像素子７９は、第１の対物レンズ３３ＥＲ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３３ＥＲと上記右眼用撮像素子７９の間には第１偏光フィルタ７５Ｒが配置されている。また、上記第１偏光フィルタ７５Ｒと上記右眼用撮像素子７９との間には、第１プリズム７６の偏光ビームスプリッタ面８２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７９は、入射光のうち垂直方向成分Ｖの光束を受光する。

[0143] 一方、左眼用撮像素子７８は、第１プリズム７６の出射面７６ｂに対向するように受光面７８ｂが配設されている。これにより、左眼用撮像素子７８は、第２の対物レンズ３３ＥＬ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３３ＥＬと上記左眼用撮像素子７８の間には第２偏光フィルタ７５Ｌが配置されている。また、上記第２偏光フィルタ７５Ｌと上記左眼用撮像素子７８との間には、第１プリズム７６の偏光ビームスプリッタ面８２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７８は、入射光のうち水平方向成分Ｈの光束を受光する。

[0144] 上記二つの撮像素子７８，７９のそれぞれからはフレキシブルプリント基板（ＦＰＣ）８０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（ＦＰＣ）８０は、挿入部，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が電気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。

[0147] なお、図１０において示す符号Ｒ，Ｌ，Ｄ，Ｕは、内視鏡それ自体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ので左右は逆となっている。符号Ｄは内視鏡の下方向（内視鏡画像の下側）を示す。符号Ｕは内視鏡の上方向（内視鏡画像の上側）を示す。

[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、例えば偏光グ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の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。

[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。

[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] ［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。

[0153] 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である。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である。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である。

[0154] 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。

[0155] 即ち、図１２に示すように、本実施形態の内視鏡装置における内視鏡１Ｆの挿入部の先端部６Ｆの内部には、撮像ユニット９Ｆが固設されている。

[0156] この撮像ユニット９Ｆは、対物レンズユニット（対物光学系３３Ｆ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（８５，８６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（８７，８８）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）８９等によって主に構成されている。

[0157] 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３３Ｆと、これら対物光学系３３Ｆを固定するレンズ鏡筒９０と、前方からの入射光量を制限する絞り板７２と、対物光学系３３Ｆ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９１と、偏光フィルタ（９２Ｒ，９２Ｌ）等によって主に構成されている。

[0158] 視野絞り板９１は、図１２に示すように、対物光学系３３Ｆの中程の位置に配設されている。また、視野絞り板９１は、図１４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９１ｒ，９１ｌ（エル）が形成されている。視野絞り板９１において、上記二つの孔９１ｒ，９１ｌ（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３３Ｆの前面から入射した光束は、この視野絞り板９１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９１ｒ，９１ｌは、当該内視鏡１Ｆ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１Ｆ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９１ｒ，９１ｌを通過した光束に基いて上記対物光学系３３Ｆにより結像される二つの像は、視差を持って形成される。

[0159] そして、上記視野絞り板９１の各孔９１ｒ，９１ｌの各直前には、それぞれに偏光フィルタ（９２Ｒ，９２Ｌ）が固設されている。これら二つの偏光フィルタ（９２Ｒ，９２Ｌ）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９２Ｒは、視野絞り板９１の右眼用孔９１ｒの直前位置に固設されている。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９１ｌ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。

[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。

[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、

（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。

[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] 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うことになる。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ＮＢＩ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うものである。

[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。

[0175] （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。

[0176] （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。

[0177] （９） 上記（６）項に記載の撮像ユニットを用いた内視鏡装置。

[0178] 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；３Ｄ画像）を取得し得る構成のいわゆる３Ｄ内視鏡装置が、例えば特許第４９５５８４０号公報等によって種々提案されている。

[0179] 上記特許第４９５５８４０号公報等によって開示されている３Ｄ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。

[0180] ところが、上記特許第４９５５８４０号公報等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。

[0181] そこで、上記発明によれば、３Ｄ内視鏡装置において、挿入部先端部内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３Ｄ内視鏡装置を提供し得る。

[0182] 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。

[0183] 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。

[0184] 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

[0185] 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。

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。

[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。

[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２０ｍｍ未満であり、

上記第２の被写体距離が２０ｍｍ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。

[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。

[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。

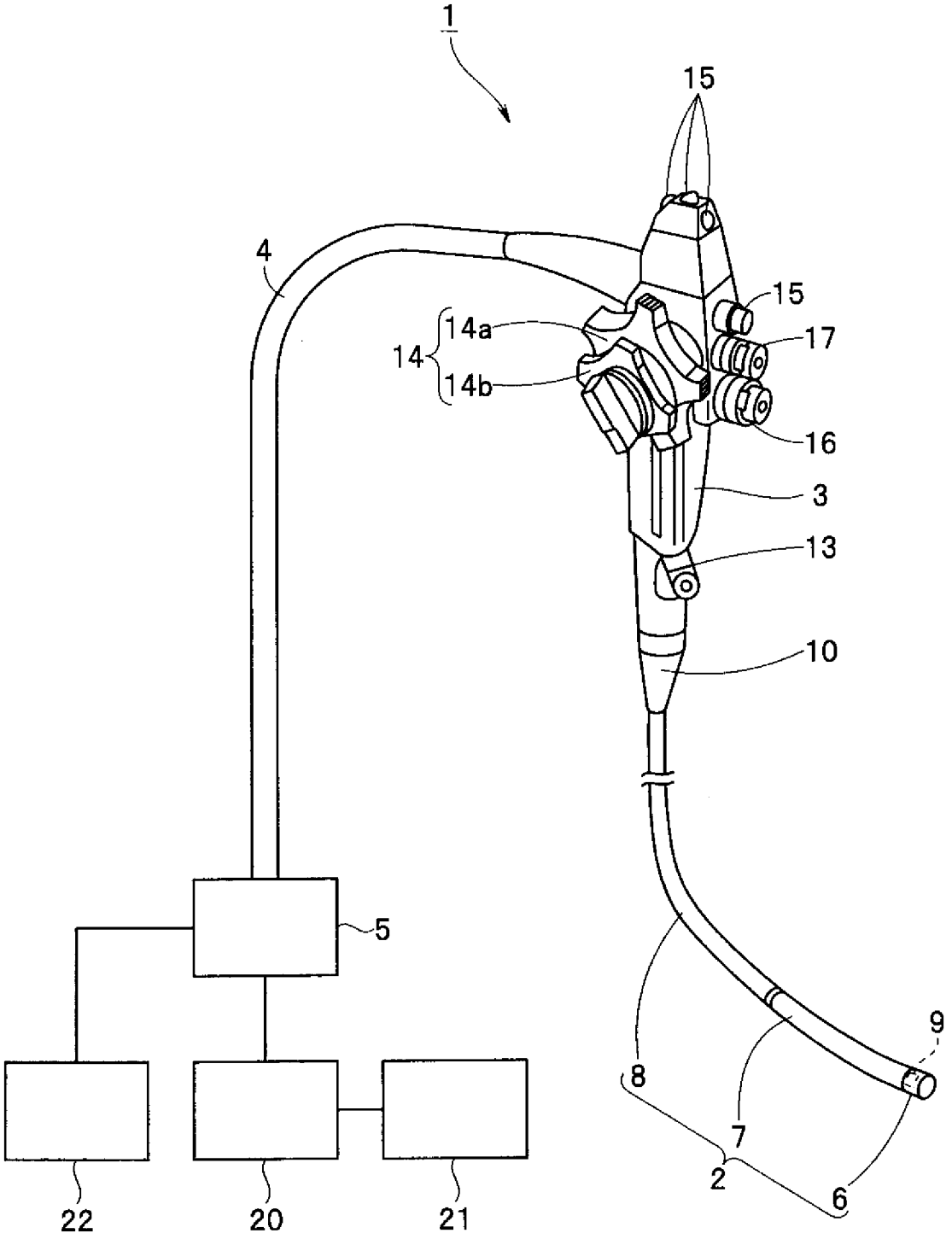
[請求項12] 複数の撮像素子と、対物レンズから入射した光線を複数の光路に分割して上記複数の撮像素子のそれぞれに導く光路分割手段とを具備し、上記複数の光路における光路長を互いに異なるものとした撮像ユニットと、

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、

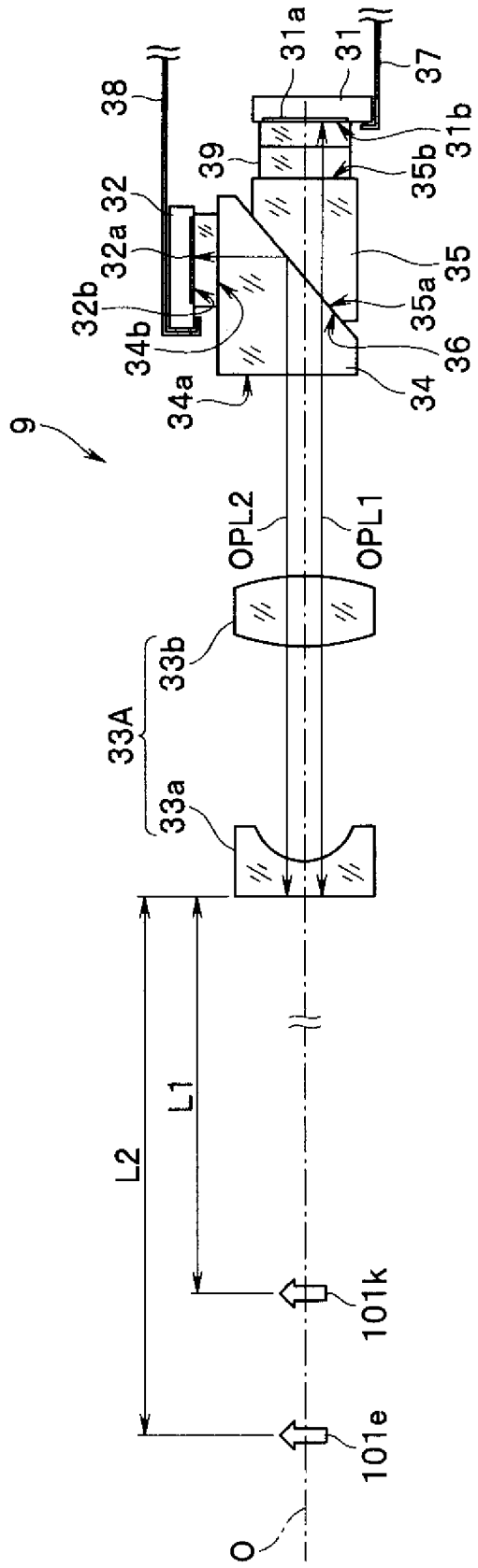
を具備することを特徴とする内視鏡装置。

[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。

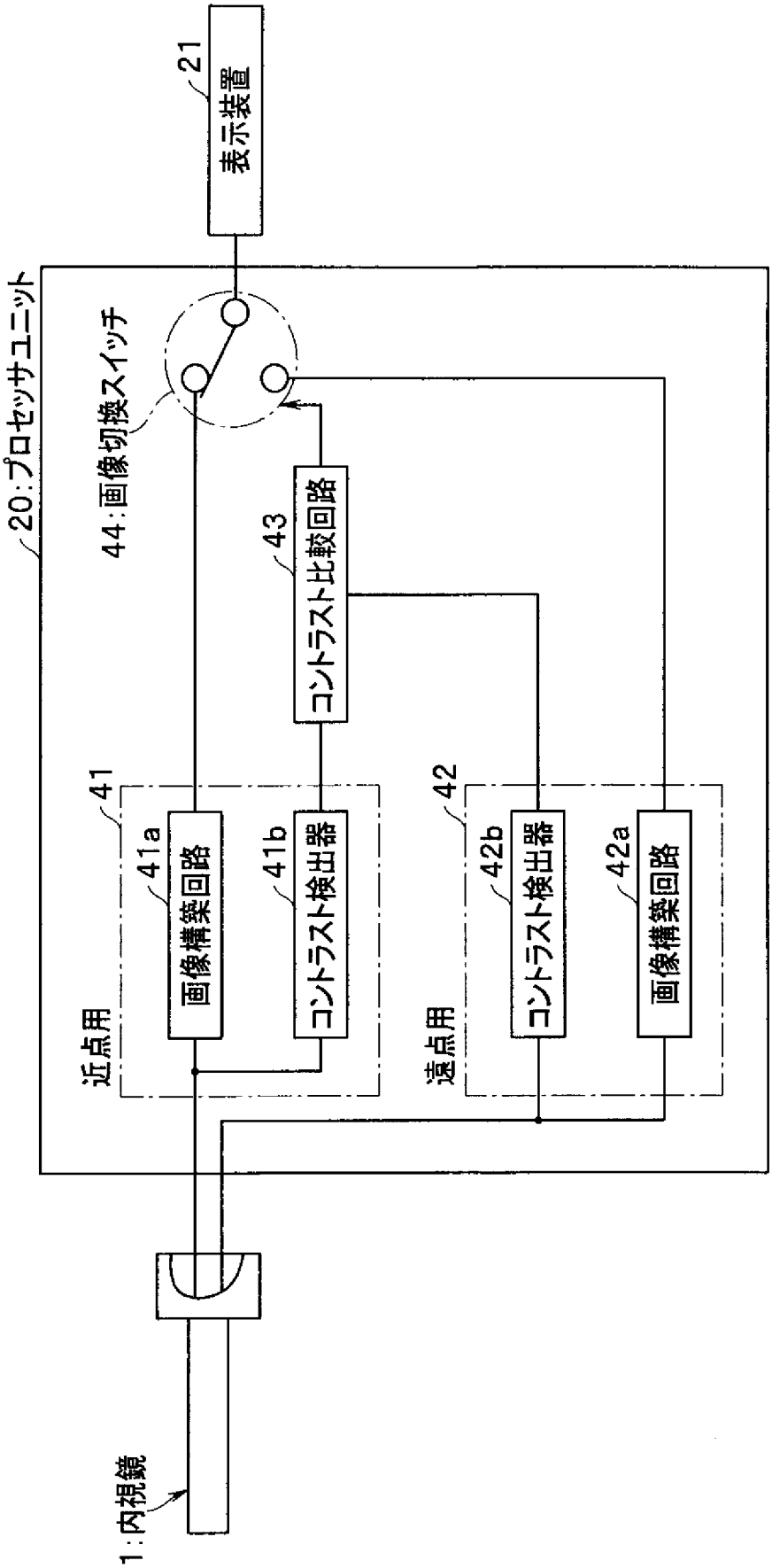
[図1]



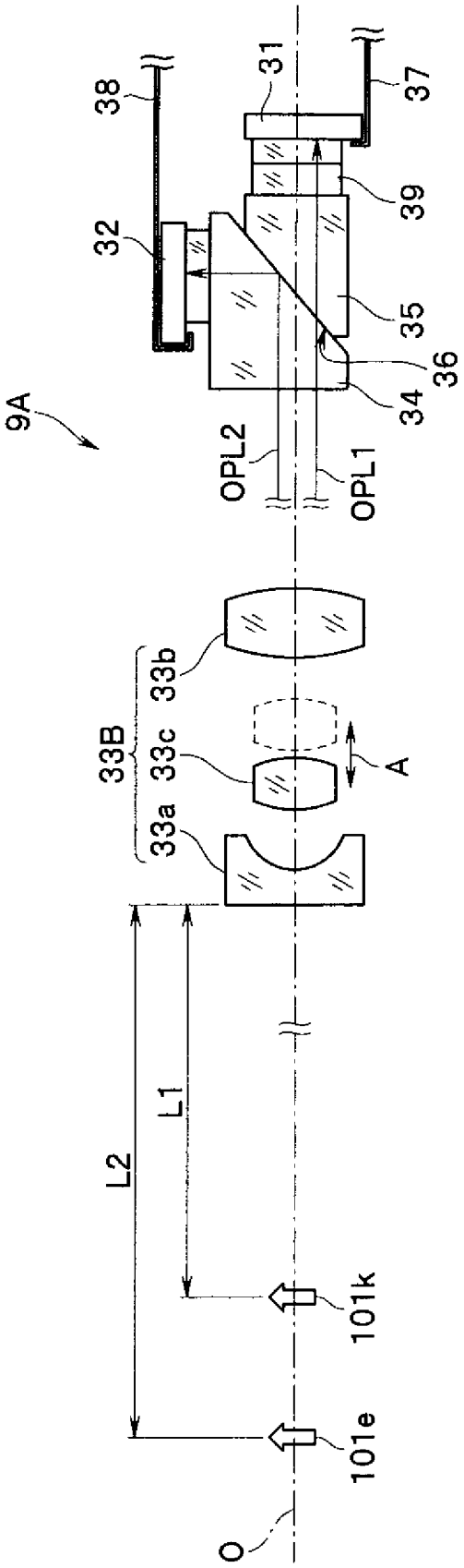
[図2]


9
38
31a
31
37
39
31b
35b
32
32a
35
32b
35a
34b
36
34a
34
OPL2
OPL1
33b
33A
33a
L1
L2
101k
101e
O

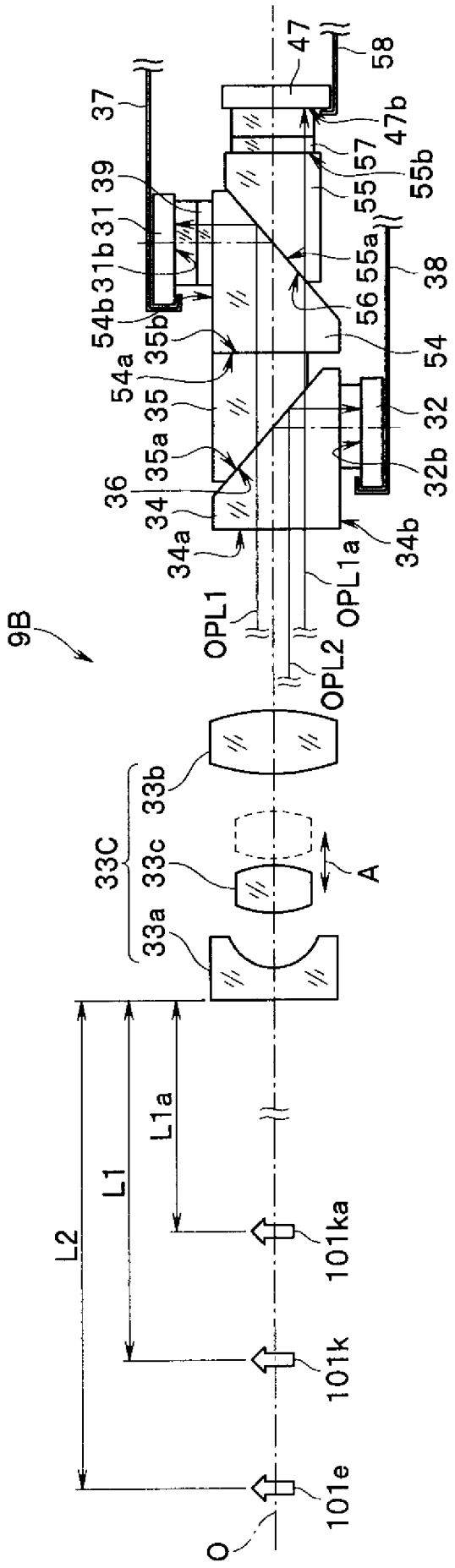
[図3]


21
表示装置
20:プロセッサユニット
44:画像切換スイッチ
43
コントラスト比較回路
41
近点用
41a
画像構築回路
41b
コントラスト検出器
42
遠点用
42b
コントラスト検出器
42a
画像構築回路
1:内視鏡

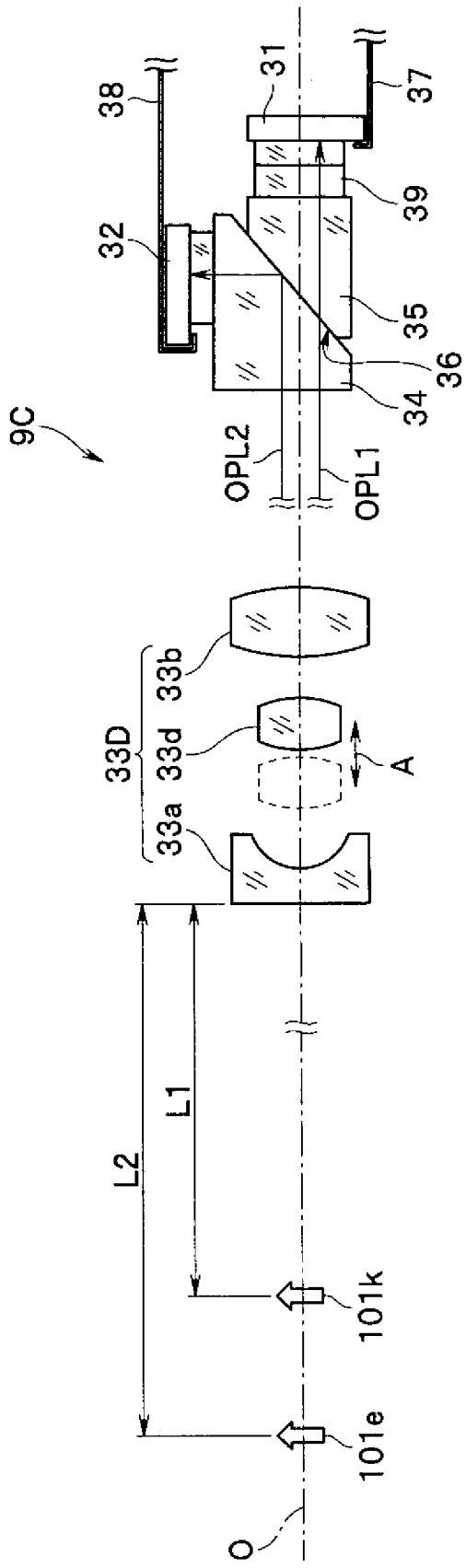
[図4]


9A
38
31
37
39
32
35
36
34
OPL2
OPL1
33B
33b
33c
33a
A
L2
L1
101k
101e
O

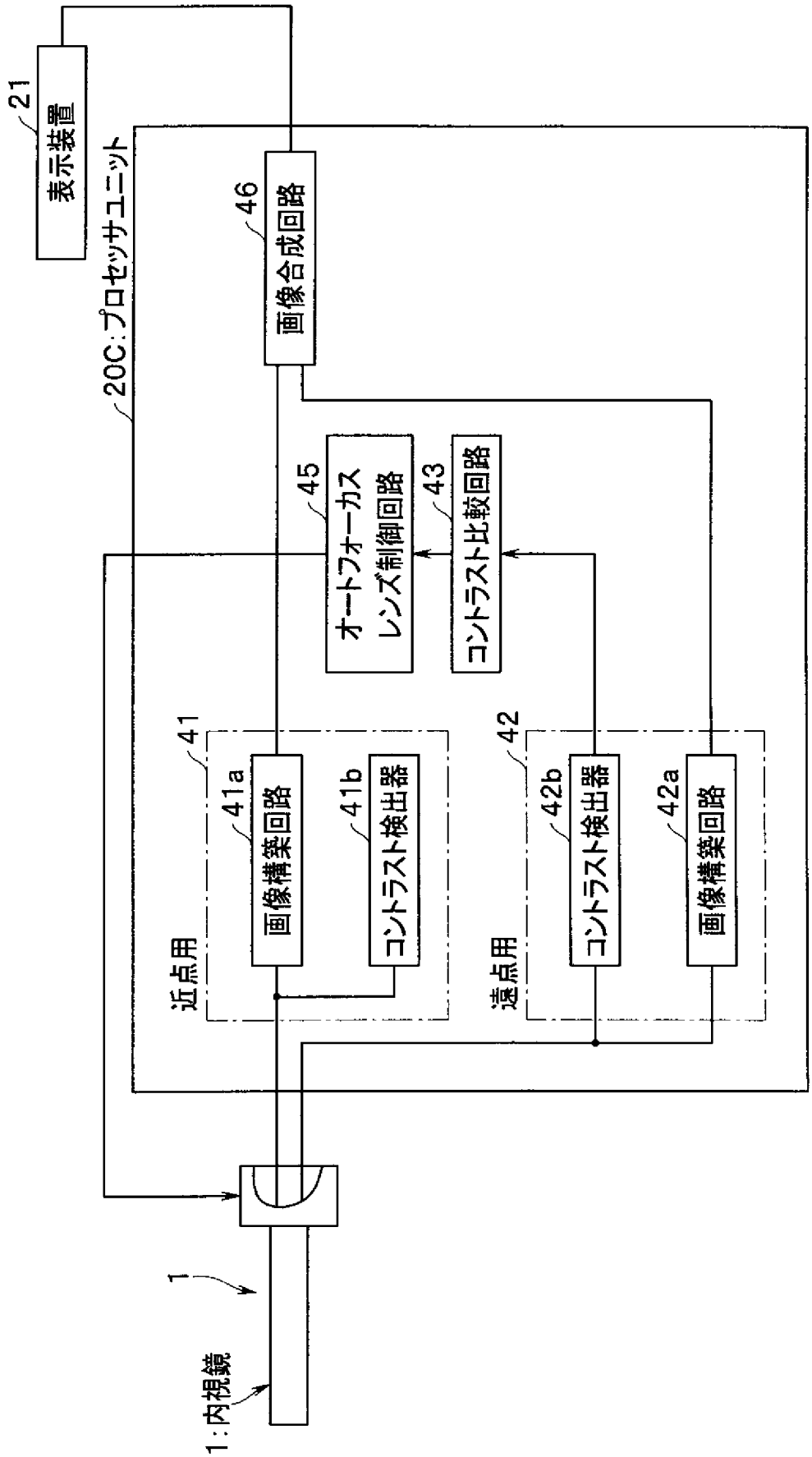
[図5]


9B
37
39
31
31b
54b
54a
35b
35
35a
36
34
34a
47
58
47b
57
55
55b
55a
38
56
54
32
32b
34b
OPL1a
OPL1
OPL2
33b
33C
33c
33a
A
L2
L1
L1a
101ka
101k
101e
O

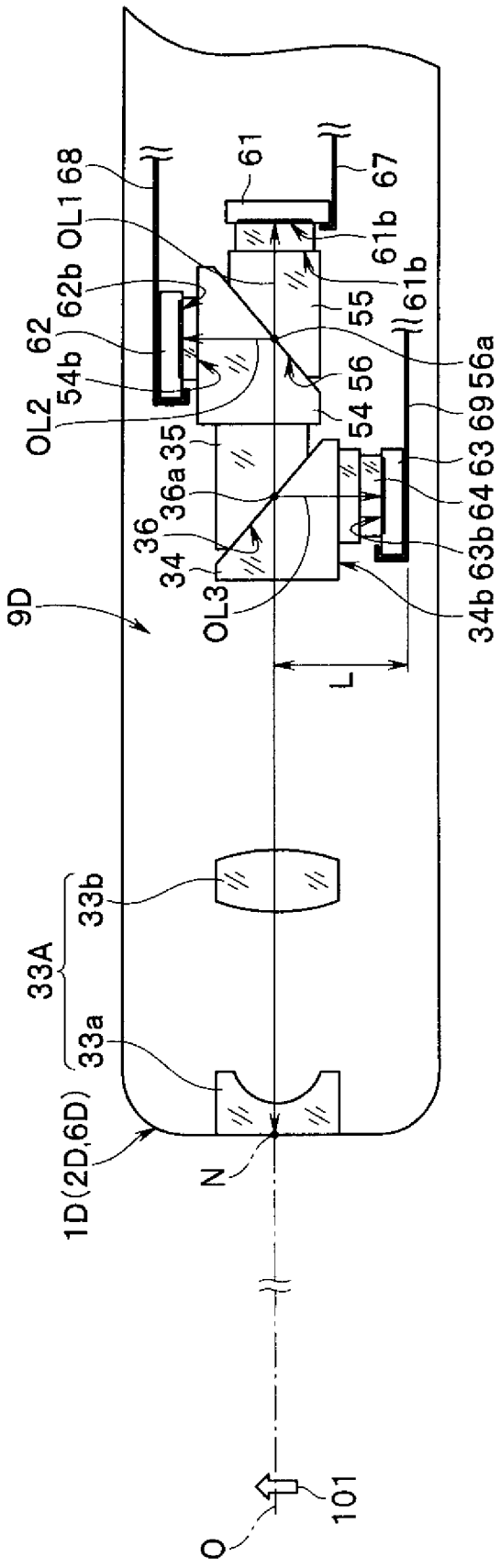
[図6]


9C
38
31
37
39
32
35
36
34
OPL2
OPL1
33D
33b
33d
33a
A
L2
L1
101k
101e
O

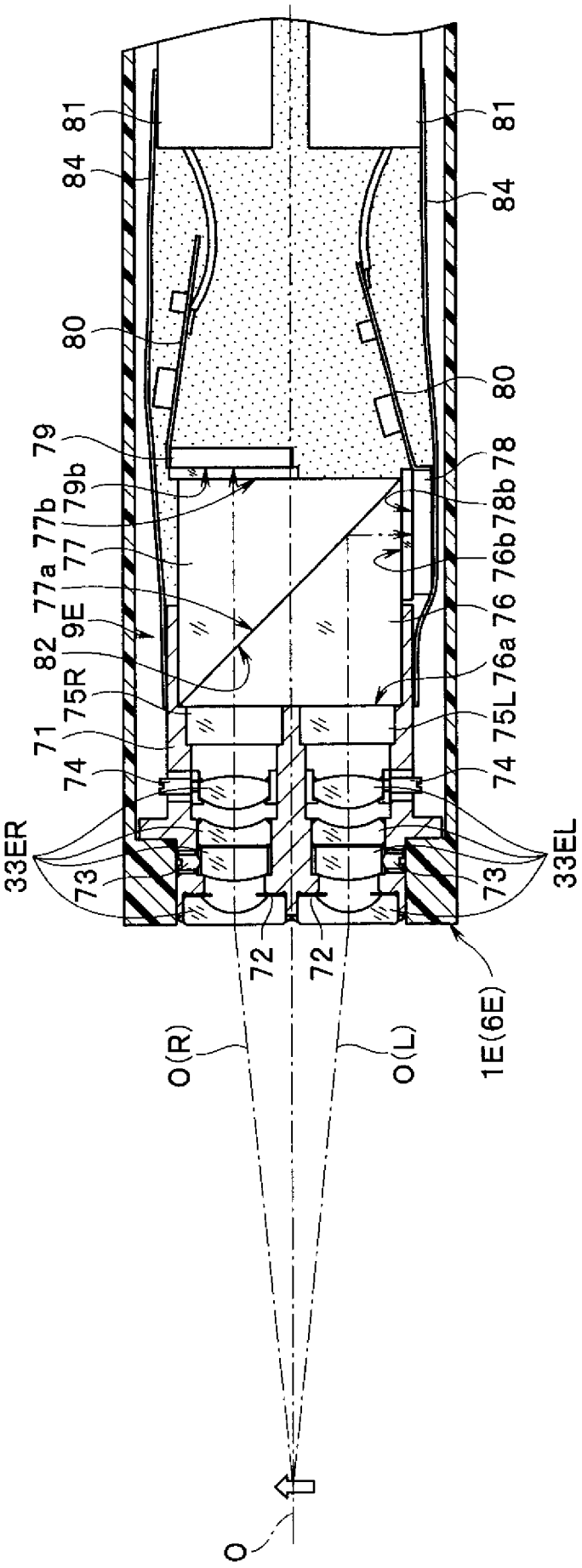
[図7]


21
表示装置
20C:プロセッサユニット
46
画像合成回路
45
オートフォーカス
レンズ制御回路
43
コントラスト比較回路
41
41a
画像構築回路
41b
コントラスト検出器
近点用
42
42b
コントラスト検出器
42a
画像構築回路
遠点用
1
1:内視鏡

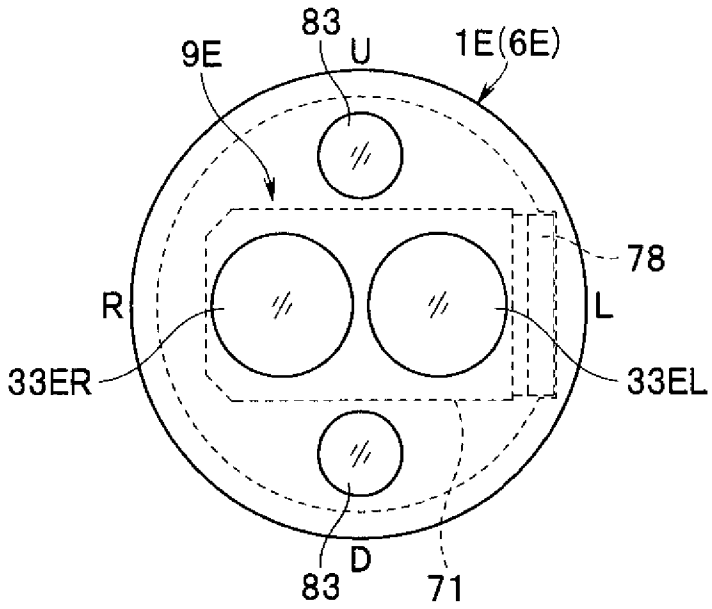
[図8]


9D
1D(2D,6D)
33A
33b
33a
N
O
101
OL1
OL2
OL3
68
61
67
61b
62
62b
54b
55
56
56a
54
69
35
36a
36
34
63
64
63b
34b
L

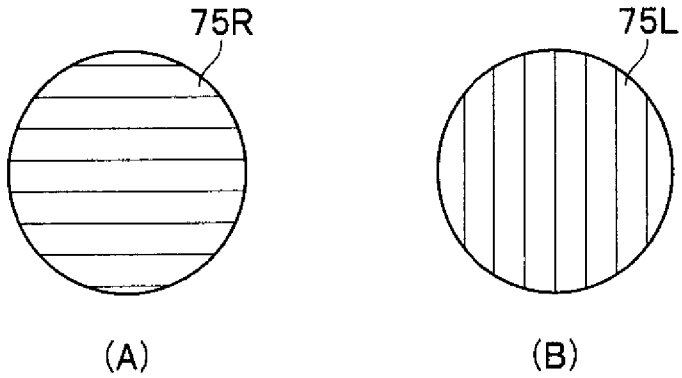
[図9]


81
84
80
79
79b
77b
77
77a
9E
82
75R
71
74
33ER
73
72
72
O(R)
O(L)
O
1E(6E)
73
74
75L
76a
76
76b
78b
78
80
84
81
33EL

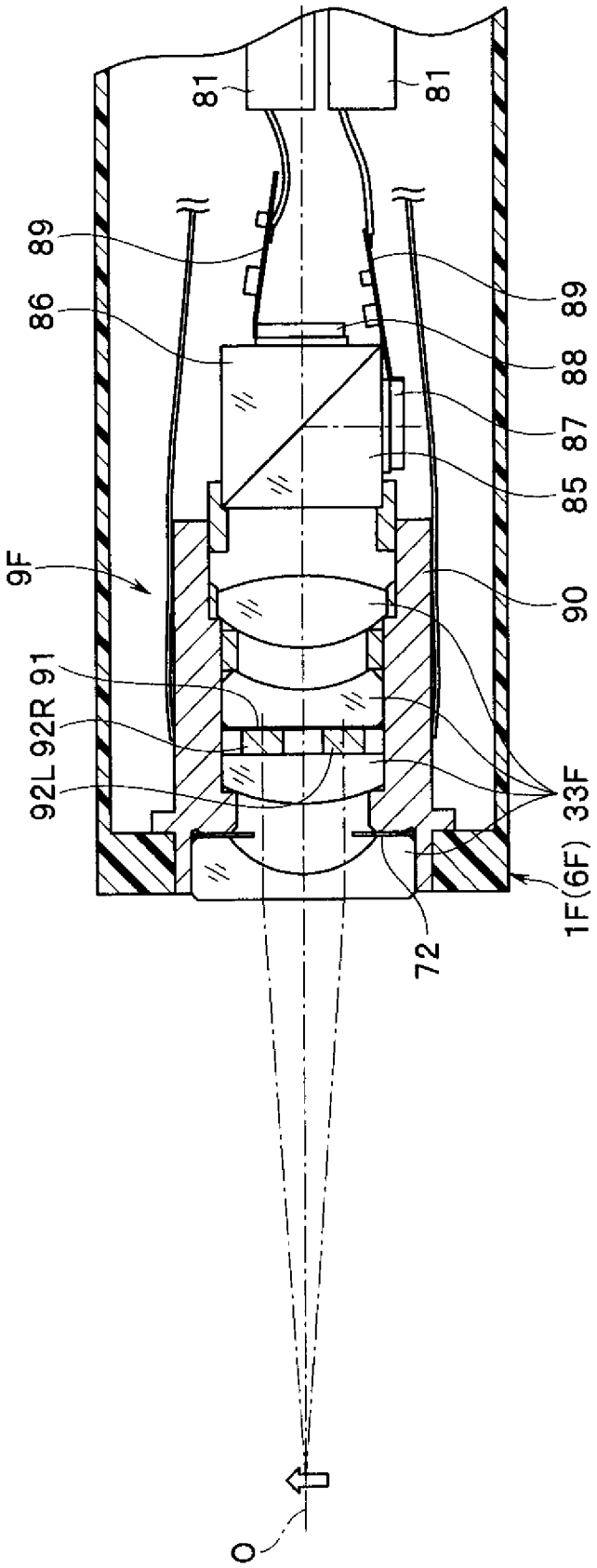
[図10]



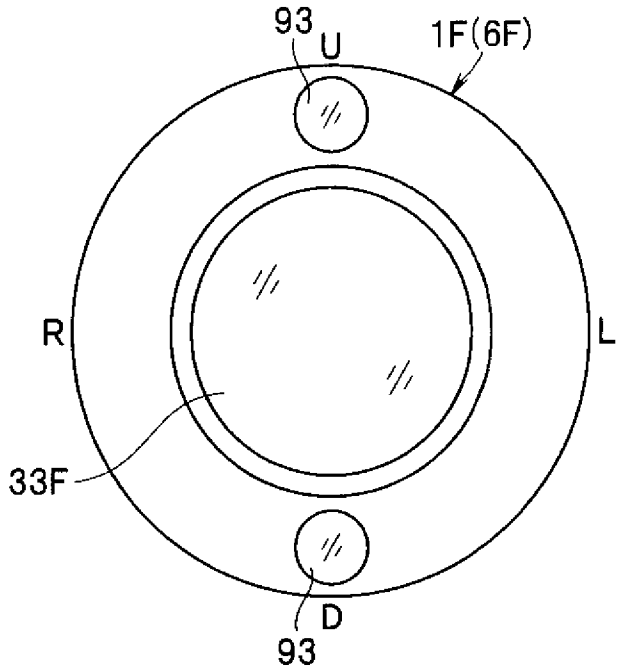
[図11]



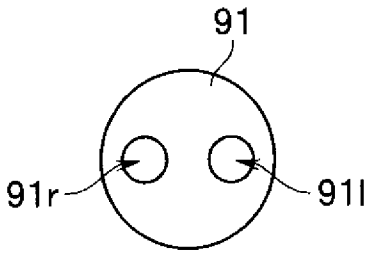
[図12]



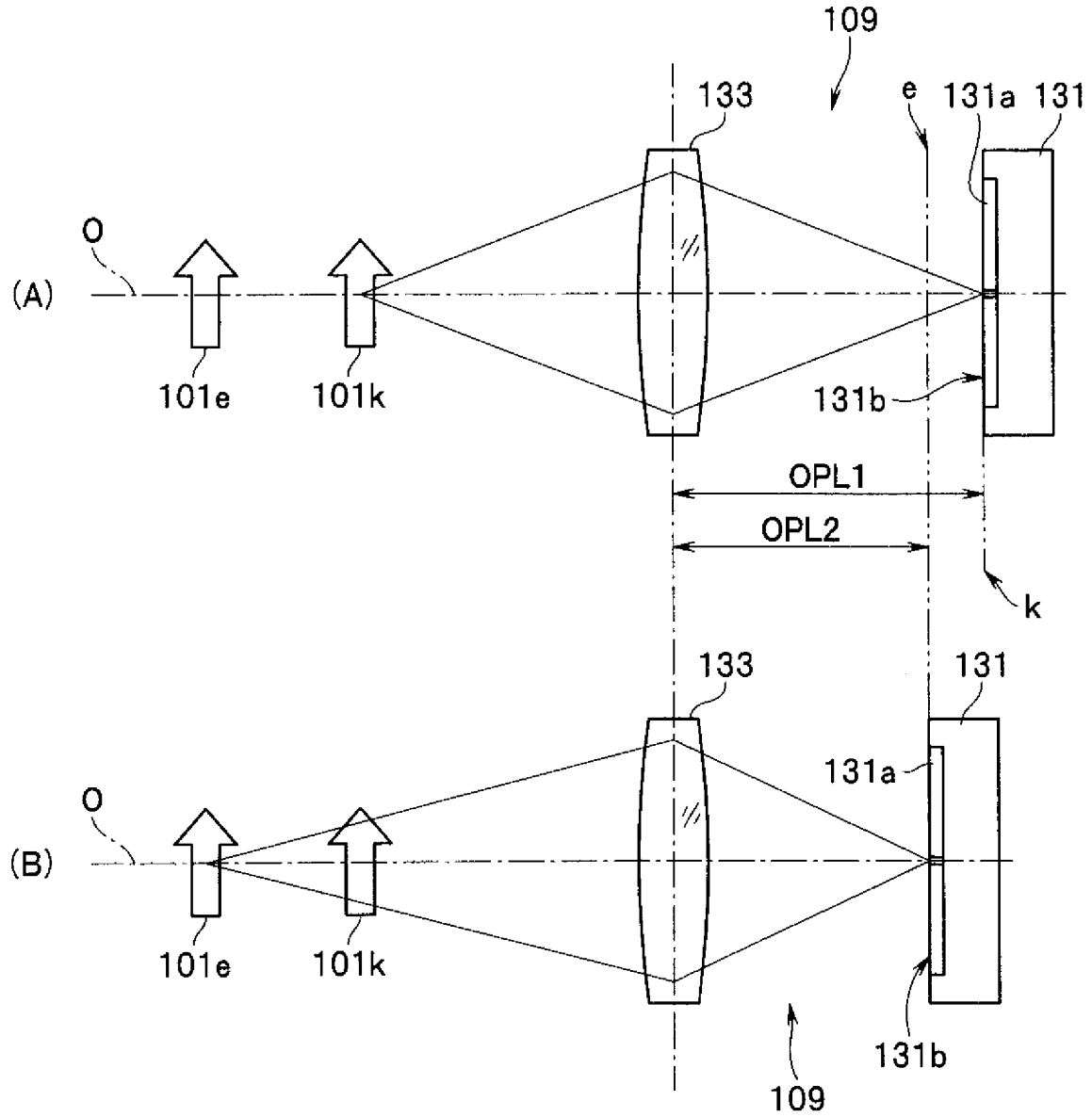
[図13]



[図14]



[図15]


109
133
e
131a
131
O
(A)
101e
101k
131b
OPL1
OPL2
k
133
131
131a
O
(B)
101e
101k
131b
109

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

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ 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 Facsimile No.	Authorized officer 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／ＪＰ２０１４／０５８７５４

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

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	WO 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［０００１］－［０００５］、［００４３］－［００６７］、図１－３（ファミリーなし）	1-9

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　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の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	国際調査報告の発送日
１４．０４．２０１４	２８．０４．２０１４

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　２Ｑ　４４６０
樋熊　政一
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

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